



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: PRÓTESE DENTÁRIA**

KARLA NUNES TEIXEIRA

**AVALIAÇÃO DO GRAU DE INFILTRAÇÃO ENTRE DENTES
ACRÍLICOS SUBMETIDOS A DIFERENTES TRATAMENTOS
SUPERFICIAIS E A BASE ACRÍLICA DE PRÓTESES:
ESTUDO *IN VITRO***

**Florianópolis/SC
2012**

KARLA NUNES TEIXEIRA

**AVALIAÇÃO DO GRAU DE INFILTRAÇÃO ENTRE DENTES
ACRÍLICOS SUBMETIDOS A DIFERENTES TRATAMENTOS
SUPERFICIAIS E A BASE ACRÍLICA DE PRÓTESES:
ESTUDO *IN VITRO***

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Odontologia. Área de concentração: Prótese Dentária.

Orientadora: Prof.^a Dr.^a Cláudia Ângela Maziero Volpato

Coorientador: Prof. Dr. Izo Milton Zani.

**Florianópolis/SC
2012**

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Teixeira, Karla Nunes Teixeira
AVALIAÇÃO DO GRAU DE INFILTRAÇÃO ENTRE DENTES ACRÍLICOS
SUBMETIDOS A DIFERENTES TRATAMENTOS SUPERFICIAIS E A BASE
ACRÍLICA DE PRÓTESES: ESTUDO IN VITRO [dissertação] /
Karla Nunes Teixeira Teixeira ; orientadora, Cláudia
Ângela Maziero Volpato ; co-orientador, Izo Milton
Zani. - Florianópolis, SC, 2012.
76 p. ; 21cm

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa
Catarina, Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-
Graduação em Odontologia.

Inclui referências

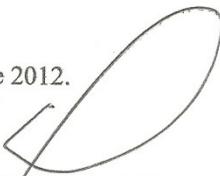
1. Odontologia. 2. Adesão entre dentes artificiais
acrílicos e a base acrílica de próteses, em relação a
infiltração de corante. I. Maziero Volpato, Cláudia
Ângela. II. Zani, Izo Milton. III. Universidade Federal
de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia.
IV. Título.

KARLA NUNES TEIXEIRA

**AVALIAÇÃO DO GRAU DE INFILTRAÇÃO ENTRE DENTES
ACRÍLICOS SUBMETIDOS A DIFERENTES TRATAMENTOS
SUPERFICIAIS E A BASE ACRÍLICA DE PRÓTESES: ESTUDO
IN VITRO**

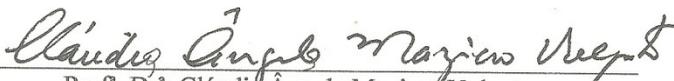
Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de MESTRE EM ODONTOLOGIA – ÁREA DE CONCENTRAÇÃO PRÓTESE DENTÁRIA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina.

Florianópolis, 29 de Agosto de 2012.

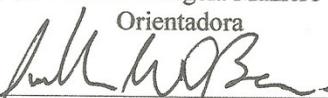


Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia

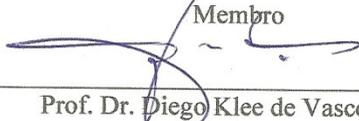
Banca Examinadora:



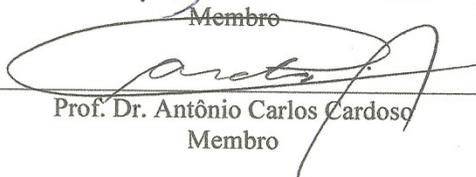
Prof.ª. Dr.ª. Cláudia Ângela Maziero Volpato
Orientadora



Prof. Dr. Guilherme Mariz de Oliveira Barra
Membro



Prof. Dr. Diego Klee de Vasconcelos
Membro



Prof. Dr. Antônio Carlos Cardoso
Membro

DADOS CURRICULARES

Karla Nunes Teixeira

Nascimento: 20 de Julho de 1974
Imbituba, SC

Filiação: Osvaldo Manoel Luiz Teixeira
Maria Neusa Nunes Teixeira

1992 – 1997 Graduação em Odontologia
UFSC – Florianópolis, SC

2005 – 2007 Especialização em Implantodontia
Universidade Camilo Castelo Branco – São Paulo, SP

2009 Curso de Atualização e Aperfeiçoamento em Cirurgia
Plástica Periodontal – Associação Brasileira de
Odontologia - Florianópolis, SC

2010 – 2012 Aluna do Programa de Pós-Graduação em Odontologia –
Nível Mestrado – Área de Concentração Prótese Dentária
Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, SC

*A Deus, por mostrar-me sempre o lado bom
das dificuldades, dando-me forças para
ultrapassá-las.*

*Ao meu marido Leonardo Rampinelli
Zanella, amor de todas as minhas vidas.
Aos meus filhos Lucas Teixeira Aita
Bittencout e Caio Teixeira Neves, que souberam
compreender os momentos de ausência –
amo vocês.*

*Ao meu pai Osvaldo Manoel Luiz Teixeira,
que me ensinou que ser honesto é sinônimo de
dormir tranquilo e que a felicidade está nas coisas
mais simples.*

*À minha mãe Maria Neusa Nunes Teixeira,
grande guerreira, que sempre me deu força e me
ensinou a lutar e nunca desistir dos meus sonhos.*

Meus verdadeiros heróis!

*Aos meus irmãos Michel Nunes Teixeira e
Tiago Nunes Teixeira, pelo carinho e amizade.*

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À professora **Dra. Cláudia Ângela Maziero Volpato**, pelo exemplo de mestra e de pesquisadora, por tudo que representa na Pós-Graduação em Odontologia da UFSC, por apontar-me o caminho certo sempre com muita seriedade e responsabilidade, pela paciência com alguém que está no início da caminhada acadêmica – meus sinceros agradecimentos.

À professora **Analúcia Gebler Philippi**, pelas diversas palavras de incentivo, amizade, compreensão e carinho, desde a época da minha graduação em Odontologia.

Ao professor **Izo Milton Zani**, por ter sido o primeiro incentivador do meu ingresso no Mestrado, pelo carinho e amizade em todos os momentos difíceis desta caminhada.

Ao professor **Diego Klee de Vasconcellos**, por me ajudar na escolha do tema e nos primeiros passos deste trabalho, compartilhando suas experiências.

Aos meus colegas de Mestrado **Christian, Ana Elisa, Meredith, Carlos e Carolina**, pessoas com quem tive o privilégio de conviver e que vou levar no coração por toda a vida.

À minha querida amiga **Luciane Geanine Pena**, pessoa incrível, amiga, companheira, que me ensinou a arte da concentração – muito obrigada pelo tempo que passamos juntas; espero ter sempre a honra de contar com a sua amizade.

À **Carine**, minha querida secretária, uma irmã, companheira de todas as horas – muito obrigada por estar sempre ao meu lado e me ajudar a concretizar este sonho.

Ao **Abraão**, aluno de graduação em Odontologia, que me ajudou em todas as etapas do trabalho.

Às técnicas **Elaine e Regina**, excelentes profissionais, importantes personagens nas etapas laboratoriais do trabalho.

Ao engenheiro mecânico **Fernando de Souza Pereira**, do Departamento de Engenharia Mecânica (USICON) da UFSC, que auxiliou na utilização do equipamento necessário para as medições do experimento, profissional eficiente, pessoa acessível que tive a sorte de encontrar pelo caminho – muito obrigada pelo carinho.

À **Rosane, Vanderlin** e toda equipe do IPENO – professores,

alunos e funcionários –, por compreenderem este momento da minha vida, dando-me o suporte necessário em tudo de que precisei – muito obrigada.

Ao escritor **Amilcar Neves**, membro da Academia Catarinense de Letras, pela disponibilidade para a revisão desta dissertação – obrigada pelo excelente trabalho.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Federal de Santa Catarina, pela oportunidade que me foi dada de aprender nesta honrada instituição.

Ao CNPQ e à CAPES, pelo apoio para a realização do curso de Mestrado em Odontologia – Área de Concentração Prótese Dentária.

Ao professor Dr. Ricardo de Souza Magini, Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia no decorrer deste curso, pela dedicação ao Programa.

Ao corpo docente do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, meu agradecimento por tudo que me foi proporcionado nestes dois anos e meio de estudo.

Ao professor Sérgio Torres de Freitas, pela análise estatística dos resultados obtidos.

Aos funcionários da Coordenadoria de Pós-Graduação, em especial à Ana Maria Vieira Frandolozo, pelo carinho e disponibilidade.

A todos que, direta ou indiretamente, me ajudaram a tornar realidade este sonho de ser mestre – o meu muito obrigada.

*Não importam as circunstâncias ou
adversidades, por mais difícil que seja eu vou
seguir em frente e vou reunir todas as forças para
que eu me transforme cada vez mais na pessoa que
eu decidi ser.*

Madre Teresa de Calcutá

TEIXEIRA, Karla Nunes. **Avaliação do grau de infiltração entre dentes acrílicos submetidos a diferentes tratamentos superficiais e a base acrílica de próteses: estudo *in vitro***. 2012. 76f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2012.

RESUMO

Infiltração de corante entre dente artificial e base é um problema comum em pacientes que fazem uso deste tipo de prótese. Neste experimento foi avaliado o comportamento de dois tratamentos de superfície em dentes artificiais antes da sua união à base de prótese em relação ao grau de infiltração de corante. Trinta e seis espécimes foram compostos, cada qual, por um dente artificial inserido em uma base de resina acrílica e divididos em três grupos (n=12). O Grupo 1 foi o controle, cujos dentes artificiais não sofreram nenhum tratamento de superfície. No Grupo 2 foi aplicado monômero do poli(metacrilato de metila) - PMMA utilizado na confecção da base do espécime e, no Grupo 3, um adesivo de metacrilato de metila (Vitacoll, Vita Zahnfabrik, Alemanha). Os espécimes foram submetidos à termociclagem (5.000 ciclos) e armazenados em recipientes contendo água destilada e corante azul de metileno a 3%, a 37°C, por 30 dias. Após esse tempo, os conjuntos foram seccionados em dois pontos para a análise da infiltração de corante. A infiltração linear foi avaliada utilizando-se um mensuroscópio por um único observador. Os resultados obtidos foram avaliados pelo teste de análise de variância (ANOVA) e as comparações individuais foram realizadas pelo teste de Tukey ($p < 0,0005$). Quanto ao grau de infiltração linear, o Grupo 1 e o Grupo 3 apresentaram comportamento estatisticamente semelhante (0,51 mm e 0,68 mm, respectivamente). O Grupo 2 foi o que registrou o menor grau de infiltração (0,34 mm), sugerindo que o monômero do PMMA utilizado diminuiu a infiltração de corante.

Palavras-chave: Polimetilmetacrilato. Prótese total. Infiltração.

TEIXEIRA, Karla Nunes. **Avaliação do grau de infiltração entre dentes acrílicos submetidos a diferentes tratamentos superficiais e a base acrílica de próteses: estudo in vitro.** 2012. 76f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2012.

ABSTRACT

Dye leakage from an artificial tooth and the denture base is a common problem among patients who have this type of prosthesis. In a laboratory experiment we evaluated the degree of dye leakage after using two surface treatments that were applied to artificial teeth before they were attached to the denture base. Thirty-six specimens, each made of an artificial tooth inserted in an acrylic resin, were divided into three groups of twelve and tested. Group 1 was the control, which comprised artificial teeth that did not undergo any surface treatment. In Group 2 the same PMMA monomer of the base was applied to the teeth, and in Group 3 a commercial methacrylate adhesive (Vitacoll, Vita Zahnfabrik, Germany) was used. The specimens were submitted to thermocycling (5,000 cycles) and then stored in containers with distilled water and 3% methylene blue dye (at 37°C for 30 days). The washed and dried samples were then cut in two places to analyze the dye leakage. The linear dye leakage was assessed using a meanscope and measured in millimeters by a single observer. In order to identify which groups differed, we compared the results for the three groups using analysis of variance (ANOVA), while individual comparisons were made with Tukey's test ($p < 0.0005$). Group 1 and Group 3 were statistically similar (0.51 mm and 0.68 mm, respectively). Group 2 had the least infiltration (0.34 mm), which suggests that the liquid acrylic resin is the best treatment to reduce dye leakage.

Keywords: Polymethylmethacrylate. Denture. Infiltration.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Estrutura química do poli(metacrilato de metila) (PMMA).	33
Figura 2 – Cadeias poliméricas interpenetradas.....	36
Figura 3 – Compasso de duas pontas secas, sendo calibrado (a). Compasso na posição adequada com uma ponta tangenciando a margem da base do dente e outra riscando o limite para o recobrimento cervical externo (b).	51
Figura 4 – Matriz e molde de silicone laboratorial.	52
Figura 5 – Dentes montados em cera dispostos na mufla (a). Muralhas de silicone protegendo os conjuntos para a inclusão de gesso (b).	52
Figura 6 – Mufla aberta, cera removida e gesso isolado, pronta para inclusão da resina acrílica de base.....	53
Figura 7 – Aplicação de monômero (a) e adesivo (b).	54
Figura 8 – Máquina de termociclagem.....	56
Figura 9 – Secção do espécime em dois locais.	56
Figura 10 – A flecha vermelha indica o ponto inicial da medição e a preta mostra por onde o corante infiltra.	57
Figura 11 – Fluxograma da síntese do experimento.....	58
Gráfico 1 – Resultados da infiltração de corante para os 3 grupos experimentais.....	60

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 – Características do PMMA.....	34
Quadro 2 – Materiais utilizados com marcas comerciais, fabricantes e país de origem.....	49
Quadro 3 – Equipamentos e instrumentos, fabricantes e países de origem.....	50
Quadro 4 – Divisão dos grupos conforme o tratamento proposto.....	54
Tabela 1 – Resultados do teste do grau de infiltração (mm) para os grupos testados.....	59
Tabela 2 – Resultados da Análise de Variância para comparação de infiltração de corante.....	60
Tabela 3 – Comparações pelo teste de Tukey para amostras com números desiguais de elementos.....	60

LISTA DE SIGLAS

IPN	- <i>Interpenetrating Polymer Network</i>
PMMA	- Polimetilmetacrilato
RAAQ	- Resina Acrílica de Ativação Química
RAAT	- Resina Acrílica de Ativação Térmica
Tg	- Transição Vítreá
VLC	- <i>Visible Light Cured</i>

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	31
2 REVISÃO DA LITERATURA	33
2.1 Material para base de próteses.....	33
2.2 Materiais dos dentes artificiais.....	34
2.3 Técnicas de polimerização da resina acrílica para prótese dentária	36
2.4 Porosidade da resina acrílica para base de prótese.....	37
2.5 Comportamento na interface de união entre materiais poliméricos para próteses	41
3 PROPOSIÇÃO	47
3.1 Objetivo Geral	47
3.2 Objetivos específicos	47
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	49
4.1 Materiais utilizados	49
4.2 Equipamentos e instrumentos utilizados.....	49
4.3 Método.....	50
<i>4.3.1 Estudo Piloto</i>	<i>50</i>
<i>4.3.2 Confecção da matriz para padronização dos espécimes.....</i>	<i>51</i>
<i>4.3.3 Processo de inclusão.....</i>	<i>52</i>
<i>4.3.4 Grupos</i>	<i>53</i>
<i>4.3.5 Processamento e Polimerização</i>	<i>54</i>
4.4 Termociclagem	55
4.5 Avaliação do grau de infiltração de corante	56
4.6 Delineamento experimental	57
5 RESULTADOS.....	59
6 DISCUSSÃO	63
7 CONCLUSÃO	69
REFERÊNCIAS	71

1 INTRODUÇÃO

A população idosa está em crescimento contínuo. Hoje, aproximadamente 600 milhões de pessoas no mundo (o que corresponde a 9% da população total) estão com 60 anos de idade ou mais, e estima-se que esse número vai dobrar até 2025, atingindo 2 bilhões de pessoas em 2050. Desta população, uma parcela significativa será parcial ou totalmente edêntula, necessitando de aparelhos protéticos (PETERSEN; YAMAMOTO, 2005).

Ao lado do câncer de boca, a ausência de dentes é um dos mais graves problemas de saúde bucal no Brasil. Hoje, 75% dos idosos são desdentados. Entre adultos com idade de 30 a 44 anos, esse índice é de 30%. O Ministério da Saúde registra, ainda, um total de 5 mil adolescentes desdentados. Estima-se que 8 milhões de pessoas necessitam de algum tipo de prótese dentária (BRASIL, 2012).

Dentre os requisitos clinicamente aceitáveis de um material para base de prótese estão: resistência, durabilidade, propriedades térmicas satisfatórias, precisão de processamento, estabilidade dimensional e química, ausência de gosto e odor, biocompatibilidade, aparência natural e estabilidade de cor. Os polímeros utilizados para bases de próteses totais são os materiais que mais se aproximam desses requisitos (AMERICAN DENTAL ASSOCIATION, 1975).

Atualmente, a maioria das próteses totais é confeccionada com PMMA poli (metacrilato de metila) termopolimerizável e copolímeros, como o PMMA reforçado com borracha poli (estireno co-butadieno) (ZARB, 2006).

Os dentes artificiais estão disponíveis em porcelana sinterizada a vácuo, resinas acrílicas, acrílicos modificados e resina composta, sendo os de resina acrílica os mais utilizados por desenvolverem união química entre os dentes e a base da prótese, já que ambos são constituídos do mesmo tipo de material (HUGGETT *et al.*, 1982).

De acordo com Satoh *et al.* (1993), dentes de materiais poliméricos de alta resistência foram desenvolvidos para solucionar o problema de desgaste dos dentes convencionais. Entretanto, a natureza altamente cruzada da resina acrílica atual reduziu significativamente a união dos dentes à base da prótese, tornando essencial o uso de retenções mecânicas.

A falha na união entre o dente artificial e a base da prótese em

resina acrílica ainda é motivo de preocupação entre os pesquisadores, pois a perda de dentes artificiais é causa frequente de reparos já no primeiro ano do seu uso (CUNNINGHAM; BENINGTON, 1999; VALLITTU; LASSILA; LAPPALAINEN, 1993). Muitos estudos foram realizados com o intuito de averiguar as possíveis variáveis que atuam nessa interface. Dentre elas, podemos citar: instrumentação da base do dente (GEERTS; JOOSTE, 1993; VALLITTU, 1995; BARPAL *et al.*, 1998; CUNNINGHAM; BENINGTON, 1999; SAAVEDRA *et al.*, 2007; CHUNG *et al.*, 2008; BRAGAGLIA *et al.*, 2009; CONSANI *et al.*, 2011), aplicação de soluções de monômero ou de solventes (HUGGETT *et al.*, 1982; CLANCY *et al.*, 1989; GEERTS; JOOSTE, 1993; BARPAL *et al.*, 1998; CUNNINGHAM; BENINGTON, 1999; SAAVEDRA *et al.*, 2007; CHUNG *et al.*, 2008; BRAGAGLIA; PRATES; CALVO, 2009; BARBOSA *et al.*, 2009; KURT *et al.*, 2012; CONSANI *et al.*, 2011), confecção de cavidades no topo cervical dos dentes (HUGGETT *et al.*, 1982; CARDASH; LIBERMAN; HELFT, 1986; VALLITTU, 1995; BARPAL *et al.*, 1998; BRAGAGLIA; PRATES; CALVO, 2009; CONSANI *et al.*, 2011), concentração de agentes de ligação cruzada (VALLITTU, 1995; KORKMAZ *et al.*, 2011), material de base da prótese (CLANCY; BOYER, 1989; BARPAL *et al.*, 1998; BARBOSA *et al.*, 2009; KORKMAZ *et al.*, 2011), contaminação por cera, isolantes ou impurezas (SCHOONOVER *et al.*, 1952; CATTERLIN; PLUMMER; GULLEY, 1993) e método de termopolimerização (CLANCY; BOYER, 1989; GEERTS; JOOSTE, 1993; VALLITTU, 1995; BARBOSA *et al.*, 2008; CHUNG *et al.*, 2008; BARBOSA *et al.*, 2009; KORKMAZ *et al.*, 2011; CONSANI *et al.*, 2011).

Outro problema que ocorre na união entre os dentes artificiais e a base de resina acrílica das próteses é a falha estética, pois, mesmo sem fratura ou descolamento dos dentes artificiais, a infiltração de corantes advindos de alimentos e nicotina pode provocar manchamentos nessa interface, tornando-se um problema clínico, comum em pacientes que fazem uso desse tipo de prótese (TELLES *et al.*, 2010). Na maioria das vezes, o manchamento é tão intrínseco que desgastes e polimento não conseguem eliminá-lo. Por esse motivo, é importante que sejam realizados estudos para melhorar a união entre os materiais envolvidos (dentes artificiais e a resina acrílica da base de prótese), no intuito de, melhorando essa união, diminuir o manchamento. Desta forma, este estudo tem o propósito de verificar o comportamento dessa união mediante a análise do grau de infiltração quando diferentes tratamentos de superfície dos dentes artificiais são utilizados.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Material para base de próteses

Introduzido na Odontologia há cerca de 70 anos, o material mais utilizado para confecção de bases de próteses totais ainda é o poli(metacrilato de metila) (PMMA), conhecido como resina acrílica (FORTES, 2007). Derivada do etileno, a resina contém um grupamento vinílico em sua fórmula estrutural, podendo ser derivada do ácido acrílico ou do ácido metacrílico, sendo que ambos os compostos polimerizam por adição (WOELFEL, 1971).

O processo de polimerização do PMMA envolve a conversão de monômero de baixo peso molecular em polímeros de alto peso molecular. A resina acrílica tem sido o material de escolha para a confecção de bases de próteses devido à estética, estabilidade dimensional, biocompatibilidade e facilidade de processamento laboratorial. Na Odontologia, essas resinas são comumente processadas em uma mufla, usando a técnica de compressão do molde (técnica da massa), onde o polímero (pó) é adicionado ao monômero (líquido), na proporção de 3:1 em volume ou 2:1 em peso (ANUSAVICE, 1998).

Devido à sua estrutura química (Figura 1), o PMMA se degrada sob irradiação. Trata-se de um polímero termoplástico, material polar de cadeia carbônica acrílica e linear, substância dura, rígida, que se deixa riscar facilmente por materiais de maior dureza. Ele é amorfo, pois possui grupos laterais volumosos sem estereorregularidade completa. Sua temperatura de transição vítrea (T_g) depende do peso molecular e da presença e quantidade de plastificantes (CALLISTER Jr, 2007).

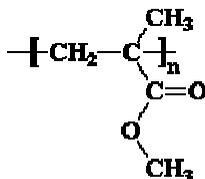


Figura 1 – Estrutura química do poli(metacrilato de metila) (PMMA).

Em 2007, Fortes realizou uma pesquisa para avaliar a influência de dois métodos de desinfecção nas propriedades das resinas acrílicas empregadas na confecção de próteses. Foram analisadas as características e propriedades das resinas acrílicas tipo 1 (termopolimerização), tipo 2 (quimicamente ativadas) e tipo 5 (ativadas por energia de micro-ondas). O Quadro 1 mostra, segundo o trabalho de Fortes (2007), as principais características da resina acrílica incolor PMMA (Vipi-Wave, Dental Vipi, Brasil).

Quadro 1 – Características do PMMA.

Características	Valores
Dureza Knoop	21 ± 1 KHN
Resistência à flexão	99 ± 9 MPa
Massa específica	1,19 g/cm ³
Módulo de elasticidade	2,5 GPa
Temperatura de transição vítrea (T _g)	104°C

Fonte: modificado de Fortes, 2007.

2.2 Materiais dos dentes artificiais

O primeiro material destinado à fabricação de dentes artificiais foi a cerâmica odontológica, utilizada em próteses totais e parciais removíveis. Os dentes de porcelana apresentam como principais vantagens a durabilidade, dureza, resistência à ação de solventes orgânicos, estabilidade dimensional e de cor, e resistência ao desgaste. Em contrapartida, desgastam o esmalte dentário dos dentes antagonistas, apresentam baixa resistência ao impacto, fraturam facilmente sob a ação do estresse mastigatório, geram sobrecarga oclusal ao osso alveolar subjacente e apresentam dificuldade de serem caracterizados, desgastados ou polidos. O contato entre dentes de porcelana gera, frequentemente, um barulho audível e irritante, mais comumente percebido em usuários de próteses mal-adaptadas. A pior desvantagem dos dentes de porcelana é que eles não permitem uma união química à base acrílica das próteses (APPELBAUM, 1984).

Um novo conceito para a confecção laboratorial de próteses surgiu em 1940 com o advento dos dentes plásticos. A matéria-prima básica utilizada na fabricação desses dentes foi a resina acrílica (PMMA), constituída originalmente pela união retilínea em cadeia de várias unidades de moléculas de metacrilato de metila, com ligações

intramoleculares covalentes (CORNELL *et al.*, 1957).

A principal vantagem dos dentes de resina acrílica é a união química adequada com a resina da base da prótese, eliminando a necessidade de retenções mecânicas. Além disso, eles são resistentes a trincas e ao ataque de solventes orgânicos, apresentam resistência flexural e ao impacto, proporcionam uma sensação de contato dentário agradável e provocam menos trauma ao rebordo residual do que os dentes de porcelana. São, também, fáceis de serem desgastados e permitem acréscimos e repolimentos para facilitar ajustes estéticos e oclusais (HIRANO *et al.*, 1998).

Entretanto, os dentes de PMMA também apresentam desvantagens, como pouca resistência ao desgaste, susceptibilidade à absorção de fluidos (o que compromete sua estabilidade química e física) e instabilidade de cor, sofrendo com a ação de corantes orgânicos, água, agentes de clareamento, luz solar e agentes químicos usados para a limpeza de próteses (SATO *et al.*, 1993).

Nos anos 50, os dentes de resina acrílica receberam agentes de ligação cruzada em sua formulação, o que consiste na adição de moléculas monoméricas bifuncionais com ligações duplas reativas em cada extremidade (dimetacrilato de etilenoglicol), permitindo o cruzamento entre as cadeias poliméricas retilíneas e a formação de ramificações não lineares. Formam-se, assim, ligações tridimensionais entre as macromoléculas retilíneas, o que contribui para a melhoria da resistência mecânica, a solubilidade e a sorção de água da resina (ANUSAVICE, 1998).

A partir da alteração do tipo e da quantidade de agentes de ligação cruzada e da combinação de variados polímeros e copolímeros pelos diferentes fabricantes, foram introduzidos no mercado diversos dentes de resina acrílica convencional com propriedades físicas satisfatórias. Geralmente, o polímero é formado pela reação química de um mesmo tipo de unidade estrutural (monômero), mas, para melhorar suas propriedades físicas, é vantajoso usar dois ou mais monômeros quimicamente diferentes, formando os copolímeros, num processo chamado de copolimerização. A copolimerização do metacrilato de metila com metacrilato de butila, por exemplo, resulta em um copolímero que é mais resistente à fratura (CRAIG, 1996).

Como consequência de pesquisas para melhorar a resistência dos dentes artificiais poliméricos, no final dos anos 80 surgiram os dentes de resinas acrílicas com cadeias poliméricas interpenetradas, caracterizando um novo material: a resina acrílica com rede de polímeros interpenetrante (IPN – *Interpenetrating Polymer Network*). Rede de

polímeros interpenetrante são estruturas formadas quando uma rede de polímeros é cruzada no interior de uma outra rede tridimensional ocupada por um segundo polímero com ligações cruzadas (Figura 2). Assim, as redes cruzadas coexistem no mesmo volume do espaço (uma retida fisicamente dentro da outra) e não podem ser dissociadas sem que ocorra a ruptura das ligações químicas, o que resulta em propriedades físicas melhoradas para os materiais poliméricos (WHITMAN *et al.*, 1987).

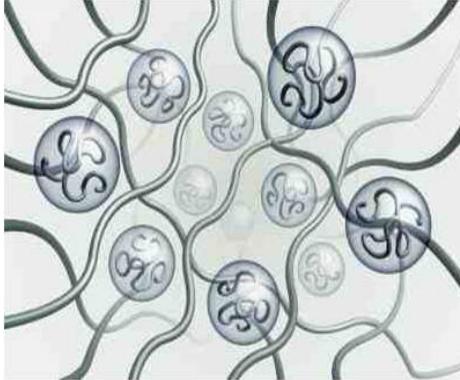


Figura 2 – Cadeias poliméricas interpenetradas.

Fonte: VITA ZAHNFABRIK, 2012.

Na mesma época, surgiu no mercado um outro material utilizado em dentes artificiais: a resina composta microparticulada, um composto de partículas de carga de sílica vaporizada (com aproximadamente 70 nm) fundidas ao sistema matricial da fórmula de Bowen BIS-GMA (matriz clássica da resina composta). As cargas inorgânicas dos dentes compósitos são submetidas à silanização para melhorar a adesão destas partículas à matriz do material dentário (HIRANO *et al.*, 1998).

2.3 Técnicas de polimerização da resina acrílica para prótese dentária

A polimerização do PMMA envolve a conversão de monômero de baixo peso molecular em polímero de alto peso molecular, processo que ocorre através da formação de radicais livres. O peróxido de benzofl é o iniciador do processo, o qual pode ser ativado pela utilização de calor (RAAT – resina acrílica de ativação térmica – PMMA termopolimerizável), por substâncias químicas como as aminas

terciárias (RAAQ – resina acrílica de ativação química – PMMA de ativação química), por outras fontes de energia como o uretano dimetacrilato fotoativado (VLC – *visible light cured*) ou através de radiação eletromagnética, caso das resinas ativadas por micro-ondas (TAKAMATA; SETCOS, 1989).

Para Nishii (1968), na polimerização das resinas acrílicas por energia de micro-ondas alguns aspectos são de particular importância, tais como o controle da frequência e da potência da energia emitida pelo forno, além de outros fatores, como o uso de muflas plásticas perfuradas e a adição de água no interior do forno durante o ciclo de polimerização, os quais auxiliariam no controle da temperatura, possibilitando, assim, a diminuição da ocorrência de porosidades.

No final da década de 80 surgiu a resina acrílica específica para polimerização por micro-ondas, com o objetivo de reduzir as características indesejáveis que a resina acrílica termopolimerizável convencional apresentava ao ser polimerizada através desse método, pois o monômero da resina para polimerização por micro-ondas contém dimetacrilatos que permitem o processamento da resina acrílica em temperaturas mais elevadas, reduzindo, desta forma, a porosidade interna e melhorando a resistência do material (BAFILE *et al.*, 1991).

2.4 Porosidade da resina acrílica para base de prótese

Reitz, Sanders e Levin (1985) estudaram a polimerização por energia de micro-ondas de resina acrílica para prótese e suas propriedades físicas, tais como porosidade, dureza e resistência transversal. Dez tiras de resina de metacrilato de metila (Microlon-LW Denture Resin, Hygenic, EUA) foram processadas em banho de água quente por 8 horas na temperatura de 74°C. Outras 10 tiras de tamanho idêntico foram processadas em forno de micro-ondas com potência de 400 W por 2,5 minutos de cada lado. Para mensurar o grau de porosidade, as tiras foram polidas, imersas em solução de tinta preta permanente e polidas novamente para a remoção da mancha preta. Uma área de 2,4 mm por 1,9 mm de cada tira foi fotografada e examinada com ampliação de 20 vezes para contagem de poros. Os resultados do estudo indicaram que as amostras processadas pelo método de energia de micro-ondas (média de 21 poros por espécime) comportaram-se de forma equivalente àquelas submetidas ao método de polimerização convencional, por imersão em água quente (média de 19 poros por espécime). Os autores concluíram que não houve diferenças estatísticas

entre os espécimes testados quando a espessura não passou de 2,5 mm. O diâmetro dos poros foi inferior a 30 µm em todos os espécimes observados.

Sanders, Levin e Reitz (1987) realizaram um estudo para determinar se houve diferença na porosidade de cinco marcas comerciais de resina acrílica (Caulk Lucitone, L. D. Caulk, EUA; Urban, Shofu, Japão; Justi Denture Base, Regular H. D. Justi, EUA; Justi Type B Denture Base Microwave OvenCure, H. D. Justi, EUA; e Teets Denture Material, Heat Curing, Co-Oral-Itte Dental Manufacturing, EUA) utilizadas na confecção de próteses quando curadas por energia de micro-ondas. Também foram comparados dois métodos de polimerização em forno de micro-ondas e um por imersão em água aquecida. Trezentos espécimes foram confeccionados e divididos por método de polimerização: um ciclo em água aquecida a 77°C por 9 horas, seguido de 20 minutos de resfriamento em água corrente, e dois ciclos em forno de micro-ondas com 90 W por 13 minutos (no primeiro caso, as muflas eram resfriadas em água corrente por 45 minutos e, no segundo, permaneciam 2,5 horas na bancada, esfriando à temperatura ambiente). As amostras foram seccionadas e polidas. Após a aplicação de tinta da Índia, foram polidas novamente e observadas em microscópio. Remanescentes do corante indicariam a ocorrência de porosidade. Três observadores foram calibrados para a análise da quantidade de poros através de escores de 1 (pouca ou nenhuma porosidade) a 6 (porosidade em toda a superfície). Os autores concluíram que, independente da resina utilizada e do método de polimerização, todas as amostras apresentaram porosidade; a menor quantidade de poros foi encontrada para o ciclo de micro-ondas com resfriamento rápido.

Tanji *et al.* (2001) avaliaram a influência dos ciclos de polimerização (convencional, rápido e de micro-ondas) sobre a rugosidade e a porosidade de resinas acrílicas que sofreram acabamento e polimento pelo método convencional. Foram utilizadas duas resinas (Clássico e Onda-Cryl, Artigos Odontológicos Clássico, Brasil) e confeccionadas matrizes retangulares de alumínio para padronizar as amostras do experimento. Nos Grupos 1 e 2 o ciclo de polimerização foi em água aquecida a 74°C por 9 horas (ciclo convencional); para os Grupos 3 e 4 as amostras foram deixadas na água em ebulição por 20 minutos (ciclo rápido) e, nos Grupos 5 e 6, foi utilizada energia de micro-ondas para polimerizar a resina (1.400 W durante 3 minutos). Para a análise da porosidade foram delimitadas, com o auxílio de dispositivo metálico, 3 áreas circulares de 0,5 mm de diâmetro. Após a

imersão em tinta Nankin (Acrilex, Brasil) por 12 horas, os espécimes foram observados em estereoscópio (Carl Zeiss, EUA) com aumento de 63 vezes. Todos os ciclos de polimerização apresentaram valores de porosidade sem diferença estatística ($p > 0,05$) para as duas resinas. A menor porosidade foi obtida com a resina Clássico polimerizada em ciclo convencional (0,33%), com diferença estatística ($p < 0,05$) quando comparada com os ciclos rápido (0,73%) e por micro-ondas (1,23%). Não houve diferença estatística significativa ($p > 0,05$) entre os valores de porosidade quando a resina Onda-Cryl foi polimerizada pelos três ciclos de polimerização. Concluiu-se que a formação da porosidade não foi influenciada pelos ciclos de polimerização. Entretanto, a Clássico mostrou o menor valor de porosidade no ciclo convencional.

Goiato *et al.* (2006) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o efeito do polimento químico e mecânico e da termociclagem sobre a porosidade e a dureza de duas resinas acrílicas para base de prótese (Onda-Cryl, Artigos Odontológicos Clássico, Brasil, e Vipi Cril, Dental Vipi, Brasil). Foram confeccionados 40 corpos de prova em forma de disco, sendo que a metade sofreu polimento mecânico e a outra metade, polimento químico. Foi realizado o primeiro teste de microdureza e, em seguida, os corpos de prova foram armazenados em estufa a 37°C por 3 meses. Após termociclagem de 3.000 ciclos (5 a 55°C), foi feito novamente o teste de microdureza e, a seguir, a porosidade foi avaliada pela contagem de poros. As amostras foram imersas em tinta Nankin (Acrilex, Brasil) por 8 horas, após o que analisou-se, por meio de um estereoscópio (33 vezes de aumento), a quantidade de poros pigmentados existentes no círculo individualizado de cada amostra. A porosidade foi avaliada por meio de escores, pelos quais "0 poros" equivalia a ausência de porosidade, "1 a 20 poros", a pouca porosidade, "20 a 50 poros", a média porosidade, e "acima de 50 poros" significava muita porosidade. Os resultados revelaram que todas as amostras indicaram algum grau de porosidade, nenhuma mostrou muita porosidade e a maioria apresentou pouca porosidade, sem diferença estatística entre os grupos testados.

A hipótese de que a imersão em água poderia alterar o grau de porosidade interna da resina acrílica processada em micro-ondas foi analisada por Rossato *et al.* (2008). Foram utilizadas as resinas acrílicas incolores Vipi Cril® e Vipi Wave® (Vipi, Brasil), distribuídas em 4 grupos experimentais e um grupo controle, num total de cinquenta amostras (10 para cada grupo) confeccionadas com 5 mm de espessura. As amostras do grupo controle (G1) foram polimerizadas em mufla metálica pelo método tradicional (água aquecida por 12 horas à

temperatura de 74°C), enquanto as amostras dos demais grupos (G2, G3, G4 e G5) foram polimerizadas em muflas de fibra de vidro, próprias para forno de micro-ondas. As muflas dos grupos G2 e G4 foram colocadas uma a uma, na posição horizontal, dentro de um recipiente com água sobre o prato giratório do forno de micro-ondas para um ciclo de 20 minutos à potência de 180 W e mais 5 minutos a 540 W. As muflas dos grupos G3 e G5 também foram posicionadas uma a uma em posição horizontal sobre o prato giratório do forno de micro-ondas e submetidas ao mesmo ciclo, porém sem imersão em água. A avaliação da porosidade foi realizada em toda a extensão do espécime por um observador calibrado de acordo com um sistema de escores que variou de 0 a 3. O valor zero correspondia à ausência total de porosidade e o valor 3, à presença de porosidade no grau máximo. Os valores intermediários (1 e 2) representariam graus de intensidade intermediária da presença de poros nas amostras. Pela observação visual, foi atribuído grau zero a todas as amostras, pois não ocorreram poros visíveis na superfície nem no interior da resina. Todos os grupos apresentaram aspecto de polimerização similar, de acordo com as recomendações da Associação Odontológica Americana (ADA na sigla em inglês), a qual especifica que a resina acrílica não deve apresentar bolhas ou poros quando avaliada a olho nu. Este resultado sugere que a imersão das muflas em água durante a polimerização por energia de micro-ondas (G2 e G4) não influencia na porosidade, já que proporcionou resultados semelhantes aos do grupo controle (G1) e também semelhantes aos dos grupos de amostras nos quais a resina acrílica foi polimerizada sem imersão em água (G3 e G5). Os autores concluíram que polimerização em micro-ondas pode ser utilizada imergindo ou não a mufla em um recipiente com água, sem alteração da porosidade da resina.

Pero *et al.* (2008) realizaram um estudo para avaliar a influência do ciclo de polimerização e da espessura da base de prótese total sobre a porosidade da resina acrílica. Foram utilizadas duas resinas acrílicas termoativadas, uma convencional T (Clássico, Clássico Artigos Odontológicos, Brasil) e uma projetada para polimerização em forno de micro-ondas (Onda-Cryl, Clássico Artigos Odontológicos, Brasil). Foram estabelecidos quatro grupos de acordo com o ciclo de polimerização escolhido: A (Onda-Cryl, ciclo curto em forno de micro-ondas), B (Onda-Cryl, ciclo longo em forno de micro-ondas), C (Onda-Cryl, ciclo orientado pelo fabricante), e T (Clássico, banho em água aquecida). A porosidade foi avaliada para espessuras diferentes (I – 2,0 mm, II – 3,5 mm e III – 5,0 mm) por medição do volume da amostra antes e após a sua imersão em água. Os dados referentes à porcentagem

de porosidade foram submetidos ao teste de Kruskal-Wallis para comparação entre os grupos. As combinações dos diferentes ciclos e espessuras apresentaram diferenças significativas, e as porcentagens médias de porosidade apresentaram diferenças apenas nos espécimes mais finos (2,0 mm) polymerizados em forno de micro-ondas (A = 53,55, B = 40,80, e C = 90,70). A espessura não afetou os resultados para o ciclo T (I = 96,15, II = 70,20, e III = 82,70), já que os valores de porosidade foram semelhantes nas três espessuras. Ciclos de polimerização em forno de micro-ondas e a espessura da resina acrílica influenciam a porosidade. Não foram observadas diferenças na porosidade para bases de resina polimerizadas pelo ciclo em água aquecida em nenhuma espessura.

2.5 Comportamento na interface de união entre materiais poliméricos para próteses

Vallittu, Ruyter e Nat (1997) investigaram a expansão que ocorre nos dentes artificiais de polímero causada pelo monômero da resina acrílica de base da prótese total autopolimerizada e termopolimerizada. Também avaliaram o efeito da temperatura de polimerização da resina acrílica autopolimerizada para base de prótese durante a expansão. Dentes artificiais anteriores inferiores (Vitapan, Vita Zahnfabrik, Alemanha) tiveram a superfície do topo cervical planificada. Foi utilizado um molde de prótese total para facilitar a compressão da resina termopolimerizada. A região planificada dos dentes não foi molhada com monômero antes da aplicação da resina no molde. A resina autopolimerizável PPV (Palapress Vario, Heraeus Kulzer, Alemanha) apresenta o metacrilato de metila (MMA) associado ao etilenoglicol dimetacrilato (EGDMA) como agente de ligação cruzada, sendo sua polimerização realizada em 3 temperaturas (30°C, 50°C e 70°C) por 15 minutos antes da compressão com 300 KPa. Para o caso da termopolimerização foi utilizada a resina SR 3/60 (Ivoclar, Vivadent, Liechtenstein) em água aquecida a 70°C por 60 minutos, em seguida aumentada para 100°C por mais 30 minutos. Foram confeccionados cinco espécimes para cada temperatura. Depois de polymerizados, eles foram desgastados até atingir uma espessura de aproximadamente 0,21 mm. Os espécimes foram examinados em microscópio óptico (Orthoplan, Ernst Leitz, Alemanha) com ampliação de 205 vezes e a camada expandida foi medida, por meio de um micrômetro de barras, sobre as micrografias obtidas dos espécimes. Foi registrada sempre a

maior medida da camada expandida de cada leitura. A espessura da camada expandida variou de 3,3 a 20,6 μm com a resina PPV. A parte interna do polímero expandiu mais do que a camada de IPN (rede de polímero interpenetrante), que também pôde ser medida (10 μm). Quando a resina termopolimerizada SR foi polimerizada em contato com o dente polimérico, a interface ficou difusa, impossibilitando a medição da camada expandida. Isto ocorreu devido ao maior tempo em que a resina SR ficou em contato com os dentes antes da polimerização, e também pela pressão da massa no interior do molde, que aumentou a difusão dos monômeros da resina SR para a resina acrílica do dente de polímero.

Sarac *et al.* (2006) examinaram os efeitos do tratamento de superfície com diferentes condicionadores químicos da base da prótese de resina acrílica, antes do revestimento com reembasador de silicone resiliente, com testes de microinfiltração e força de adesão. Os efeitos iniciais de condicionadores químicos sobre a resina para base de prótese, também foram examinados. Quarenta e duas placas de (PMMA) para base de prótese (Meliodent, Heraeus Kulzer, Alemanha) foram preparadas e divididas em 7 grupos ($n = 6$). As amostras foram tratadas por imersão em acetona durante 30 segundos (A30) ou 45 segundos (A45), monômero de metacrilato de metila (Meliodent, Heraeus Kulzer, Alemanha) por 180 segundos (M180), e cloreto de metileno durante 5 (MC5), 15 (MC15) ou 30 (MC30) segundos. O Grupo C não teve tratamento de superfície e serviu como controle. Na sequência, um adesivo (Mollosil, DETAX, Alemanha) e um reembasador de silicone resiliente (Mollosil, DETAX, Alemanha) foram aplicados às superfícies tratadas, todas as amostras foram submetidas à termociclagem (500 ciclos de 5 a 55°C) e, logo após, imersas em solução radiomarcadora (cloreto de tálio-201) durante 24 horas. A infiltração foi medida com auxílio da atividade radiomarcadora. Foram encontradas diferenças significativas entre os grupos em termos de microinfiltração ($p > 0,001$). O menor grau de microinfiltração foi observado no Grupo M180 (30.000 contagens de raios-x) e o maior no grupo controle (44.000 contagens de raios-x). O tratamento de superfície da prótese de resina acrílica antes do reembasamento com condicionadores químicos aumentou a resistência de união ao material reembasador resiliente, diminuindo a microinfiltração entre os 2 materiais. Considerando os resultados de ambos os testes em conjunto, o uso de monômero de metacrilato de metila por 180 segundos mostrou ser o tratamento químico mais eficaz.

Kimpara *et al.* (2008) avaliaram a microinfiltração na interface

entre resinas compostas e resina acrílica de dentes artificiais. Foram confeccionados 36 amostras simulando próteses em resina acrílica com dentes artificiais. As superfícies oclusais foram desgastadas e tratadas com os seguintes protocolos: G1 - Esthet-X (Degussa Dentsply, EUA) condicionado com ácido fosfórico 37%; G2 - Esthet-X tratado com monômero de metacrilato de metila; G3 - Artglass (Heraeus Kulzer, Alemanha) condicionado com ácido fosfórico 37%; e G4 - Artglass tratado com monômero de metacrilato de metila. Após armazenagem em água a 37°C por 24 horas, os corpos de prova (n = 9) foram imersos em solução tamponada de azul de metileno 0,5% durante 2 horas, e seccionados em 2 eixos, para realização das leituras de infiltração. As mensurações foram realizadas em estereomicroscópio com aumento de 12,5 vezes e a média de infiltração (%) para cada grupo foi obtida. Os dados foram submetidos à análise de variância com dois critérios e ao teste de Tukey, ambos com $\alpha = 0,05$. O uso de resina composta Esthet-X ofereceu menor grau de microinfiltração em comparação ao Artglass, com ambos os tratamentos de superfície. A aplicação de metacrilato de metila exerceu efeito positivo nas amostras confeccionadas com Artglass (48,89%), em comparação ao condicionamento com ácido fosfórico a 37% (78,89%). Para a Esthet-X, os tratamentos de superfície se mostraram similares quanto à microinfiltração. Porém, os tratamentos propostos não se mostraram capazes de evitar a ocorrência de infiltração na interface resina composta e dente artificial de resina acrílica.

Pisani *et al.* (2009) realizaram um estudo para avaliar a força de adesão e o grau de infiltração de corante entre materiais resilientes para próteses e a resina acrílica para base da dentadura após imersão em soluções de limpeza efervescente. Para o teste de infiltração foram confeccionados discos (14 mm de diâmetro com 2 mm de espessura) de resina acrílica (Vipi, Dental Vipi, Brasil) polimerizada em ciclo de imersão em água a 100°C por 20 minutos e três materiais resilientes (Kooliner, GC America, EUA; Elite Soft e Mucopren Soft, Kettenbach, Alemanha) foram aderidos sobre a resina acrílica de acordo com as recomendações do fabricante. Vinte espécimes foram obtidos para cada conjunto (material resiliente + resina acrílica). Os espécimes foram distribuídos aleatoriamente em dois grupos: um controle, em saliva artificial a 37°C e 0,5% de azul de metileno 2:1, e um experimental com o mesmo procedimento do controle combinado com imersões diárias por 5 minutos em solução efervescente de perborato de sódio (Corega Tabs, Block Drug Company, EUA). Após 120 dias de imersão, os espécimes foram fotografados (Coolpix 750, Nikon, Japão), e com a ajuda de um programa específico (Image Tool, UTHSC, EUA), a área total e a área

de infiltração de corante foram medidas para encontrar o percentual de infiltração. Os resultados foram analisados pelo teste de Kruskal-Wallis no nível de 5% de significância. Em relação à infiltração, o Grupo Mucopre Soft aderido à resina Vipi apresentou os maiores valores (40,53%), valores intermediários foram apresentados por Elite Soft + Vipi (20,63%) e os menores valores para o Kooliner + Vipi (12,08%). A imersão em solução efervescente não mostrou diferença estatística relevante.

Pero *et al.* (2010) investigaram a porosidade na interface dente/base de resina acrílica, pois a porosidade pode enfraquecer a resina de base da prótese, provocando falhas na união entre o dente artificial e a base, abrigando microorganismos como a *Candida Albicans* e, ainda, promovendo coloração inadequada da prótese. Foram utilizados dentes artificiais acrílicos (Trilux, Dental Vipi, Brasil) e três resinas para base de prótese: Acron MC (GC, EUA) – polimerizada com energia de micro-ondas por 3 minutos a 500 W, Lucitone 550 (Dentsply, EUA) – polimerizada em água aquecida por 90 minutos a 73°C e mais 30 minutos a 100°C e QC-20 (Dentsply, EUA) - polimerizada em água aquecida por 20 minutos a 100°C. Cada espécime foi confeccionado com um cilindro de resina acrílica aderido a um dente artificial. Dez espécimes de cada conjunto foram processados e em seguida armazenados em água destilada a 37°C por 50 horas. Depois, observadas em um microscópio óptico acoplado a um computador através de um programa específico (Leica Imaging Systems, Reino Unido) com aumento de 80 vezes. A área de cada poro presente entre dente artificial e resina de base da prótese foi medida por um único pesquisador, e a área total de poros por superfície foi calculada em milímetros quadrados por meio de contraste de cor. Foram encontrados poros em todos os grupos experimentais. As análises mostraram que apesar de no grupo da resina Acron MC, o número médio de poros (23 poros) serem diferentes do grupo da resina Lucitone (13 poros) e da resina QC-20 (19 poros), não houve diferenças estatisticamente significativas entre os grupos ($p = 0,79$). As resinas avaliadas para base de próteses totais e seus respectivos processamentos não afetaram a formação de porosidade na interface resina de base e dente artificial.

Giampaolo *et al.* (2011) investigaram o efeito da ciclagem térmica sobre a infiltração na interface de três resinas acrílicas reembasadoras rígidas e três resinas acrílicas para confecção de base de prótese total termoativadas. Barras retangulares (Lucitone 550, Caulk Dentsply, EUA; Acron MC, GC, Japão e QC 20, Caulk Dentsply, EUA) foram confeccionadas e reembasadas com Kooliner (GC America,

EUA), Rebase Tokuyama rápido II (Tokuyama Dental, Japão) e Ufi Gel Hard (VOCO, Alemanha), e ainda nas próprias resinas Lucitone 550, Acron MC e QC 20. Antes do reembasamento, era aplicado monômero de cada resina, por 180 segundos. Os espécimes foram divididos em um grupo controle e dois grupos experimentais. No Grupo Controle, a microinfiltração foi avaliada logo após o procedimento de reembasamento. No Grupo Teste 1, as amostras foram armazenadas durante 24 horas em água destilada à temperatura ambiente e no Grupo Teste 2, os espécimes sofreram ciclagem térmica entre 5-55°C com 5.000 ciclos, com 30 segundos de permanência em cada temperatura. Posteriormente, todas as amostras foram imersas em soluções de nitrato de prata a 50% durante 24 horas. Os espécimes foram seccionados longitudinalmente em dois locais e as secções laterais foram examinadas (n = 20). A penetração de nitrato de prata foi examinada sob estereoscópio (Carl Zeiss, Alemanha) com ampliação de 30 vezes, e as imagens capturadas. Um programa de análise de imagens (Leica Qwin, Alemanha) foi usado para determinar a microinfiltração linear na interface dos materiais. Para todos os ciclos, não houve diferenças estatisticamente significativas entre os ciclos térmico e químico nos grupos termociclados ($p > 0,05$). Os autores concluíram que ciclagem térmica não teve nenhum efeito sobre a infiltração das resinas testadas.

3 PROPOSIÇÃO

3.1 Objetivo Geral

Avaliar o grau de infiltração entre a base de PMMA e dentes acrílicos submetidos a diferentes tratamentos superficiais.

3.2 Objetivos específicos

- Medir a infiltração linear entre o dente artificial e a base de resina acrílica;
- Definir se um adesivo aplicado na base do dente tem a capacidade de diminuir a infiltração de corante, quando comparado ao uso de monômero da própria resina acrílica, prática comum nos laboratórios de prótese.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Materiais utilizados

Todos os materiais utilizados no experimento, fabricantes e país de origem estão listados no Quadro 2.

Quadro 2 – Materiais utilizados com marcas comerciais, fabricantes e país de origem.

Materiais	Fabricante	País
Dentes de resina acrílica - MFT	Vita Zahnfabrik	Alemanha
Gesso comum - Herodent	Vigodent	Brasil
Gesso especial - Herodent	Herodent, Vigodent	Brasil
Isolante - Vipi Film	Dental Vipi	Brasil
Geleia de petróleo - Vaselina	Baston	Brasil
Pincéis pequenos macios nº 2	Faber Castel	Brasil
Removedor de cera - Remox	Dental Vipi	Brasil
Espátula nº 31	Golgran	Brasil
Resina acrílica para micro-ondas transparente Vipi Wave (pó e líquido)	Dental Vipi	Brasil
Lixa nº 120 (acabamento)	Norton	Brasil
Cera nº 7	Epoxiglass	Brasil
Adesivo para resina acrílica - Vitacoll	Vita Zahnfabrik	Alemanha
Silicone laboratorial denso - Zetalabor	Zhermack	Itália
Silicone laboratorial de duplicação fluido - Stern Tek	Sterngold Dental	EUA
Broca minicut	Wilcos	Brasil

4.2 Equipamentos e instrumentos utilizados

O Quadro 3 apresenta os equipamentos e instrumentos utilizados no experimento.

Quadro 3 – Equipamentos e instrumentos, fabricantes e países de origem.

Equipamentos	Fabricante	País
Muflas para micro-ondas - Vipi STG	Dental Vipi	Brasil
Micro-ondas - CMS 180	Consul	Brasil
Prensa hidráulica - VH	Midas Dental Products	Brasil
Máquina de secção - Isomet	Buehler	EUA
Lupa - Aumento 5x TGB 390	Tasco Sales	China
Paquímetro Digital	Starrett	EUA
Máquina para Termociclagem	Ética Equipamentos Científicos	Brasil
Microscópio Óptico com medidor - mensuroscópio	Nikon	Japão

4.3 Método

4.3.1 Estudo Piloto

Com o intuito de testar a metodologia proposta, previamente ao experimento, realizou-se dois testes piloto. No primeiro, utilizou-se três espécimes, onde um não recebeu tratamento de superfície e nos demais, as superfícies dos dentes foram tratadas com monômero ou adesivo (Vitacoll, Vita Zahnfabrik, Alemanha), antes da inclusão em resina acrílica de base. Na sequência, os dentes ficaram imersos em corante azul de metileno a 0,5% por 7 dias. Após a secção (Isomet 1000, Buehler, EUA), os espécimes foram levados ao mensuroscópio (Nikon, Japão), para medição de infiltração de corante, e nenhum mostrou infiltração.

O segundo teste foi realizado da mesma maneira, porém a porcentagem do corante foi aumentada (3%) e foram realizados 500 ciclos, em cicladora térmica. Depois de seccionados e levados ao mensuroscópio, alguma infiltração foi observada apenas no espécime sem tratamento de superfície.

Os resultados dos testes piloto direcionaram o experimento para:

- utilização do corante azul de metileno a 3%;
- termociclagem com 5.000 ciclos para simular um tempo maior de uso da prótese;
- diminuição do tamanho do conjunto dente artificial/base

- acrílica, para facilitar os cortes, e instalação de mais espécimes na mufla para inclusão;
- utilização de resina acrílica incolor para a base, pois ela não contém fibras de náilon no pó, que poderiam dificultar as medições.

4.3.2 Confeção da matriz para padronização dos espécimes

Para este experimento foram utilizados 36 dentes artificiais de resina acrílica (incisivos centrais superiores esquerdos – MFT, Vita Zahnfabrik, Alemanha), todos na cor 3M2. Para padronizar a confecção dos conjuntos dente/base, um primeiro dente artificial foi montado em um cone de cera 7 (Epoxiglass, SP, Brasil) com seu longo eixo perpendicular, sobre a parte interna da tampa de um pote plástico. Para isso, uma linha foi demarcada no dente, utilizando um compasso de duas pontas secas (Faber Castell, Alemanha) calibrado através de paquímetro digital (Starrett, EUA) ao redor da região cervical, de forma que a linha ficasse a 2 mm abaixo da base do dente (Figuras 3-a e 3-b), realçada por uma caneta de tinta permanente (Faber Castell, Alemanha), para a cera recobrir esta faixa.

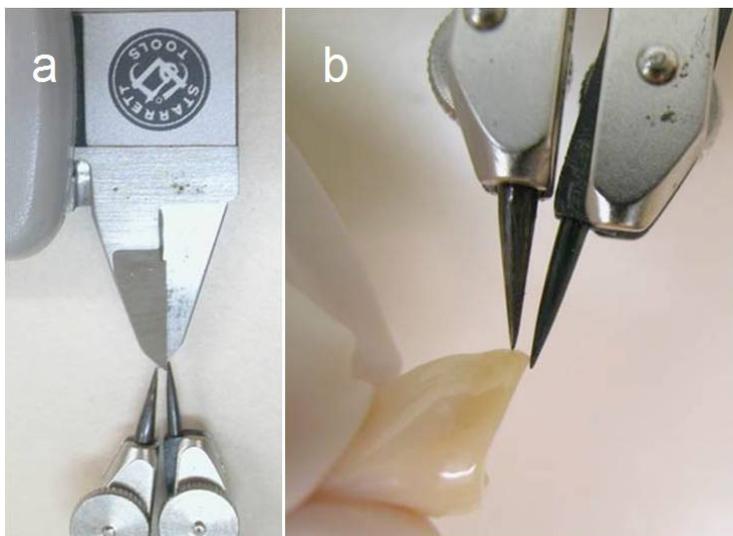


Figura 3 – Compasso de duas pontas secas, sendo calibrado (a). Compasso na posição adequada com uma ponta tangenciando a margem da base do dente e outra riscando o limite para o recobrimento cervical externo (b).

O pote plástico (Injeplast, Brasil) com 20 mm de diâmetro e 30 mm de altura, foi encaixado na tampa, com o fundo cortado e a parte aberta voltada para cima. Silicone laboratorial de duplicação (Stern Tek, Sterngold dental, EUA) foi manipulado e inserido no pote, criando o molde padrão (Figura 4). Essa manobra possibilitou a inclusão de cera fundida de forma padronizada para todos os conjuntos, pois bastava encaixar um dente de cada vez no molde e vaziar a cera fundida.



Figura 4 – Matriz e molde de silicone laboratorial.

4.3.3 Processo de inclusão

Para inclusão, cada espécime foi protegido com uma muralha de silicone de condensação laboratorial (Zetalabor, Zhermack, Itália). Na sequência, seis unidades foram colocadas em uma mufla para micro-ondas, isolada com geleia de petróleo (Vaselina, Brasil) antes da inserção do gesso comum (Figura 5). Esse gesso foi isolado com isolante para gesso (Vipi Film, Dental Vipi, Brasil) para não se aderir ao gesso da contra-mufla.

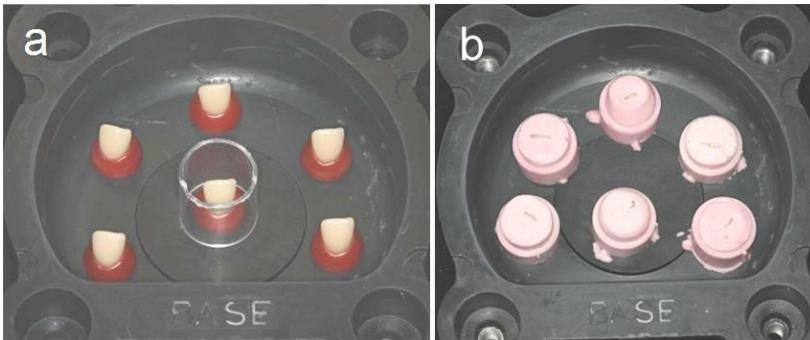


Figura 5 – Dentes montados em cera dispostos na mufla (a). Muralhas de silicone protegendo os conjuntos para a inclusão de gesso (b).

Para a eliminação da cera, a mufla foi aberta e colocada no forno de micro-ondas por 1 minuto e 30 segundos em potência média (500 W), seguido por imersão em água quente. Com o intuito de melhorar este procedimento, um algodão umedecido com removedor de cera (Remox, Dental Vipi, Brasil) foi colocado no colo de cada dente. A mufla voltou para o forno de micro-ondas e mais um ciclo idêntico ao anterior foi realizado. Após o resfriamento da mufla, novamente foi aplicado o isolante no gesso, cuidando para não contaminar a região onde estavam as bases expostas dos dentes (Figura 6).

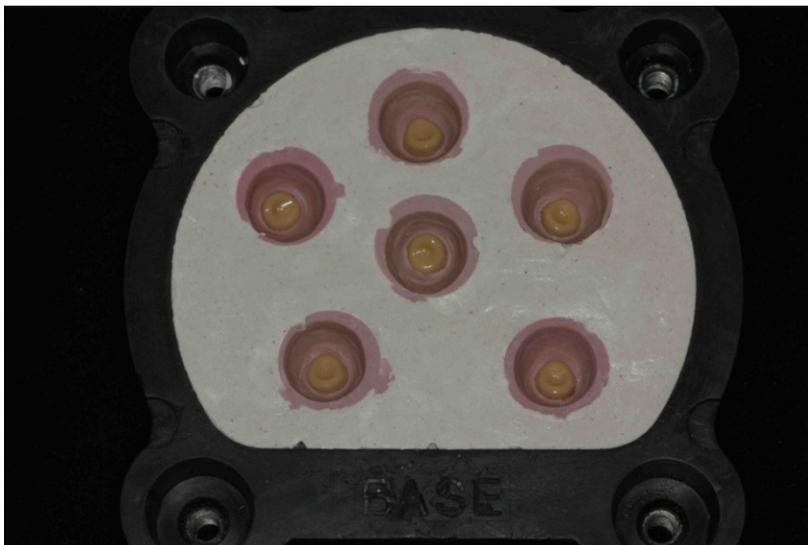


Figura 6 – Mufla aberta, cera removida e gesso isolado, pronta para inclusão da resina acrílica de base.

4.3.4 Grupos

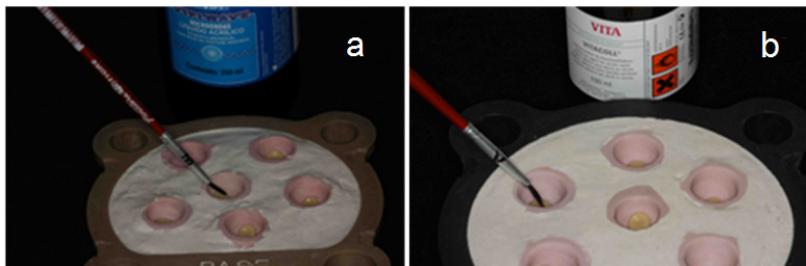
As seis muflas foram divididas aleatoriamente em três grupos, com duas muflas em cada grupo, pertencentes ao mesmo grupo experimental.

Para este experimento testamos três diferentes situações, sendo duas experimentais e uma controle como mostra o Quadro 4.

Quadro 4 – Divisão dos grupos conforme o tratamento proposto.

Grupo	Nº de Espécimes	Tratamento de Superfície
G1(controle)	12	Nenhum
G2	12	Monômero por 5 segundos
G3	12	Adesivo por 5 segundos, espera de 5 minutos (conforme recomendação do fabricante)

No Grupo 1, nenhum tratamento de superfície foi realizado. Os dentes artificiais do Grupo 2 receberam aplicação do monômero, ou seja, o mesmo líquido da resina acrílica utilizada na base de prótese, foi aplicado na região exposta do colo do dente, por cinco segundos. No Grupo 3, um adesivo à base de metacrilato de metila e metil-etil-cetona (Vitacoll, Vita Zahnfabrik, Alemanha), foi aplicado por 5 segundos e esperou-se 5 minutos antes da inclusão da resina acrílica da base (Figura 7).

**Figura 7** – Aplicação de monômero (a) e adesivo (b).

4.3.5 Processamento e Polimerização

Resina acrílica incolor (Vipi-Wave, Dental Vipi, Brasil) foi manipulada em um pote de vidro (14 g de pó e 6,5 ml de líquido) e levada à mufla antes de atingir a fase plástica, para melhorar seu escoamento. Um filme plástico foi utilizado a fim de evitar a volatilização do monômero, permanecendo assim até a resina atingir a fase plástica.

Depois de fechada, a mufla foi levada para a uma prensa hidráulica (VH, Midas Dental Products, Brasil) onde foi aplicada uma força de 0,5 tonelada para o escoamento do material. Após o escoamento, a força foi aumentada para 1,0 tonelada, permanecendo

assim por 12 horas.

Após ser hidratada por 15 minutos, a mufla foi levada ao forno de micro-ondas (CMS180, Consul, Brasil) por 20 minutos, à uma potência de 500 W em temperatura média baixa, foi removida do forno, permaneceu na bancada por 10 minutos e, em seguida, levada ao forno, por mais 5 minutos na temperatura média alta.

Depois de esfriar naturalmente, a mufla foi aberta e os conjuntos desincluídos. Para remover os excessos de resina utilizou-se uma broca minicut (Wilcos, Brasil). O acabamento e polimento foram executados com lixa d'água de granulação 120 (Norton, Brasil), somente com água, sem nenhum produto químico. Em seguida, os espécimes foram examinados por meio de uma lupa com aumento de 5 vezes (TGB-390, Tasco Sales, China) para averiguar a eficiência do procedimento. Os espécimes foram identificados com numeração na base do corpo de prova, com o auxílio de uma broca diamantada 1012 (Fava, Brasil).

4.4 Termociclagem

O envelhecimento artificial foi realizado por meio de ciclagem térmica. Depois de polimerizados e polidos, todos os espécimes foram levados a uma máquina de termociclagem (Ética Equipamentos Científicos, Brasil) à uma faixa de temperatura entre 5° a 55°C, permanecendo por 30 segundos em cada temperatura (Figura 8). Foram realizados 500 ciclos por dia e, a noite, os conjuntos foram armazenados por 12 horas em corante azul de metileno, a 3%, em estufa a 37°C (PISANI *et al.*, 2009). No total, após dez dias, foram realizados 5.000 ciclos (MINAMI *et al.*, 2008). Os espécimes permaneceram imersos no corante, em estufa a 37°C, por mais 20 dias.



Figura 8 – Máquina de termociclagem.

4.5 Avaliação do grau de infiltração de corante

Para avaliar se houve infiltração de corante, cada conjunto dente/base foi seccionado (Isomet 1000, Buehler, EUA) em dois locais, de incisal para cervical, à uma distância de 3 mm entre as duas secções (Figura 9).



Figura 9 – Secção do espécime em dois locais.

Os dois lados da fatia obtida de cada espécime foram analisados, sempre na mesma posição, por meio de um desenho no vidro de observação, onde as fatias eram adequadamente posicionadas no

mensuroscópio (Nikon, Japão). Foi medida a linha de infiltração de corante formada entre o dente e a base (GIAMPAOLO *et al.*, 2011), como demonstrado na Figura 10.

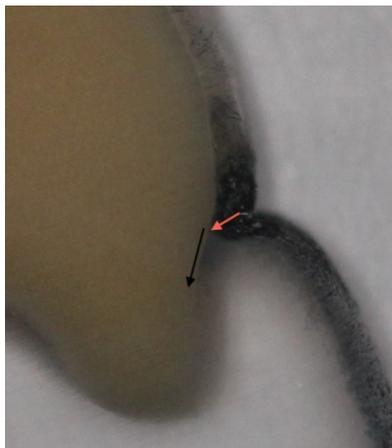


Figura 10 – A flecha vermelha indica o ponto inicial da medição e a preta mostra por onde o corante infiltra.

4.6 Delineamento experimental

O delineamento foi desenvolvido a partir da montagem de três grupos experimentais independentes. A variável experimental, ou fator de estudo, foi a infiltração linear de corante para os dois tratamentos de superfície, comparada a um grupo controle, sem tratamento de superfície. A variável resposta foi o valor, em milímetros, de infiltração entre o dente artificial e a base acrílica, obtida no experimento. A unidade experimental foi o espécime constituído pelo conjunto dente artificial e base acrílica.

Foram obtidos 72 dados, resultantes de duas medições em cada um dos 36 espécimes, distribuídos igualmente nos três grupos experimentais. Em uma primeira etapa, estes dados foram submetidos a uma análise estatística descritiva, constituída pelo cálculo de médias e desvios padrões. Numa segunda fase, os dados foram analisados por meio do teste de Análise de Variância (ANOVA) ($p < 0,0005$), visando a determinação do grau de infiltração, medido em milímetros. Com o objetivo de permitir comparações individuais entre espécimes, foi utilizado o teste de Tukey.

4.7 Síntese do experimento

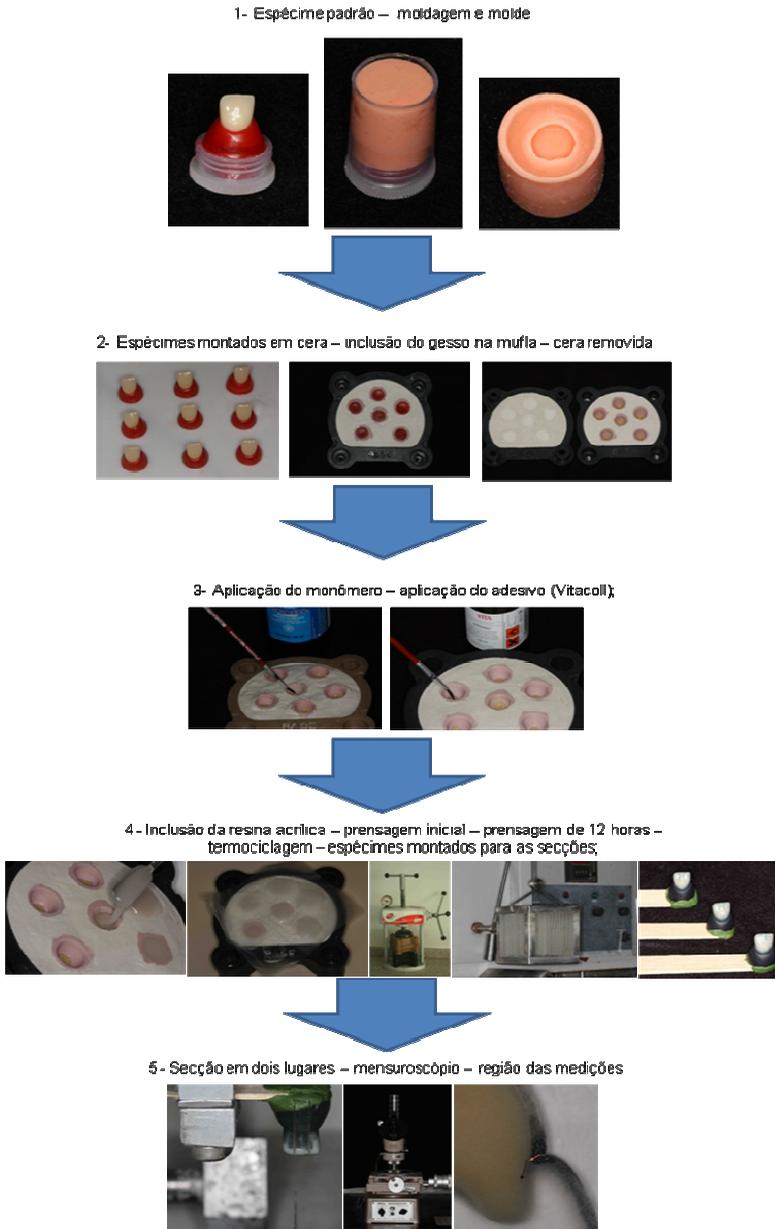


Figura 11 – Fluxograma da síntese do experimento.

5 RESULTADOS

Em cada espécime, duas secções foram realizadas, originando uma fatia do centro do espécime no sentido cervico-incisal. As medidas foram registradas uma de cada lado da secção, na face vestibular, no ponto de encontro entre a resina acrílica de base e o dente, até o ponto onde terminava a linha formada pela infiltração de corante. Um valor médio entre os dois registros foi obtido para cada espécime e está apresentado na Tabela 1.

Tabela 1 – Resultados do teste do grau de infiltração (mm) para os grupos testados.

Espécime	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
1	0,66	0,36	1,11
2	0,45	0,37	0,84
3	0,72	0,69	0,61
4	0,35	0,27	0,72
5	0,53	0	0,32
6	0,48	0,23	0,43
7	0,51	0,43	0,93
8	0,58	0,19	0,51
9	0,41	0,46	0,88
10	0,44	0	0,79
11	0,6	0,29	0,68
12	0,57	0,42	0,41

Os resultados obtidos para os 3 grupos experimentais foram comparados por meio do teste estatístico de Análise de Variância (ANOVA), para a infiltração de corante, como mostra a Tabela 2.

Tabela 2 – Resultados da Análise de Variância para comparação de infiltração de corante.

FV	GL	QM	F	p
Dentro de grupos	2	0,3677	9,43	0,0005
Entre grupos	33	0,0390		

Como houve significância estatística, comparações individuais foram realizadas pelo teste de Tukey, com o objetivo de identificar entre quais grupos houve diferença. Os resultados estão disponibilizados na Tabela 3 e no Gráfico 1.

Tabela 3 – Comparações pelo teste de Tukey para amostras com números desiguais de elementos.

Grupos	médias
G3	0,686
G1	0,513
G2	0,349

p = 0,0004

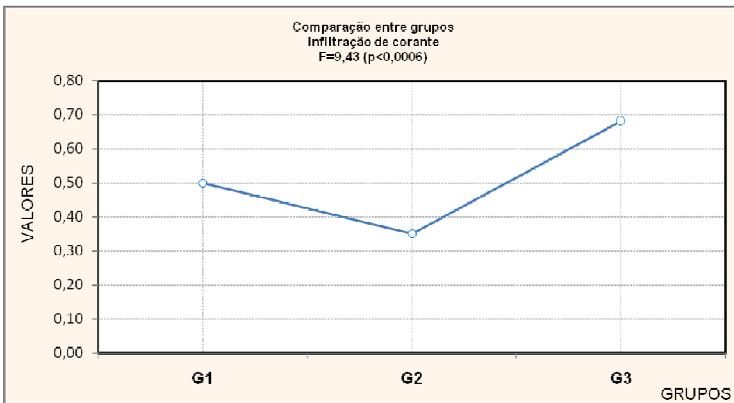


Gráfico 1 – Resultados da infiltração de corante para os 3 grupos experimentais.

Nenhum dos grupos testados mostrou ausência total de infiltração de corante, apesar de dois espécimes do Grupo 2 (onde foi aplicado monômero no dente artificial) não apresentarem nenhuma infiltração. Foi exatamente no Grupo 2 que o tratamento de superfície do dente apresentou o melhor resultado, observado pela menor linha de infiltração de corante (0,35 mm em média). Em contrapartida, o Grupo 3, (adesivo de metacrilato de metila e butanona aplicado na superfície dos dentes), o resultado foi estatisticamente semelhante (0,68 mm em média) ao Grupo 1 (0,51 mm em média), onde nenhum tratamento de superfície foi aplicado.

6 DISCUSSÃO

A resina acrílica ou PMMA é utilizada na Odontologia desde 1940, e ainda hoje é o material mais utilizado para confecção de base de próteses (BAFILE *et al.*, 1991; PERO *et al.*, 2010). Porém, mesmo com toda a tecnologia disponível e o melhoramento desse material, a possibilidade de falhas estéticas nas próteses dentárias, que utilizam dentes artificiais aderidos a uma base de resina acrílica é comum já no primeiro ano do uso das mesmas, comprometendo a longevidade e a estética destes trabalhos protéticos (TELLES *et al.*, 2010). Isso ocorre, devido a existência de uma interface entre dois materiais diferentes (dente artificial e base de resina acrílica). Mesmo sem fratura ou descolamento dos dentes artificiais, a infiltração de corantes advindos de alimentos e nicotina, pode provocar manchamentos nessa interface (PERO, 2010).

Vários estudos tem sido apresentados na literatura, sugerindo tratamentos de superfície dos dentes artificiais antes da inclusão em resina acrílica. Tratamentos mecânicos como: a instrumentação da base do dente (GEERTS; JOOSTE, 1993; VALLITTU, 1995; BARPAL *et al.*, 1998; CUNNINGHAM; BENINGTON, 1999; SAAVEDRA *et al.*, 2007; CHUNG *et al.*, 2008; BRAGAGLIA; PRATES; CALVO, 2009; CONSANI *et al.*, 2011) e a confecção de cavidades no topo cervical dos dentes (HUGGETT *et al.*, 1982; CARDASH; LIBERMAN; HELFT, 1986; VALLITTU, 1995; BARPAL *et al.*, 1998; BRAGAGLIA; PRATES; CALVO, 2009; CONSANI *et al.*, 2011); e químicos: aplicação de soluções de monômero ou de solventes e adesivos (HUGGETT *et al.*, 1982; CLANCY; BOYER., 1989; GEERTS; JOOSTE, 1993; BARPAL *et al.*, 1998; CUNNINGHAM; BENINGTON, 1999; CHAI *et al.*, 2000; SAAVEDRA *et al.*, 2007; CHUNG *et al.*, 2008; BRAGAGLIA; PRATES; CALVO, 2009; BARBOSA *et al.*, 2009; KURT *et al.*, 2012; CONSANI *et al.*, 2011), na tentativa de melhorar a adesão entre os dentes artificiais e as bases de resina acrílica.

Nesta pesquisa buscou-se avaliar a falha estética, através do grau de infiltração de corante, com o uso de tratamentos químicos na base dos dentes artificiais, no intuito de melhorar a adesão, diminuindo assim, o manchamento entre dente artificial e a base acrílica. Optou-se pelo recobrimento das superfícies axiais dos dentes artificiais com resina

acrílica. Apesar de poucos trabalhos mostrarem testes com recobrimento (BRAGAGLIA *et al.*, 2009; PHILIPPI, 2009), segundo BRAGAGLIA *et al.* (2009), esse seria o tratamento laboratorial mais aproximado das condições clínicas. Ao recobrir esses dentes, uma área de cerca de 2 mm se forma, e a possibilidade de infiltração de corantes nessa região pode causar uma área com falha estética em função da porosidade da resina acrílica. A formação de poros pode ser influenciada por fatores como: método e ciclo de polimerização (REITZ *et al.*, 1985; TANJI *et al.*, 2001; PERO *et al.*, 2008); resina acrílica utilizada (SANDERS *et al.*, 1987; TANJI *et al.*, 2001; GOIATO *et al.*, 2006; ROSSATO *et al.*, 2008; PERO *et al.*, 2008); polimento químico e mecânico (GOIATO *et al.*, 2006); imersão em água durante o processo de polimerização (ROSSATO *et al.*, 2008) e a espessura da resina acrílica (PERO *et al.*, 2008).

Para a polimerização da resina acrílica de base foi utilizada a técnica de polimerização em forno micro-ondas, pois ela é mais rápida e limpa, sendo atualmente a mais referenciada nas pesquisas (NISHII, 1968; REITZ, *et al.*, 1985; BAFILE, *et al.*, 1991; TANJI, *et al.*, 2001; ROSSATO, *et al.*, 2008; PERO, *et al.*, 2008; PERO, *et al.*, 2010). Previamente, tomou-se o cuidado de isolar os espécimes de cada grupo na mesma mufla (duas muflas para cada grupo), para evitar a contaminação entre os grupos. Em função de práticas laboratoriais corriqueiras (HUGGETT, *et al.*, 1982), foi testada a aplicação de monômero da própria resina acrílica na base dos dentes artificiais, pois, o molhamento com monômero, previamente à prensagem da resina acrílica, favoreceu a união entre os dentes de acrílico à base de prótese no trabalho de CUNNINGHAM (1999). Por outro lado, um adesivo a base de metacrilato de metila e butanona, foi testado (Grupo 3) para averiguar a possível melhora na adesão entre o dente e a base acrílica (SAAVEDRA *et al.*, 2007). Os dentes artificiais utilizados nessa pesquisa são fabricados com rede polimérica interpenetrante (PMMA altamente reticulado), por isso, o fabricante recomenda o uso obrigatório de um adesivo (Vitacoll, Vita Zahnfabrik, Alemanha) quando a resina de base da prótese for quimicamente polimerizada e no caso de uma resina acrílica termicamente polimerizada a utilização do adesivo é opcional (VITA-ZAHNFABRIK, 2012).

Técnicas tem sido utilizadas para determinar o grau de infiltração entre materiais dentários, como o uso de radiomarcadores (SARAC *et al.*, 2006), nitrato de prata (GIAMPAOLO *et al.*, 2011) e infiltração de corante (KIMPARA *et al.*, 2008; PISANI *et al.*, 2009). Nesse estudo, o corante azul de metileno foi utilizado por ser de fácil manuseio e com

tamanho de partícula similar aos corantes utilizados nos alimentos (KIMPARA *et al.*), apesar de poucos artigos o referenciarem (KIMPARA *et al.*, 2008; PISANI *et al.*, 2009). A porcentagem (3%) foi escolhida com a ajuda do teste piloto.

Ciclos térmicos foram realizados por meio de uma cicladora, para simular as condições bucais. Cinco mil ciclos reproduziram, aproximadamente, seis meses de uso da prótese em boca (GALE, DARVELL, 1999; MINAMI *et al.*, 2008), que é o tempo estimado para o início do manchamento (GIAMPAOLO *et al.*, 2011), apesar de Telles (2010) reportar o período de um ano como tempo necessário para iniciarem os manchamentos.

A secção dos espécimes foi feita em duas regiões (GIAMPAOLO *et al.*, 2011), criando uma fatia com o objetivo de obter medidas em dois pontos de infiltração na face vestibular. Algumas técnicas podem ser utilizadas para medir infiltração, como análise de fotografias por programas específicos (PISANI, 2009) e análise em microscópio óptico e eletrônico (KIMPARA *et al.*, 2008; VALLITTU *et al.*, 1997; PERO *et al.*, 2010; GIAMPAOLO *et al.*, 2011). Neste experimento, foi utilizado um mensuroscópio (microscópio óptico munido de eixos de medição, X e Y) para medir a infiltração em milímetros, pois ele confere uma melhor nitidez à linha de infiltração entre o dente e a base e permite a visualização completa da região de contato entre os dois materiais. Os resultados da pesquisa demonstraram que nenhum dos grupos testados apresentou ausência total de infiltração de corante. Logo, nenhum dos tratamentos de superfície testados neste estudo apresentou a capacidade de vedar totalmente a interface entre o dente artificial e a resina de base. Apesar de dois espécimes do grupo onde o monômero foi aplicado (média de infiltração = 0,34 mm) não apresentarem nenhuma infiltração durante o tempo de teste, esta condição não interferiu no comportamento do grupo. Em contrapartida, no grupo onde o adesivo de metacrilato de metila e butanona foi aplicado, o resultado foi estatisticamente semelhante (0,68 mm em média) ao grupo controle (0,51 mm em média), apesar de, numericamente, ser o grupo que apresentou os maiores índices de infiltração de corante.

Uma explicação para este resultado pode ser o espaço deixado pelo adesivo em decorrência da sua volatilização. Além disso, deve-se considerar a compatibilidade maior que existe entre o monômero e a superfície do dente, ao contrário da situação do adesivo, que demora mais para penetrar na superfície do dente e volatilizar, criando assim um espaço por onde o corante teria penetrado. A similaridade de resultados entre o Grupo 1 e o Grupo 3 pode ser explicada pelo fato de que, não

tendo havido nenhum tratamento de superfície nos espécimes do Grupo 1, não havia um agente de molhamento que facilitasse a interação entre a resina de base (em processo de polimerização) e o dente artificial de acrílico pré-polimerizado. Um outro fator que diminui consideravelmente a interação do dente com a resina de base é a adição de agentes de ligação cruzada nos dentes de resina acrílica, o que reduz a quantidade de cadeias poliméricas livres (Takahashi *et al.*, 2000). Desta forma, é importante salientar que a área correspondente à borda cervical do dente artificial deve possuir menos ligações cruzadas do que o bordo incisal, já que, se a presença de agentes de ligação cruzada estiver em uma concentração menor do que 30%, a união não é prejudicada (HUGGET *et al.*, 1982).

A porosidade da resina de base na região também pode estar relacionada ao fenômeno de infiltração (PERO *et al.*, 2010) e deve ser cuidadosamente considerada, pois, quando o corante penetrou na interface entre os dois materiais, ele se dissipou em direção à base de resina, que é o componente mais poroso em função da microestrutura química deste material. Os resultados aqui encontrados não podem ser estendidos a todas as resinas acrílicas utilizadas como base de prótese, uma vez que cada resina apresenta propriedades individuais (SANDERS *et al.*, 1987), principalmente em relação à granulometria. Diferentes tamanhos de partícula podem influenciar na porosidade da resina, pois quanto menores as partículas do pó (polímero pré-polimerizado) mais próximas elas estarão entre si, diminuindo a formação de espaços e, conseqüentemente, a formação de poros (ANUSAVICE, 1998; FORTES, 2007). A resina utilizada neste experimento tem um tamanho médio de partícula de 62 μm (FORTES, 2007).

Outro aspecto a ser considerado é a temperatura. A temperatura de processamento na inclusão da resina acrílica de base pode influenciar a adesão dos materiais, como mostra o trabalho de Vallittu, Ruyter e Nat (1997), no qual o aumento da temperatura melhorou a adesão entre o dente artificial e a base de resina acrílica. A cura por calor é o melhor procedimento para se obter uma boa ligação entre dente e base da prótese, pois aumenta a difusão de monômeros da base em direção ao dente de resina acrílica, em função da temperatura de polimerização. A temperatura utilizada no experimento foi a recomendada pelo fabricante da resina acrílica (20 minutos a uma potência de 500 W em temperatura média baixa, depois 5 minutos na temperatura média alta).

Como não foram encontrados muitos estudos sobre falha estética entre dentes artificiais e bases acrílicas por meio de infiltração de corante, a metodologia deste trabalho foi testada em dois estudos piloto.

A comparação dos resultados também ficou dificultada, pois nenhum dos artigos consultados mostrou uma infiltração de corante exatamente na região testada neste experimento. Porém, Kimpara *et al.* (2008) demonstraram, que apesar do monômero ter exercido um efeito positivo em comparação aos outros tratamentos de superfície, nenhum tratamento proposto foi capaz de evitar a infiltração entre dente artificial de resina acrílica e resina composta. Portanto, o método utilizado neste trabalho pode ser aplicado em outros estudos, com diferentes tratamentos de superfície, dentes artificiais e resina acrílica de base.

A partir dos resultados deste experimento, pode-se recomendar a aplicação de monômero na superfície dos dentes artificiais antes da sua inclusão em resina acrílica de base, o que já é prática corrente nos laboratórios de próteses, visto que este procedimento foi o que melhores resultados proporcionou, apresentando menor grau de infiltração de corante.

7 CONCLUSÃO

De acordo com os resultados deste trabalho, foi possível concluir que:

- Os dois tratamentos de superfície (Grupos 2 e 3) mostraram algum grau de infiltração de corante, sendo incapazes de promover a adesão completa entre o dente e a base da prótese.
- O grupo onde um adesivo foi testado (Grupo 3) mostrou o mais alto grau de infiltração de corante.

REFERÊNCIAS

AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Revised specification no. 12 for denture base polymers. **J. Am. Dent. Assoc.** v. 90, n. 2, p. 451-8, Feb. 1975.

ANUSAVICE, K. J. **Phillips materiais dentários**. 10 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.

APPELBAUM, M. Theories of posterior tooth selection: porcelain versus acrylic. **Dent. Clin. N. Amer.** v. 28, n.2, p.299-306, Apr. 1984.

BAFILE, M.; *et al.* Porosity in denture resin cured by microwave energy. **J. Prosthet. Dent.** v. 66, n. 2, p. 269-74, Aug. 1991.

BARBOSA, D. B.; *et al.* Bond strength of denture teeth to acrylic resin: effect of thermocycling and polymerization methods. **Gerodontology**. v. 25, n. 4, p, 237-44, Dec. 2008.

BARBOSA, D. B.; *et al.* Effect of monomer treatment and polymerization methods on the bond strength of resin teeth to denture base material. **Gerodontology**. v. 26, n. 3, p. 225-31, Sep. 2009.

BARPAL, D.; *et al.* Failure load of acrylic resin denture teeth bonded to high impact acrylic resins. **J. Prosthet. Dent.** v. 80, n. 6, p. 666-71, Dec. 1998.

BRAGAGLIA, L. E.; PRATES, L. H. M.; CALVO, M. C. M. The Role of Surface Treatments on the Bond between Acrylic Denture Base and Teeth. **Braz. Dent. J.** v. 20, n. 2, p. 156-61, 2009.

BRASIL. Ministério da Saúde. SUS. **Portal da Saúde**. 2012.

Disponível em: <<http://portal.saude.gov.br/saude/>>. Acesso em: 12 mar. 2012.

CALLISTER JR, W. D. **Materials science and engineering: an introduction**. 7. ed. New York: John Wiley & Sons, Inc., 2007.

CARDASH, H. S.; LIBERMAN, R.; HELFT, M. The effect of retention grooves in acrylic resin teeth on tooth denture-base bond. **J. Prosthet. Dent.** v. 55, n. 4, p. 526-8, Apr. 1986.

CATTERLIN, R. K.; PLUMMER, K. D.; GULLEY, M. E. Effect of tinfoil substitute contamination on adhesion of resin denture tooth to its denture base. **J. Prosthet. Dent.** v. 69, n. 1, p. 57-9, Jan. 1993.

CHAI, J.; *et al.* Bonding durability of conventional resinous denture teeth and highly crosslinked denture teeth to a pour-type denture base resin. **Int. J. Prosthodont.** v. 13, n. 2, p. 112-6, Mar-Apr. 2000.

CHUNG, K. H.; *et al.* Effect of pre-processing surface treatments of acrylic teeth on bonding to the denture base. **J. Oral. Rehabil.** v. 35, n. 4, p. 268-75, Apr. 2008.

CLANCY, J. M.; BOYER, D. B. Comparative bond strengths of light-cured, heat-cured, and autopolymerizing denture resins to denture teeth. **J. Prosthet. Dent.** v. 61, n. 4, p. 457-62, Apr. 1989.

CONSANI, R. L. X.; *et al.* Effect of Ridge-lap Surface Treatments on the Bond of Resin Teeth to Denture Base. **J. Adhes. Dent.** v. 13, p. 287-93, 2011.

CORNELL, J. A.; *et al.* A method of comparing the wear resistance of various materials used for artificial teeth. **J. Am. Dent. Assoc.** v. 54, n. 5, p. 608-14, May. 1957.

CRAIG, R. G. **Prosthetic applications of polymers in restorative dental materials**. 10 ed. London: C.V. Mosby, 1996. Cap. 19.

CUNNINGHAM, J. L.; BENINGTON, I. C. An investigation of the variables which may affect the bond between plastic teeth and denture base resin. **J. Dent.** v. 27, n. 2, p. 129-35, Feb. 1999.

FORTES, C. B. B. **Caracterização e propriedades das resinas acrílicas para uso odontológico: um enfoque voltado para a biossegurança.** 2007. Tese (Doutorado) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, 2007.

GALE, M. S.; DARVELL, B. W. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. **J. Dent.** v. 27, n. 2, p. 89-99, Feb. 1999.

GEERTS, G. A. V. M.; JOOSTE, C. H. A comparison of the bond strengths of microwave and water bath cured denture material. **J. Prosthet. Dent.**v. 70, p. 406-9, 1993.

GIAMPAOLO, E. T.; *et al.* Effect of thermal cycling on microleakage between hard chairside relines and denture base acrylic resins. **Gerodontology.** v. 28, n. 2, p. 121-6, Jun. 2011.

GOIATO, M. C.; *et al.* Efeito de técnicas de polimento na porosidade e na dureza de resinas acrílicas submetidas a termociclagem. **Rev. Odontol. UNESP.** v. 35, n. 1, p. 47-52, Jan./Mar. 2006.

HIRANO, S.; *et al.* In vitro wear of resin denture teeth. **J. Prosthet. Dent.** v.79, n. 2, p. 152-5, 1998.

HUGGETT, R.; *et al.* Strength of the acrylic denture base tooth bond. **Br. Dent. J.** v. 153, n. 5, p. 187-90, Sep. 1982.

KIMPARA, E. T.; *et al.* Avaliação da microinfiltração na interface resina composta/dentes artificiais de resina acrílica. **Rev. Odontol. UNESP.** v. 37, n. 1, p. 9-13, 2008.

KORKMAZ, T.; *et al.* The bond strength of a highly cross-linked

denture tooth to denture base polymers: a comparative study. **J. Adhes. Dent.** v. 13, n. 1, p. 85-92, Feb. 2011. doi: 10.3290/j.jad.a18241.

KURT, M.; *et al.* Effect of pre-processing methods on bond strength between acrylic resin teeth and acrylic denture base resin. **Gerodontology.** v. 29, n. 2, p. e-357-62, Jun. 2012. doi: 10.1111/j.1741-2358.2011.00480.x.

MINAMI, H.; *et al.* In vitro evaluation of the effect of thermal and mechanical fatigues on the bonding of an autopolymerizing soft denture liner to denture base materials using different primers. **J. Prosthodont.** v. 17, n. 5, p. 392-400, Jul. 2008.

NISHII, M. Curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. **J. Osaka. Dent. Univ.** v. 2, n. 1, p. 23-40, 1968.

PERO, A. C. *et al.* Measurement of interfacial porosity at the acrylic resin/denture tooth interface. **J. Prosthodont.** v. 19, n. 1, p. 42-6, Jan. 2010.

PERO, A. C.; *et al.* Influence of microwave polymerization method and thickness on porosity of acrylic resin. **J. Prosthodont.** v. 17, n. 2, p. 125-9, Feb. 2008.

PETERSEN, P. E.; YAMAMOTO, T. Improving the oral health of older people: the approach of the WHO Global Oral Health Programme. **Community Dent. Oral Epidemiol.** v. 33, n. 2, p. 81-92, Apr. 2005.

PHILIPPI, A. G. **Estudo da resistência de união entre dentes de resina acrílica e bases de resina acrílica ativada termicamente por energia de microondas e poliamida em função de duas alturas de recobrimento cervical.** 2009. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Centro de Pós-Graduação São Leopoldo (CPO). Campinas, 2009.

PISANI, M. X.; *et al.* Bond strength and degree of infiltration between acrylic resin denture liner after immersion in effervescent denture

cleanser. **J. Prosthodont.** v. 18, n. 2, p. 123-9, Feb. 2009.

REITZ, P. V.; SANDERS, J. L.; LEVIN, B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. **Quintessence Int.** v. 16, n. 8, p. 547-51, Aug. 1985.

ROSSATO, M. B. *et al.* Influência da imersão em água na porosidade de resina acrílica polimerizada por energia de microondas. **Rev. Odonto. Ciênc.** v. 23, n. 4, p. 342-45, 2008.

SAAVEDRA, G.; *et al.* Bond strength of acrylic teeth to denture base resin after various surface conditioning methods before and after thermocycling. **Int. J. Prosthodont.** v. 20, n. 2, p. 199-201, Maio 2007.

SANDERS, J. L.; LEVIN, B.; REITZ, P. V. Porosity in denture acrylic resins cured by microwave energy. **Quintessence Int.** v. 18, n. 7, p. 453-6, Jul. 1987.

SARAC, D.; *et al.* The evaluation of microleakage and bond strength of a silicone-based resilient liner following denture base surface pretreatment. **J. Prosthetic. Dent.** v. 95, n. 2, p. 143-51, Feb. 2006.

SATOH, S.; *et al.* Study on high-strength plastic teeth. Tooth discoloration. **J. Nihon. Univ. Sch. Dent.** v. 35, n. 3, p.192-9, Sep. 1993.

SCHOONOVER, I. C.; *et al.* Bonding of plastic teeth to heat-cured denture base resins. **J. Am. Dent. Assoc.** v. 44, n. 3, p. 285-7, 1952.

TAKAHASHI, Y.; *et al.* Bond strength of denture teeth to denture base resins. **Int. J. Prosthodont.** v. 13, n. 1, p. 59-65, Jan-Feb. 2000.

TAKAMATA, T.; SETCOS, J. C. Resin denture bases: review of accuracy and methods of polymerization. **Int. J. Prosthodont.** v. 2, n. 6, p. 555-62, Nov-Dec. 1989.

TANJI, M.; *et al.* Influência de ciclos de polimerização sobre a rugosidade e porosidade de resinas acrílicas. **PGR: Pós-Grad. Rev. Fac. Odontol.** v. 4, n. 2, p. 71-8, maio/ago. 2001.

TELLES, D.; *et al.* **Prótese Total: Convencional e sobre Implantes.** São Paulo: Ed. Santos, 2010.

VALLITTU, P. K. Bonding of resin teeth to the polymethyl methacrylate denture base material. **Acta. Odontol. Scand.** v. 53, n. 2, p. 99-104, Apr. 1995.

VALLITTU, P. K.; LASSILA, V. P.; LAPPALAINEN, R. Evaluation of damage to removable dentures in two cities in Finland. **Acta. Odontol. Scand.** v. 51, n. 6, p. 363-9, Dec. 1993.

VALLITTU, P. K.; RUYTER, I. E.; NAT, R. The swelling phenomenon of acrylic resin polymer teeth at the interface with denture base polymers. **J. Prosthet. Dent.** v. 78, n. 2, p. 194-9, Aug. 1997.

VITA ZAHNFABRIK [Página da Internet]. Suíça: Vita, 2012. Disponível em: www.vita-zahnfabrik.com. Acesso em: 05 Jul. 2012.

WHITMAN, D. J.; *et al.* In vitro wear rates of three types of commercial denture tooth materials. **J. Prosthet. Dent.** v. 57, n. 2, p. 243-6, Feb. 1987.

WOELFEL, J. B. Newer materials and techniques in prosthetic resin materials. **Dent. Clin. North. Am.** v. 15, n. 1, p. 67-79, Jan. 1971.

ZARB, G. A.; *et al.* **Tratamento protético para os pacientes edêntulos.** 12 ed. São Paulo: Ed. Santos, 2006.