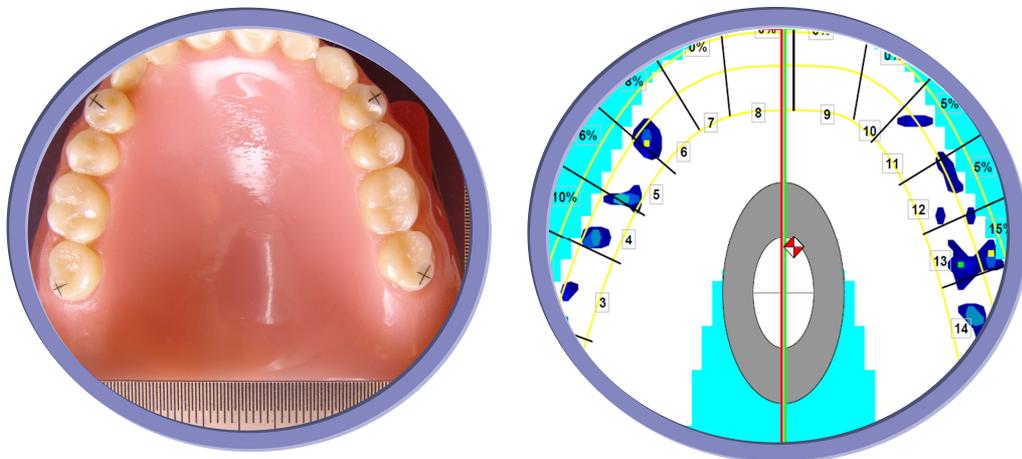


Michael Frederico Manzolli Basso



***AVALIAÇÃO CLÍNICA DA ESTABILIDADE DIMENSIONAL DE
PRÓTESES TOTAIS SUBMETIDAS À DESINFECÇÃO POR
MICROONDAS***

ARARAQUARA
2009

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

UNESP  UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CÂMPUS DE ARARAQUARA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Michael Frederico Manzolli Basso

***AVALIAÇÃO CLÍNICA DA ESTABILIDADE DIMENSIONAL DE
PRÓTESES TOTAIS SUBMETIDAS À DESINFECÇÃO POR
MICROONDAS***

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.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Eunice Teresinha Giampaolo

Co-orientador: Prof. Dr. Marco Antonio Compagnoni

**ARARAQUARA
2009**

Basso, Michael Frederico Manzolli

Avaliação clínica da estabilidade dimensional de próteses totais submetidas à desinfecção por microondas / Michael Frederico Manzolli Basso . – Araraquara: [s.n.], 2009.

153 f. ; 30 cm.

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

Orientadora: Profa. Dra. Eunice Teresinha Giampaolo

1. Prótese total 2. Resinas acrílicas 3. Oclusão dentária
4. Microondas 5. Desinfecção I. Título

BANCA EXAMINADORA

Prof^a. Dr^a. Eunice Teresinha Giampaolo (Orientadora) – Professor Titular do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

Prof. Dr. Raphael Freitas de Souza – Professor Associado do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP.

Prof^a. Dr^a. Cláudia Helena Lovato da Silva – Professor Associado do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP.

Prof^a. Dr^a. Ana Cláudia Pavarina – Professor Adjunto do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho – Professor Adjunto do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

Araraquara, 27 de julho de 2009.

Dados Curriculares

Michael Frederico Manzolli Basso

Nascimento 20 de novembro de 1980 – Araraquara/SP

Filiação José Antonio Basso e Leila Mara Manzolli Basso

1999/2002 Curso de Graduação – Faculdade de Odontologia de Araraquara /
UNESP

2000/2002 Bolsista de iniciação científica do CNPq – PIBIC, Disciplina de
Bioestatística – Faculdade de Odontologia de Araraquara

2001 Estágio de Treinamento na Disciplina de Patologia Geral e Bucal –
Faculdade de Odontologia de Araraquara

2002 Estágio de Iniciação Científica na Disciplina de Patologia Geral e
Bucal – Faculdade de Odontologia de Araraquara

2002 Estágio de Iniciação Científica na Disciplina de Prótese Total –
Faculdade de Odontologia de Araraquara

2002 Bolsista de iniciação científica da FAPESP, Disciplina de Prótese
Total – Faculdade de Odontologia de Araraquara

2003/2005 Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral – Área de
Concentração em Prótese, Nível Mestrado – Faculdade de
Odontologia de Araraquara e Bolsista de mestrado do CNPq

2005/2009 Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral – Área de
Concentração em Prótese, Nível Doutorado – Faculdade de
Odontologia de Araraquara e Bolsista de doutorado da CAPES

**Agradeço a *DEUS* pela sua infinita
bondade e provisão em todos os momentos
da minha vida. Sem *Ele* nada seria
possível, pois “é poderoso para fazer
infinitamente mais do que tudo quanto
pedimos ou pensamos, conforme o seu
poder que opera em nós.” (Ef.3:20)**

Dedico este trabalho

A minha esposa, *Keren Cristina Fagundes Jordão Basso*, pelo apoio e dedicação. Viver ao seu lado é um grande presente e me traz força para ir adiante. Obrigado por toda ajuda e amor despendidos.

A minha filhinha, *Giovana Antunes Neves Basso*, por fazer parte da minha vida, proporcionando muita alegria.

Aos meus pais, *José Antonio Basso e Leila Mara Manzolli Basso*, por todo incentivo e por terem se sacrificado para que eu pudesse crescer e chegar até aqui. Vocês tiveram um papel fundamental na minha formação.

Ao meu irmão, *Bruno Alessandro Manzolli Basso*, pela amizade e bom humor, que sempre me sustentaram nas horas difíceis.

Às minhas tias, *Regina Helena Manzolli, Ieda Maria Manzoli e Alexandra Manzoli*, por todo carinho e incentivo.

Aos meus tios, *Júlio Fernando Pascoal Basso e Marli Teresa Gonçalves Basso*, pelo exemplo de altruísmo.

Aos meus avós maternos, *Waldir Manzolli e Daisy Borghi Manzolli*, por toda a sabedoria e amor, que sempre me transmitiram, e por estarem presentes em todos os momentos da minha vida.

Aos meus avós paternos *Antonio Rocco Constantino Basso (in memoriam) e Giusepina Alevi Basso*, por todo cuidado, dedicação e por terem muitas vezes se doado para que meus sonhos se concretizassem.

Aos amigos, *Acácio de Oliveira Jordão Júnior e Márcia Pereira Fagundes Jordão*, pelo carinho e aconselhamento sempre que precisei.

AGRADECIMENTO MUITO ESPECIAL

À *Prof.^a. Dr.^a. Eunice Teresinha Giampaolo*, pela orientação completa. Agradeço todo o apoio acadêmico e também os ensinamentos pessoais, que sempre me acompanharão. Seu inestimável apoio e conselhos foram fundamentais ao meu crescimento nesses anos de convívio. Seu profissionalismo e dinamismo foram essenciais à minha formação e à conclusão deste trabalho. Obrigado pela oportunidade de realizar o curso de Doutorado, através da sua orientação. Saiba que serei sempre grato.

AGRADECIMENTO MUITO ESPECIAL

Ao Prof. Dr. Marco Antonio Compagnoni, pela inestimável ajuda na co-orientação desse trabalho. Agradeço por toda a disposição nos momentos em que necessitei de amparo e orientações. Sua contribuição foi fundamental ao meu crescimento e à conclusão deste trabalho. Obrigado pela acolhida e atenção dedicadas.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao *Prof. Dr. Sergio Sualdini Nogueira*, pelo profissionalismo e honestidade, que nortearam a minha formação. Nunca me esquecerei da sua amizade e apoio nos momentos difíceis.

Ao *Prof. Dr. Carlos Eduardo Vergani*, pela contribuição científica e ajuda durante a realização desse trabalho.

À *Profª. Drª. Ana Cláudia Pavarina*, pelo convívio agradável e por toda consideração sempre que precisei.

À *Profª. Drª. Ana Lúcia Machado*, por seu exemplo profissional durante minha formação.

Ao *Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho*, pela humanidade com que sempre ensinou e pelo bom humor característico com que trata todos a sua volta.

Aos meus amigos, *Ewerton Garcia de Oliveira Mima*, *Marcelo Antoniali Del'Acqua* e *Matheus Guilherme Lucas*, pela convivência e companheirismo.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, por ter me acolhido na graduação, mestrado e doutorado.

À coordenação do curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral – Área de concentração em Prótese, pela dedicação e incentivo ao crescimento.

À *Prof^ª. Dr^ª. Leonor de Castro Monteiro Loffredo*, pela minha iniciação no meio científico. Sempre serei grato por tudo o que a senhora fez por mim.

Aos docentes, *Prof. Dr. Luís Carlos Spolidório e Prof^ª. Dr^ª. Denise Madalena Palomari Spolidório*, pela oportunidade de estágio, durante a graduação, contribuindo para minha formação científica.

Ao *Prof. Romeu Magnani* e ao técnico da Prótese Total, *João Monti Júnior*, pela preciosa ajuda na realização desse trabalho.

Aos professores da disciplina de Materiais Dentários, *Prof. Dr. Carlos Alberto dos Santos Cruz, Prof. Dr. Gelson Luís Adabo, Prof^ª. Dr^ª. Renata Garcia Fonseca e Prof. Dr. Luís Geraldo Vaz*, pelos ensinamentos e consolidação na formação.

À professora da disciplina de Oclusão, *Prof^ª. Dr^ª. Cinara Maria Camparis*, por todos os conhecimentos transmitidos.

Aos professores da disciplina de Prótese Parcial Fixa, *Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla, Prof^ª. Dr^ª. Regina Barbosa Tavares da Silva e Prof^ª. Dr^ª. Lígia Antunes Pereira Pinelli*, por todos os ensinamentos.

Aos professores da disciplina de Prótese Parcial Removível, *Prof^ª. Dr^ª. Ana Lúcia Machado, Prof^ª. Dr^ª. Ana Cláudia Pavarina, Prof. Dr. Carlos Eduardo Vergani e Prof^ª. Dr^ª. Eunice Teresinha Giampaolo*, pela dedicação e significativa contribuição na minha formação.

Aos professores da disciplina de Prótese Total, *Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Júnior, Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho, Prof. Dr. Marco Antonio Compagnoni, Prof. Dr. Sergio Sualdini Nogueira e Prof. Dr. Sergio Russi*, pela amizade, experiência e conhecimentos transmitidos.

Aos técnicos de laboratório, *Mané, Zé Carlinhos, Angela e Júnior*, às secretárias, *Lúcia e Marta*, e aos demais funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, *Malu, Sílvia, Mirian, Inês, Cida, Adelaide e Adelaidinha*, pela amizade, atenção e boa convivência.

Aos meus colegas da turma de Doutorado, *Ana Carolina, Ana Paula, Anelise, Andrea, Daniela Garcia, Daniela Gonçalves, Ewerton, João Gustavo, José Maurício, Luciano (Zeca), Marcelo, Mariana, Matheus e Roberta*, pelo companheirismo, amizade e momentos felizes juntos.

A todos os pós-graduandos do departamento e Materiais Odontológicos e Prótese, especialmente *Fernanda e Cristiane*, por todo companheirismo.

Ao amigo, *Prof. Dr. Raphael Freitas de Souza*, pelo incentivo ao meu ingresso na pós-graduação e por todo aconselhamento.

Aos amigos da 74ª turma de odontologia, *Angela, Fer Paixão, Luís Gustavo, Murilo, Nancy, Paola, Pedro, Rodrigo Andrade, Ronaldo, Thales e Johnny*, pela agradável convivência e carinho.

Aos meus velhos amigos, *Samuel Eduardo dos Santos Martins, Lee Yun Feng, Renato Oliveira de Paula, Daniel Kawakami, Mariana Santoro de Camargo e Cynthia Bonilha da Silva*, pelo bons momentos compartilhados.

Aos meus novos amigos do SESC/Araraquara, *Marcelo Anaya, Luís Augusto, Elaine, Carol, Jorge, Bene e Juliana*, pela acolhida e excelente convívio.

Aos funcionários do setor de Pós-Graduação, *Mara, Rosângela, Flávia e Alexandre*, por toda atenção.

A todos os funcionários da Biblioteca, especialmente à *Maria Helena Matsumoto Komasti Leves*, por toda ajuda e atenção.

À *CAPES*, pela bolsa de Doutorado concedida, à *FAPESP*, pelo auxílio pesquisa (*Processo: 05/04693-4*), e à *PROAP*, pela concessão de parte da verba necessária à realização deste trabalho.

Enfim, agradeço a todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a concretização deste estudo!

Sumário

RESUMO.....	13
ABSTRACT.....	17
INTRODUÇÃO.....	21
REVISÃO DA LITERATURA.....	26
PROPOSIÇÃO.....	101
MATERIAL E MÉTODO.....	103
RESULTADO.....	117
DISCUSSÃO.....	126
CONCLUSÃO.....	135
REFERÊNCIAS.....	138
APÊNDICE.....	148

Resumo

Basso MFM. Avaliação clínica da estabilidade dimensional de próteses totais submetidas à desinfecção por microondas. [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2009.

Resumo

A energia por microondas tem sido recomendada para desinfetar próteses totais. Entretanto, os ciclos de desinfecção podem afetar a estabilidade dimensional das bases de próteses. Assim, o objetivo deste estudo clínico foi avaliar o efeito de dois protocolos de desinfecção por microondas na estabilidade dimensional de próteses totais, analisando a estabilidade dimensional linear, o percentual de força oclusal obtido a partir dos contatos oclusais cêntricos e as ocorrências clínicas. Foram confeccionadas próteses totais para quarenta pacientes totalmente edêntulos. Todas as próteses foram prensadas com a resina Lucitone 550. Após a colocação, aguardou-se 30 dias para submeter as próteses às condições experimentais como a seguir: Grupo 1 (G1)- 20 pacientes tiveram as próteses maxilares submetidas a desinfecção por microondas (650 W / 3 minutos), uma vez por semana, durante 4 semanas. Grupo 2 (G2)- 20 pacientes tiveram as próteses maxilares submetidas a desinfecção por microondas (650 W / 3 minutos), três vezes por semana, durante 4 semanas. Para avaliar a estabilidade dimensional linear, mensurações foram realizadas entre quatro pontos de referência (primeiros pré-molares e segundos molares bilateralmente) antes da primeira desinfecção por microondas (baseline) e após cada semana de desinfecção. Um software foi

utilizado para mensurar as distâncias entre os pontos de referência a partir de fotografias padronizadas. As dimensões médiolateral e anteroposterior e a área foram calculadas. Os dados foram analisados pelos testes ANOVA two-way, Tukey e t-Student ($\alpha=0,05$). O sistema T-Scan III foi utilizado para avaliar o percentual de força oclusal obtido a partir dos contatos oclusais cêntricos. Os contatos oclusais cêntricos foram capturados, antes da primeira desinfecção por microondas (baseline) e após cada semana de desinfecção, por meio de sensores de pressão, e estudados no software do T-Scan. Os dados oclusais foram analisados pelos testes de Friedman e Mann-Whitney ($\alpha=0,05$). Para as dimensões médiolateral e anteroposterior e área calculada entre os pontos de referência, G2 sempre mostrou maior contração do que G1, em todas as semanas avaliadas. Na semana 1, a expansão exibida por G1 não foi significativa para as dimensões estudadas e para área. A contração exibida por G2 na semana 1 foi significativa para a dimensão médiolateral e não significativa para a dimensão anteroposterior e área. Ambos os grupos, mostraram o mesmo padrão entre as semanas. Para a dimensão médiolateral, as comparações revelaram que somente as semanas 2, 3 e 4 foram significativamente diferentes da semana 1. Para a dimensão anteroposterior e área, somente a semana 3 foi diferente da semana 1. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre as outras semanas em ambos os grupos. Na análise pelo T-Scan, não houve diferença significativa entre os grupos em todas as semanas avaliadas. Também não existiu nenhuma diferença entre as semanas, em ambos os grupos. Durante o monitoramento clínico, áreas de compressão adicionais, perda de adaptação das próteses ou queixas pelos

pacientes não foram observadas em nenhum dos grupos. Conclusões: A desinfecção por microondas produziu contração das próteses totais maxilares maior para o grupo 2. No entanto, não existiu nenhum efeito clínico na força oclusal percentual obtida a partir dos contatos oclusais cêntricos, em ambos os grupos.

Palavras-chave: Prótese total; resinas acrílicas; oclusão dentária; microondas; desinfecção; bases de dentadura.

Abstract

Basso MFM. Clinical evaluation of dimensional stability of complete dentures after microwave disinfection. [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2009.

Abstract

Microwave energy has been recommended for disinfecting complete dentures. However, the microwave disinfection cycles may affect the dimensional stability of denture bases. Therefore, the purpose of this clinical study was to evaluate the effect of two microwave disinfection protocols on the dimensional stability of complete dentures, analyzing the linear dimensional stability, the percent occlusal force obtained from centric occlusal contacts and the clinical events. Complete dentures were constructed for forty totally edentulous patients. All dentures were conventionally processed with heat-polymerized acrylic resin (Lucitone 550). After insertion of complete dentures, it was expected 30 days to submit the dentures to the experimental conditions as follows: Group 1 (G1)- 20 patients had the maxillary complete dentures submitted to microwave disinfection (650 W/ 3 minutes), once a week, for four weeks. Group 2 (G2)- 20 patients had the maxillary complete dentures submitted to microwave disinfection (650 W/ 3 minutes), three times a week, for four weeks. To evaluate the linear dimensional stability, measurements were taken across four reference points (first premolars and second molars bilaterally) before of first microwave disinfection (baseline) and after each week of disinfection. Software was used to measure distances

Abstract

between reference points from standardized photographs. Mediolateral and anteroposterior dimensions and area between reference points were calculated. The dimensional data obtained were analyzed using two-way ANOVA, Tukey test and *t* test ($\alpha = .05$). To evaluate the percent occlusal force obtained from centric occlusal contacts, the T-Scan III system was used. The centric occlusal contacts were measured, before of first microwave disinfection (baseline) and after each week of disinfection, using pressure-sensitive sheets and studied in T-Scan software. The occlusal data obtained were analyzed using Friedman and Mann-Whitney tests ($\alpha = .05$). For mediolateral and anteroposterior dimensions and area calculated between the reference points, G2 always showed higher shrinkage than G1, in all evaluated weeks. In week 1, the expansion exhibited by G1 was not significant for the studied dimensions and area. The shrinkage exhibited by G2 in week 1 was significant for mediolateral dimension and not significant for anteroposterior dimension and area. In both groups, the statistical differences showed the same pattern between the weeks. For mediolateral dimension, the comparisons revealed that only weeks 2, 3 and 4 were significantly different from week 1. For anteroposterior dimension and area, only the week 3 was significantly different from week 1. No significant difference was found between the other weeks in both groups. In analyzing the T-Scan, there was no significant difference between groups in all weeks evaluated. Also there was no difference between weeks in both groups. During clinical monitoring, no additional pressure spots, loss of the denture adaptation or complaints by patients were observed in both groups. Conclusions: Microwave disinfection produced shrinkage of the maxillary

Abstract

complete dentures higher for group 2. However, there was no clinical effect on the percentage occlusal force obtained from centric occlusal contacts, in both groups.

Key words: Complete denture; acrylic resins; dental occlusion; microwaves; disinfection; denture bases.

Introdução

Introdução

O uso de próteses totais pode produzir alterações na microbiota bucal por facilitar o acúmulo de fungos e bactérias, os quais podem estar associados a uma série de processos patológicos.¹⁶ Estudos microbiológicos têm demonstrado que a prótese pode funcionar como um reservatório, no qual as superfícies irregulares e a porosidade aumentam a probabilidade de retenção de microorganismos.^{8,68} Esse fato associado à higienização deficiente da cavidade bucal e da prótese, dieta rica em carboidratos, xerostomia e trauma local, têm sido apontados como fatores predisponentes locais para a instalação da estomatite protética.⁸ A estomatite protética é um quadro clínico de inflamação, caracterizada por eritemas difusos ou pontilhados na mucosa de suporte que mantém contato com a base da prótese.^{8,20,42,69} Embora, a etiologia da estomatite protética seja multifatorial, ela é causada principalmente por microorganismos, especialmente a *Candida albicans*.⁷¹ Os tratamentos indicados para a estomatite protética incluem o uso de antissépticos ou drogas anti-fúngicas e um efetivo regime de higiene oral para controlar a formação do biofilme sobre as próteses.³⁷ Entretanto, sabe-se que biofilmes maduros são mais resistentes a agentes anti-microbianos e à remoção mecânica.³⁸ Além disso, a *C. albicans* pode desenvolver resistência aos agentes anti-fúngicos,^{11,12,28} e recorrência de infecções a curto prazo após tratamentos são freqüentemente observadas.^{2,5}

A energia por microondas tem sido recomendada para desinfecção de próteses totais como uma alternativa aos métodos tradicionais para prevenir ou

tratar a estomatite protética.^{3,40,63,70} Estudos prévios verificaram que a desinfecção por microondas durante 6 minutos a 650 W, foi efetiva na esterilização de resinas acrílicas colonizadas por *Candida albicans*.^{63,41} Quando associada ou não à terapia antifúngica, a desinfecção por microondas reduziu a inflamação da mucosa palatina de pacientes com estomatite protética, além de eliminar o crescimento de colônias.⁴⁰

Entretanto, esse tipo de desinfecção pode afetar negativamente a estrutura polimérica do material que compõe a prótese, em virtude do aquecimento durante a irradiação. As microondas induzem ao aquecimento interno das resinas pela movimentação molecular gerada por um campo eletromagnético de alta frequência. As moléculas, quando submetidas a esse campo eletromagnético, vibram com frequência de 2 a 3 bilhões de vezes por segundo, convertendo a energia eletromagnética em calor como resultado de fricção molecular.¹⁸ Dessa forma, um aumento da temperatura ocorre no interior do material independentemente da sua condutividade térmica.^{4,32} Esse aquecimento das resinas acrílicas pode provocar uma reação de polimerização adicional^{6,27,36,65,67} e também liberar o estresse inerente, estabelecido durante o processamento laboratorial,^{48,52,72} resultando em alterações dimensionais que podem afetar o assentamento das próteses. Além disso, quando uma prótese total é aquecida, distorções assimétricas podem ocorrer devido a sua anatomia complexa.²⁸

Alguns autores têm investigado o efeito da desinfecção por microondas na estabilidade dimensional.^{10,15,22,23,47,50,55,59,60,64} No entanto,

resultados contraditórios têm sido relatados, os quais podem ser explicados pelos diferentes protocolos potência/tempo empregados.

Além disso, pesquisas verificaram que a imersão dos espécimes em água^{21,41} durante esta técnica de desinfecção aumenta significativamente a sua efetividade. Buscando simular esse protocolo em água, estudo prévio, que realizou a irradiação a 650 W por 6 minutos, demonstrou que a desinfecção por microondas aumentou a contração de espécimes circulares confeccionados com uma resina de base e também com resinas de reembasamento autopolimerizáveis.²⁶ Outra pesquisa, que analisou o efeito do reembasamento e da desinfecção por microondas na estabilidade dimensional de bases de prótese, evidenciou contração aumentada de bases intactas, bem como daquelas que foram reembasadas.⁶¹

Mais recentemente, estudos demonstraram que resina acrílica inoculada com *Candida albicans*³⁹ e próteses totais contaminadas com diferentes espécies de *Candida* isoladas de pacientes HIV-positivos⁵⁸ foram esterilizadas após 3 minutos de irradiação por microondas a 650 W. Ribeiro et al.⁵⁴ também constataram clinicamente, que o mesmo protocolo esterilizou todas as próteses avaliadas. Outra pesquisa *in vitro* demonstrou que a desinfecção por microondas a 650 W (3 min.) melhorou a adaptação de bases de prótese.¹⁵

Apesar dos resultados promissores, as próteses totais podem ser submetidas a vários procedimentos de desinfecção para o tratamento da estomatite protética. Mesmo com a redução do tempo de exposição às microondas durante a desinfecção, os materiais são expostos a altas temperaturas, podendo chegar

próximo da sua temperatura de transição vítrea,^{30,56,66} o que pode resultar em distorções nas bases de prótese. Como consequência, a retenção e a estabilidade das próteses podem ser comprometidas. Além disso, a literatura não apresenta estudos clínicos sobre o efeito da irradiação por microondas na estabilidade dimensional de próteses totais e suas consequências, o que é de extrema importância quando se considera a preservação da prótese e do rebordo alveolar.

Revisão da literatura

Revisão da literatura

Woelfel e Paffenbarger ⁷² (1959) relataram que o aquecimento das próteses totais até a temperatura de ebulição causa distorção da sua base, em virtude do relaxamento do estresse inerente estabelecido durante o processamento. Segundo os autores, a variação dimensional igual ou superior a 0,9 milímetros provoca uma redução na estabilidade das próteses totais, devido à piora na adaptação da base aos tecidos da fibromucosa oral, tornando impossível a sua utilização clínica. Os autores também declaram que alterações dimensionais lineares até 1% na região inter-molar são consideradas clinicamente aceitáveis.

A absorção de água pelas resinas acrílicas segue, de acordo com Braden ⁷ (1964), princípios matemáticos de difusão. Desse modo, são necessários dois parâmetros físicos para se definir o processo de absorção de água: coeficiente de difusão e equilíbrio de concentração. O coeficiente de difusão relaciona-se ao tempo necessário para saturar uma amostra, sendo, portanto, uma propriedade física de grande importância. A temperatura apresenta um efeito significativo no coeficiente de difusão, pois o tempo necessário para saturar uma amostra irá depender diretamente da temperatura do meio. Por outro lado, a temperatura não altera o equilíbrio de concentração. Levando em consideração que o processo de absorção de água segue princípios matemáticos de difusão, o tempo necessário para saturar uma amostra pode ser previsto. Esse tempo parece ser muito superior

que o utilizado na prática. De acordo com o autor, a imersão de um provisório em água durante 48 horas seria insuficiente para saturá-lo, principalmente se a água estiver fria. Além disso, a relação entre o período de tempo necessário para saturação e a espessura das amostras também deve ser considerada.

De Gee et al.¹⁹ (1979) propuseram um método de mensuração para se determinar a forma tri-dimensional de uma prótese total superior. Foram confeccionados quatro pontos de referência nos modelos padrão, referências essas transferidas às bases no momento de sua confecção. Foram utilizados cinco diferentes tipos de resina para base de prótese (todos à base de polimetilmetacrilato): uma resina autopolimerizável (Vertex - A1), uma termopolimerizável (20 minutos a 100 °C - Vertex - A2), uma termopolimerizável com agente de ligação cruzada (1 hora a 70° C e 30 minutos a 100° C – Mucostate - B3), uma termopolimerizável com agente de ligação cruzada (20 minutos a 100° C - Mucostate - B4) e uma resina autopolimerizável fluida (30 minutos a 50° C - Perligon - C5). Foram confeccionadas duas bases de prótese de cada material e, imediatamente após a confecção, foram realizadas as mensurações. Uma das próteses foi armazenada em água a 37° C e a outra armazenada à temperatura ambiente e as mensurações foram repetidas ao longo de um período de 2 meses. As contrações iniciais, mensuradas logo após a polimerização das duas próteses de cada tipo de resina, foram aproximadamente iguais, indicando um comportamento constante dos materiais para cada técnica de processamento

avaliada. A resina termopolimerizável com agente de ligação cruzada (B4) revelou a maior contração (0,88 e 1,04%). A menor contração (0,49 e 0,50%) da resina termopolimerizável convencional (A2) pode ser explicada pela ausência de agente de ligação cruzada. O material com agente de ligação cruzada (B3) apresentou contração (0,47 e 0,52%) mais favorável em comparação a resina B4 e similar ao material A2 (0,49 e 0,50%) e à resina C5 (0,36 e 0,45%). Como esperado, a resina autopolimerizável A1 revelou a menor contração (0,16 e 0,17%). Todas as próteses armazenadas em água apresentaram expansão na alteração dimensional relativa (somatória das distâncias entre todos os pontos de referência).

No estudo de Ruyter, Svendsen ⁵⁶ (1980), resinas acrílicas termopolimerizáveis e autopolimerizáveis foram comparadas por meio de testes de resistência à flexão, tendo sido avaliada a influência de agentes de ligação sobre essa propriedade. Os resultados deste estudo demonstraram que, para as resinas termopolimerizáveis, não houve diferença significativa entre a resistência à flexão produzida pelos materiais que apresentavam etilenoglicol dimetacrilato (EGDM) e aqueles compostos por 1,4 butanediol dimetacrilato (1,4 BDMA) como agentes de ligação cruzada. Segundo os autores, a presença de agentes de ligação cruzada promove, após a polimerização da resina, a ocorrência de radicais livres remanescentes que apresentam efeito plastificante durante os testes de flexão. Tendo em vista que o aumento da temperatura de polimerização proporciona

maior grau de conversão do monômero em polímero, as resinas termopolimerizáveis produziram menores níveis de radicais livres, reduzindo seu efeito sobre a resistência à flexão dos materiais. Entretanto, as resinas autopolimerizáveis que apresentavam 1,4 BDMA na sua composição produziram valores de resistência à flexão superiores em relação aos observados nos materiais contendo EGDMA. De acordo com os autores, no agente de ligação cruzada 1,4 BDMA, os radicais livres apresentam-se mais distantes entre si em comparação com o EGDMA, tornando-os mais reativos. Assim, nas resinas compostas de 1,4 BDMA, um menor nível de radicais livres deve ter ocorrido, resultando em menor efeito plastificante durante os testes de flexão.

Bergendal ⁵ (1982) realizou estudo com 48 pacientes, 19 exibindo estomatite protética atrófica e 29 exibindo hiperplásica. Vinte e sete pacientes com mucosa saudável serviram como grupo referência. O histórico passado, resiliência da mucosa, função da prótese e escores do eritema palatino, placa e leveduras foram registrados. O programa terapêutico incluiu novas próteses totais, tratamento cirúrgico e com nistatina, instruções de higiene e conselho nutricional. O resultado em relação ao histórico mostrou significativamente mais fumantes, pacientes com infecções do trato urinário recorrentes em combinação com terapia antibiótica prolongada e pacientes usando suas dentaduras à noite, no grupo de estomatite protética. O tratamento com nistatina não afetou o reparo do eritema palatino após 1 ano. O programa de tratamento avaliado após 1 ano resultou em

cicatrização completa da mucosa em 50% dos pacientes. Os 50% remanescentes tiveram eritema persistente com intensidade variável. Os casos não cicatrizados mostraram significativamente mais leveduras e placa na base da prótese quando comparados aos pacientes cicatrizados e ao grupo referência.

Lamb et al.³⁶ (1983) avaliaram os efeitos da proporção pó/líquido, da temperatura de polimerização e de armazenamento, e da presença de oxigênio sobre o conteúdo de monômero residual de uma resina acrílica autopolimerizável (Simplex Rapid), por um período de 40 dias após a polimerização. Foi encontrada uma maior quantidade de radicais livres remanescentes nas resinas polimerizadas a 22°C em comparação com aquelas polimerizadas a 55°C. Segundo os autores, a decomposição do peróxido de benzoíla em radicais livres e a consequente terminação da cadeia polimérica ocorreriam em maior grau conforme o aumento da temperatura de polimerização. Níveis mais altos de monômero residual foram registrados para as amostras confeccionadas com a menor proporção pó/líquido. De acordo com os autores, quanto maior a concentração de iniciadores (peróxido de benzoíla, contido no pó), maior também seria a quantidade de radicais livres e a polimerização ocorreria em maior grau. Imediatamente após a polimerização a 22°C, as amostras apresentaram maior conteúdo de monômero residual que aquelas polimerizadas a 55°C e uma rápida diminuição ocorreu posteriormente, provavelmente, devido à sua maior concentração de radicais livres. As amostras armazenadas a 50°C apresentaram um menor conteúdo de monômero residual, em

comparação com aquelas armazenadas a 22°C e 37°C. Esses resultados confirmaram a hipótese de que a diminuição dos níveis de monômero residual, após a polimerização, foi devida a uma polimerização adicional nos locais dos radicais ativos, proporcionada pelo armazenamento em temperaturas mais altas. A temperatura mais alta permitiu que as moléculas de monômero se difundissem mais rapidamente, atingindo os radicais livres, causando uma diminuição na concentração de monômero residual. A molécula de oxigênio pode inibir a polimerização da resina e, portanto, níveis mais baixos de monômero residual foram detectados quando o experimento foi realizado na ausência de ar. Os autores concluíram que o conteúdo de monômero residual pode ser reduzido aumentando-se a proporção pó/líquido, realizando-se a polimerização a uma temperatura mais baixa inicialmente, seguida de uma polimerização complementar a uma temperatura mais elevada e eliminando-se o ar, resultando, portanto, em melhoria de propriedades mecânicas relevantes da resina acrílica, como, por exemplo, a resistência à fratura.

Rohrer, Bulard ⁵⁵ (1985) realizaram um estudo para avaliar a efetividade das microondas na redução da infecção cruzada entre consultório odontológico e laboratório de prótese. Os autores realizaram os experimentos com os microrganismos inoculados em tubos de ensaio contendo meio nutriente, próteses com metal ou totalmente em resina acrílica, brocas metálicas e peças-de-mão. Os corpos-de-prova foram contaminados com 10^5 org/mL de cada um dos

seguintes microrganismos: 3 tipos de bactérias não esporuladas (*Staphylococcus aureus*, *Staphylococcus epidermidis* e *Klebsiella pneumoniae*), uma bactéria aeróbica esporulada (*Bacillus subtilis*), uma bactéria esporulada anaeróbica (*Clostridium histolyticum*), um fungo (*Candida albicans*) e dois vírus (polio tipo 1 e herpes simplex tipo 1). Para as irradiações no forno de microondas, alguns corpos-de-prova foram e outros não foram fixados a um dispositivo rotacional tridimensional desenvolvido pelos autores. Os corpos-de-prova contaminados foram submetidos às microondas a uma potência de 720 W, nos tempos experimentais de 0, 1, 3, 5, 8 e 10 minutos, e incubados a 37°C. A bactéria *B. subtilis* foi também inoculada em tiras de papel irradiadas por 20 minutos. O crescimento dos microrganismos foi avaliado para todos os materiais após 24 e 48 horas pela análise da turvação do meio e crescimento de colônias em placas de Petri. Para a irradiação das próteses, duas condições foram avaliadas para os testes de estabilidade dimensional: as próteses foram mantidas por 15 minutos em água ou foram mantidas a seco, antes de serem irradiadas. Segundo os autores, os resultados obtidos quando o dispositivo rotacional tridimensional foi utilizado evidenciaram maior efetividade no tratamento com microondas. Os tubos de ensaio contaminados com a mistura de 4 bactérias aeróbicas e *C. albicans* não demonstraram crescimento após 10 minutos de irradiação. A esterilização da bactéria esporulada anaeróbica *C. histolyticum* ocorreu após 3 minutos de irradiação. As tiras de papel com a bactéria esporulada aeróbica *B. subtilis*

demonstraram esterilização somente após 15 minutos de irradiação. As brocas dentárias, quando imersas em suspensão de quatro bactérias aeróbicas e expostas às microondas por 10 minutos, apresentaram esterilização. As peças de mão contaminadas com a mesma suspensão bacteriana foram esterilizadas após 10 minutos de irradiação. As próteses contaminadas com as suspensões individuais de quatro bactérias aeróbicas e do fungo apresentaram esterilização para todos os microrganismos testados após 8 minutos de exposição às microondas. Quando uma mistura de suspensões desses microrganismos foi utilizada, a esterilização das próteses foi observada após 10 minutos de irradiação. Não foram observadas alterações dimensionais tanto para as próteses imersas previamente em água quanto para as mantidas a seco e expostas às microondas por até 16 minutos. Para a esterilização efetiva de materiais odontológicos, os autores sugeriram a irradiação por microondas associada à utilização do dispositivo tridimensional desenvolvido nesse estudo. É possível colocar peças metálicas pequenas no forno de microondas, sem causar danos ao magnetron, com bom isolamento do item a ser esterilizado e pela colocação de um material absorvente de radar no interior do forno.

Um estudo para avaliar a polimerização em forno de microondas de resinas acrílicas foi realizado por De Clerk ¹⁸ (1987). Nos métodos convencionais de polimerização, a resina acrílica poderia ser completamente polimerizada, sem presença de porosidades, se submetida a um ciclo de longa duração de 8 a 10 hs a

uma temperatura constante de 70°C, em um forno ou em água, ou a um ciclo de curta duração, aumentando-se a temperatura da água durante 1 a 1,5 h até 70°C e mais 30 a 60 min a 100°C. Nesse tipo de polimerização, as moléculas de monômero se moveriam a partir do choque térmico que receberiam de outras moléculas. Dessa forma, elas seriam movimentadas passivamente e os seus movimentos seriam a consequência do calor externo. Ao passo que na polimerização por microondas, as moléculas se moveriam orientadas por um campo eletromagnético de alta frequência e colisões moleculares, oriundas dessa movimentação, ocorreriam, gerando um calor interno que, neste caso, não seria a causa, mas sim a consequência dos movimentos das moléculas. De acordo com o autor, a 100,8°C o monômero metilmetacrilato entraria em ebulição e a resina polimerizada apresentaria porosidades. Não foram observadas diferenças significantes na resistência ao impacto entre resinas polimerizadas convencionalmente ou por microondas.

Os fatores relacionados à etiologia e patogenia da candidose bucal bem como os métodos para tratamento e profilaxia dessa infecção foram discutidos por Budtz-Jørgensen ⁸ (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 frequentemente 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.

Budtz-Jørgensen ⁹ (1990) discutiu os principais mecanismos envolvidos na histopatologia, imunologia e sorologia das infecções bucais causadas por leveduras. Segundo o autor, para o diagnóstico de candidose bucal, não é necessário realizar biópsias para análise histológica. O diagnóstico clínico de candidose bucal crônica, incluindo a estomatite protética, pode ser confirmado por exames citológicos por esfregaço ou por culturas semiquantitativas das unidades formadoras de colônias. Mesmo a mais virulenta das espécies de *Candida*, a *C. albicans*, encontra-se comumente no organismo humano, em relação de comensalismo. No entanto, quando há deficiência nos mecanismos de

defesa sistêmica e local do hospedeiro, esse microrganismo é capaz de invadir os tecidos. A irritação mecânica causada por prótese é considerada um fator local que pode alterar a integridade da membrana mucosa e favorecer a infecção por *Candida*. De acordo com o autor, a presença de prótese removível, total ou parcial, na cavidade bucal dificulta o contato das substâncias antimicrobianas e dos anticorpos presentes na saliva com a mucosa bucal de suporte e a superfície interna da prótese. Além disso, com a colocação da prótese, ocorre uma alteração da flora bucal comensal, facilitando a proliferação de *Candida*. A candidose bucal é frequentemente associada à supressão da resposta das células T à *Candida* e a outros antígenos. A deficiência na função das células T pode ser a condição predisponente para que a infecção se desenvolva. Os testes sorológicos para *Candida* não são indicados como métodos de diagnóstico, uma vez que a aglutinação, a hemaglutinação, a precipitação e a imunofluorescência de anticorpos são também encontradas em indivíduos saudáveis, que não apresentam infecção por *Candida*. A alteração ou a depressão do sistema imunológico, causadas pela AIDS, quimioterapia e radioterapia, representam um fator predisponente para o desenvolvimento de infecções mais severas de *Candida*.

O estudo de Burns et al.¹⁰ (1990) teve por objetivo mensurar e determinar a influência potencial da esterilização por microondas na estabilidade dimensional de materiais de base de dentadura de resina acrílica polimerizada. Amostras uniformes de resinas acrílicas previamente termo-polimerizadas, auto-

polimerizadas e polimerizadas por luz visível foram mensuradas para verificar mudanças no peso e comprimento antes e após exposição a microondas. Todos os três materiais de resina acrílica mantiveram excelente estabilidade e seus valores de contração foram em torno de 0,02% a 0,03%. Segundo os autores, isso pode ser considerado clinicamente insignificante quando comparado à contração de polimerização, que é em média 0,2%.

Huggett et al.³⁰ (1990) verificaram a temperatura de transição vítrea de uma gama de resinas acrílicas utilizadas na odontologia protética. As técnicas utilizadas para fazer a mensuração incluíram: análise térmica mecânica, análise térmica mecânica dinâmica e calorimetria diferencial de varredura. Verificou-se que as técnicas utilizadas para mensuração proporcionaram resultados muito semelhantes e, como conseqüência, os autores concluíram que a análise térmica mecânica deve ser empregada como padrão na avaliação da temperatura de transição vítrea de resinas acrílicas de base de prótese, em virtude da sua familiaridade e facilidade de acesso.

Reza Moini, Neff⁵³ (1991) analisaram clinicamente a precisão e reprodutibilidade dos contatos oclusais por meio de um dispositivo computadorizado (o T-Scan), em dez indivíduos assintomáticos. Os resultados mostraram 100% de precisão e reprodutibilidade de todos os contatos em todos os pacientes. Segundo os autores, uma grande vantagem deste instrumento sobre a

fita de marcação é que ele não apenas registra contatos, mas pode também analisar o tempo e força de cada contato.

Segundo Harrison et al.²⁸ (1992), vários métodos de medição têm sido descritos para determinação da acurácia e estabilidade dimensional de materiais de base de próteses totais. Nesse artigo, os autores apresentam uma máquina computadorizada de medidas coordenadas e comparam com dois métodos rotineiramente utilizados para avaliação da acurácia de ajuste dos materiais de base de prótese. Os resultados demonstraram que os três métodos (paquímetro digital, medidor óptico e máquina computadorizada de medidas coordenadas) são aceitáveis para medição linear. A máquina computadorizada de medidas coordenadas também foi utilizada no seu modo de varredura para definir e quantificar as alterações de contorno das bases de resina. As vantagens da máquina computadorizada de medidas coordenadas tornam-se aparentes quando as mudanças bidimensionais requerem avaliação.

O estudo realizado por Harrison, Huggett²⁷ (1992) teve como objetivo estabelecer um ciclo ótimo de polimerização, para prevenir altas reações exotérmicas, tendo em vista as variações de espessura de resina encontradas em uma mesma prótese. Os testes foram realizados, primeiramente, em um copolímero para base de prótese (Trevalon) e em um homopolímero (PMMA). Os autores utilizaram 11 diferentes ciclos de polimerização. Três dos ciclos longos avaliados demonstraram superioridade e não existiram diferenças estatisticamente

significantes no conteúdo de monômero residual obtido, cujos valores foram de 0,79 e 0,69% de monômero residual nas amostras de Trevalon e do homopolímero (7 h a 70°C e 1 h a 100°C), de 0,82 e 0,60% (14 h a 70°C e 1 h a 100°C) e de 0,91 e 0,56% (temperatura acima de 100°C, utilizando-se um sistema de calor seco). Nos ciclos longos nos quais a temperatura de ebulição foi utilizada, os níveis de monômero residual foram acentuadamente reduzidos, enquanto para aqueles nos quais a temperatura de 100°C não foi utilizada, o nível de monômero residual foi 3 vezes maior. Os ciclos curtos resultaram em níveis de monômero residual mais altos em relação aos ciclos longos, variando de 1,21% a até, aproximadamente, 4%. Outros ciclos avaliados produziram níveis de monômero residual altos, dentre os quais aquele em que a polimerização foi realizada por 7 h a 60°C, que proporcionou valores, aproximadamente, 5 vezes maiores que o ciclo de 7 h a 70°C (15,65% para a resina Trevalon e 16,03% para o homopolímero). A partir do ciclo ótimo de polimerização estabelecido (7 h a 70°C e 1 h a 100°C), que proporciona um nível ótimo de polimerização e elimina o risco de porosidades mesmo em secções mais espessas, 23 marcas comerciais de resina foram testadas, e os valores de monômero residual encontrados variaram de 0,54 a 1,08%. Essas diferenças seriam, provavelmente, conseqüências de variações na quantidade de peróxido de benzoíla e de amina terciária.

O estudo de Polukoshko et al.⁴⁸ (1992) comparou as distorções de bases de resina acrílica termopolimerizável seguidas de uma segunda

termopolimerização para adicionar dentes artificiais. Segundo os autores, em um novo aquecimento, alteração dimensional adicional pode ocorrer nas resinas acrílicas devido ao relaxamento do estresse inerente estabelecido durante o processamento. No estudo, a segunda termopolimerização foi realizada em três temperaturas diferentes em banho de água. As distorções foram avaliadas em três planos, por meio da utilização de um microscópio de mensuração. No entanto, as distorções registradas não foram clinicamente significativas.

Huggett et al.³¹ (1992) avaliaram a alteração dimensional e a estabilidade de bases de prótese de resina acrílica produzidas pelo método de injeção e pelo método convencional de inclusão e prensagem. Foi utilizado um modelo metálico, que simula um arco desdentado, apresentando 3 pontos de referência, a partir do qual foram obtidos modelos de gesso utilizados no enceramento e confecção das bases. Foram confeccionadas 10 bases utilizando-se o sistema de injeção, sob pressão de 6 atmosferas. Para o método convencional foram confeccionadas 30 bases, 10 para cada uma das condições: (1) ciclo curto - 100° C por 20 minutos, resfriamento por 10 minutos e imersão em água fria; (2) ciclo longo - temperatura ambiente até 70° C em 1 hora e manutenção nessa temperatura por 7 horas; e (3) ciclo longo - temperatura ambiente até 70° C em 1 hora e manutenção nessa temperatura por 7 horas, seguido de 3 horas a 100° C. As mensurações foram realizadas, utilizando-se um comparador ótico Nikon, em 5 fases: no modelo de gesso, nas bases, imediatamente após a demuflagem, após a

imersão em água a 37° C por 24 horas, 28 dias, e 4 meses. Os resultados revelaram que estatisticamente o método de injeção foi diferente dos outros métodos, apresentando menores alterações. Todas as 40 bases utilizadas nesse estudo revelaram contração para as três distâncias mensuradas entre os pontos de referência, para todos os períodos de tempo. A única exceção foi observada para o método de injeção, que apresentou média de expansão de 0,06%, em uma das dimensões, após imersão em água por 28 dias; entretanto, essa diferença não foi significativa. As variações nos valores de alteração observados para as três distâncias mensuradas foram de -0,284% a +0,060% para o método de injeção, de -0,293% a -0,814% para o ciclo curto, de -0,234% a -0,499% para o ciclo longo e de -0,239% a -0,660% para o ciclo longo com período terminal a 100° C.

O objetivo da revisão da literatura realizada por Lombardi e Budtz-Jørgensen ³⁷ (1993), foi discutir os principais procedimentos adotados para o tratamento da estomatite protética. Segundo os autores, o controle do biofilme na superfície interna das próteses removíveis, parciais ou totais, deve ser sempre indicado, independentemente da terapia adotada. A higienização inadequada das próteses é considerada um dos fatores etiológicos locais da estomatite protética. O uso contínuo das próteses também favorece o desenvolvimento da patologia, uma vez que prolonga o trauma local sobre a mucosa de contato. As próteses antigas também podem traumatizar a mucosa bucal em decorrência da falta de suporte promovida pela reabsorção do rebordo alveolar. As próteses com condições

inadequadas de suporte e estabilidade devem ser periodicamente reembasadas até que possam ser substituídas. As próteses novas devem ser somente confeccionadas quando a mucosa de suporte estiver saudável e o paciente apresentar boas condições de higiene bucal. Os pacientes devem ser instruídos a remover suas próteses durante a noite e higienizá-las após cada refeição. Vários agentes antifúngicos podem ser utilizados para o tratamento da estomatite protética. A escolha de um agente específico é determinada por diversos fatores, como interação medicamentosa, função dos órgãos vitais (toxicidade) e aceitação (tolerância) pelo paciente. A utilização de agentes sistêmicos deve ser limitada aos pacientes que não responderem à terapia tópica ou quando fatores sistêmicos predisponentes estiverem presentes (diabetes não controlada, neutropenia, disfunções imunológicas e endócrinas). Antes da administração de terapia antifúngica, devem ser realizados testes micológicos que confirmem o diagnóstico clínico de estomatite protética. Esses testes incluem culturas da lesão e da superfície interna da prótese em meio de ágar Sabouraud e exames citológicos por esfregaços. Entre os agentes antifúngicos, a nistatina (Micostatin) deve ser utilizada apenas como tratamento tópico, pois é tóxica quando administrada parenteralmente. Devido ao gosto amargo, a nistatina pode produzir efeitos colaterais como náuseas e intolerância. A anfotericina B pode ser administrada via intravenal (candidose sistêmica) ou como agente tópico (candidose superficial). No entanto, esse medicamento pode produzir efeitos hepatotóxicos e náuseas. O

cetoconazol (Nizoral) é administrado sistemicamente, sendo indicado para os casos de candidose mucocutânea crônica em pacientes com imunodeficiências. Esse antifúngico é pouco absorvido na ausência de acidez gástrica e pode reduzir a ação de alguns antibióticos. O miconazol (Daktarin) é amplamente utilizado para o tratamento de candidose por apresentar ação fungicida e bacteriostática para microrganismos gram-positivos, uma vez que bloqueia simultaneamente a síntese de esteróides e as proteínas das membranas das células microbianas. Esse fármaco também pode ser utilizado para o tratamento de lesões associadas à estomatite protética, como a queilite angular. O fluconazol (Diflucan) é indicado para o tratamento de candidose bucal em pacientes HIV-positivos. No entanto, esse medicamento pode produzir efeitos colaterais como desconforto gástrico e dor de cabeça. Além disso, o fluconazol pode não apresentar o efeito terapêutico desejado por causa da resistência desenvolvida por algumas espécies de *Candida*. Como tratamento adjunto, pode-se realizar a imersão das próteses em agentes de limpeza como hipoclorito de sódio, enzimas, peróxidos alcalinos e ácidos. A utilização de substâncias antimicrobianas como a clorexidina também pode ser uma alternativa para a redução da inflamação da mucosa acometida pela estomatite protética. De acordo com o autor, independentemente da terapia antifúngica e do tratamento adjunto selecionados, os pacientes devem ser instruídos quanto à importância da adoção dos procedimentos de higienização das próteses e remoção das mesmas no período noturno, uma vez que esses cuidados atuam não apenas no

controle da infecção causada pela estomatite protética, mas também na sua prevenção.

Tsuchiya et al.⁶⁵ (1994) realizaram um estudo para avaliar a liberação e a citotoxicidade do formaldeído e do metilmetacrilato (MMA) a partir de resinas acrílicas para base de prótese e, além disso, testar um método para reduzir essa liberação. Os materiais avaliados foram a resina autopolimerizável Rebaron, a resina termopolimerizável Acron e a resina para microondas Acron MC. Corpos-de-prova foram imersos em saliva humana ou artificial e incubados a 37°C. Dessas soluções, foram removidas alíquotas e analisadas diariamente. Paralelamente, foi realizado um estudo *in vivo*, no qual, discos da resina autopolimerizável foram inseridos na cavidade bucal de pacientes. A saliva foi coletada a cada 30 s, durante 5 min. O conteúdo de formaldeído foi avaliado por meio da análise de fluxo de injeção e o metilmetacrilato por cromatografia líquida de alta eficiência. A análise revelou que o formaldeído foi liberado a partir de todos os meios de imersão, entretanto, foi observada uma menor liberação durante os experimentos *in vivo*. Durante o primeiro dia de imersão, a resina autopolimerizável liberou $41,9 + 2,1$ nmol/mL/dia de formaldeído e $0,97 \pm 0,06$ μmol/mL/dia de MMA. Por outro lado, a liberação dessas substâncias a partir das outras resinas estudadas foi, aproximadamente, de uma a duas vezes inferior aos valores apresentados pela resina autopolimerizável. Quando a resina Rebaron foi imersa em saliva artificial durante um curto período de tempo, uma liberação

significante de formaldeído e de metilmetacrilato foi detectada. Os resultados ainda demonstraram que ambas substâncias apresentaram potenciais citotóxicos, tendo sido o formaldeído mais tóxico, até mesmo em concentrações inferiores ao metilmetacrilato. Foi observado, ainda, que a imersão das amostras em água reduziu a liberação subsequente dos compostos avaliados e essa diminuição foi dependente do aumento da temperatura. Para o formaldeído, a imersão a 50°C reduziu a quantidade liberada pela metade e para o metilmetacrilato, a ¼ do valor inicial.

Ilbay et al.³² (1994) realizaram um estudo utilizando diferentes tempos e potências de polimerização com energia por microondas, para uma resina acrílica termopolimerizável indicada para confecção de bases de próteses, Meliodent, avaliando características como dureza e outras propriedades mecânicas e físicas. Para os testes de dureza foram utilizados oito corpos-de-prova, enquanto que para os testes de resistência transversa e deflexão e absorção de água e solubilidade foram confeccionados cinco e três corpos-de-prova, respectivamente. Os testes de dureza foram realizados em 21 diferentes condições experimentais, obtidas a partir da combinação das diferentes potências e tempos avaliados. Os resultados desses testes demonstraram que uma polimerização adequada foi obtida quando utilizou-se potência máxima de 550 W por 2 min, ou potência mínima de 110 W por 10 min. Os autores recomendaram, após a avaliação dos resultados de dureza, a utilização do ciclo de 550 W por 3 min. Esse ciclo foi, então, utilizado

nos demais testes e os resultados evidenciaram que as resinas acrílicas utilizadas para confecção de bases de prótese podem ser polimerizadas utilizando-se a energia por microondas.

Dyer, Howlett ²² (1994) investigaram a estabilidade dimensional de uma resina à base de polimetilmetacrilato específica para polimerização em microondas e uma resina de polimetilmetacrilato desenvolvida para polimerização rápida em água e examinaram a distorção subsequente de ambas as resinas ao serem reparadas com a resina processada em microondas. Foi utilizado um modelo padrão metálico simulando o arco superior desdentado, a partir do qual foram confeccionados 40 modelos de gesso. Os modelos foram divididos em dois grupos, de acordo com a técnica de polimerização das bases: 1 – resina à base de polimetilmetacrilato modificada para processamento rápido em água em ebulição (Meliodent – 22 minutos a 100° C); e 2- resina à base de polimetilmetacrilato modificada para processamento em forno de microondas (Acron MC – 3 minutos a 500W). A adaptação de cada base ao modelo foi avaliada através da mensuração da espessura de material de moldagem interposto entre a base e o modelo padrão. As bases foram, então, seccionadas na direção sagital, proporcionando um espaço de 1 mm entre as duas partes. O reparo foi realizado utilizando-se a resina acrílica processada em microondas, com potência de 500W e tempo de polimerização reduzido para 2 minutos, em função do pequeno volume de material necessário para o reparo. A seguir, a estabilidade dimensional das bases foi novamente

avaliada. Os autores observaram que a maior distorção foi vista na linha média do palato, tendo sido as médias de distorção para as bases de resina termopolimerizável e polimerizadas por microondas, após a polimerização inicial, de 0,79 mm e 0,7 mm, respectivamente. Não foram observadas diferenças significativas na distorção média entre as bases termopolimerizadas e as de microondas após a polimerização inicial. Da mesma forma, não houve diferença significativa entre as duas técnicas de processamento após a realização dos reparos. Esses resultados sugerem que existem poucas diferenças nas tensões presentes nas bases produzidas pelos dois métodos avaliados. Diferenças significativas foram observadas quando a distorção das bases, antes e após os reparos, foram comparadas, em cada uma das técnicas de processamento avaliadas, ou seja, todas as bases apresentaram distorção adicional significativa durante o reparo realizado com a resina acrílica polimerizada em microondas.

O objetivo do estudo realizado por Vallittu et al.⁶⁷ (1995) foi determinar o conteúdo de monômero residual (metilmetacrilato) e a quantidade liberada a partir do armazenamento em água de uma resina acrílica termopolimerizável (Pro Base Hot) e de uma resina acrílica autopolimerizável (Pro Base Cold). O método utilizado para mensuração do monômero residual foi a cromatografia líquida de alta eficiência. O material termopolimerizável foi polimerizado em água em ebulição durante 40 min e o material autopolimerizável, em água a 40°C sob pressão de 200 kPa durante 15 min. A resina acrílica

termopolimerizável apresentou um conteúdo de monômero residual de 2,13%, enquanto que a autopolimerizável apresentou um conteúdo de 5,3%. Durante o armazenamento em água por 4 semanas, o nível de monômero residual diminuiu em ambos materiais. A temperatura de armazenamento provocou diminuição significativa do conteúdo residual apenas para a resina autopolimerizável. Os valores encontrados foram de 1,62% para a resina termopolimerizável e de 2,25% para a autopolimerizável após o período de armazenamento a 37°C. Em relação à liberação do monômero residual em água, durante o primeiro dia de armazenamento, 1906,7 ppm foram liberados a partir da resina autopolimerizável, enquanto que apenas $34,7 \pm 9,8$ ppm foram liberados a partir da resina termopolimerizável. Os autores observaram que a temperatura e o tipo de material influenciaram na liberação do metilmetacrilato residual durante o primeiro dia de análise. Os resultados revelaram que temperaturas mais altas aumentaram a difusão do metilmetacrilato em água durante o primeiro dia. Entretanto, após períodos maiores de armazenamento, apenas o tipo de material afetou na liberação de metilmetacrilato. A maior liberação de metilmetacrilato a partir da resina autopolimerizável foi atribuída à maior concentração inicial de monômero residual e à presença em maior quantidade de porosidades, que facilitariam a difusão do monômero. Segundo os autores, alguns fatores podem ter influído nos resultados obtidos. Um deles é a evaporação e conseqüente redução do

metilmetacrilato durante o polimento das amostras, o ciclo de polimerização utilizado, a espessura das amostras avaliadas e a proporção pó/líquido utilizada.

A efetividade de uma solução de nistatina para imersão de próteses como método adjunto para o tratamento de estomatite protética foi avaliada por Banting et al. ² (1995). Todos os pacientes receberam medicação antifúngica tópica (Nistatina) na forma de pastilhas, três vezes ao dia, durante o período de sete dias. As próteses totais dos pacientes foram imersas durante a noite em solução de nistatina ou água (controle) no mesmo período de tratamento com antifúngico tópico. Foram realizados exames citológicos por esfregaço da mucosa bucal e da superfície interna das próteses totais ao final do tratamento e após uma, quatro e doze semanas do seu início. Ao final do tratamento, todos os pacientes apresentaram melhora significativa dos sintomas e sinais clínicos de estomatite protética. No entanto, a presença de formas invasivas (hifas) de *C. albicans* foi observada na mucosa bucal e/ou superfície interna das próteses de aproximadamente 80% dos pacientes, independentemente da solução de imersão utilizada. A probabilidade de recorrência de estomatite protética (presença de hifas de *C. albicans*) ao longo das doze semanas de avaliação foi de 66% para os pacientes que realizaram imersão das próteses em solução de nistatina e de 78% para aqueles as imergiram em água. Os autores concluíram que o tratamento foi efetivo para resolver os sintomas e sinais clínicos da estomatite protética, mas não

para remover o agente etiológico da mucosa palatina e das próteses, o que resultou, na maioria dos casos, em recorrência da patologia.

Hawser, Douglas ²⁹ (1995) desenvolveram uma técnica para a avaliação do desenvolvimento de biofilmes de *Candida*. Os microrganismos foram cultivados em discos de 0,5 cm² de materiais utilizados na confecção de cateteres. A formação dos biofilmes foi determinada quantitativamente, por meio de análise colorimétrica utilizando a redução de sal tetrazolium e a análise de incorporação de 3H-leucina e os resultados de ambos os métodos foram comparados com o método de determinação do peso seco. Os resultados demonstraram que houve correlação entre os resultados dos três métodos avaliados. O crescimento de biofilmes de *C. albicans* em meio contendo 500 mM de galactose ou 50 mM de glicose atingiu crescimento máximo após 48 horas, quando, então, diminuiu. O crescimento celular foi menor em meio contendo baixo conteúdo de glicose. A comparação da formação de biofilmes entre 15 diferentes isolados de *C. albicans* não demonstrou correlação com a patogenicidade dentro desse grupo. Houve correlação entre a formação de biofilme e a patogenicidade dos microrganismos quando diferentes espécies de *Candida* foram comparadas. Isolados de *C. parapsilosis*, *C. pseudotropicalis*, e *C. glabrata* apresentaram significativamente menor crescimento de biofilme do que a *C. albicans*. A avaliação de vários materiais utilizados na confecção de cateteres demonstrou que a formação de biofilme pela *C. albicans* foi maior sobre o látex

ou silicone do que sobre o cloreto de polivinila. A menor formação de biofilme foi encontrada sobre os materiais poliuretano ou 100% silicone. A microscopia eletrônica de varredura demonstrou que, após 48 horas, os biofilmes de *C. albicans* consistiram de uma densa estrutura de leveduras, tubos germinativos, pseudohifas e hifas verdadeiras. Além disso, foram encontradas algumas quantidades de matriz polimérica extracelular na superfície de algumas dessas formas morfológicas. De acordo com os autores, o modelo de avaliação de biofilmes proposto por eles poderia ser uma alternativa simples e conveniente para o estudo da susceptibilidade de biofilmes celulares a antifúngicos.

Polyzois et al.⁵⁰ (1995) avaliaram o efeito dos métodos de desinfecção por meio de glutaraldeído e microondas na estabilidade dimensional, dureza e propriedades flexurais (deflexão, módulo e resistência) de uma resina para base de prótese. Sessenta corpos-de-prova (65 mm X 10 mm X 2,5mm) foram confeccionados em resina termopolimerizável (Paladon 65), polymerizados em microondas a 500 W por 3 minutos e, então, armazenados em água por 24 horas a 37°C, antes da desinfecção. Para a desinfecção em glutaraldeído, os corpos-de-prova foram imersos em solução de glutaraldeído alcalino a 2 % (Cidex-7) por 1 hora ou 12 horas. Para a desinfecção por microondas, os corpos-de-prova foram irradiados a 500 W por 3 ou 15 min. Durante a irradiação, um béquer com 150 mL de água foi colocado no interior do forno. Os corpos-de-prova utilizados como controle foram imersos em água por 1 h ou 12 h. Dez

corpos-de-prova foram confeccionados para cada grupo. Após os procedimentos experimentais, cada corpo-de-prova foi analisado quanto à estabilidade dimensional, resistência à flexão e dureza. Os resultados revelaram que não ocorreram alterações significativas nas propriedades mecânicas avaliadas para os corpos-de-prova do grupo controle. Foi observado que os procedimentos de desinfecção testados (microondas ou imersão em glutaraldeído) promoveram alterações dimensionais lineares em todos os corpos-de-prova. Entretanto, essas alterações dimensionais não foram consideradas clinicamente significantes. As propriedades flexurais (resistência, módulo e deflexão) não foram alteradas pelos procedimentos de desinfecção. Além disso, os corpos-de-prova irradiados apresentaram um aumento nos valores de dureza comparados aos corpos-de-prova do grupo controle. Por outro lado, uma hora de imersão em glutaraldeído resultou em redução nos valores médios de dureza quando em comparação ao grupo controle. No entanto, as alterações de dureza para os três grupos avaliados não foram consideradas clinicamente significantes. Os autores concluíram que irradiação por microondas e a imersão em glutaraldeído podem ser indicadas como métodos de desinfecção de resinas acrílicas e sugeriram a utilização das microondas como uma alternativa viável, efetiva e rápida para a desinfecção de próteses.

Thomas, Webb ⁶⁴ (1995) avaliaram o efeito da irradiação por microondas na estabilidade dimensional de próteses totais. Vinte próteses totais

superiores foram confeccionadas e armazenadas a seco por aproximadamente 1 ano. Um calibrador eletrônico foi utilizado para calcular medidas horizontais (intermolar, intercanina e ânteroposterior) e verticais (pré-molar esquerdo, centro e pré-molar direito). As medidas foram obtidas em todas as 20 próteses antes e após imersão em água a 37° C por 7 dias. Dez próteses foram irradiadas diariamente a 650 W por 10 minutos, durante 15 dias, tendo sido armazenadas em água entre os experimentos. Após cada irradiação, todas as próteses foram pesadas e, novamente, mensuradas com paquímetro. Dez próteses não foram irradiadas (controle) e, após 54 dias de armazenagem em água a 37° C, foram mensuradas e irradiadas a 350 W por 6 minutos durante 15 vezes consecutivamente. Os resultados demonstraram que o peso das próteses aumentou com a hidratação. Após irradiação, as medidas horizontais indicaram contração das próteses, e as verticais, expansão, tendo o efeito da irradiação por 6 minutos resultado em menor alteração. Os autores concluíram que a irradiação de próteses por 10 minutos em potência elevada causa alterações dimensionais, provavelmente, significantes clinicamente. Entretanto, a irradiação em potência média por 6 minutos não resultaria em alterações dimensionais com implicação clínica.

Segundo Jagger, Harrison ³³ (1995), a limpeza da prótese é essencial para prevenir mau hálito, prejuízos estéticos e o acúmulo de placa bacteriana e cálculo, com seus efeitos deletérios sobre a mucosa. Há um grande número de soluções, pós e pastas disponíveis para limpeza de próteses. Os

limpadores de prótese mais comuns podem ser divididos em métodos com efeitos mecânicos e químicos. As pesquisas demonstram que alguns usuários de prótese possuem dificuldades em conseguir uma limpeza satisfatória e muitos utilizam a prótese suja. A substituição das próteses é, por vezes, necessária devido à deterioração geral do material de base, causada pelo uso indevido de uma série de métodos de limpeza aprovados ou em virtude de métodos de limpeza caseiros, como o uso de alvejante doméstico sem diluição. Entrevistados em pesquisa abordada pelos autores declaram utilizar uma variedade de combinações de métodos de limpeza. O método mais comum utilizado para higienizar as próteses foi por meio de escova e creme dental (mecânico). Os autores concluíram que um grande número de pessoas não sabe como limpar suas próteses satisfatoriamente.

Segundo Garrido García et al.²⁵ (1997), diferentes autores têm questionado a confiabilidade do sistema T-Scan como um método para o registro dos contatos oclusais. Nesse estudo, os autores verificaram o número de contatos resultantes de quatro mordidas, na análise de tempo. Os resultados indicaram que (1) o maior número de contatos ocorre na região de molar; (2) a variabilidade entre os pacientes é maior do que dentro dos pacientes; (3) é possível identificar o paciente que está sendo testado em 90,3% dos casos. Os autores concluíram que o sistema T-Scan é confiável para análise e avaliação da distribuição dos contatos oclusais em máxima intercuspidação.

Verran, Maryan ⁶⁸ (1997) avaliaram o efeito da rugosidade na aderência de *C. albicans* em resina acrílica e elastômero. Próteses de resina acrílica de polimetil metacrilato foram submetidas a polimento (superfície lisa) ou a desgaste manual com lixa de granulação 600 (superfície rugosa). Os moldes de silicona de adição foram confeccionados sobre uma superfície polida de resina acrílica (superfície lisa) ou sobre modelo de gesso (superfície rugosa). A rugosidade dos materiais foi mensurada por meio de um perfilômetro antes dos procedimentos de aderência. Em seguida, suspensões de *C. albicans* ($1,29 \times 10^7$ org/mL) foram adicionadas em placas de Petri contendo um dos materiais avaliados. Após a incubação por uma hora a 24°C, os materiais foram enxaguados cuidadosamente, para que as células pouco aderidas fossem removidas. Então, os materiais foram secos em temperatura ambiente, fixados com metanol e corados para possibilitar a análise microscópica e a contagem do número de células aderentes por área. Os resultados evidenciaram que não houve diferença estatisticamente significativa para o número de células verificadas em cada um dos lados das amostras com superfície lisa. As amostras com superfície rugosa apresentaram números de células significativamente mais elevados em relação às amostras com superfícies lisas. No entanto, os moldes de silicona com superfície rugosa demonstraram maior aderência comparada às próteses com superfície rugosa. Os autores concluíram que um aumento da rugosidade superficial facilitou a aderência de *C. albicans* nas superfícies da resina e do silicone avaliados.

Nikawa et al.⁴³ (1997) 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 microrganismos. 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.

O artigo de Nikawa et al.⁴² (1998) revisa o histórico da placa em próteses e identifica algumas preocupações com a presença de *Candida* na boca. Os artigos selecionados para esta revisão descrevem a *C. albicans* e o seu relacionamento com infecções orais, gastrointestinais e pleuro-pulmonares. Além disso, o relacionamento com cáries, cáries radiculares e doença periodontal também é abrangido. Segundo os autores, a placa em próteses contendo *Candida* poderia causar não somente candidose oral ou estomatite protética, mas também cáries, cáries radiculares e periodontite nos dentes pilares. No entanto, há somente uma evidência experimental limitada com pouca informação disponível sobre a cariogenicidade da *Candida*. A contínua ingestão ou aspiração de microrganismos da placa em próteses expõe os pacientes, especialmente os imunocomprometidos e ou idosos medicados, a riscos de infecções inesperadas. A flora microbiana da placa em próteses e a sua patogenicidade assemelham-se à placa formada sobre a superfície dos dentes, chamada placa dental. Além disso, fica claro que a inflamação da mucosa palatina, denominada estomatite protética, não é induzida pela prótese, mas pelo uso da prótese com placa.

Webb et al.⁶⁹ (1998) avaliaram a efetividade da irradiação por microondas e da imersão em hipoclorito de sódio na desinfecção de próteses totais maxilares. Após a esterilização em autoclave, as próteses foram inoculadas com *C. albicans* ou *S. gordonii* e incubadas a 37°C. Em seguida, metade das próteses de cada microrganismo foi utilizada como controle (não irradiadas), sendo imersas em solução salina. As próteses submetidas à desinfecção por microondas foram expostas a 350 W ou 604 W por 1, 2, 4, 6, 8 ou 10 minutos. As próteses selecionadas para desinfecção química foram imersas por 8 horas em solução de hipoclorito de sódio a 1%, 0,02% ou 0,0125%. Todas as próteses foram submetidas aos procedimentos de semeadura em placas de Petri. Algumas amostras em resina acrílica de cada condição foram preparadas para MEV. Os resultados evidenciaram que a irradiação em microondas por 6 minutos foi efetiva na inativação de *C. albicans* e *S. gordonii*, apesar não ter removido os microrganismos não viáveis das superfícies acrílicas, conforme observado nas fotomicrografias. Além disso, a imersão das próteses por 8 horas em hipoclorito de sódio nas concentrações de 0,02% e 0,0125% inativou as células de *C. albicans* e reduziu o crescimento de *S. gordonii*, removendo parte dos microrganismos das superfícies das amostras. Os autores concluíram que a irradiação por microondas por 6 minutos foi mais efetiva para a esterilização de próteses que a imersão em hipoclorito de sódio, apesar de nenhum procedimento eliminar todos os microrganismos das superfícies.

Olivieri et al.⁴⁶ (1998) relatam que uma distribuição equilibrada de forças de carga, nos tecidos de suporte, é um dos fatores mais significativos, afetando estabilidade, conforto do paciente e aceitação das próteses totais. Comentam que uma versão melhorada do sistema T-Scan (T-Scan II) tem sido usada para analisar a distribuição de carga oclusal, em pacientes com próteses totais. Além disso, o novo programa do T-Scan II tem oferecido várias vantagens na análise da oclusão e distribuição de carga sobre a versão anterior, incluindo análise do centro de força, trajetória do centro de força e cor codificando os contatos oclusais de acordo com a magnitude. Os autores descreveram esse novo programa através de um relato clínico e concluíram que o mesmo oferece informações anteriormente indisponíveis para avaliação, ajuste e monitoramento da distribuição da carga oclusal, em próteses totais, sendo um meio eficiente para o clínico melhorar a estabilidade das próteses.

Pow et al.⁵² (1998) estudaram a alteração dimensional linear de uma resina acrílica termopolimerizável após os procedimentos de reembasamento e substituição da base da prótese. Foram realizados dois experimentos. No primeiro, as alterações na alteração dimensional linear de bases maxilares e mandibulares foram estudadas após o procedimento de reembasamento. Próteses completas com dentes artificiais e com metade da espessura da base foram construídas e armazenadas em água a 37° C até atingirem peso constante. Mensurações foram realizadas entre pontos de referência e as distâncias

calculadas. A base foi aumentada até a espessura completa através de procedimentos de reembasamento. As mensurações foram repetidas e a alteração linear calculada. Nos experimentos de substituição da base, os arcos sem base foram construídos e a base foi adicionada. Foram confeccionados 22 pares de próteses (mandibular e maxilar), 11 para cada tipo de experimento. Foram realizadas marcações nas bordas incisais dos incisivos centrais e nas cúspides de suporte dos segundos molares. As distâncias entre as marcas foram mensuradas com um microscópio comparador. A resina acrílica termoativada (Trevalon C) foi processada pelo ciclo longo de polimerização de 72° C por 6,5 horas, quando a temperatura foi aumentada até 100° C, durante 30 minutos, sendo mantida por 1 hora. As bases foram saturadas em água até peso constante antes de se proceder ao reembasamento ou à substituição total da base, que foram realizados com a mesma resina termopolimerizável. Após a polimerização, as próteses foram mantidas na mufla, imersas em água e resfriadas lentamente à temperatura ambiente por 48 horas. As mensurações foram realizadas imediatamente após a desinclusão. Os resultados desse estudo demonstraram que as alterações lineares dos arcos maxilar e mandibular, após o reembasamento e a substituição total da base, ficaram em torno de -0,3%. Para as próteses maxilares, a alteração intermolar foi de 0,1% após o procedimento de substituição total da base. A alteração dimensional verificada durante o procedimento de reembasamento pode ser relacionada à adição do novo material em combinação com a nova

polimerização do material já existente. Durante o processamento, a resina termopolimerizável é aquecida além da sua temperatura de transição vítrea. Ao final da polimerização, poucas tensões são armazenadas na resina durante o resfriamento da temperatura máxima até a temperatura de transição vítrea, devido à resina ser relativamente flexível. Entretanto, abaixo dessa temperatura, o material se torna mais rígido e à medida que esfria até a temperatura ambiente, tensões são induzidas devido à diferença na velocidade de contração da resina e do gesso. Quando a prótese foi submetida a um novo aquecimento, alteração dimensional adicional do arco pode ser esperada, devido à liberação da tensão estabelecida durante a primeira polimerização. A presença de dentes resulta em tensões internas complexas que são liberadas depois. Entretanto, com os procedimentos de reembasamento, os dentes da prótese já podem ter induzido estresse na primeira polimerização. Portanto, seus efeitos na distorção durante a segunda polimerização são questionáveis. A substituição da base é um procedimento semelhante ao reembasamento. Devido ao volume de resina adicionada ser maior, é esperada uma maior contração. Entretanto, neste estudo, o grau de contração observado foi comparável ao do reembasamento. Após o reembasamento ou a substituição total da base, ajustes oclusais são necessários devido às alterações dimensionais que ocorrem durante o processamento. Entretanto, este estudo não encontrou evidência suficiente para essa afirmação. Para uma distância intermolar de, aproximadamente, 50 mm, esses procedimentos

resultaram em somente 0,15 mm de contração. Esse efeito da contração de polimerização na discrepância oclusal pode ser considerado mínimo e clinicamente insignificante.

Em 1999, Dixon et al.²¹ avaliaram a efetividade da irradiação por microondas na desinfecção de resinas acrílicas contaminadas com *C. albicans* e o seu efeito sobre a dureza desses materiais. Na fase 1 do experimento, foram confeccionados 45 corpos-de-prova (10 mm x 10 mm x 3 mm) de cada material, sendo três rembasadores resilientes (Molloplast-B, Permaflex e/ou Permasoft) e uma resina termopolimerizável (Lucitone 199). Os corpos-de-prova foram submetidos aos ensaios de dureza (durômetro Shore A) e então inoculados com *C. albicans*. Após 48 horas, 30 corpos-de-prova foram irradiados a seco por 5 minutos em potência máxima, e o crescimento microbiológico foi avaliado por semeadura em placas de Petri. A esterilização a longo prazo (duas semanas) foi observada pela análise de crescimento visível no caldo de tioglicolato contendo os corpos-de-prova irradiados. Após 2 semanas, as leituras de dureza foram realizadas novamente para todos os corpos-de-prova. Para a fase 2, 15 corpos-de-prova de cada material foram irradiados a seco pelos tempos de exposição de 10 ou 15 minutos e submetidos aos ensaios de dureza. Na fase 3, 15 corpos-de-prova de cada material foram imersos em água e irradiados por 5 minutos em potência máxima. Para avaliar o efeito desse procedimento sobre a dureza, os corpos-de-prova foram irradiados por 5 vezes. De acordo com os resultados, a irradiação a

seco por 5 minutos não esterilizou nenhum dos materiais avaliados. Após 10 e 15 minutos de irradiação a seco, não houve esterilização dos corpos-de-prova de nenhum dos materiais avaliados. A esterilização foi observada somente após a irradiação em microondas por 5 minutos quando os corpos-de-prova foram imersos em água. Os corpos de prova de todos os materiais não imersos e irradiados por 15 minutos e os imersos em água e irradiados por 5 minutos não apresentaram alteração de dureza clinicamente significante. As cinco irradiações consecutivas de um mesmo corpo-de-prova resultaram em alteração significativa na dureza do material PermaSoft. Com base nos resultados, os autores concluíram que 5 minutos de exposição às microondas foram suficientes para inativar a *C. albicans* presente nos materiais avaliados desde que os corpos-de-prova estivessem imersos em água durante a irradiação.

Blagojevic, Murphy⁶ (1999) compararam algumas propriedades de um homopolímero (sem copolímeros e agentes de ligação cruzada) com três resinas para base de próteses. As resinas testadas foram: TS 1195 (homopolímero), Acron MC (para polimerização por microondas), Biocryl NR (termopolimerizável convencional) e Croform (utilizada para reembasamento e reparo). Os materiais TS 1195, Acron MC e Biocryl NR foram polimerizados em dois ciclos: 3 min a 600 W, em forno de microondas, e em água por 14 h a 70°C, seguido por 3 h a 100°C. Para a resina Croform, foi realizada a polimerização química e, também, a ativação química seguida pelo ciclo de microondas. A

polimerização por microondas reduziu a dureza das resinas TS 1195 e Acron MC e aumentou a resistência ao impacto da resina Acron MC. A polimerização convencional aumentou o módulo de elasticidade das resinas TS 1195 e Acron MC, aumentou a temperatura de transição vítrea (T_g) e diminuiu o conteúdo de monômero residual das resinas TS 1195 (de 0,75 para 0,33%), Acron MC (de 0,63 para 0,23%) e Biocryl NR (de 0,62 para 0,28%). As propriedades mecânicas da resina Biocryl NR foram semelhantes nos dois métodos. Para a resina Croform, a irradiação por microondas não alterou os valores de dureza, aumentou a resistência ao impacto e a T_g , diminuiu o módulo de elasticidade e reduziu quatro vezes o conteúdo de monômero residual (de 1,60 para 0,48%). Os autores relataram que a polimerização convencional aumentou o grau de polimerização, resultando em baixos níveis de monômero residual e aumento da T_g , que foi atribuído ao longo ciclo de polimerização, em particular, ao período de 3 h a 100°C.

Segundo Wong et al.⁷³ (1999), as próteses totais de resina acrílica apresentam certas alterações dimensionais inevitáveis, sendo os processos de contração e expansão em virtude da absorção de água dois aspectos importantes e que influenciam a precisão dimensional. Desse modo, os autores investigaram as alterações dimensionais lineares e a sorção de água de próteses processadas por calor seco e úmido, com diferentes taxas de resfriamento. Delicadas marcações em formato de cruz, evidenciadas com tinta, foram colocadas nas regiões de

papila incisiva e de tuberosidades da maxila edêntula e incorporadas, durante a polimerização da prótese por diferentes técnicas de processamento. Microscópio foi utilizado para mensurar as distâncias entre os pontos de referência com o intuito de determinar as alterações dimensionais. A entrada e o conteúdo de água foram determinados pelo monitoramento da massa das próteses, através de uma balança eletrônica. Os dados de alteração dimensional linear e de sorção de água foram analisados estatisticamente. As próteses de resina acrílica processadas em calor seco e em banho de água não apresentam diferenças significativas em termos de contração (0,42% a 0,58%) quando saturadas com água. As quantidades de sorção de água de próteses processadas por calor seco e úmido (0,50 e 0,48 % de massa, respectivamente) não foram significativamente diferentes e a expansão associada não compensou inteiramente o processo de contração. O conteúdo inicial de água de próteses processadas por calor seco (1,77% de massa) foi inesperadamente levemente maior do que das próteses processadas por calor úmido (1,68% de massa). As taxas de resfriamento das próteses não afetaram o conteúdo inicial de água e a subsequente entrada de água. Os autores concluíram que a entrada de água nas próteses processadas por calor seco e úmido, após demuflagem, foi baixa em ambos os casos e que as próteses não revelaram diferenças significativas em termos de contração quando saturadas com água. As resinas acrílicas processadas pelo forno a ar e em banho de água apresentaram contração similar, quando saturadas com água. Os autores também afirmaram que

o uso das próteses pelos pacientes ou a imersão em água pode compensar, parcialmente compensar ou sobre-compensar a contração proporcionada pela primeira polimerização.

Em 2000, Bartoloni et al.⁴ avaliaram o conteúdo de monômero residual das resinas acrílicas Lucitone 199 (polimerização em água a 74°C por 9 h), utilizada como controle, Acron MC (polimerização por microondas a 500 W por 3 min) e Accelar 20 (ciclo curto de polimerização a 100°C por 20 min). A técnica de espectrofotometria infravermelha transformada de Fourier foi utilizada para determinar o grau de conversão do monômero, que nos materiais resinosos é a medida das duplas ligações de carbono (C = C) convertidas em ligações simples de carbono. Um grau de conversão diminuído pode influenciar as propriedades mecânicas e a biocompatibilidade do material. Todos os métodos de polimerização apresentaram resultados semelhantes: Lucitone 199 ($92,7 \pm 0,21\%$), Acron MC ($92,6 \pm 0,57\%$) e Accelar 20 ($90,9 \pm 0,73\%$). Apenas o grau de conversão da resina Accelar 20 foi estatisticamente diferente dos outros dois materiais avaliados. Entretanto, os valores encontrados para todos materiais excederam 90%, o que indica um elevado grau de conversão e que, segundo os autores, provavelmente não induziria respostas citotóxicas adversas.

Chandra et al.¹² (2001) desenvolveram um modelo reproduzível de biofilme de *C. albicans* em prótese para determinar a susceptibilidade de isolados do microrganismo a quatro agentes antifúngicos (nistatina, anfotericina,

fluconazol, clorexidina). Inicialmente foi obtida uma suspensão celular de dois isolados de *C. albicans*, sendo um de paciente com estomatite protética e um de paciente HIV-positivo com candidose orofaríngea. Para a formação do biofilme, uma alíquota da suspensão celular foi aplicada nas superfícies de um corpo-de-prova de resina acrílica. A susceptibilidade da *C. albicans* presente no biofilme foi comparada à de células planctônicas desse microrganismo. Houve 50% de redução da atividade metabólica do biofilme quando os antifúngicos nistatina, anfotericina, clorexidina e fluconazol foram aplicados nas concentrações de 8 µg/mL, 16 µg/mL, 128 µg/mL e superior a 64 µg/mL, respectivamente. Entretanto, as células planctônicas de *C. albicans* foram susceptíveis aos agentes antifúngicos, com 50% de redução da atividade metabólica para as concentrações de 0,25 µg/mL, 1 µg/mL, 4 µg/mL e 0,5 µg/mL dos antifúngicos nistatina, anfotericina B, clorexidina e fluconazol, respectivamente. Os autores concluíram que, comparadas às células planctônicas, as células de *C. albicans* associadas ao modelo de biofilme em prótese apresentaram resistência aos antifúngicos mais frequentemente utilizados para o tratamento da estomatite protética.

Chandra et al.¹¹ (2001) verificaram a formação de biofilmes de *Candida albicans* e de *Saccharomyces cerevisiae* sobre corpos-de-prova de polimetilmetacrilato e de silicone. Foram utilizadas cepas padrão e isoladas da cavidade bucal de pacientes, as quais foram inoculadas em corpos-de-prova de 1,5 cm², para o metilmetacrilato, e de 1,5 cm de diâmetro, para o silicone. Foram

utilizadas técnicas para verificação do número de células pela redução de tetrazolium e pelo peso seco dos materiais. Além disso, foram avaliadas quanto à atividade metabólica, por meio de corantes fluorescentes e microscopia confocal a laser. Os autores também avaliaram a susceptibilidade dos microrganismos a diferentes concentrações (0,5 a 256 mg/mL) de fluconazol, amfotericina B, nistatina, ou clorexidina. Os autores observaram que as leveduras aderidas são transformadas em comunidades celulares bem definidas, inseridas em uma matriz de polissacarídeos. Os biofilmes constituíram um nicho de proteção contra a terapia com antibióticos, podendo criar uma fonte para infecções refratárias. Além disso, a observação de biofilmes por microscopia de fluorescência e confocal de varredura a laser demonstrou que os biofilmes de *C. albicans* são altamente heterogêneos, sendo compostos de elementos celulares e não celulares. Em ambos os modelos, a resistência antifúngica das células aumentou com o desenvolvimento do biofilme. O biofilme formado sobre o silicone apresentou camadas internas formadas por densos aglomerados de leveduras, das quais partiram prolongamentos miceliais (hifas) que atravessaram um revestimento externo de polissacarídeos. Com a remoção mecânica do biofilme por meio de enxágüe ou raspagem, ainda permaneceram as células basais leveduriformes aderidas ao material de substrato. A expressão de genes do tipo aglutinina, que codificam proteínas envolvidas na adesão às estruturas do hospedeiro, foi regulada diferentemente de células planctônicas e de células no biofilme. Ao contrário da

C. albicans, o *S. cerevisiae* não apresentou capacidade de formar biofilme maduro, embora também tenha aderido às superfícies protéticas. Os resultados obtidos pelos autores permitiram, segundo eles, a identificação de bases para investigações dos mecanismos moleculares envolvidos na resistência antifúngica de biofilmes de *C. albicans* e forneceram meios para o desenvolvimento de novas terapias para infecções provocadas por biofilmes.

Mah, O'Toole ³⁸ (2001) definem biofilmes como comunidades de microrganismos anexados a superfícies. Segundo os autores, tornou-se claro que células que se desenvolvem em um biofilme expressam propriedades distintas de células planctônicas, sendo uma delas o aumento da resistência aos agentes antimicrobianos. A estrutura física e/ou química dos exopolissacarídeos ou outros aspectos da arquitetura do biofilme podem também conferir resistência, pela exclusão dos antimicrobianos das comunidades bacterianas. Finalmente, bactérias que crescem em biofilme podem desenvolver um fenótipo resistente a antimicrobianos específico desse biofilme. Devido à natureza heterogênea do biofilme, é provável que mecanismos de resistência múltipla funcionem dentro de uma única comunidade. Segundo os autores, pesquisas recentes têm começado a esclarecer os mecanismos de como as comunidades bacterianas aderidas a superfícies desenvolvem resistência a agentes antimicrobianos.

Banting, Hill ³ (2001) avaliaram *in vivo* a desinfecção de próteses totais por imersão em clorexidina ou irradiação por microondas como métodos

adjuntos ao tratamento de estomatite protética. Trinta e quatro pacientes portadores de próteses totais superiores com esfregaços positivos para pseudohifas de *C. albicans* foram selecionados para um dos seguintes tratamentos: irradiação da prótese por microondas ou imersão da prótese em solução de clorexidina a 0,2% (controle). Todos os pacientes receberam medicação antifúngica tópica (Nistatina 300000 UI 3 vezes ao dia) por 14 dias. As próteses selecionadas para o tratamento com as microondas foram escovadas com sabão anti-séptico e água e então irradiadas por um minuto a 850 W em três dias diferentes (1^o, 5^o e 10^o dia). Para o grupo controle, as próteses foram imersas na solução de clorexidina durante a noite por 14 dias, com renovação da solução a cada 2 dias. Essas próteses também foram escovadas em 3 dias diferentes (1^o, 5^o e 10^o dias), estabelecendo parâmetro para comparação entre os grupos. Os resultados demonstraram que, após 14 dias, 53% das próteses irradiadas por microondas apresentaram pseudohifas de *C. albicans* e que essa porcentagem aumentou para 84% para as próteses imersas em clorexidina. Por outro lado, após esse mesmo período, os esfregaços citológicos referentes à mucosa palatina dos pacientes cujas próteses foram irradiadas apresentaram 1/4 do risco de infecção dos tecidos palatinos em relação aos pacientes que tiveram suas próteses imersas em clorexidina. Três meses após o tratamento, o grupo controle foi considerado 5 vezes mais susceptível a apresentar pseudohifas de *C. albicans* quando em comparação com o grupo que recebeu tratamento com as microondas. Os autores

concluíram que a exposição das próteses às microondas foi efetiva para uma adequada desinfecção nas próteses sem ocasionar efeitos deletérios aparentes nas propriedades das mesmas.

Kalachev et al.³⁴ (2001) realizaram estudo com o objetivo de analisar os dados do T-Scan a fim de estender suas possibilidades na determinação de valores específicos de forças oclusais durante o processo de articulação dental. O sistema T-Scan registra contatos oclusais com a ajuda de um sensor em uma rede de pontos. Esse sistema digitaliza todos estes pontos em intervalos específicos e, dependendo da magnitude da força atuando em cada um deles, entra um número no intervalo entre 0-255 na memória do computador. A combinação dos pontos coloridos, proporcionalmente à força atuante em um determinado momento, forma um quadro do filme da oclusão. A soma de todas as forças oclusais atuando nos pontos de contato proporciona a força oclusal total. O aparelho com o programa desenvolvido pelos autores mostrou o seguinte: (1) Em modo gráfico e numérico, o tamanho da força total de contatos oclusais, bem como a força de contatos oclusais da metade esquerda e direita da dentição ou em outra zona escolhida pelo dentista. (2) O tamanho da área de contatos oclusais também em um modo numérico ou gráfico. Concluíram que os dados de magnitude das forças oclusais durante o processo de articulação dinâmica fornecem informações valiosas sobre carga mastigatória nos dentes ou

construções protéticas. Estes dados podem ser utilizados no diagnóstico e no tratamento protético.

O estudo de Neppelenbroek et al.⁴¹ (2003) teve por objetivo avaliar a efetividade da irradiação por microondas na esterilização de resinas rígidas para reembasamento imediato. Corpos-de-prova (10 mm x 10 mm x 1 mm) de três resinas reembasadoras rígidas (Kooliner, Tokuso Rebase and Ufi Gel hard) foram confeccionados e esterilizados por meio de óxido de etileno. Os corpos-de-prova foram então individualmente inoculados (10^7 ufc/mL) em caldo de “tryptic soy” contendo um dos seguintes microrganismos: *C. albicans*, *S. aureus*, *B. subtilis* ou *P. aeruginosa*. Após a inoculação, 40 corpos-de-prova de cada material foram imersos em 200 mL de água e irradiados a 650 W por 6 minutos. Quarenta corpos-de-prova não irradiados foram utilizados como controle positivo. A seguir, 25 μ L da suspensão resultante das diluições seriadas de 10^{-1} a 10^{-6} foram semeados em placas de Petri contendo os meios de cultura seletivos para cada microrganismo. Todas as placas foram incubadas a 37°C por 48 horas. Após a incubação, as colônias foram quantificadas em ufc/mL. Os corpos-de-prova irradiados foram imersos em caldo de “tryptic soy” e incubados a 37°C por 7 dias. Vinte corpos-de-prova foram preparados para MEV. Todos os corpos-de-prova demonstraram esterilização após a irradiação por microondas. A análise em MEV indicou alteração na morfologia celular dos microrganismos após a irradiação por microondas. Os corpos-de-prova irradiados e incubados por 7 dias não

demonstraram crescimento microbiológico visível no meio de cultura. A esterilização por microondas por 6 minutos a 650 W provou ser um método efetivo para a esterilização de resinas reembasadoras rígidas.

O estudo de Polychronakis et al.⁴⁹ (2003) teve por objetivo determinar as alterações dimensionais que ocorrem durante a confecção e durante o uso de próteses totais maxilares feitas com dois tipos de resina acrílica, em um acompanhamento clínico de 5 anos. Próteses totais foram construídas para 17 pacientes edêntulos. Nove pacientes receberam próteses feitas de resina acrílica termo-polimerizável convencional e oito pacientes receberam próteses feitas com resina acrílica termo-polimerizável rápida. Medidas foram tomadas cruzando três pontos de referência (segundos molares e incisivo central) em seis ocasiões: no estágio de inclusão, no momento da inserção da prótese e após 1 semana, 1 mês, 3 meses e 5 anos de uso. Os dados obtidos foram analisados usando o teste ANOVA de um fator para medidas repetidas e o teste de comparações múltiplas de Duncan. Os dois tipos de próteses mostraram o mesmo padrão de alteração dimensional. Uma contração de 0,27% foi estimada no estágio de inserção. Durante os primeiros três meses de uso, uma diminuição da alteração dimensional inicial foi observada. Após um período de 3 meses, uma compensação gradual da contração inicial começou a tomar lugar. Até o fim do período do estudo (5 anos), uma expansão de 0,35% foi mensurada. Próteses totais maxilares feitas com resina

acrílica termo-polimerizável convencional ou rápida exibiram alterações dimensionais que foram consideradas clinicamente aceitáveis.

O artigo de Nogueira et al.⁴⁴ (2004) descreve uma variação da técnica de modelo dividido para montagem em articulador na qual a borda do modelo definitivo fica envolta com fita adesiva, para formar um recipiente para o gesso odontológico, que é usualmente utilizado para afixar o modelo no articulador. Toda a superfície inferior do modelo é revestida com uma fina película de vaselina, antes da afixação no articulador. Após a colocação do gesso, o modelo é mantido por meio da fita adesiva, sendo facilmente separado do gesso de montagem pela remoção da fita adesiva. Entalhes no modelo permitem a remontagem do mesmo no articulador, para efetuar eventuais ajustes no trabalho protético que está sendo realizado.

O objetivo do estudo de Coelho et al.¹³ (2004) foi realizar um levantamento da freqüência de lesões da mucosa bucal relacionadas com próteses, em pacientes atendidos em uma faculdade de odontologia brasileira e determinar se as lesões orais tinham relação com idade, gênero, tipo de prótese, tempo de uso e com métodos de limpeza. As lesões relacionadas com próteses observadas neste estudo foram candidíase crônica atrófica, candidíase crônica hiperplásica, hiperplasia inflamatória fibrosa induzida por prótese, úlceras traumáticas, queilite angular e hiperplasia de bordo. A lesão mais comum, candidíase crônica atrófica, ocorreu com mais freqüência em mulheres, em usuárias de prótese total maxilar,

com uso da mesma por 16-20 anos. O método mais comum de limpeza das próteses foi uma escova de dente e creme dental. Segundo os autores, os resultados sugerem que a prótese pode causar uma grande variedade de lesões na mucosa bucal, que poderiam ser prevenidas com acompanhamento para avaliar as próteses e por meio de instruções para manter os tecidos orais saudáveis.

Segundo Kerstein ³⁵ (2004), duas tecnologias computadorizadas separadas foram sincronizadas de modo que um operador pode gravar os seus dados diagnósticos simultaneamente. Trata-se do sistema de análise oclusal T-Scan II e do sistema de registro eletromiográfico Biopak. A gravação e reprodução simultâneas destes dois sistemas permitem que o operador analise e correlacione determinados momentos específicos oclusais com alterações eletromiográficas que resultam destas situações oclusais. Segundo o autor, a condição oclusal de uma prótese dentária ou o esquema da oclusão pode ser facilmente avaliado, documentado e quantificado tanto nos parâmetros oclusais quanto na atividade muscular e as respostas à qualidade da condição oclusal podem ser verificadas.

O estudo de Pavan et al. ⁴⁷ (2005) avaliou a influência do tratamento com microondas na acurácia dimensional ao longo da borda palatal posterior de bases de dentadura de resina acrílica maxilares, processadas com polimerização em banho de água. Trinta bases acrílicas maxilares (3 mm de espessura) foram feitas de modelos de gesso com resina acrílica Clássico, usando

técnica de rotina. Após a polimerização e o resfriamento, os espécimes foram demuflados e as bases foram estocadas em água por 30 dias. Depois disso, os espécimes foram designados para três grupos (n=10): grupo I (controle) não foi submetido a qualquer ciclo de desinfecção; grupo II foi submetido ao ciclo de desinfecção por microondas de 3 min. a 500 W; e no grupo III a exposição às microondas foi feita por 10 min. a 604 W. As bases acrílicas foram fixadas em seus respectivos modelos com adesivo instantâneo (Super Bonder) e os conjuntos base/modelo foram seccionados transversalmente na zona palatal posterior. A existência de fendas entre os modelos e as bases acrílicas foi avaliada usando um projetor de perfil em 5 pontos. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi observada entre o grupo controle e o grupo II. Entretanto, o grupo III diferiu estatisticamente dos outros ($p < 0,05$). Segundo os autores, o tratamento em forno de microondas a 604 W por 10 min. produziu as maiores discrepâncias na adaptação de bases de dentadura de resina acrílica maxilares em relação aos modelos de gesso.

Webb et al.⁷⁰ (2005) testaram a eficácia de dois métodos de tratamento da estomatite protética em instituições assistenciais. Segundo os autores, a estomatite protética causada pela *Candida* tem sido associada com uma falta de higiene nas próteses. Sessenta indivíduos com estomatite protética foram divididos aleatoriamente em três grupos: (1) imersão da prótese total em hipoclorito de sódio, (2) desinfecção por microondas e (3) controle. Ambos os

métodos de tratamento foram realizados à noite, por 1 semana, com exceção do grupo controle. Fotografias padronizadas do palato e amostras microbiológicas do palato, prótese totais maxilares e mandibulares foram tomadas antes e após os tratamentos. Tanto o hipoclorito quanto a irradiação por microondas reduziram significativamente o número de *Candida* e bactérias aeróbias, em ambas as próteses, e os dois métodos reduziram significativamente a *Candida* no palato. No entanto, as bactérias aeróbias do palato não foram significativamente reduzidas por nenhum dos métodos e os controles mostraram mudanças insignificantes na quantidade de *Candida* e bactérias aeróbias. Os autores concluíram que ambos os métodos de desinfecção foram bem sucedidos, exceto na contagem de bactérias aeróbias presentes no palato, e que os três observadores independentes, responsáveis por avaliar as fotografias clínicas, tiveram dificuldade em identificar os controles, mas foram bem sucedidos na identificação dos tratamentos. Os avaliadores também mostraram que não houve diferença entre os dois métodos de desinfecção, concordando com a análise microbiológica.

O estudo realizado por Silva et al.⁶³ (2006) teve por objetivo avaliar a efetividade da irradiação por microondas na esterilização de próteses totais. Oitenta próteses totais maxilares padronizadas foram confeccionadas e submetidas à esterilização com óxido de etileno. As próteses foram então individualmente inoculadas (10^7 org/mL) com caldo de cultura “tryptic soy” contendo um dos seguintes microrganismos: *C. albicans*, *S. aureus*, *B. subtilis* e

P. aeruginosa. Após 48 horas de incubação a 37°C, 40 próteses foram imersas em 200 mL de água destilada estéril e irradiadas a 650 W por 6 minutos. Quarenta próteses não irradiadas foram utilizadas como controle. A seguir, 25 µL da suspensão resultante das diluições seriadas de 10⁻¹ a 10⁻⁶ foram semeados em placas de Petri contendo os meios de cultura seletivos para cada microrganismo. Todas as placas foram incubadas a 37°C por 48 horas. Após a incubação, as colônias foram quantificadas em ufc/mL. Para a verificação da efetividade da exposição às microondas a longo prazo, as próteses irradiadas foram imersas em béqueres contendo caldo de “tryptic soy” e incubadas a 37°C por 7 dias. As placas de Petri referentes às próteses contaminadas com *C. albicans*, *S. aureus* e *B. subtilis* não demonstraram presença de colônias viáveis após 48 horas de incubação. Nesse mesmo período, um número reduzido de colônias viáveis foi observado em duas placas de Petri referentes às próteses contaminadas com *P. aeruginosa*. Após 7 dias, houve crescimento microbiológico em três béqueres, sendo dois para *P. aeruginosa* e um para *B. subtilis*. Todas as próteses totais do grupo controle apresentaram crescimento microbiano nas placas de Petri após 48 horas. Os autores concluíram que a irradiação por microondas por 6 minutos a 650 W promoveu esterilização das próteses totais contaminadas com *C. albicans* e *S. aureus* e desinfecção daquelas contaminadas com *P. aeruginosa* e *B. subtilis*.

Segundo Compagnoni et al.¹⁴ (2006), a fase de adaptação funcional que ocorre nos pacientes após a instalação de próteses totais é uma das mais

críticas em relação à aceitação da prótese, devido às dificuldades iniciais transitórias que o paciente enfrenta nos primeiros 30 dias. Os autores realizaram estudo para avaliar as possíveis alterações no padrão de movimentos mandibulares decorrentes da instalação de próteses totais em indivíduos edentados, durante o período de adaptação funcional das próteses. Foi empregado o sistema de diagnóstico cinesiográfico K6-I (Myotronics Research Inc., Seattle, WA) para a avaliação de 15 pacientes previamente tratados com confecção de próteses totais. Foram realizados registros da amplitude e da velocidade dos movimentos mandibulares de abertura e fechamento, do movimento da mandíbula entre a posição de repouso postural e a oclusão cêntrica e do movimento da mandíbula durante a mastigação e registro do limite de movimentos mandibulares de abertura e fechamento, lateralidade e protrusão. Foram realizadas seis sessões: I. no momento da instalação das próteses totais, após os ajustes necessários; II. 24 horas; III. 48 horas; IV. uma semana; V. 2 semanas; VI. 30 dias após instalação. Os dados obtidos foram tabulados e submetidos ao teste de Friedman (nível de significância 5%). Os resultados demonstraram que o padrão dos movimentos mandibulares pouco se altera em função do tempo de instalação estudado. Concluiu-se por meio de análise cinesiográfica, que a instalação de próteses totais não alterou o padrão de movimentos mandibulares em indivíduos edentados, durante um mês de acompanhamento.

O estudo de Sartori et al.⁶⁰ (2006) avaliou o efeito de métodos de desinfecção – desinfecção química (imersão em 100 ppm de solução clorada) ou desinfecção por microondas (690 W por 6 min.) – na adaptação interna de bases de dentadura e na rugosidade superficial da resina. Para o teste de adaptação, 18 bases de dentadura maxilares foram obtidas de modelos de gesso duplicados de um modelo mestre metálico e submetidas aos seguintes tratamentos: 1- controle (sem desinfecção), 2- desinfecção química ou 3- desinfecção por microondas. Os procedimentos de desinfecção foram realizados duas vezes (T1, T2), com um intervalo de sete dias entre eles. A adaptação interna foi mensurada no baseline (T0) e após T1 e T2 pela pesagem do filme de vinil polisiloxana, reproduzindo a desadaptação entre a base de resina e o modelo mestre. Para a mensuração da rugosidade, 60 espécimes de resina retangulares (5x10x40 mm) foram mecanicamente ou quimicamente polidos e então submetidos aos tratamentos de desinfecção. A rugosidade superficial (Ra) foi registrada após o polimento (T0) e após T1 e T2. Os dados foram analisados pelo teste ANOVA para mensurações repetidas e pelo teste de Bonferroni, ao nível de significância de 5%. Os autores concluíram que as bases submetidas à desinfecção por microondas tiveram aumento gradual da desadaptação, enquanto as bases imersas em solução clorada não diferiram do grupo controle. Além disso, a rugosidade superficial aumentou nos grupos polidos mecanicamente com a desinfecção por microondas e diminuiu nos grupos polidos quimicamente.

O estudo de Gonçalves et al.²⁶ (2006) avaliou o efeito da desinfecção por imersão em perborato de sódio (50° C/10 min) ou pela irradiação por microondas (650 W / 6 min.) sobre a alteração dimensional linear de quatro resinas de reembasamento autopolimerizáveis (Kooliner-K, New Truliner-N, Tokuso Rebase Fast-T, Ufi Gel Hard-U) e uma resina de base da prótese termopolimerizável (Lucitone 550-L). Espécimes (50,0 mm de diâmetro, 0,5 mm de espessura) foram confeccionados, utilizando um molde dividido com pontos de referência, e distribuídos em dois grupos controles e quatro grupos teste (n = 8). As distâncias entre os pontos foram mensuradas sobre o molde metálico (baseline) e comparadas com as obtidas a partir dos espécimes após: polimerização (K, N, T e U) ou imersão em água a 37 ° C (L), por 7 dias (controle); 2 ou 7 ciclos de desinfecção por imersão em perborato de sódio ou por irradiação em forno de microondas. Os testes de ANOVA two-way e de Tukey ($\alpha=0,05$) mostraram que desinfecção por microondas aumentou significativamente a média de alteração dimensional linear para os materiais L (-1,43%), N (-1,27%) e K(-1,06%). O material N também apresentou um aumento significativo na alteração dimensional linear após dois ciclos de desinfecção química (-0,73%). Para os materiais U (-0,47%) e T (-0,21%), não houve mudanças encontradas na alteração dimensional linear. Os autores concluíram que a desinfecção por microondas aumentou a contração dos materiais L, N e K. A estabilidade dimensional das resinas T e U não foi afetada pelos métodos de desinfecção avaliados.

Segundo Sierpińska et al.⁶² (2006), os fatores que podem afetar a eficiência mastigatória incluem perda de dentes pós-canino, força de mordida, severidade da maloclusão, área de contato oclusal, tamanho corporal e função motora oral. Os autores buscaram com esse estudo verificar se existe um relacionamento entre a eficiência mastigatória e a situação da dentição de pacientes cuja oclusão nunca foi reabilitada. Vinte e dois pacientes que perderam mais do que 50% das suas unidades dentais funcionais e que nunca usaram próteses (Grupo experimental) e 15 controles saudáveis e totalmente dentados (Grupo controle) fizeram parte dessa pesquisa. A eficiência mastigatória foi mensurada por meio de um teste com Optosil para 20 e 80 ciclos de mastigação. As condições oclusais foram analisadas por médias do sistema T-Scan II que registrou a força máxima de pressão durante os contatos oclusais máximos, o tempo que passou entre o primeiro contato e a força máxima de pressão e a área da plataforma oclusal. Foi observada uma considerável diferença na integridade do sistema mastigatório entre ambos os grupos. A força de pressão no sensor, área da plataforma mastigatória e o tempo do primeiro contato até a força máxima calculada no T-Scan II diferiu significativamente entre os grupos. O valor de X50 para 20 e 80 ciclos de mastigação estimado no teste com Optosil foi estatisticamente diferente somente para 80 ciclos de mastigação. Os autores concluíram que a severa redução do número de unidades dentais funcionais é

causa da piora na capacidade mastigatória, mas a prolongação da mastigação poderia melhorar a cominuição de alimentos duros.

Segundo Dhir et al.²⁰ (2007), a adição de carga aniônica em resinas de base de dentaduras tem mostrado uma inibição na adesão de *Candida albicans* e facilita a adsorção de moléculas salivares de defesa. O objetivo do estudo desses autores foi avaliar as propriedades físicas das resinas de base modificadas durante a fabricação da prótese. Espécimes fabricados pela resina termopolimerizável Lucitone 199 foram utilizadas como grupo controle. Os dois grupos experimentais E-10 e E-20, possuíam 10% e 20%, respectivamente, do monômero substituído por monômero experimental contendo fosfato. Resistência à flexão, sorção de água, solubilidade e testes de estabilidade de cor foram conduzidos para assegurar a concordância com a especificação No. 12 da ADA. O coeficiente de difusão de água no interior das resinas e de manchamento também foram avaliados. Os testes de ANOVA e Scheffé foram realizados para verificar a significância estatística. Houve um declínio geral em todas as propriedades com a adição experimental de composto de fosfato. A resistência à flexão, sorção de água e solubilidade para E-10, bem como o controle, no entanto, estiveram de acordo com as especificações da ADA. Os coeficientes de difusão de água foram significativamente diferentes para os três grupos. Em termos de estabilidade de cor, os três grupos não mostraram diferenças significativas. Os autores concluíram que, dentro das limitações deste estudo, as propriedades da resina de base de prótese com fosfato

a 10% deveriam ser adequados para fabricação de dentaduras, em função das propriedades avaliadas.

Coulthwaite, Verran ¹⁶ (2007) afirmam que o estado de saúde bucal tende a piorar com a idade, resultando no aumento da necessidade de próteses removíveis. Segundo os autores, a saúde oral é um reflexo da saúde sistêmica, podendo afetar a habilidade individual de alimentação e fala, e contribuir significativamente para auto-estima e bem estar. As características microbiológicas da placa em próteses têm recebido uma atenção pequena, quando comparada à placa dental, ainda que esta possua uma localização e composição diferentes. A placa em prótese e sua higiene deficiente estão associadas à estomatite protética (infecção por *Candida*), podendo também servir como um reservatório de patógenos potencialmente infecciosos e contribuir com o mau hálito, cáries e periodontite, em indivíduos que ainda possuem dentes naturais remanescentes. As bactérias orais têm sido relacionadas com a endocardite bacteriana, pneumonia aspirativa, infecções gastrointestinais e doença pulmonar obstrutiva crônica, entre outras. As próteses oferecem um reservatório de microrganismos associados a estas infecções, justificando a importância de um regime efetivo de higiene oral para o controle da placa em prótese, o que vai contribuir para o controle de doenças orais e sistêmicas associadas.

Segundo Consani et al. ¹⁵ (2007), a desinfecção de próteses através do microondas pode resultar em mudanças dimensionais que podem distorcer a

base de resina acrílica, causando desconforto ao paciente. Desse modo, os autores se propuseram a determinar o efeito da desinfecção por microondas simulada na adaptação de base de próteses totais superiores, utilizando 2 diferentes métodos de fechamento de mufla. Quarenta bases enceradas em modelos de gesso foram preparadas para inclusão pelo método de fechamento de mufla tradicional (n=20) e pelo método de fechamento de mufla com sistema de restrição (n=20). O sistema de restrição consiste em 2 placas de metal que seguram a mufla durante o seu fechamento definitivo, mantendo-a em uma posição fechada após a liberação de pressão. Resina acrílica (Clássico) foi preparada de acordo com as instruções do fabricante. Após a polimerização em água a 74° C por 9 horas, as bases foram removidas, com o resfriamento das muflas, e submetidas ao acabamento convencional com pedras abrasivas e pasta fluída com pedra pomes. Dez bases para cada método de inclusão (n=10) foram submetidas a uma desinfecção simulada, em 150 ml de água destilada e no forno de microondas a 650 W por 3 minutos. Bases controles para cada método de inclusão (n=10) não foram desinfetadas. Três cortes transversais foram realizados em todos os conjuntos base de resina-modelo de gesso, correspondendo à distal dos caninos, mesial dos primeiros molares e posterior à região do palato. As fendas entre a base de resina acrílica e o modelo de gesso foram mensuradas, utilizando um micrômetro óptico, nos três cortes, para determinar adaptação em 5 pontos: limites esquerdo e direito das bordas, cristas do rebordo esquerda e direita e linha média. Os dados coletados

foram submetidos aos testes de ANOVA 3-way e Tukey ($\alpha=0,05$). Os valores da desadaptação (mm) para bases de próteses preparadas pelo método de fechamento de mufla com sistema de restrição foram significativamente menores (0,16 +/- 0,05) quando comparados ao método de fechamento de mufla tradicional (0,21 +/- 0,05). A desinfecção por microondas simulada melhorou estaticamente a adaptação das bases preparadas pelo método de fechamento de mufla tradicional (0,17 +/- 0,03), em comparação às bases sem desinfecção (0,21 +/- 0,05). A desinfecção simulada melhorou estatisticamente a adaptação da base somente na distal dos caninos (Sem desinfecção=0,13 +/- 0,01; Com desinfecção=0,11 +/- 0,03) e na região posterior do palato (Sem desinfecção =0,25 +/- 0,04; Com desinfecção=0,21 +/- 0,01) quando as bases foram preparadas pelo método de fechamento de mufla tradicional. Os autores concluíram que a desinfecção por microondas simulada melhorou a adaptação de base das próteses quando o método de fechamento de mufla tradicional foi usado, mas não alterou estatisticamente a adaptação de base para o método de fechamento de mufla com sistema de restrição.

Fleck et al.²³ (2007) estudaram o efeito de dois protocolos de desinfecção por microondas na adaptação de bases de resina acrílica polimerizadas em banho de água convencional e por energia de microondas. Trinta e seis bases de resina foram obtidas de modelos de gesso duplicados de um modelo mestre metálico de uma maxila edêntula e polimerizadas por banho de

água convencional ou por energia de microondas. Os tratamentos de desinfecção experimentais foram: 1- controle (sem desinfecção); 2- protocolo 1 (690 W/6 min); 3- protocolo 2 (345 W/6 min). Os procedimentos de desinfecção foram realizados 3 vezes (T1, T2, T3), com 7 dias de intervalo. A adaptação foi mensurada pela pesagem de um filme de vinil polisiloxana reproduzindo o espaço entre a base de resina e o modelo mestre. Os dados foram analisados pelo teste ANOVA para mensurações repetidas e pelo teste de Bonferroni ($\alpha=0,05$). Em T1 e T2, todos os grupos polimerizados por energia de microondas tiveram valores médios maiores do que os grupos polimerizados pela técnica convencional. Em T3, as bases de dentadura de resina polimerizadas por energia de microondas tiveram uma piora na adaptação quando submetidas à desinfecção por microondas a 690W por 6 min. Nenhuma diferença significativa foi encontrada para bases submetidas à desinfecção por microondas a 345 W por 6 min. ($P>0,05$). Os autores concluíram que a adaptação das bases de dentadura variaram em função da técnica de polimerização e do protocolo de desinfecção por microondas (potência e tempo). A desinfecção por microondas a 690 W por 6 min. se mostrou prejudicial às bases de dentadura após procedimentos de desinfecção repetidos.

Seó et al.⁶¹ (2007) avaliaram a estabilidade dimensional de bases de dentadura intactas e reembasadas, após desinfecção por microondas. Um modelo de latão simulando um arco maxilar edêntulo foi usinado e usado para confeccionar bases de dentadura de 2 mm e 4 mm de espessura (n=200), as quais

foram processadas com a resina acrílica termopolimerizável Lucitone 550. Os espécimes de 2 mm de espessura (n=160) foram reembasados com 2 mm de resina autopolimerizável (Tokuso Rebase Fast, Ufi Gel Hard, Kooliner ou New Truliner). As distâncias entre 5 pinos removíveis no modelo de latão padrão foram mensuradas com um projetor de perfil Nikon e a área (mm) formada pelas distâncias entre os 5 pinos foi calculada e serviu como baseline. Durante a confecção, os pinos foram transferidos para a superfície dos espécimes. Diferenças entre a área baseline e aquelas determinadas nos espécimes foram usadas para calcular o percentual de alterações dimensionais. As bases de dentadura intactas e reembasadas foram divididas em 4 grupos de avaliação (n=10): pós-polimerização (grupo controle P); 1 ciclo de desinfecção por microondas (MW); desinfecção diária (microondas) por 7 dias (grupo controle MW7); armazenagem em água por 7 dias (WS7). A irradiação por microondas foi realizada por 6 minutos a 650 W. Os dados foram analisados usando o teste ANOVA 2-way seguido pelo teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Os espécimes intactos e aqueles reembasados com Kooliner e New Truliner apresentaram contração aumentada após 1 ciclo (p=0,05; 0,018 e 0,001, respectivamente) e 7 ciclos (p<0,001; 0,003 e < 0,001, respectivamente) de desinfecção por microondas. Com exceção dos espécimes reembasados com Kooliner, os espécimes intactos mostraram contração maior do que os espécimes reembasados após 7 ciclos de desinfecção por microondas. Os autores concluíram que a desinfecção por

microondas produziu uma contração aumentada nos espécimes intactos e naqueles reembasados com Kooliner e New Truliner.

O estudo de Urban et al. ⁶⁶ (2007) comparou o conteúdo de monômero residual de quatro resinas de reembasamento rígidas (Duraliner II-D, Kooliner-K, Tokuso Rebase Fast-TRF e Ufi Gel hard-UGH) e de uma resina de base de prótese termopolimerizável (Lucitone 550-L), a qual foi processada utilizando dois ciclos de polimerização (curto e longo). Também foi investigado o efeito de dois tratamentos pós-polimerização no conteúdo de monômero residual. Os espécimes de cada material (n=18) foram produzidos seguindo as instruções dos fabricantes e divididos em três grupos: GI (controle)- espécimes não receberam tratamento. GII- espécimes receberam tratamento pós-polimerização de irradiação por microondas. GIII- espécimes foram submetidos à imersão em água a 55° C (resinas de reembasamento por 10 min.; resina de base de prótese por 60 min.). O conteúdo de monômero residual foi analisado utilizando cromatografia líquida de alta eficiência e expresso em porcentagem. Os dados foram analisados pelo testes ANOVA two-way e Tukey ($\alpha= 0,05$). Comparando-se os espécimes controle, diferenças estatísticas foram encontradas em todos os materiais ($p < 0,05$) e os resultados puderam ser organizados como: K (1,52%)> D (0,85%)> UGH (0,45%)> L em ciclo longo (0,24%)> TRF (0,14%)> L em ciclo curto (0,08%). A imersão em água quente (GIII) promoveu uma significativa ($p < 0,05$) redução do conteúdo de monômero residual para todos os materiais avaliados, em

comparação ao controle (GI), com exceção dos espécimes L em ciclo longo. Os materiais K, TRF e UGH exibiram valores significativamente mais baixos de conteúdo de monômero residual ($p < 0,05$), após a irradiação por microondas (GII), do que os espécimes controle. Os autores concluíram que a redução do monômero residual promovida pelos tratamentos pós-polimerização em banho de água e pela irradiação por microondas poderia melhorar as propriedades mecânicas e de biocompatibilidade dos materiais reembasadores e de base, utilizados em prótese.

O objetivo do estudo de Sakaguchi et al.⁵⁷ (2007) foi avaliar o efeito das mudanças na posição mandibular sobre a postura do corpo e, reciprocamente, da postura do corpo sobre a posição mandibular. Quarenta e cinco pacientes assintomáticos (24 homens e 21 mulheres, com idade entre 21 e 53 anos – média de 30,7 anos) foram incluídos nesse estudo e aleatoriamente divididos em um dos dois grupos. A única diferença entre os grupos I e II foi a seqüência de testes. O sistema MatScan foi usado para mensurar o resultado das alterações na postura corporal (centro de pressão plantar) enquanto os pacientes mantinham as seguintes 5 posições mandibulares: (1) posição de repouso, (2) oclusão cêntrica, (3) posição da linha mediana mandibular alinhada com o freio labial, (4) um dispositivo de cera placebo, colocado ao redor das superfícies vestibulares dos dentes e (5) uma posição mandibular excêntrica para o lado direito. O sistema T-Scan II foi usado para analisar a distribuição de força oclusal em duas posições

posturais, com e sem o calcanhar esquerdo sobre o pé direito. A extensão da trajetória do centro de pressão plantar na oclusão cêntrica foi menor do que na posição de repouso. A área do centro de pressão plantar na posição mandibular excêntrica direita foi maior do que na oclusão cêntrica. Quando os pacientes colocaram o calcanhar esquerdo sobre o pé direito, as forças oclusais mudaram para o lado direito em comparação a não colocação do calcanhar. Baseado nesses achados, os autores concluíram que mudanças na posição mandibular afetaram a postura do corpo e que mudanças na postura corporal afetaram a posição mandibular.

Garg ²⁴ (2007) afirma que, embora não tenha sido desenvolvido nenhum padrão oclusal específico e ideal para implantodontia, as pesquisas sugerem alguns critérios para definir um padrão oclusal particular que ajudará a reduzir interferências oclusais e minimizar forças laterais e horizontais nos pilares. As forças oclusais e mastigatórias devem ser levadas em consideração em qualquer prótese implanto-suportada. Adicionalmente, a dentição oposta, bem com os movimentos parafuncionais devem ser avaliados. Segundo o autor, o sistema de análise oclusal T-Scan (Tekscan) pode ajudar clínicos a encontrar as necessidades dos seus pacientes por meio de mensurações confiáveis das forças de mordida. O sistema T-Scan III é o mais recente desenvolvido para ajudar o clínico a obter dados oclusais úteis e consistentes para o posicionamento, análise e reparo dos implantes dentais.

Neppelenbroek et al.⁴⁰ (2008) avaliou a eficácia da desinfecção por microondas de próteses totais maxilares no tratamento da estomatite protética induzida por *Candida*. Os pacientes (n = 60) foram divididos aleatoriamente em um dos quatro grupos de tratamento, contendo 15 indivíduos cada um: Grupo controle: os pacientes realizaram os cuidados de rotina com as próteses; Grupo Mw: os pacientes tiveram suas próteses maxilares desinfetadas por microondas (650 W por 6 min.), três vezes por semana, durante 30 dias; Grupo MwMz: os pacientes receberam o tratamento do grupo Mw em conjunto com a aplicação tópica de miconazol, três vezes por dia, durante 30 dias; Grupo Mz: os pacientes receberam a aplicação tópica de miconazol, três vezes por dia, durante 30 dias. Esfregaços citológicos e culturas micológicas foram tomados das próteses e dos palatos de todos os pacientes, antes do tratamento, após 15 e 30 dias do tratamento e em um acompanhamento de 60 e 90 dias. A eficácia dos tratamentos foi avaliada pelo teste de Kruskal-Wallis e Mann-Whitney. As análises microbiológicas e clínicas do grupo controle não demonstraram diminuição significativa na infecção por *Candida*, durante o ensaio clínico. Esfregaços e culturas do palato e das próteses dos grupos Mw e MwMz apresentaram ausência de *Candida* em 15 e 30 dias de tratamento. Após 60 e 90 dias, algumas formas miceliais foram observadas em 11 esfregaços de prótese (36,6%), dos grupos Mw e MwMz, mas não sobre os esfregaços do palato. O miconazol (Grupo Mz) não causou redução significativa da inflamação palatal, nem erradicou a *Candida* das próteses e dos palatos. Os

autores concluíram que a desinfecção por microondas foi eficaz para o tratamento da estomatite protética e que a recorrência de *Candida* sobre próteses desinfetadas por microondas no acompanhamento foi drasticamente reduzida.

O estudo de Mima et al.³⁹ (2008) avaliou a eficácia de diferentes exposições à irradiação por microondas na desinfecção de uma resina rígida de reembasamento. Espécimes estéreis foram inoculados individualmente com um dos microrganismos testados (*Pseudomonas aeruginosa*, *Staphylococcus aureus*, *Candida albicans* e *Bacillus subtilis*) e incubados por 24 horas a 37° C. Para cada microrganismo, 10 espécimes não foram irradiados por microondas (controle) e 50 espécimes foram irradiados. Os espécimes controle foram imersos individualmente em solução salina estéril e alíquotas replicadas das diluições seriadas foram plaqueadas em meios seletivos adequados para cada organismo. Os espécimes irradiados foram imersos em água e desinfetados por microondas a 650 W por 1, 2, 3, 4 ou 5 minutos, antes das diluições seriadas e plaqueamentos. Após 48 horas de incubação, colônias em placas foram contadas. Os espécimes irradiados também foram incubados por 7 dias. Alguns espécimes foram preparados para análise de microscopia eletrônica de varredura (MEV). Todos os espécimes irradiados por 3, 4 e 5 minutos mostraram-se esterilizados. Após 2 minutos de irradiação, os espécimes inoculados com *C. albicans* foram esterilizados, enquanto que aqueles com inoculação de bactérias foram desinfetados. Um minuto de irradiação resultou no crescimento de todos os

microrganismos. Os exames em MEV indicaram alteração da morfologia celular dos espécimes esterilizadas. A eficácia da irradiação por microondas foi melhor quando o tempo de exposição aumentou. Os autores concluíram que os 3 minutos de irradiação por microondas podem ser utilizados para esterilização de resinas acrílicas, evitando assim a contaminação cruzada.

Segundo Sartori et al.⁵⁹ (2008), a irradiação por microondas tem sido utilizada para a desinfecção de próteses ao invés de soluções químicas, embora seu efeito sobre as propriedades da resina após repetidos procedimentos ainda não seja claro. Desse modo, os autores avaliaram o efeito cumulativo de dois métodos de desinfecção sobre a microdureza Knoop e a estabilidade tridimensional de uma resina de base de prótese de polimetilmetacrilato. Para a avaliação da microdureza, 24 discos de resina receberam um polimento mecânico e foram submetidos aos seguintes tratamentos: (1) controle (sem desinfecção), (2) desinfecção química (imersão em solução clorada de 100ppm por 24h), ou (3) desinfecção por microondas (irradiação a 690 W por 6 min.). Procedimentos de desinfecção foram realizados duas vezes (T1, T2) com um intervalo de 7 dias. A microdureza Knoop foi registrada após o polimento (T0) e depois de T1 e T2. Para o teste de estabilidade dimensional (medido através da adaptação da base da prótese), 36 bases de prótese maxilar foram obtidas a partir de modelos de gesso duplicados de um modelo mestre metálico e submetidas a tratamentos de desinfecção. A adaptação das bases de prótese foi medida no baseline (T0) e

depois de T1 e T2, pesando um filme de vinil polisiloxano, o qual reproduzia o espaço entre a base de resina e modelo mestre. Após a análise estatística dos dados, verificou-se que a microdureza Knoop não foi modificada por qualquer procedimento de desinfecção, mas diminuiu ao longo do tempo. As bases de resina submetidas à desinfecção por microondas tiveram um aumento gradual das distorções ao longo do tempo, enquanto as bases imersas em solução clorada não diferiram do grupo controle e se mantiveram estáveis dimensionalmente de T1 a T2.

Segundo Ohkubo et al.⁴⁵ (2008), o uso de um número limitado de implantes para suportar uma prótese parcial removível (PPR) altera a situação de classe I e II de Kennedy para classe III. Nesse estudo piloto, os autores avaliaram próteses parciais removíveis (PPR) com extensão distal, implanto-suportadas em 5 pacientes parcialmente edêntulos. Dois implantes foram colocados no arco classe I de Kennedy mandibular. Para confeccionar uma PPR implanto-suportada, uma base de PPR convencional foi encaixada sobre o pilar cicatrizador com resina autopolimerizável, para suportar a porção posterior da PPR. Através da mudança do pilar cicatrizador por um parafuso vedante, passou a não existir nenhuma conexão entre a base da prótese e o implante, o que transformou a PPR implanto-suportada em PPR convencional. Os movimentos mandibulares de ambas as próteses durante a mastigação foram mensurados usando um aparelho de registro disponível comercialmente (BioPACK, Bioresearch, Japan). A força oclusal e a

área de contato foram também mensuradas usando sensores sensitivos de pressão e um scanner das imagens geradas (sistema T-Scan). Usando uma escala análoga visual, o conforto, mastigação, retenção e a estabilidade foram avaliados. Nenhuma diferença estatística existiu nos movimentos mastigatórios entre a PPR implanto-suportada e a convencional. Entretanto, a PPR implanto-suportada teve significativamente maior força oclusal e área de contato do que a PPR convencional. O centro de força oclusal da PPR implanto-suportada, avaliado pelo T-Scan, tendeu a se mover mais distalmente comparado ao centro de força da PPR convencional. Todos os pacientes preferiram a PPR implanto-suportada em termos de conforto, mastigação, retenção e estabilidade. Os autores concluíram que um implante por área edêntula e uma técnica simples de encaixe proporcionaram maior estabilidade à extensão distal da PPR.

Segundo Sanitá et al.⁵⁸ (2009), a desinfecção de prótese totais por microondas tem sido recomendada para tratar a estomatite protética em pacientes não imunocomprometidos. No entanto, a candidíase oral é uma manifestação freqüente da infecção pelo HIV. Desse modo, o objetivo deste estudo foi avaliar a eficácia da irradiação por microondas sobre a desinfecção de próteses totais inoculadas com cinco espécies de *Candida* isoladas de pacientes HIV e provenientes de American Type Culture Collection (ATCC). Cinquenta próteses foram confeccionadas, esterilizadas e inoculadas com os microrganismos testados (*C. albicans*, *C. dubliniensis*, *C. krusei*, *C. glabrata* e *C. tropicalis*). Após

incubação (37 ° C/48 h), as dentaduras foram desinfetadas por microondas (650 W / 3 min.). Próteses não irradiadas foram utilizadas como controles positivos. Alíquotas replicadas de suspensões foram plaqueadas em diluições de 10⁻¹ a 10⁻⁴ e incubadas (37° C/48 h). As colónias (ufc ml⁻¹) foram quantificadas. As próteses também foram incubados a 37° C, durante 7 dias. Os dados foram analisados com os testes de ANOVA 2-way e Tukey ($\alpha=0,05$). As próteses contaminadas com todas as espécies *Candida* mostraram-se esterilizadas após irradiação por microondas. Todas as próteses controle apresentaram crescimento microbiano sobre as placas. O valor de ufc ml⁻¹ para *C. glabrata* foi mais elevada do que para *C. albicans*, *C. dubliniensis* e *C. tropicalis*, enquanto o valor de ufc ml⁻¹ para *C. krusei* foi menor. O valor de ufc ml⁻¹ para os isolados clínicos foi superior ao das leveduras provenientes de ATCC. Os autores concluíram que a irradiação por microondas (3 min. a 650 W) resultou na esterilização de todas as próteses totais.

Ribeiro et al.⁵⁴ (2009) avaliaram a eficácia clínica de dois tempos de exposição à irradiação por microondas na desinfecção de próteses totais. Amostras de biofilme foram coletadas de próteses de 30 pacientes, os quais foram aleatoriamente divididos em dois grupos experimentais (n=15): Grupo 1- os pacientes tiveram suas próteses maxilares irradiadas por 3 minutos a 650 W; Grupo 2- os pacientes tiveram suas próteses maxilares irradiadas por 2 minutos a 650 W. As amostras de biofilme foram coletadas com swabs, antes (superfícies do

lado esquerdo) e depois (superfícies do lado direito) da irradiação por microondas. Todo o material microbiológico foi plaqueado em meio seletivo para *Candida spp*, *Staphylococcus spp*, *Streptococcus mutans* e um meio não seletivo. Após incubação (48 h / 37° C), o número de unidades formadoras de colônia (ufc/ml) foi registrado. Os microrganismos que cresceram em meio seletivo foram identificados por métodos bioquímicos. Os dados foram analisados pelo teste de Kruskal-Wallis seguido pelo teste de Dunn ($\alpha=0,05$). A irradiação por microondas por 3 minutos (grupo 1) resultou em esterilização de todas as dentaduras avaliadas. Após irradiação por microondas por 2 minutos (grupo 2), uma diminuição significativa de *Candida spp*. ($p=0,0062$), *Staphylococcus spp*. ($p=0,0178$), *Streptococcus mutans* ($p=0,0047$) e espécies não identificadas ($p<0,0001$) foi alcançada em comparação com as ufc/ml obtidas antes da irradiação. As colônias que cresceram após dois minutos de irradiação foram identificadas como *Candida albicans*, *Staphylococcus não-aureus* e *Streptococcus mutans*. Os autores concluíram que a irradiação por microondas por 3 minutos pode ser um tratamento potencial para prevenir contaminação cruzada.

Proposição

Proposição

O objetivo do presente estudo clínico foi avaliar o efeito de dois protocolos de desinfecção por microondas sobre a estabilidade dimensional de próteses totais maxilares, analisando-se:

- 1- A estabilidade dimensional linear;
- 2- O percentual de força oclusal obtido com os contatos oclusais cêntricos, por meio do sistema T-Scan III;
- 3- As ocorrências clínicas durante o período experimental.

Material e método

Material e método

A-Seleção dos pacientes:

Foram selecionados 40 pacientes desdentados totais, de ambos os gêneros, com idade entre 44 e 82 anos (média de 65 anos), com base nos seguintes critérios: paciente receptivo, com ausência de restrições funcionais do sistema mastigatório, rebordos alveolares com volume e resiliência normais e ausência de alterações psicomotoras e sistêmicas debilitantes.

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Araraquara (Apêndice A), sob o protocolo n.º. 53/05, e cada paciente assinou o termo de consentimento para participar da pesquisa.

B-Confeção das próteses totais:

Após a obtenção dos modelos preliminares, com moldeiras de estoque, foram confeccionadas moldeiras individuais de resina acrílica autopolimerizável Jet (*Artigos Odontológicos Clássico Ltda, São Paulo, Brasil*) para a realização da moldagem funcional, a qual foi subdividida em moldagem de borda com godiva (*Kerr Corporation, CA, EUA*) e moldagem de corpo com pasta zincoenólica (*Lysanda Produtos Odontológicos Ltda., São Paulo, Brasil*). Obtidos os modelos funcionais, foram confeccionadas as bases de prova. As bases de

prova foram obtidas pela técnica laminar, proporcionando uma lâmina de resina acrílica autopolimerizável Jet de aproximadamente 2,5 mm, para que posteriormente fosse recoberta por uma fina camada de cera 7 (*Wilson, Polidental Indústria e Comércio Ltda, Cotia, SP, Brasil*). Como somente a prótese total maxilar foi submetida à desinfecção por microondas, a espessura do palato foi mantida em torno de 3,0 mm. As mensurações foram realizadas utilizando-se um medidor com relógio comparador para medidas externas, modelo 209-601 (*Mitutoyo Sul Americana Ltda, Suzano, SP, Brasil*) (Figura 1), durante a confecção da base de prova, após o enceramento e após a acrilização da prótese.

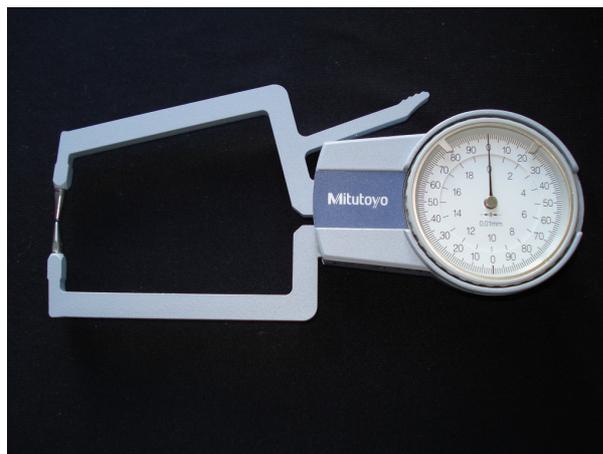


FIGURA 1- Medidor com relógio comparador para medidas externas, modelo 209-601, Mitutoyo.

Após a obtenção das bases de prova, foi realizada a tomada do arco facial, a determinação dos planos articulares e os registros intermaxilares (dimensão vertical e relação central). A montagem dos modelos no articulador foi realizada pela técnica de “split cast” ou modelo dividido,⁴⁴ possibilitando a

remontagem laboratorial após a polimerização das próteses, para o reajuste da oclusão. Realizado esse procedimento, os dentes artificiais Biolux (*Dental Vipi Ltda. Indústria e Comércio de Material Odontológico, Pirassununga, SP, Brasil*) foram selecionados e montados, quando, então, foram executadas as provas clínicas, para verificar se a estética e o relacionamento intermaxilar obtidos e transferidos ao articulador estavam corretos. A seguir, foi efetuado o ajuste oclusal das próteses em cera no articulador e posteriormente, realizado o processamento laboratorial composto pelas fases de inclusão, eliminação de cera, prensagem, com a realização de uma prensagem de prova (0,5 ton.) antes da definitiva (1,25 ton.), e polimerização. O ciclo curto de polimerização em banho de água (90 minutos a 73°C e 30 minutos a 100°C) foi adotado, utilizando-se a resina acrílica de base Lucitone 550 (*Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil*).

Posteriormente, foi realizado o resfriamento das muflas sobre a bancada, a demuflagem e remontagem laboratorial das próteses polimerizadas, ainda em seus modelos. Nesse momento, foi realizado outro ajuste oclusal para corrigir as alterações na dimensão vertical e restabelecer o equilíbrio oclusal, antes das próteses serem liberadas dos modelos e submetidas ao processo de acabamento e polimento. Na sessão clínica de instalação, inicialmente, foi realizada a avaliação das áreas de compressão, pelo pincelamento da pasta catalisadora Lysanda na superfície interna da prótese total superior e inferior. Em seguida, as próteses foram assentadas sobre a área chapeável com pressão manual bilateral na região dos pré-molares, sendo posteriormente removidas e as áreas de

compressão desgastadas, até que fossem totalmente eliminadas. Após essa correção, foi realizado o ajuste oclusal final e a entrega das próteses ao paciente, após o polimento.

Os pacientes foram submetidos a consultas de acompanhamento pós-instalação (três consultas em média) para que as próteses fossem reavaliadas e ajustadas até que ocorresse a integração funcional das mesmas com a musculatura paraprotética, proporcionando conforto durante sua utilização. Concluída essa fase, foi aguardado o período de adaptação neuromuscular dos pacientes às novas próteses (aproximadamente 30 dias após os ajustes), antes do início da pesquisa.¹⁴ Em cada uma das 40 próteses totais maxilares, pontos de referência (marcas cruzadas) foram feitos nas cúspides vestibulares dos primeiros pré-molares e nas cúspides disto-vestibulares dos segundo molares (Figura 2). Para fazer cada ponto de referência, a ponta da cúspide foi desgastada até que uma pequena superfície plana fosse obtida. Uma lâmina de bisturi nº 15 foi então usada para fazer a marca cruzada na superfície plana da ponta de cúspide. Tinta preta permanente foi aplicada sobre a marca cruzada e, após estar seca, a lâmina de bisturi foi raspada sobre a superfície plana, removendo assim, a tinta em excesso e permitindo que a coloração negra ficasse somente nas pequenas ranhuras das marcas cruzadas.

C- Protocolos de desinfecção por microondas:

Após 30 dias da inserção das próteses, os quarenta pacientes foram alternadamente divididos em dois grupos:

Grupo 1 (G1) – A prótese **maxilar** foi desinfetada por meio de energia de microondas **uma vez por semana, durante quatro semanas consecutivas**,⁴⁰ utilizando-se um forno de microondas caseiro, com potência de 650 W e o tempo de 3 minutos,³⁹ com a prótese imersa em 200 ml de água destilada.

Grupo 2 (G2) – A prótese **maxilar** foi desinfetada em microondas **três vezes por semana, durante quatro semanas consecutivas**,⁴⁰ utilizando-se um forno de microondas caseiro, com potência de 650 W e o tempo de 3 minutos,³⁹ com a prótese imersa em 200 ml de água destilada.

Em ambos os grupos, somente as próteses totais maxilares foram submetidas à desinfecção por microondas para simular o tratamento de estomatite protética. As desinfecções foram realizadas em um forno de microondas doméstico (*Brastemp da Amazônia S. A., Multibrás S.A. Eletrodomésticos, Manaus, AM, Brasil*) devidamente calibrado⁶⁴ para o estudo.

Todos os pacientes foram instruídos a higienizar suas próteses totais três vezes ao dia: após o café da manhã, após o almoço e após o jantar. A escovação foi realizada por meio da escova dental Colgate Classic do tipo macia e creme dental Colgate (*Colgate-Palmolive Company*).^{13,33} No período noturno, os pacientes mantinham suas próteses maxilares e mandibulares imersas em água.

D- Métodos de Avaliação:

I- Análise da alteração dimensional linear

A estabilidade dimensional linear das próteses totais maxilares foi inferida pela mensuração das distâncias entre pontos de referências (AB, CD, AD, BC) e pelo cálculo da área formada entre os pontos A, B, C e D (Figura 2).

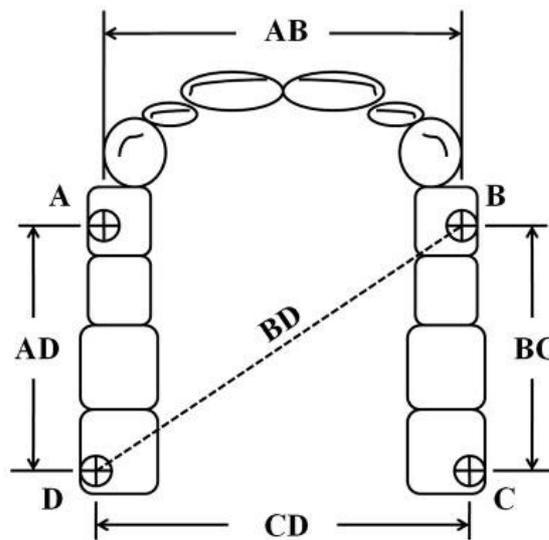


FIGURA 2- Pontos de referência (marcas cruzadas) e distâncias horizontais que foram mensuradas.

Fotografias digitais padronizadas das próteses foram obtidas antes dos protocolos de desinfecção (baseline) e após cada semana de desinfecção. As posições da prótese total maxilar e da câmera (*CyberShot DSC F 828, Sony Corporation of America, New York, NY*) foram previamente fixadas a uma

distância padronizada (Figura 3). As próteses foram posicionadas em uma platina de delineador, para que o plano oclusal mantivesse paralelismo com o plano horizontal. Após a fixação, a platina não sofria qualquer movimentação até o final das quatro semanas de desinfecção. Em cada tomada fotográfica, as próteses só eram posicionadas sobre a platina, desse modo, mantendo o mesmo paralelismo do início ao fim do período experimental. A câmera foi mantida perpendicular ao plano horizontal, por meio de mesa estativa.

As imagens foram obtidas com resolução de oito megapixels e armazenadas, para que, posteriormente, as distâncias entre os pontos de referência fossem mensuradas por meio do software analisador de imagem ImageLab 2.4 (*Dircom Bio Informatica, Sao Paulo, SP, Brazil*). Três mensurações de cada distância entre os pontos de referência foram tomadas para cada dimensão (AB, CD, AD, BC, BD), usando o software ImageLab 2.4, e as médias foram obtidas. Todas as fotografias padronizadas foram tomadas com uma escala milimetrada. Para cada imagem, o programa foi calibrado pela escala, transformando as distâncias obtidas em pixels em milímetros, antes das mensurações serem realizadas. Na mensuração das distâncias, o cursor do programa foi posicionado sobre uma das marcas cruzadas (na intersecção entre as duas linhas), indicando o ponto inicial da tomada da distância e, então, foi posicionado sobre outra marca cruzada, proporcionando a distância em linha reta entre essas marcas. Todas as mensurações foram feitas por um único operador calibrado de modo que o coeficiente de variação de medidas repetidas nunca excedeu 0,04%. Após as medidas, uma média aritmética foi obtida dos valores das distâncias AB e CD,

definindo o valor médio da dimensão mediolateral (ML). O mesmo procedimento foi realizado com os valores das distâncias AD e BC, definindo o valor médio da dimensão anteroposterior (AP).

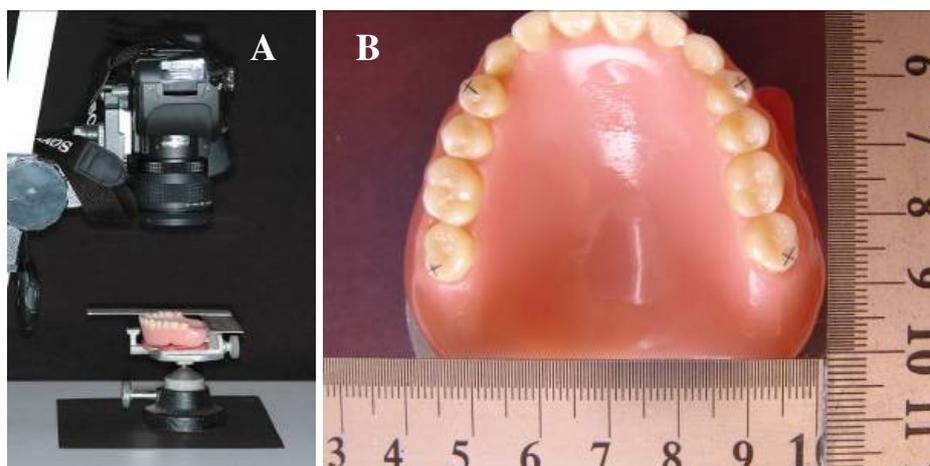


FIGURA 3- A- Mesa estativa e dispositivo para o posicionamento das próteses, usados para fixar a distância entre a câmera e as próteses totais maxilares; B- Fotografia digital padronizada da prótese maxilar.

A área da figura geométrica formada entre os pontos de referência também foi calculada a partir das fotografias das próteses. A área ABCDA foi calculada como uma soma das áreas de dois triângulos (ΔABD e ΔBCD) das próteses maxilares (Figura 2). A área de cada triângulo (Δ), o qual tinha lados diferentes, foi estimada usando a seguinte equação:^{31,49} $\Delta = \sqrt{s(s - X)(s - Y)(s - Z)}$, na qual $S = (X + Y + Z) / 2$ e X, Y e Z são os comprimentos dos lados do triângulo.

As mensurações e cálculo das dimensões ML, AP e da área foram realizadas em cinco ocasiões:

- Após 30 dias da instalação das próteses totais e antes da primeira desinfecção por microondas (baseline);
- Após 1 semana de desinfecção por microondas (T1);
- Após 2 semanas de desinfecção por microondas (T2);
- Após 3 semanas de desinfecção por microondas (T3);
- Após 4 semanas de desinfecção por microondas (T4).

As alterações dimensionais foram estimadas por diferenças percentuais em relação ao baseline (T1 – Baseline, T2 – Baseline, T3 – Baseline, T4 – Baseline) para a dimensão ML, AP e área. Os percentuais de expansão ou contração estão apresentados com valores positivos e negativos, respectivamente.

II-Análise oclusal pelo sistema T-Scan III

O sistema de análise oclusal utilizado foi o T-Scan III, a versão mais recente desenvolvida pelo fabricante (*Tekscan Inc., Boston, MA, EUA*). Nesse novo sistema, além de uma grande evolução na qualidade dos sensores (Figura 4) que proporcionam a captura dos contatos (Figura 5), houve uma grande melhora no software que gerencia o dispositivo (Figura 6), permitindo uma maior gama de análises.

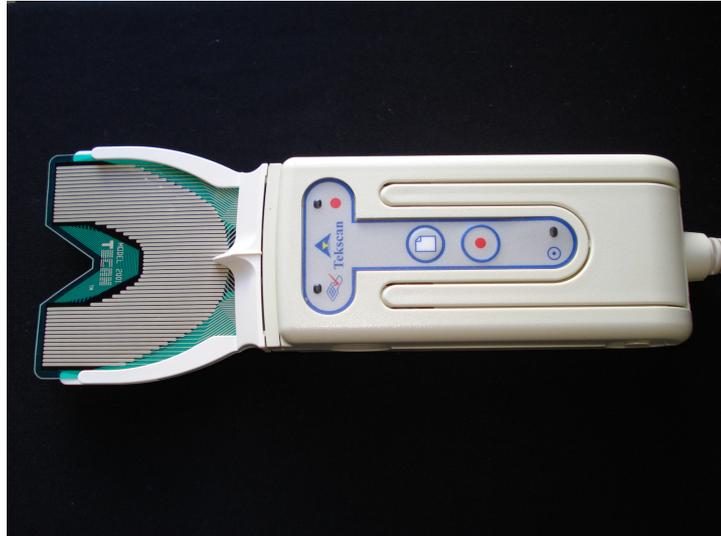


FIGURA 4- Sensor do T-Scan III, responsável pela captura dos contatos oclusais.



FIGURA 5- Captura dos contatos oclusais cêntricos do paciente pelo T-Scan III.

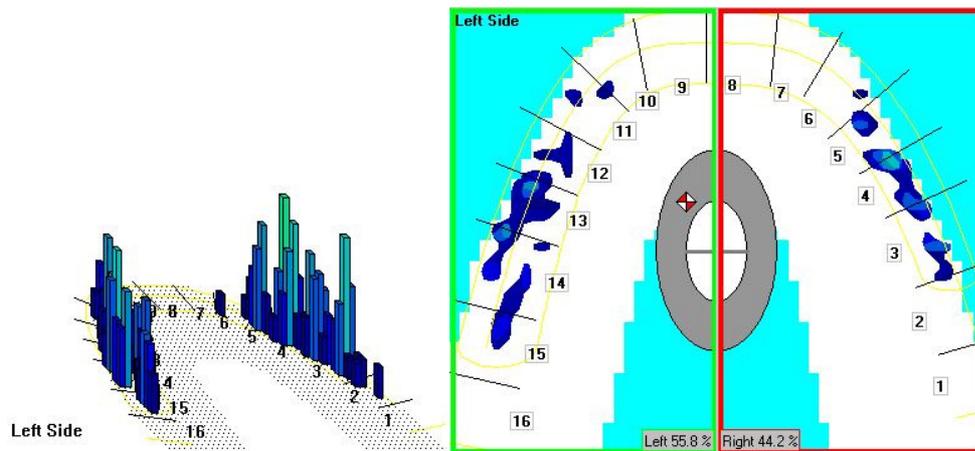


FIGURA 6- Visualização dos contatos oclusais no monitor do computador, proporcionada pelo software de gerenciamento, após a captura pelo T-Scan III.

O novo software do sistema T-Scan, entre outros recursos, além de proporcionar uma análise qualitativa dos contatos oclusais, por meio do gráfico de colunas, fornece a porcentagem de força oclusal aplicada no lado direito e esquerdo da arcada dentária do paciente, gerando uma análise quantitativa da distribuição dos contatos oclusais.

Com a utilização desse recurso, foi possível verificar a alteração desses valores de porcentagem, após aplicação dos protocolos de desinfecção, em relação ao registro inicial (baseline). Para verificar essas possíveis alterações, a porcentagem do lado direito do paciente foi eleita, levando em consideração que uma possível diminuição dos percentuais de um lado acarreta no aumento do outro, por serem complementares (o somatório dos lados resulta em 100%). Com isso, a análise oclusal passou a ter um caráter quantitativo e mais objetivo. Todos os registros foram realizados em triplicata, para obtenção de médias.

III- Ocorrências clínicas

Cada paciente possuía uma ficha de acompanhamento, a qual foi usada para anotar possíveis queixas e/ou o aparecimento de áreas de compressão que gerassem ferimentos sobre a mucosa, em cada um dos retornos pós-desinfecção.

E-Planejamento Estatístico:

Para avaliar a *alteração dimensional linear* foi empregado o procedimento da análise de variância de medidas repetidas visando testar basicamente as seguintes hipóteses:

- Hipótese de perfis paralelos: a interação entre grupos e período de avaliação é nula?
- Hipótese de perfis coincidentes: dado que os perfis são paralelos, o efeito de grupo é nulo?
- Hipótese de perfis horizontais: dado que os perfis são paralelos, o efeito de período é nulo?
- Se os perfis não são paralelos (interação significativa), o efeito do período de avaliação é nulo dentro de cada um dos grupos?
- Se os perfis não são paralelos (interação significativa), o efeito de grupo é nulo dentro de cada um dos períodos?

A análise de variância foi complementada, quando necessário, por comparações múltiplas de médias pelo teste de Tukey. Adotou-se sempre o nível de significância de 5% para a tomada de decisão. Uma condição necessária e suficiente para a validade do teste F da análise de variância de medidas repetidas é a de *esfericidade*, avaliada pelo teste de Mauchly. Se essa condição não for satisfeita, uma opção é a aplicação do ajuste de Greenhouse-Geisser, adotado neste trabalho. Ficou comprovada, para as medidas de alteração dimensional, a normalidade dos resíduos entre os grupos e homogeneidade de variâncias, respectivamente, pelos testes de Shapiro-Wilk e Levene.

O teste t de Student ($\alpha=5\%$) também foi aplicado para comparar os valores baseline com os do retorno na primeira semana, visando verificar se a alteração dimensional em porcentagem do retorno 1 foi significativamente diferente de zero.

Na avaliação dos *contatos oclusais* por meio do sistema T-Scan III, devido à característica da variável e à falta de normalidade, utilizou-se procedimentos não-paramétricos. Levando-se em conta que as medidas foram repetidas em diversos períodos nos mesmos pacientes, o teste de Friedman foi empregado para verificar se o efeito de período sobre elas é nulo, separadamente para cada grupo. Em seguida, foi realizada a comparação entre os dois grupos em cada período pelo teste de Mann-Whitney. Nesses testes, adotou-se o nível de significância de 5%.

O coeficiente de correlação de Pearson, no caso paramétrico, foi empregado no julgamento da existência de relações entre as variáveis em estudo.

Resultado

Resultado

I- Análise da alteração dimensional linear

Para avaliar a alteração dimensional linear de próteses totais submetidas a desinfecções por microondas foram calculadas a dimensão médiolateral (ML), a dimensão anteroposterior (AP) e a área de próteses totais maxilares de 40 pacientes, as quais foram irradiadas por microondas (650 W/3 minutos) durante quatro semanas, formando dois grupos de 20 pacientes: G1, com as próteses irradiadas uma vez por semana, e G2, com as próteses irradiadas três vezes por semana. Foi analisada a alteração percentual da medida dimensional em cada retorno semanal do paciente (T1, T2, T3 e T4) em relação ao valor obtido antes do início dos tratamentos (baseline), ou seja, alteração % = (valor no retorno - valor baseline)*100 / valor baseline. Desse modo, a alteração positiva tem o sentido de expansão e a alteração negativa de contração, sempre em relação à situação da prótese imediatamente antes do tratamento.

O teste t-Student ($\alpha=5\%$) foi aplicado para comparar os valores baseline com os do retorno na primeira semana (T1), visando verificar se a alteração dimensional percentual em T1 foi significativamente diferente de zero. Essa análise demonstrou que a expansão exibida por G1 em T1 não foi estatisticamente significativa para dimensão ML ($p=0,201$), dimensão AP ($p=0,053$) e área ($p=0,074$). Já contração exibida por G2 em T1 foi

estatisticamente significativa para dimensão ML ($p=0,003$) e não significativa para dimensão AP ($p=0,419$) e área ($p=0,073$).

Nas Tabelas B1, B2 e B3, do Apêndice B, são mostrados os sumários das análises de variância que foram realizadas para avaliar os efeitos de grupo e de período de avaliação sobre alteração percentual das dimensões ML, AP e área. Como não houve efeito significativo de interação entre grupo e período de avaliação, a hipótese de perfis paralelos pode ser aceita. Houve evidência muito forte de diferença significativa entre grupos, em todas as semanas avaliadas ($p<0,05$). Para ML, AP e área, G2 sempre mostrou contração significativamente maior do que G1, devido ao paralelismo (Figuras B1, B2 e B3, do Apêndice B). Houve também efeito significativo de período de avaliação, o que levou à realização de comparações *post hoc*, pelo teste de Tukey. As médias de alteração percentual de todas as dimensões e área estudadas estão representadas graficamente nas Figuras 7 e 8, onde é possível obter uma visualização dos resultados.

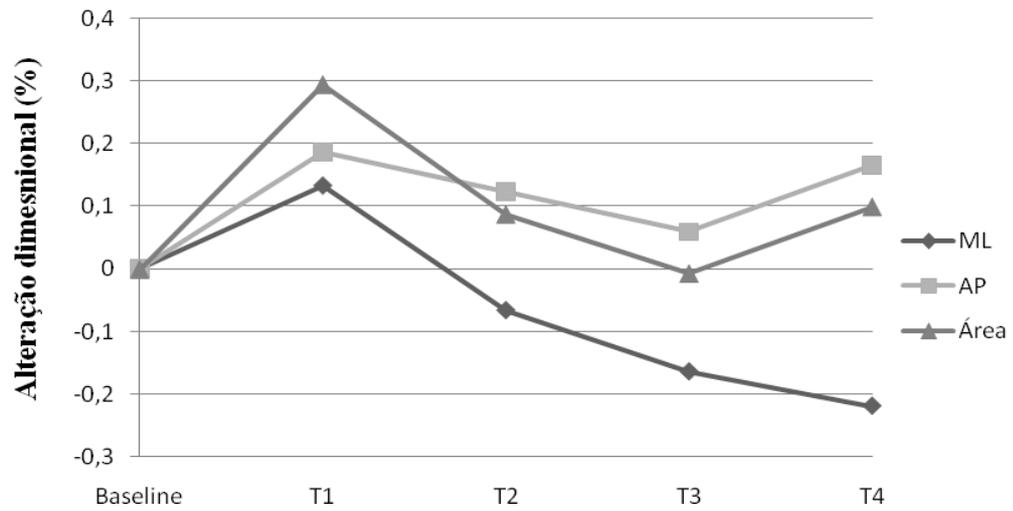


FIGURA 7- Alteração dimensional percentual de G1 em relação à semana de desinfecção por microondas para as dimensões ML, AP e área.

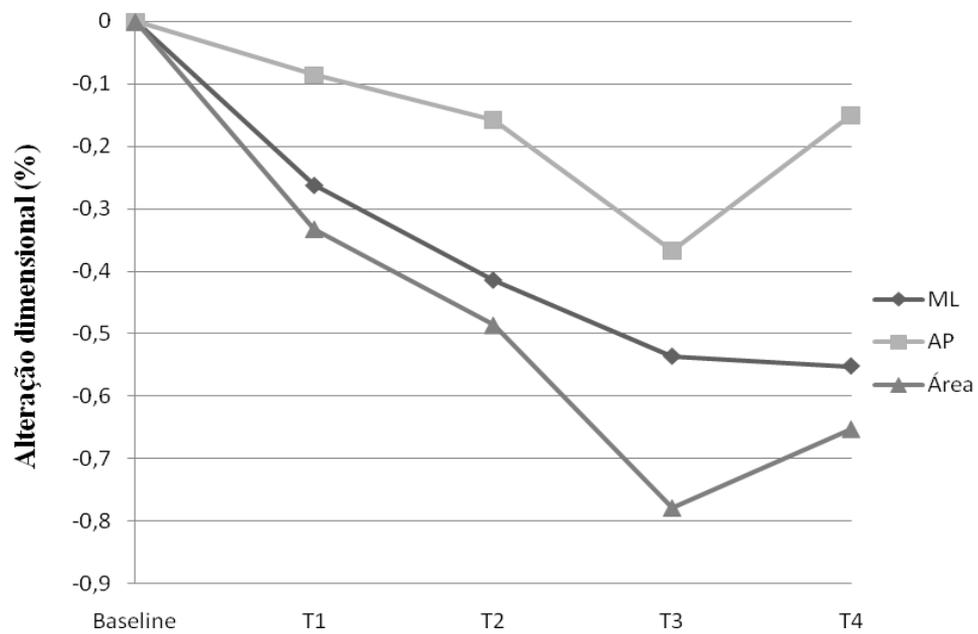


FIGURA 8- Alteração dimensional percentual de G2 em relação à semana de desinfecção por microondas para as dimensões ML, AP e área.

Os valores médios, desvios-padrão e comparações *post hoc* (teste de Tukey) das alterações dimensionais percentuais para as dimensões ML, AP e área estão, respectivamente, nas Tabelas 1, 2 e 3. Além disso, estão apresentados os valores originais médios obtidas no baseline. Os resultados são expostos de forma que médias com letras iguais ao longo do período de avaliação não são significativamente diferentes ao nível de 5%.

Tabela 1 - Médias e desvios padrão (DP) da dimensão médiolateral no *baseline* e alteração percentual semanal da dimensão médiolateral (retorno semanal com letras iguais não difere significativamente. Médias entre dois grupos diferem significativamente em todos os retornos)

Grupo	Estatística	Baseline (mm)	Retorno semanal (%)			
			T1	T2	T3	T4
G1	Média	49,09 ^{ns}	0,13	-0,07	-0,16	-0,22
	DP	3,20	0,45	0,41	0,34	0,31
G2	Média	48,60 [*]	-0,26	-0,41	-0,54	-0,55
	DP	3,45	0,34	0,32	0,43	0,49
Tukey			a	b	b	b

^{ns} não alterou significativamente no retorno 1 pelo t de Student ao nível de 5%

* alterou significativamente no retorno 1

Tabela 2 - Médias e desvios padrão (DP) da dimensão anteroposterior no *baseline* e alteração percentual semanal da dimensão anteroposterior (retorno semanal com letras iguais não difere significativamente. Médias entre dois grupos diferem significativamente em todos os retornos)

Grupo	Estatística	Baseline (mm)	Retorno semanal (%)			
			T1	T2	T3	T4
G1	Média	23,36 ^{ns}	0,19	0,12	0,06	0,17
	DP	3,21	0,40	0,45	0,47	0,57
G2	Média	22,55 ^{ns}	-0,08	-0,16	-0,37	-0,15
	DP	4,12	0,46	0,35	0,52	0,49
Tukey			a	ab	b	ab

^{ns} não alterou significativamente no retorno 1 pelo t de Student ao nível de 5%

Tabela 3 - Médias e desvios padrão (DP) da área no *baseline* e alteração percentual semanal da área (retorno semanal com letras iguais não difere significativamente. Médias entre dois grupos diferem significativamente em todos os retornos)

Grupo	Estatística	Baseline (mm ²)	Retorno semanal (%)			
			T1	T2	T3	T4
G1	Média	1095,50 ^{ns}	0,29	0,09	-0,01	0,10
	DP	194,69	0,69	0,73	0,66	0,81
G2	Média	1046,91 ^{ns}	-0,33	-0,49	-0,78	-0,65
	DP	243,92	0,78	0,56	0,73	0,83
Tukey			a	ab	b	ab

^{ns} não alterou significativamente no retorno 1 pelo t de Student ao nível de 5%

As comparações múltiplas de médias pelo teste de Tukey ($\alpha=5\%$) demonstraram que, em ambos os grupos, as diferenças estatísticas entre as semanas seguiram o mesmo padrão. Para a dimensão ML, somente os valores das semanas 2, 3 e 4 foram estatisticamente diferentes dos valores da semana 1. Para a dimensão AP e área, somente os valores da semana 3 foram significativamente diferentes da semana 1. Nenhuma diferença estatística foi observada entre as outras semanas, em ambos os grupos.

No estudo de correlações, apresentado na Tabela 4, os coeficientes de correlação entre as variáveis dimensão AP e área são todos próximo de 0,90, justificando a semelhança dos resultados obtidos para essas variáveis.

Tabela 4 - Coeficientes de correlação de Pearson

Variáveis correlacionadas			Retorno semanal (%)			
			1	2	3	4
ML	x	AP	0,78	0,61	0,51	0,39
ML	x	Área	0,84	0,80	0,69	0,68
AP	x	Área	0,88	0,91	0,86	0,87

II- Análise oclusal pelo sistema T-Scan III

Para avaliar a possível alteração oclusal das próteses totais submetidas a desinfecções por microondas, foram realizadas capturas dos contatos oclusais pelo sistema T-Scan III antes de submeter as próteses maxilares à desinfecção (baseline) e em cada retorno semanal pós-desinfecção (T1, T2, T3 e T4). A porcentagem de força oclusal do lado direito foi utilizada para verificar de forma quantitativa o que ocorreu com a oclusão.

Na Tabela 5 são apresentadas estatísticas descritivas de percentual médio de força oclusal no lado direito de próteses e os valores p da aplicação dos testes estatísticos. O teste de Friedman não apontou diferença significativa entre os resultados de cada grupo ao longo dos períodos de avaliação ao nível de 5%. O teste de Mann-Whitney, por sua vez, não identificou diferença significativa entre os dois grupos em cada período.

Os resultados podem ser avaliados visualmente pelo gráfico da Figura 9. Nele estão representados o 1º quartil, mediana e 3º quartil, que têm, respectivamente, 25%, 50% e 75% dos valores de percentual médio de força oclusal menores do que eles. No gráfico também estão representados os valores mínimo e máximo.

Tabela 5 - Estatísticas descritivas de percentual médio de força oclusal no lado direito de próteses e testes não-paramétricos aplicados

Grupo	Estatística	Baseline	Retorno semanal (%)				Friedman ⁺
			1	2	3	4	p
G1	Mínimo	39,4	41,6	34,0	31,1	36,8	0,088
	Máximo	78,8	83,8	78,7	74,3	77,2	
	Mediana	52,2	53,9	50,6	49,7	52,0	
	Média	54,6	55,6	52,8	52,1	53,0	
G2	Mínimo	39,7	43,2	41,7	42,4	38,2	0,116
	Máximo	70,7	71,3	71,3	70,1	63,6	
	Mediana	52,7	53,0	51,3	51,7	51,6	
	Média	53,0	53,3	53,0	52,8	52,0	
Mann-Whitney ⁺⁺ p		0,935	0,766	0,561	0,402	1,000	

⁺ comparação entre os períodos dentro do grupo

⁺⁺ comparação entre os grupos dentro do período

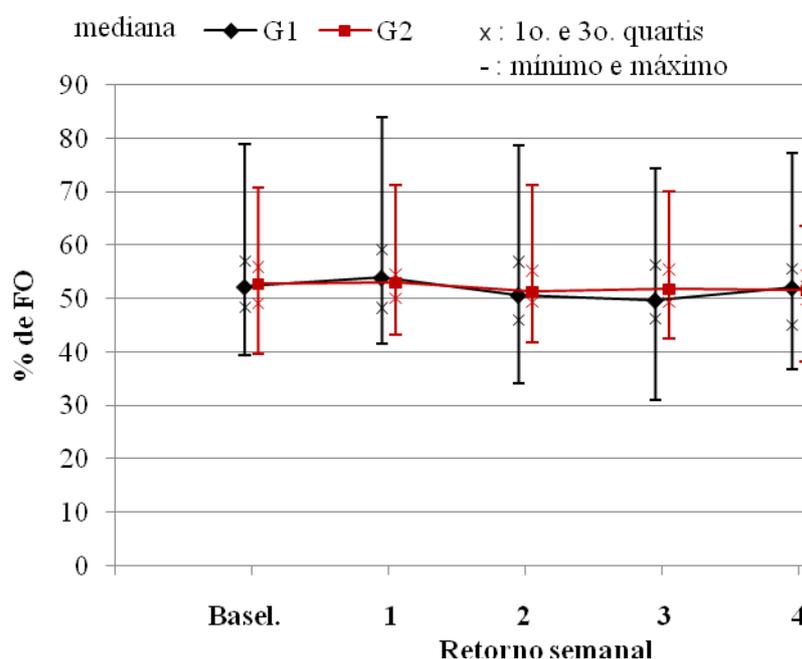


FIGURA 9- Representação gráfica de estatísticas descritivas de percentual médio de força oclusal (FO) no lado direito de próteses.

III- Ocorrências clínicas

Durante o monitoramento clínico realizado em todos os retornos de avaliação do presente estudo (T1, T2, T3 e T4), não foi observado o aparecimento de áreas de compressão gerando ferimentos sobre a mucosa ou a perda da adaptação das próteses, nem queixas de qualquer natureza por parte dos pacientes.

Discussão

Discussão

A estabilidade dimensional é uma importante propriedade física das próteses totais, uma vez que afeta adaptação das mesmas durante o uso. A alteração na adaptação da prótese pode atuar como uma das causas de reabsorção do osso alveolar e ser responsável pela diminuição da retenção e da estabilidade funcional.¹⁹ Como consequência, a instabilidade da base protética pode causar ulcerações na mucosa, originando insatisfação do paciente, além de favorecer o aparecimento da estomatite protética.⁸ Por outro lado, uma prótese que reproduz de maneira exata os tecidos de suporte pode assegurar uma distribuição de forças uniforme sobre a maior área de superfície possível. Em função desses aspectos, considerou-se que um estudo clínico sobre o efeito de dois protocolos desinfecção por microondas na estabilidade dimensional e na oclusão de próteses totais fosse relevante.

Alguns estudos têm investigado os efeitos da desinfecção por microondas na estabilidade dimensional de próteses totais. No entanto, diferentes protocolos potência/tempo e condições experimentais têm sido aplicados, o que dificulta uma comparação direta de resultados. Burns et al.¹⁰ mostraram que espécimes cilíndricos confeccionados com três resinas acrílicas de base convencionais mantiveram excelente estabilidade (0,02% a 0,3%) após desinfecção por microondas por 15 minutos em potência máxima. No estudo de Polyzois et al.,⁵⁰ a desinfecção por microondas (500W por 3 ou 15 minutos) também produziu alterações dimensionais insignificantes (-0,005% a 0,009%) em

espécimes retangulares. Rohrer, Bulard ⁵⁵ relataram que 16 minutos de desinfecção por microondas (720 W) não resultaram em alteração significativa na estabilidade dimensional de próteses totais. Entretanto, Thomas and Webb ⁶⁴ observaram alteração significativa da estabilidade dimensional em próteses após desinfecção por microondas por 10 minutos a 604 W (-0,17% a -0,80%). Gonçalves et al.,²⁶ avaliando o efeito da desinfecção por microondas na estabilidade dimensional de quatro resinas de reembasamento e uma resina de base, verificaram que a desinfecção por microondas (650W/6 minutos) promoveu uma contração significativa na resina de base e em duas resinas de reembasamento. Sartori et al.^{59,60} e Fleck et al.,²³ avaliando a adaptação entre a base de resina e o modelo mestre por meio da pesagem de um filme de vinil polisiloxana reproduzindo esse espaço, também mostraram que desinfecção por microondas (690W/6 minutos) foi prejudicial às bases de prótese, as quais tiveram aumento gradual da desadaptação. Pavan et al.⁴⁷ relataram que a desinfecção por microondas a 604 W por 10 minutos produziu discrepâncias na adaptação das bases de próteses maxilares de resina acrílica em relação aos modelos de gesso. Seo et al.⁶¹ demonstraram que a desinfecção por microondas a 650 W por 6 minutos aumentou a contração de bases de prótese intactas e daquelas que tinham sido reembasadas, sendo as maiores médias de contração após desinfecção observadas nas bases intactas (-1,78% a -2,36%). Outra pesquisa laboratorial,¹⁵ por sua vez, relatou que a desinfecção por microondas a 650W por 3 minutos melhorou a adaptação das bases de prótese.

No presente estudo, a alteração dimensional linear foi avaliada comparando-se as diferenças percentuais da dimensão médiolateral (ML), anteroposterior (AP) e área obtidas em cada semana de desinfecção (T1, T2, T3 e T4) em relação ao baseline. Os achados demonstraram que G2 sempre exibiu contração significativamente maior do que G1, em todas as semanas avaliadas. A diferença no protocolo de desinfecção provavelmente explica os resultados, pois, no período experimental de 4 semanas, as próteses totais maxilares de G1 foram submetidas à desinfecção por microondas uma vez por semana, enquanto que as próteses de G2 foram submetidas à desinfecção três vezes por semana.

O aquecimento gerado pela irradiação por microondas em um material já polimerizado leva a temperatura da resina próxima à de transição vítrea (T_g), promovendo maior mobilidade das moléculas de monômeros ainda presentes no material.^{30,56,66} Durante a desinfecção por microondas a 650 W, a água na qual as próteses são imersas, com o intuito de aumentar a efetividade da desinfecção,²¹ atinge a temperatura de ebulição aproximadamente após 1 minuto e 30 segundos e permanece a essa temperatura até o final do ciclo de desinfecção.⁴¹ É possível que a maior temperatura da água possa ter aumentado a difusão das moléculas de monômero residual remanescentes⁶⁷ em direção aos sítios ativos da cadeia polimérica.⁶⁵ Isso poderia resultar em polimerização adicional,^{6,27,36,65,67} deixando a resina mais vulnerável a distorções.

Outro importante aspecto é que, durante o processamento das próteses totais, as resinas acrílicas termopolimerizáveis são aquecidas acima das suas temperaturas de transição vítrea.⁵² Quando as resinas resfriam até a

temperatura ambiente, estresse é induzido pelas taxas diferentes de contração da resina e do modelo de gesso. No presente estudo, as próteses foram polimerizadas utilizando o ciclo curto recomendado pelo fabricante, o qual proporcionou uma elevação terminal da temperatura até 100° C, que foi mantida por 30 minutos. Desse modo, pode ser sugerido que quando as próteses são novamente aquecidas pelas desinfecções por microondas, alteração dimensional adicional pode ocorrer devido ao relaxamento do estresse inerente estabelecido durante o processamento.^{48,52,72}

Analisando o comportamento das próteses totais maxilares na primeira semana (T1), a alteração dimensional exibida por G1 não foi estatisticamente significativa para as dimensões ML, AP e área. O protocolo usado em G1 promoveu esterilização⁵⁴ sem causar alteração dimensional significativa na semana 1. Esse quadro pode ser explicado pela sorção de água ocasionada pela utilização das próteses desde o momento da instalação, a qual costuma promover expansão e melhora na adaptação das bases.^{1,17,19} Wong et al.⁷³ afirmaram que a utilização das próteses pelos pacientes ou a imersão em água pode compensar ou também sobre-compensar a contração proporcionada pela primeira polimerização. Adicionalmente, Polychronakis et al.⁴⁹ verificaram, em um acompanhamento clínico de 5 anos, que o período de uso das próteses totais não somente ocasiona uma compensação parcial da contração inicial, mas provoca uma expansão gradual. Portanto, pode-se supor que a possível contração gerada pela irradiação por microondas (G1, na semana1) não foi suficiente para superar a expansão causada pelo uso das próteses até aquele momento.

Por outro lado, a alteração dimensional exibida por G2 na primeira semana (T1) foi estatisticamente significativa para a dimensão ML e não estatisticamente significativa para a dimensão AP e área. O relato de Harrison et al.,²⁸ de que a anatomia complexa das bases de prótese pode inevitavelmente resultar em uma distorção assimétrica, provavelmente explica o fato da contração gerada pela irradiação por microondas (G2, na semana 1) ter sido somente significativa para a dimensão ML.

Em ambos os grupos, o mesmo padrão de alteração dimensional foi observado entre as semanas de desinfecção. Para a dimensão ML, as alterações dimensionais (contração) das semanas 2, 3 e 4 foram somente significativamente maiores do que a semana 1. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre as outras semanas para a dimensão ML. Uma possível explicação para esses resultados é que o aumento da temperatura durante a desinfecção por microondas pode ter facilitado a liberação de monômero residual^{65,67} e uma reação de polimerização adicional pode ter ocorrido nas primeiras semanas,³⁶ desse modo, causando contração e reduzindo o conteúdo de monômero. Entretanto, contrariamente às expectativas, para a dimensão AP e área, somente a semana 3 foi estatisticamente diferente da semana 1. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre as outras semanas para a dimensão AP e área. Mais uma vez, a anatomia complexa da base das próteses totais maxilares pode explicar essa diferença no comportamento das alterações dimensionais.²⁸ Em adição, a tendência de expansão observada na semana 4 em relação à semana 3 pode ser resultado da sorção de água decorrente do uso das próteses pelos pacientes ou da

imersão em água, a qual promove a compensação gradual da contração.^{49,73} Além disso, é possível que na terceira semana de desinfecção a quantidade de monômero residual, principal responsável pela contração adicional, tenha diminuído pela exposição à irradiação por microondas.^{6,66} Desse modo, o aumento da temperatura durante a última semana de desinfecção por microondas pode ter acelerado a sorção de água da resina⁷ e promovido essa tendência de expansão da massa polimerizada.

No presente estudo também foi realizada a captura dos contatos oclusais por meio do sistema T-Scan III, com o objetivo de verificar a possível modificação decorrente das desinfecções, comparando-se os percentuais de força oclusal obtidos pelos contatos oclusais cêntricos, em cada semana de desinfecção (T1, T2, T3 e T4) com o baseline. O sistema T-Scan é considerado um método confiável^{25,53} e tem sido utilizado em diversas pesquisas, para avaliar a alteração da oclusão decorrente da colocação de implantes para suportar próteses removíveis,⁴⁵ para examinar a inter-relação entre a posição mandibular e a postura corporal,⁵⁷ para verificar o relacionamento entre a eficiência mastigatória e a situação da dentição de pacientes cuja oclusão nunca foi reabilitada⁶² e para analisar a magnitude das forças oclusais decorrente da articulação dos dentes.³⁴ Em 1998, Olivieri et al.⁴⁶ relataram que o T-Scan II oferece informações anteriormente indisponíveis para avaliação, ajuste e monitoramento da distribuição da carga oclusal em próteses totais, sendo um meio eficiente para o clínico melhorar a estabilidade das próteses. Segundo Garg,²⁴ o sistema T-Scan III pode ajudar o clínico a obter dados oclusais úteis e consistentes, com relação às

forças oclusais e mastigatórias, os quais devem ser levados em consideração no planejamento e execução de qualquer prótese implanto-suportada. Kerstein³⁵ por sua vez expõe a possibilidade de sincronizar o sistema de análise oclusal T-Scan II com o sistema de registro eletromiográfico Biopak, permitindo ao clínico correlacionar determinados momentos específicos oclusais com alterações eletromiográficas.

Para as comparações oclusais da pesquisa foi utilizado o percentual de força oclusal do lado direito dos pacientes, levando em consideração que uma possível diminuição dos percentuais de um lado acarreta no aumento do outro, por serem complementares (o somatório dos lados resulta em 100%). Os resultados do presente estudo não demonstraram qualquer diferença estatística significativa entre os grupos, em todas as semanas avaliadas. Além disso, dentro de cada grupo também não existiu qualquer diferença estatística ao longo dos períodos de avaliação. Esses achados demonstram que a alteração dimensional provocada pelos protocolos de desinfecção por microondas não provocou alteração na oclusão da prótese que proporcionasse modificações no percentual de força oclusal estabelecido pelos contatos cêntricos.

Complementando esses dados, durante o monitoramento clínico, áreas de compressão gerando dor ou ferimentos sobre a mucosa, perda da adaptação das próteses ou queixas de qualquer natureza não foram observadas em ambos os grupos estudados. Esses resultados vão de encontro com o estudo *in vitro* de Consani et al.¹⁵ que também realizou desinfecção por microondas a 650W

por 3 minutos, com as bases de prótese imersas em água, e verificou melhora na adaptação.

As alterações dimensionais exibidas por G1 foram limitadas de - 0,22% a 0,13%; 0,06% a 0,19%; e -0,01% a 0,29% para dimensão ML, AP e área, respectivamente. As alterações dimensionais exibidas por G2 foram limitadas de - 0,55% a -0,26%; -0,37% a -0,08%; e -0,78% a -0,33% para dimensão ML, AP e área, respectivamente. Levando em consideração que os tecidos bucais apresentam notável resiliência, a mucosa pode permanecer saudável e normal, frente a alterações dimensionais de baixa magnitude nas bases das próteses.⁵¹ Desse modo, ponderando que alterações dimensionais até 1% sejam consideradas clinicamente aceitáveis,⁷² as alterações observadas no presente estudo (menores do que 1%), demonstram que os protocolos de desinfecção por microondas, utilizando o tempo de 3 minutos a 650 W, com as próteses totais imersas em água durante a irradiação, podem ser aplicados sem causar danos aos tecidos de suporte.

Conclusão

Conclusão

Com base nas condições experimentais deste estudo, pôde-se concluir que:

1. A desinfecção por microondas influenciou a alteração dimensional das próteses totais e o grupo 2 apresentou maior contração do que o grupo 1, em todas as semanas avaliadas;
2. Na primeira semana de desinfecção, o grupo 1 não apresentou alteração dimensional significativa para as dimensões médiolateral, anteroposterior e área. Já para o grupo 2, a alteração dimensional na primeira semana foi significativa para dimensão médiolateral e não significativa para a dimensão anteroposterior e área;
3. Em ambos os grupos, o mesmo padrão de alteração dimensional foi observado entre as semanas de desinfecção. Para a dimensão médiolateral, a contração ocorrida na primeira semana foi menor que nas semanas 2, 3 e 4. Para a dimensão anteroposterior e área, somente a semana 3 foi diferente da semana 1. Nenhuma diferença foi encontrada entre as outras semanas;
4. A análise da alteração oclusal pelo sistema T-Scan III não demonstrou qualquer diferença entre os grupos, em todas as semanas avaliadas. Além disso, dentro de cada grupo também não existiu qualquer diferença entre as semanas;

5. Durante o monitoramento clínico, áreas de compressão gerando dor ou ferimentos na mucosa, perda da adaptação das próteses ou queixas de qualquer natureza não foram observadas em nenhum dos grupos;
6. Os protocolos de desinfecção por microondas, utilizando o tempo de 3 minutos a 650 W, com as próteses totais imersas em água durante a irradiação, puderam ser aplicados sem causar danos aos tecidos de suporte.

Referências

Referências *

1. Anusavice KJ. Resinas para base de dentadura. In: Anusavice KJ. Philips Materiais Dentários. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998. p. 140-160.
2. Banting DW, Greenhorn PA, McMinn JG. Effectiveness of a topical antifungal regimen for the treatment of oral candidiasis in older, chronically ill, institutionalized, adults. J Can Dent Assoc. 1995; 61: 199-205.
3. Banting DW, Hill SA. Microwave disinfection of dentures for the treatment of oral candidiasis. Spec Care Dentist 2001; 21: 4-8.
4. Bartoloni JA, Murchison DF, Wofford DT, Sarkar NK. Degree of conversion of denture base materials for varied polymerization techniques. J Oral Rehabil. 2000; 27: 488-93.
5. Bergendal T. Status and treatment of denture stomatitis patients: a 1-year follow-up study. Scand J Dent Res. 1982; 90: 227-38.
6. Blagojevic V, Murphy VM. Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study. J Oral Rehabil. 1999; 26: 804-8.
7. Braden M. The absorption of water by acrylic resins and other materials. J Prosthet Dent. 1964; 14: 307-16.
8. Budtz-Jørgensen E. Etiology, pathogenesis, therapy, and prophylaxis of oral yeast infections. Acta Odontol Scand. 1990; 48: 61-9.
9. Budtz-Jørgensen E. Histopathology, immunology, and serology of oral yeast infections. Diagnosis of oral candidosis. Acta Odontol Scand. 1990; 48: 37-43.

* De acordo com o estilo Vancouver. Disponível no site:
http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

10. Burns DR, Kazanoglu A, Moon PC, Gunsolley JC. Dimensional stability of acrylic resin materials after microwave sterilization. *Int J Prosthodont.* 1990; 3: 489-93.
11. Chandra J, Kuhn DM, Mukherjee PK, Hoyer LL, McCormick T, Ghannoum MA. Biofilm formation by the fungal pathogen *Candida albicans*: development, architecture, and drug resistance. *J Bacteriol.* 2001; 183: 5385-94.
12. Chandra J, Mukherjee PK, Leidich SD, Faddoul FF, Hoyer LL, Douglas LJ, Ghannoum MA. Antifungal resistance of candidal biofilms formed on denture acrylic in vitro. *J Dent Res.* 2001; 80: 903-8.
13. Coelho CM, Sousa YT, Daré AM. Denture-related oral mucosal lesions in a Brazilian school of dentistry. *J Oral Rehabil.* 2004; 31: 135-9.
14. Compagnoni MA, Leles CR, Souza RF, Pero AC, Marra J. Alterações funcionais associadas à instalação de dentaduras completas - estudo cinesiográfico. *Rev Odontol UNESP.* 2006; 35: 177-83.
15. 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.
16. Coulthwaite L, Verran J. Potential pathogenic aspects of denture plaque. *Br J Biomed Sci.* 2007; 64: 180-9.
17. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Plásticos em prótese. In: Craig RG, Powers JM, Wataha JC. *Materiais Dentários – Propriedades e manipulação.* São Paulo: Livraria Santos; 2002. p. 257-81.

18. De Clerck JP. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental rosthesis. *J Prosthet Dent.* 1987; 57: 650-8.
19. De Gee AJ, Harkel EC, Davidson CL. Measuring procedure for the determination of the three-dimensional shape of dentures. *J Prosthet Dent.* 1979; 42: 149-53.
20. Dhir G, Berzins DW, Dhuru VB, Periathamby AR, Dentino A. Physical properties of denture base resins potentially resistant to *Candida* adhesion. *J Prosthodont.* 2007; 16: 465-72.
21. Dixon DL, Breeding LC, Faler TA. Microwave disinfection of denture base materials colonized with *Candida albicans*. *J Prosthet Dent.* 1999; 81: 207-14.
22. Dyer RA, Howlett JA. Dimensional stability of denture bases following repair with microwave resin. *J Dent* 1994; 22: 236-41.
23. Fleck G, Ferneda F, Ferreira da Silva DF, Mota EG, Shinkai RS. Effect of two microwave disinfection protocols on adaptation of poly (methyl methacrylate) denture bases. *Minerva Stomatol.* 2007; 56: 121-7.
24. Garg AK. Analyzing dental occlusion for implants: Tekscan's TScan III. *Dent Implantol Update.* 2007; 18: 65-70.
25. Garrido García VC, García Cartagena A, González Sequeros O. Evaluation of occlusal contacts in maximum intercuspation using the T-Scan system. *J Oral Rehabil.* 1997; 24: 899-903.
26. 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.

27. Harrison A, Huggett R. Effect of the curing cycle on residual monomer levels of acrylic resin denture base polymers. *J Dent.* 1992; 20: 370-4.
28. Harrison A, Huggett R, Zissis A. Measurements of dimensional accuracy using linear and scanning profile techniques. *Int J Prosthodont.* 1992; 5: 68-72.
29. Hawser SP, Douglas LJ. Resistance of *Candida albicans* biofilms to antifungal agents in vitro. *Antimicrob Agents Chemother.* 1995; 39: 2128-31.
30. Huggett R, Brooks SC, Campbell AM, Satguranathan R, Bell GA. Evaluation of analytical techniques for measurement of denture-base acrylic resin glass transition temperature. *Dent Mater.* 1990; 6: 17-9.
31. Huggett R, Zissis A, Harrison A, Dennis A. Dimensional accuracy and stability of acrylic resin denture bases. *J Prosthet Dent.* 1992; 68: 634-40.
32. Ilbay SG, Güvener S, Alkumru HN. Processing dentures using a microwave technique. *J Oral Rehabil.* 1994; 21: 103-9.
33. Jagger DC, Harrison A. Denture cleansing-the best approach. *Br Dent J.* 1995; 178: 413-7.
34. Kalachev YS, Iordanov PI, Chaprashikian OG, Manohin E. Measurement of the magnitude of the occlusal forces during articulation. *Folia Med (Plovdiv).* 2001; 43: 97-100.
35. Kerstein RB. Combining technologies: a computerized occlusal analysis system synchronized with a computerized electromyography system. *Cranio.* 2004; 22: 96-109.

36. 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.
37. Lombardi T, Budtz-Jørgensen E. Treatment of denture induced stomatitis: a review. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 1993; 2: 17-22.
38. Mah TF, O'Toole GA. Mechanisms of biofilm resistance to antimicrobial agents. *Trends Microbiol*. 2001; 9: 34-9.
39. 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 relined resin. *J Prosthodont*. 2008; 17: 312-7.
40. Neppelenbroek KH, Pavarina AC, Palomari Spolidorio DM, Sgavioli Massucato EM, Spolidorio LC, Vergani CE. Effectiveness of microwave disinfection of complete dentures on the treatment of Candida-related denture stomatitis. *J Oral Rehabil*. 2008; 35: 836-46.
41. Neppelenbroek KH, Pavarina AC, Spolidorio DM, Vergani CE, Mima EG, Machado AL. Effectiveness of microwave sterilization on three hard chairside relined resins. *Int J Prosthodont*. 2003; 16: 616-20.
42. Nikawa H, Hamada T, Yamamoto T. Denture plaque--past and recent concerns. *J Dent*. 1998; 26: 299-304.
43. 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.

44. Nogueira SS, Russi S, Compagnoni MA, Mollo-Jr FA. A variation on split-cast mounting for complete denture construction. *J Prosthet Dent.* 2004; 91:386-8.
45. Ohkubo C, Kobayashi M, Suzuki Y, Hosoi T. Effect of implant support on distal-extension removable partial dentures: in vivo assessment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008; 6: 1095-101.
46. Olivieri F, Kang KH, Hirayama H, Maness WL. New method for analyzing complete denture occlusion using the center of force concept: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 1998; 80: 519-23.
47. Pavan S, Arioli Filho JN, Dos Santos PH, Mollo Fde A. Effect of microwave treatments on dimensional accuracy of maxillary acrylic resin denture base. *Braz Dent J.* 2005; 16: 119-23.
48. Polukoshko KM, Brudvik JS, Nicholls JI, Smith DE. Evaluation of heat-cured resin bases following the addition of denture teeth using a second heat cure. *J Prosthet Dent.* 1992; 67: 556-62.
49. Polychronakis N, Yannikakis S, Zissis A. A clinical 5-year longitudinal study on the dimensional changes of complete maxillary dentures. *Int J Prosthodont.* 2003; 16: 78-81.
50. 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.
51. Polyzois GL. Improving the adaptation of denture bases byanchorage to the casts: a comparative study. *Quintessence Int.* 1990; 21: 185-90.

52. Pow EH, Chow TW, Clark RK. Linear dimensional change of heat-cured acrylic resin complete dentures after reline and rebase. *J Prosthet Dent.* 1998; 80: 238-45.
53. Reza Moini M, Neff PA. Reproducibility of occlusal contacts utilizing a computerized instrument. *Quintessence Int.* 1991; 22: 357-60.
54. 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. [no prelo]
55. Rohrer MD, Bulard RA. Microwave sterilization. *J Am Dent Assoc.* 1985; 110: 194-8.
56. Ruyter IE, Svendsen SA. Flexural properties of denture base polymers. *J Prosthet Dent.* 1980; 43: 95-104.
57. Sakaguchi K, Mehta NR, Abdallah EF, Forgione AG, Hirayama H, Kawasaki T et al. Examination of the relationship between mandibular position and body posture. *Cranio.* 2007; 25: 237-49.
58. 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.
59. Sartori EA, Schmidt CB, Mota EG, Hirakata LM, Shinkai RS. Cumulative effect of disinfection procedures on microhardness and tridimensional stability of a poly(methyl methacrylate) denture base resin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008; 86: 360-4.

60. Sartori EA, Schmidt CB, Walber LF, Shinkai RS. Effect of microwave disinfection on denture base adaptation and resin surface roughness. *Braz. Dent. J.* 2006; 17: 195-200.
61. 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.
62. Sierpińska T, Gołbiewska M, Długosz JW. The relationship between masticatory efficiency and the state of dentition at patients with non rehabilitated partial lost of teeth. *Adv Med Sci.* 2006; 51(Suppl 1): 196-9.
63. Silva MM, Vergani CE, Giampaolo ET, Neppelenbroek KH, Spolidorio DM, Machado AL. Effectiveness of microwave irradiation on the disinfection of complete dentures. *Int J Prosthodont.* 2006; 19: 288–93.
64. Thomas CJ, Webb BC. Microwaving of acrylic resin dentures. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 1995; 3: 179-82.
65. Tsuchiya H, Hoshino Y, Tajima K, et al. Leaching and cytotoxicity of formaldehyde and methyl methacrylate from acrylic resin denture base materials. *J Prosthet Dent.* 1994; 71: 618–24.
66. Urban VM, Machado AL, Oliveira RV, Vergani CE, Pavarina AC, Cass QB. Residual monomer of relined acrylic resins. Effect of water-bath and microwave post-polymerization treatments. *Dent Mater.* 2007; 23: 363–68.
67. Vallittu PK, Miettinen V, Alakuijala P. Residual monomer content and its release into water from denture base materials. *Dent Mater.* 1995; 11: 338-42.

68. Verran J, Maryan CJ. Retention of *Candida albicans* on acrylic resin and silicone of different surface topography. *J Prosthet Dent.* 1997; 77: 535-9.
69. Webb BC, Thomas CJ, Harty DW, Willcox MD. Effectiveness of two methods of denture sterilization. *J Oral Rehabil.* 1998; 25: 416-23.
70. 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.
71. Wilson J. The aetiology, diagnosis and management of denture stomatitis. *Br Dent J.* 1998; 185: 380-4.
72. Woelfel JB, Paffenbarger GC. Method of evaluating the clinical effect of warping a denture: report of a case. *J Am Dent Assoc.* 1959; 59: 250-60.
73. Wong D, Cheng L, Chow T, Clark R. Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. *J Prosthet Dent.* 1999; 81: 300-4.

Apêndice

Apêndice A – Certificado de aprovação no Comitê de Ética

<p>UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA "JÚLIO DE MESQUITA FILHO" FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA</p>   <p>Comitê de Ética em Pesquisa</p> <h1>Certificado</h1> <p>Certificamos que o projeto de pesquisa intitulado "AValiação CLÍNICA DA ALTERAÇÃO DIMENSIONAL DE PRÓTESES TOTAIS SUBMETIDAS À DESINFECÇÃO POR MICROONDAS", sob o protocolo nº 53/05, de responsabilidade do Pesquisador (a) ÉUNICE TERESINHA GIAMPALO 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.</p>	<p>Certify that the research project titled "CLINICAL EVALUATION OF DIMENSIONAL CHANGES OF COMPLETE DENTURES AFTER MICROWAVE DISINFECTION", protocol number 53/05, under Dr ÉUNICE TERESINHA GIAMPALO 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.</p> <p>Araraquara, 03 de abril de 2006.</p>  <p>Prof^ª Dr^ª Miriam Aparecida Onofre Coordenadora</p>
--	---

Apêndice B – Análises estatísticas realizadas

1- Alteração percentual da dimensão médiolateral (ML)

Tabela B1- Sumário da análise de variância para avaliar os efeitos de grupo e período de avaliação sobre alteração porcentual de distância médiolateral

Efeito	Graus de liberdade	Média quadrática	F	p	G-G+ p
Grupo	1	5,258	13,205	0,001	*
Resíduo (1)	38	0,398			
Período	3	0,832	11,801	<0,001	*
Período*Grupo	3	0,007	0,105	0,957	0,919
Resíduo (2)	114	0,071			

* significativo ao nível de 5%

+ ajuste de Greenhouse-Geisser para esfericidade não válida

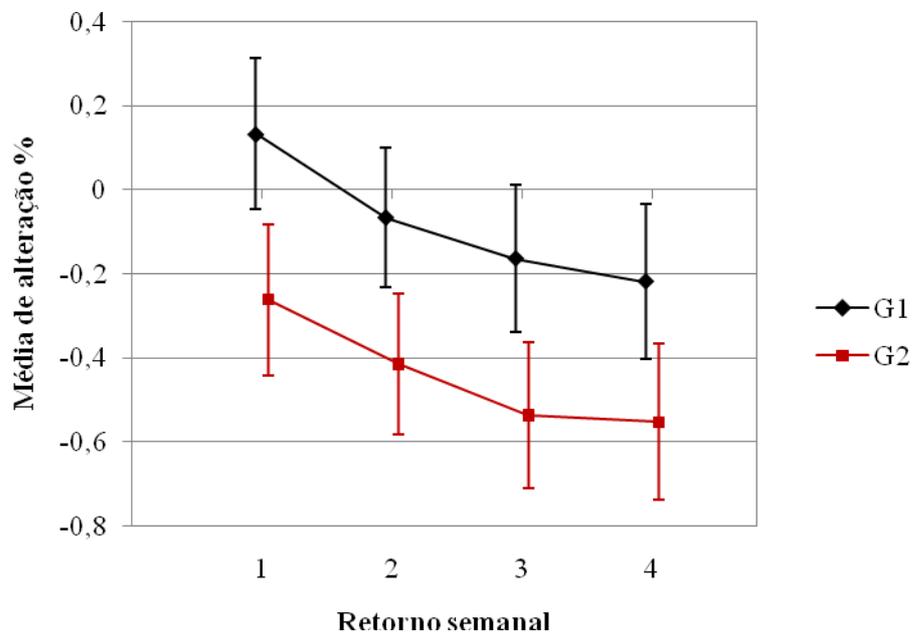


FIGURA B1- Representação gráfica de médias amostrais de alteração percentual da dimensão médiolateral e intervalos de confiança de 95% para as médias populacionais (barra vertical).

2- Alteração percentual da dimensão anteroposterior (AP)

Tabela B2- Sumário da análise de variância para avaliar os efeitos de grupo e período de avaliação sobre alteração porcentual de distância anteroposterior

Efeito	Graus de liberdade	Média quadrática	F	p	G-G+ p
Grupo	1	4,171	7,36	0,010	*
Resíduo (1)	38	0,566			
Período	3	0,312	3,06	0,031	0,044 *
Período*Grupo	3	0,051	0,50	0,685	0,638
Resíduo (2)	114	0,102			

* significativo ao nível de 5%

+ ajuste de Greenhouse-Geisser para esfericidade não válida

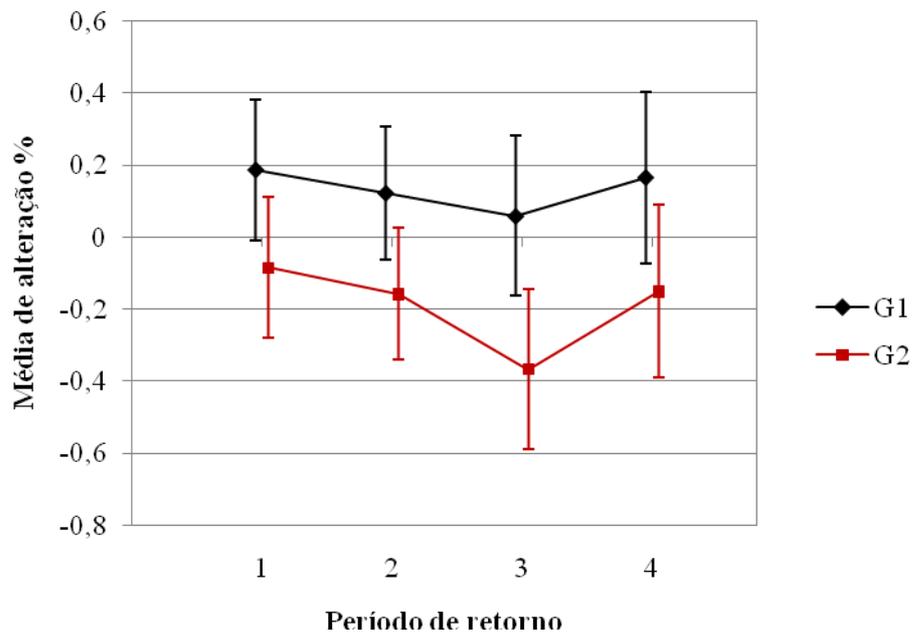


FIGURA B2- Representação gráfica de médias amostrais de alteração percentual da dimensão anteroposterior e intervalos de confiança de 95% para as médias populacionais (barra vertical).

3- Alteração dimensional percentual da área

Tabela B3 - Sumário da análise de variância para avaliar os efeitos de grupo e período de avaliação sobre alteração percentual de Área

Efeito	Graus de liberdade	Média quadrática	F	p	G-G+ p
Grupo	1	18,578	13,87	0,001	*
Resíduo (1)	38	1,340			
Período	3	0,985	3,73	0,013	0,022
Período*Grupo	3	0,093	0,35	0,787	0,737
Resíduo (2)	114	0,264			

* significativo ao nível de 5%

+ ajuste de Greenhouse-Geisser para esfericidade não válida

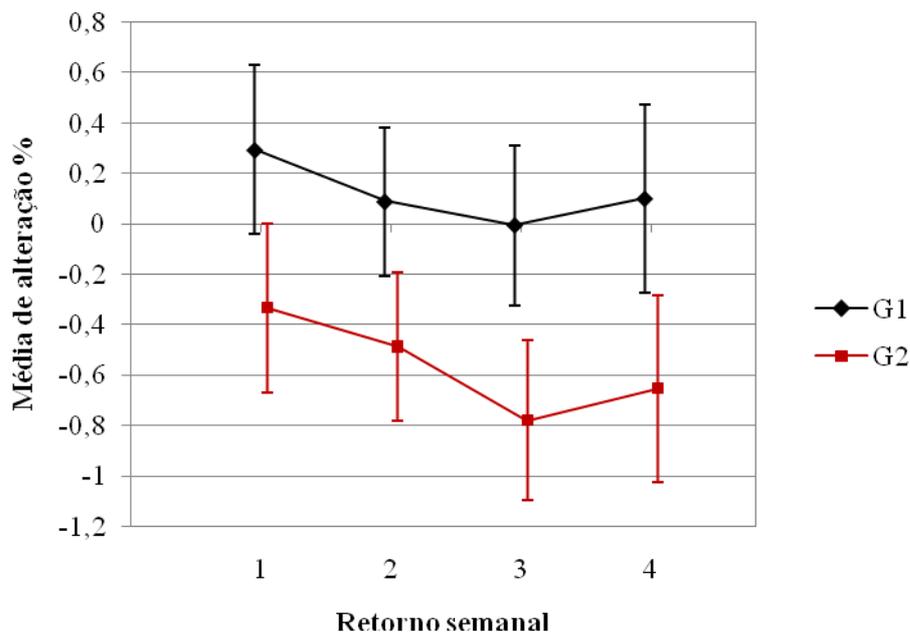


FIGURA B3- Representação gráfica de médias amostrais de alteração percentual da Área e intervalos de confiança de 95% para as médias populacionais (barra vertical).

As barras verticais na Figuras B1, B2 e B3 representam intervalos de confiança de 95% para as médias populacionais e permitem quantificar a evidência de diferenças significativas apontadas pelo teste de hipótese. Quanto

maior a sobreposição dos intervalos, menor é a evidência de diferença entre médias.

4- Análise oclusal pelo sistema T-Scan III

Os valores de p das análises estatísticas realizadas estão expostos na Tabela 5 do item Resultados.

Autorizo a reprodução deste trabalho.
(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 27 de julho de 2009.

MICHAEL FREDERICO MANZOLLI BASSO

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](#)