



ESCOLA BAHIANA DE MEDICINA E SAÚDE PÚBLICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MESTRADO EM ODONTOLOGIA

LUDMILA DIAS DE CARVALHO

**RESISTÊNCIA DE UNIÃO ENTRE DUAS RESINAS ACRÍLICAS E DENTES
ARTIFICIAIS SUBMETIDOS À TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE.**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

SALVADOR
2020

LUDMILA DIAS DE CARVALHO

**RESISTÊNCIA DE UNIÃO ENTRE DUAS RESINAS ACRÍLICAS E DENTES
ARTIFICIAIS SUBMETIDOS À TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação Stricto Sensu em Mestrado em Odontologia da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública como requisito para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Clínica Odontológica.

Orientadora: Prof.^a Dr.^a Emilena Maria Castor
Xisto Lima

**SALVADOR
2020**

Ficha Catalográfica elaborada pelo Sistema Integrado de Bibliotecas

C331 Carvalho, Ludmila Dias de.
Resistência de união entre duas resinas acrílicas e dentes artificiais submetidos à tratamentos de superfície. / Ludmila Dias de Carvalho. – 2020.
46f.: 30cm.

Orientadora: Prof^a. Dra. Emilena Maria Castor Xisto Lima

Mestre em Odontologia em Clínica Odontológica

Inclui bibliografia

1. Resinas acrílicas. 2. Polimetilmetacrilato. 3. Próteses. I. Emilena Maria Castor Xisto Lima. II. Resistência de união entre duas resinas acrílicas e dentes artificiais submetidos à tratamentos de superfície.

CDU: 616.314

LUDMILA DIAS DE CARVALHO

Resistência de união entre duas resinas acrílicas e dentes artificiais submetidos à tratamentos de superfície.

Dissertação apresentada à Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Aprovado em: 17 de junho de 2016

Banca Examinadora

Prof. Dr.: Luciano de Castelluci Barbosa

Titulação: Doutor em Reabilitação Oral pela Universidade de São Paulo

Instituição: Professor do Curso de Odontologia da Universidade Federal da Bahia

Profa. Dr^a.: Blanca Liliana Torres León

Titulação: Doutora em Prótese Dentária pela Universidade Estadual de Campinas

Instituição: Professora do Curso de Odontologia da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública e Universidade Federal da Bahia

Prof. Dr.: Luis Gustavo Cavalcanti Bastos

Titulação: Doutor em Reabilitação Oral pela Universidade de São Paulo

Instituição: Professor do Curso de Odontologia da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública

À minha família e amigos, em especial, meus pais Márcia e Ivan, meu irmão Rodrigo e meu companheiro Eduardo, pelo apoio e compreensão nas horas em que estive ausente, pelas palavras de carinho e confiança depositada, que me fizeram prosseguir até aqui. Á eles, declaro meu amor eterno, e todo o meu esforço, à eles dedico.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, por ter me dado saúde, por ter me iluminado e dado força nos momentos mais difíceis neste trabalho e na vida.

Aos meus pais, meu irmão e meu companheiro, principalmente pelo amor incondicional e pela confiança. Por serem sempre esse exemplo e por estarem ao meu lado em todos os momentos.

À minha orientadora, Prof^a. Dra. Emilena Maria Castor Xisto Lima pelos ensinamentos transmitidos, pela amizade que foi construída, pela atenção, carinho e confiança depositada.

Aos professores Dra. Blanca Liliana Torres León, Dr. Luiz Gustavo Cavalcanti Bastos e Dr. Luciano Castelluci Barbosa e Dra. Viviane aia Barreto de Oliveira, por terem disposto um pouco do tempo e conhecimento para aprimorar ainda mais este trabalho.

À UFBA por disponibilizar aparelhos e as instalações da Universidade para realizar este trabalho.

Aos meus colegas e professores da turma de Mestrado em Odontologia, e todas as amigas construídas durante esse período do curso.

À todos vocês, o meu MUITO OBRIGADA!

INSTITUIÇÕES ENVOLVIDAS

Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública - EBMSP

Universidade Federal da Bahia - UFBA

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO GERAL	7
MANUSCRITO I	8
RESINAS ACRÍLICAS PARA BASE DE PRÓTESES: revisão de literatura	8
RESUMO	9
ABSTRACT	10
1 INTRODUÇÃO	11
2 REVISÃO DE LITERATURA	13
2.1 Tipos de Resinas	13
2.1.1 Resina Acrílica Ativada Quimicamente (RAAQ)	13
2.1.2 Resina Acrílica Ativada Termicamente (RAAT)	13
2.1.3 Resina Acrílica Fotoativada (RAF)	14
2.2 Propriedades das RAAT	14
2.2.1 Estabilidade Dimensional	14
2.2.2 Porosidade	15
2.2.3 Rugosidade	16
2.2.4 Resistência à flexão	18
2.2.5 Resistência de união	18
3 CONSIDERAÇÕES FINAIS	20
REFERÊNCIAS	21
MANUSCRITO II	24
RESISTÊNCIA DE UNIÃO ENTRE DUAS RESINAS ACRÍLICAS E DENTES ARTIFICIAIS SUBMETIDOS À TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE	24
RESUMO	25
ABSTRACT	26
1 INTRODUÇÃO	27
2 METODOLOGIA	29
2.1 Teste de Cisalhamento e Cálculo de Resistência de União	34
2.2 Análise estatística	35
2.3 Análise das falhas	35
3 RESULTADOS	37
4 DISCUSSÃO	39
5 CONCLUSÕES	43
REFERÊNCIAS	44

INTRODUÇÃO GERAL

As resinas acrílicas apresentam uma ampla aplicação na Odontologia. A sua versatilidade se deve à características como: biocompatibilidade, ausência de sabor e odor, propriedades térmicas satisfatórias, estabilidade dimensional, boa capacidade de polimento, aparência agradável e simplicidade da técnica. Podem ser utilizadas na confecção da base de próteses parciais e totais, placas miorreaxantes, moldeiras individuais, próteses provisórias imediatas, coroas provisórias, reparo de próteses totais, confecção de dentes artificiais, dentre outras aplicações.

Porém, pode-se observar muitas falhas de união entre os dentes artificiais e as resinas acrílicas termopolimerizáveis de base protética. Essas situações clinicas podem gerar insatisfação dos pacientes e insucesso no resultado final do trabalho reabilitador. Com a intenção de melhorar a união da interface entre os dentes artificiais e a resina acrílica, alguns tratamentos de superfície foram propostos e testados ao longo dos anos.

Esse trabalho apresenta o manuscrito I, cujo objetivo foi apresentar uma revisão de literatura sobre as resinas acrílicas e enfatizar as mais comumente utilizadas para confecção de base de próteses, suas principais indicações e propriedades, a fim de utilizá-las de forma mais adequada.

Para completar as informações e obtermos uma conclusão melhor fundamentada sobre o tema, o manuscrito II consiste no desenvolvimento de uma pesquisa com o objetivo de avaliar a resistência de união entre duas resinas acrílicas termopolimerizáveis (Vipi Cryl Plus e Clássico Onda Cryl) para base protética e uma marca comercial de dentes artificiais (Biolux®) submetidos a diferentes tratamentos de superfície.

MANUSCRITO I

RESINAS ACRÍLICAS PARA BASE DE PRÓTESES: revisão de literatura

RESUMO

CARVALHO LD. Resinas Acrílicas para Base de Próteses: revisão de literatura. 2016. 50. Mestrado (Odontologia) - Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública, Salvador, Bahia, 2016.

As resinas acrílicas tem uma ampla aplicação na Odontologia. A ativação da reação de polimerização da resina acrílica pode acontecer através de reações químicas, por adição térmica ou por adição de luz, e classifica-se em: Resina Acrílica Ativada Quimicamente (RAAQ), Resina Acrílica Ativada Termicamente (RAAT) e Resina Acrílica Fotoativada (RAF). Fatores de processamento, contaminações, duração do ciclo de cura e o monômero disponível durante o processamento, podem ter uma forte influência no resultado final dos trabalhos reabilitadores, alterando propriedades, como: rugosidade, porosidade, resistência à flexão, resistência de união e estabilidade dimensional do material utilizado. Desta forma, o objetivo deste trabalho foi apresentar uma revisão de literatura sobre as resinas acrílicas, enfatizando as mais utilizadas para confecção de base de próteses e suas principais indicações e propriedades. Foi realizado uma busca na literatura nas fontes, Pubmed, Scielo, Medline, Lilacs, Biblioteca Cochrane, durante o período de 1968 à 2015. As resinas acrílicas a base de polimetilmetacrilato (PMMA) mais comumente utilizadas para a confecção de base de próteses são as RAAT. Segundo a literatura propriedades como porosidade, rugosidade e a resistência à flexão apresentam melhores resultados quando os ciclos de polimerização apresentam tempo e temperatura mais elevados. Com relação à estabilidade dimensional, estudos mostram que as resinas polimerizadas por banho de água quente apresentam melhores resultados quando comparadas com as polimerizadas por energia de microondas. Tratando-se da resistência de união ambas as resinas, apresentam resultados satisfatórios.

Palavras Chave: Polimetilmetacrilato. Próteses. Resinas Acrílicas.

ABSTRACT

CARVALHO LD. Acrylic Resins for Dentures Base: Literature Review. 2016. 50. Mestrado (Odontologia)- Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública, Salvador, Bahia, 2016.

Acrylic resins have a wide application in dentistry. The activation of the acrylic resin polymerization reaction can occur through chemical reactions, by thermal addition or by adding light and ranked into: Chemically cured acrylic resin (acrylic resins), Thermally Activated Acrylic Resin (RAAT) Acrylic Resin and photoactivated (RAF). Processing factors, contaminants, cycle time and curing the monomer available during processing, may have a strong influence on the final result of rehabilitative works by changing properties, such as roughness, porosity, flexural strength, bond strength and dimensional stability the material used. Thus, the aim of this study was to present a literature review on acrylic resins, emphasizing the most used for making dentures base and its main indications and properties. We conducted a search of the literature in sources, Pubmed, Scielo, Medline, Lilacs, Cochrane Library, during the period 1968 to 2015. The acrylic resins the basis of polymethylmethacrylate (PMMA) most commonly used for making dentures base are RAAT. According to the literature properties such as porosity, surface roughness and have better flexural strength results when the polymerization cycle time and exhibit higher temperature. With respect to dimensional stability studies show that the resins polymerized by hot water bath have better results compared with the polymerized by microwave energy. In the case of bond strength both resins exhibit satisfactory results.

KEYWORDS: Polymethylmethacrylate. Prosthesis. Acrylic Resins.

1 INTRODUÇÃO

As resinas acrílicas são compostos orgânicos classificados como polímeros, produzidos sinteticamente e cuja composição química baseia-se no carbono, hidrogênio e em outros elementos não metálicos⁽¹⁾. Segundo a especificação da International Organization for Standardization (ISO) nº1567, as resinas acrílicas são classificadas em Tipo 1 (polímeros termopolimerizáveis), Tipo 2 (polímeros autopolimerizáveis), Tipo 3 (polímeros termoplásticos), Tipo 4 (materiais fotoativados) e Tipo 5 (materiais polimerizados através de microondas)⁽²⁾.

Normalmente, são encontradas no sistema pó (representado pelo polímero) e líquido (representado pelo monômero), tendo como componente químico principal o polimetilmetacrilato (PMMA), um composto resinoso sintético que é utilizado para base de próteses desde 1937⁽³⁾. O líquido, quando misturado ao pó, tem a função de dissolver parcialmente o polímero e promover uma massa trabalhável que pode ser modelada, passando pelas fases arenosa, fibrilar, plástica, borrachóide e, por fim, rígida⁽¹⁾.

Este material apresenta uma ampla aplicação na Odontologia como a confecção da base de próteses parciais e totais, placas miorreaxantes, moldeiras individuais, próteses provisórias imediatas, coroas provisórias, reparo de próteses totais, confecção de dentes artificiais, entre outras aplicações⁽¹⁾.

A sua versatilidade se deve à características como: biocompatibilidade, ausência de sabor e odor, propriedades térmicas satisfatórias, estabilidade dimensional, boa capacidade de polimento, aparência agradável e simplicidade da técnica^(4,5). Dentre estas características, a biocompatibilidade da resina acrílica ainda é muito discutida, por conta da presença do monômero⁽⁶⁾, que pode desencadear reações como: alergias de contato e toxicidade^(6,7).

Segundo Neisser (2001), as resinas acrílicas também apresentam algumas desvantagens como a baixa resistência transversal, baixa resistência à tensão, pouca resistência à deflexão e ao impacto e baixa flexibilidade, o que pode ocasionar fraturas⁽⁸⁾. A seleção correta dos tipos de resina acrílica e utilização de princípios protéticos adequados durante a confecção das próteses pode evitar a ocorrência dessas fraturas⁽⁸⁾.

A ativação da reação de polimerização da resina acrílica pode acontecer através de reações químicas, por adição térmica ou por adição de luz, e dessa forma classifica-se em: Resina Acrílica Ativada Quimicamente (RAAQ), Resina Acrílica Ativada Termicamente (RAAT) e Resina Acrílica Fotoativada (RAF)⁽⁴⁾.

Dentre as resinas acrílicas disponíveis, as RAAQ apresentam uma ativação química que pode ocorrer por condensação ou por reação de adição simples, e resultam em moléculas gigantes de tamanho quase ilimitado, que apresentam uma conformação espacial altamente complexa, com espaços vazios descontínuos em seu interior, que variam de acordo com a sua composição⁽⁴⁾.

Já as resinas acrílicas ativadas termicamente (RAAT), podem ser submetidas a banho de água quente e a energia de micro-ondas, que foi desenvolvida por Nishii a cerca de 40 anos⁽⁴⁾ e apresenta um tempo de polimerização mais reduzido⁽⁹⁾. As Resinas Acrílicas Fotoativadas (RAF) foram desenvolvidas com o objetivo de realizar um melhor controle do tempo da reação de polimerização, sendo utilizadas na confecção de base de próteses provisórias e de restaurações indiretas e diretas⁽⁴⁾.

Fatores de processamento, contaminações ou duração do ciclo de cura e o monômero disponível durante o processamento podem ter uma forte influência no resultado final dos trabalhos reabilitadores⁽¹⁰⁾, e alterar algumas propriedades, como rugosidade, porosidade, resistência a flexão, resistência de união e estabilidade dimensional do material utilizado^(11,12).

Desta forma, o objetivo deste trabalho foi apresentar uma revisão de literatura sobre as resinas acrílicas e enfatizar as mais comumente utilizadas para confecção de base de próteses e suas principais indicações e propriedades.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Tipos de Resinas

2.1.1 Resina Acrílica Ativada Quimicamente (RAAQ)

As resinas Acrílicas ativadas Quimicamente são materiais usados em maior escala para a confecção de restaurações temporárias, reembasamento de provisórios e para aparelhos ortodônticos⁽¹³⁾. Em caso de restaurações extensas, em que seu uso faz-se necessário por um período prolongado, a resistência e a estabilidade das mesmas parecem não suprir perfeitamente as necessidades clínicas, não sendo comumente utilizadas para base de próteses^(13,14).

2.1.2 Resina Acrílica Ativada Termicamente (RAAT)

A polimerização da resina acrílica termicamente ativada por meio de banho de água quente, foi a primeira a ser introduzida no mercado e é considerada por muitos autores como uma técnica clássica para a confecção de bases de próteses. O aquecimento lento da água, leva à agitação das moléculas e posterior fricção entre as mesmas, ativando as cadeias poliméricas a aumentar o número de ligações. Porém, começou-se a observar alguns problemas relacionados às propriedades físicas, a exemplo fratura, adaptação, o tempo e a técnica de processamento⁽¹¹⁾.

Com isso, novas técnicas foram propostas para a produção de bases de próteses numa tentativa de melhorar as propriedades físicas da resina, reduzir o tempo de polimerização e simplificar a técnica de processamento⁽¹¹⁾

A polimerização através da energia de micro-ondas é um processo onde ocorre a transformação de energia de ondas em energia térmica, causando à vibração das moléculas, que produzirão fricção entre as mesmas a fim de induzir o aquecimento da resina acrílica⁽⁹⁾. Este processo teve destaque laboratorial, por se tratar de uma técnica simples e com tempo de processamento consideravelmente curto (aproximadamente 25 minutos), quando comparado com o tempo de polimerização de banho de água quente (aproximadamente 9 horas)^(4,9).

2.1.3 Resina Acrílica Fotoativada (RAF)

As resinas acrílicas fotoativadas foram desenvolvidas com o objetivo de se poder realizar o controle do tempo da reação de polimerização⁽⁴⁾. As resinas ativadas por luz visível iniciam o processo de polimerização através da absorção de luz pela canforoquinona (iniciador), que uma vez ativada reage com um agente redutor para produzir radicais livres. Porém, essa resina não é comumente utilizada para confecção de base de próteses finais, podendo ser utilizada em alguns casos, para base de próteses provisórias e na confecção de restaurações diretas e indiretas⁽⁴⁾.

2.2 Propriedades das RAAT

2.2.1 Estabilidade Dimensional

A estabilidade dimensional é de fundamental importância, principalmente para a adaptação das próteses. É a capacidade de manter as dimensões de um material sujeito a sofrer variações dimensionais, causadas por condições ambientais, alterações no material utilizado e os métodos de manipulação da resina acrílica⁽¹⁵⁾.

A contração das resinas acrílicas pode ocorrer não só pelo processo de polimerização do monômero, mas também em razão do aumento de temperatura ocorrido durante a polimerização. Estudos como o de Lopez *et al.*,⁽¹⁵⁾ relataram que as resinas acrílicas absorvem água e têm seu volume aumentado após o processamento quando armazenadas em líquidos, fato este que caracteriza o fenômeno da sorção de água⁽¹⁵⁾.

Consani *et al.*,⁽¹⁶⁾ avaliaram a movimentação dos dentes posteriores em 20 próteses totais confeccionadas em resina acrílica polimerizada por banho de água quente em um ciclo de 9 horas à 74°C. Pinos metálicos foram colocados na cúspide vestibular dos primeiros pré-molares (PM) e cúspide méso-vestibular dos segundos molares (M) para servir de referência. As próteses foram demufladas após esfriamento em água de polimerização ou em água de polimerização mais armazenagem em bancada por 3 horas e armazenadas em água a 37°C pelos períodos de 7, 30 e 90 dias. Para avaliar as alterações relacionadas à estabilidade dimensional durante o processo de polimerização, as distâncias PM-PM (pré-molar a pré-

molar), M-M (molar a molar), PMD-MD (pré-molar direito a molar direito) e PME-ME (pré-molar esquerdo a molar esquerdo) foram medidas com microscópio e foi observado que não houveram distorções significantes em todos os períodos de armazenagem⁽¹⁶⁾.

Em contra partida, em 2015, David *et al.*,⁽¹⁷⁾ realizaram um estudo com o objetivo de determinar as mudanças na estabilidade dimensional do material utilizado para confecção de base de próteses, polymerizados por energia de micro-ondas. Foram confeccionadas 20 bases de prótese e realizados pontos de medição em cada uma com um modelo normalizado, e as distâncias entre os pontos foram registrados utilizando um conversor digital microscópico. As bases de prótese foram colocadas aleatoriamente em dois grupos experimentais (n=10), e levados em um copo de vidro com água desionizada, em seguida, expostas a 700 ou 420W de radiação de microondas durante 3 minutos, e por fim foram realizadas as medições após os ciclos de polimerização. Como resultado pode-se observar que as bases de próteses sofreram distorções em ambas potências submetidas ao estudo⁽¹⁷⁾.

2.2.2 Porosidade

O período de ativação da resina acrílica é chamado de “ciclo de polimerização”, período de controle de tempo e temperatura para se obter melhores propriedades deste material. Embora existam diversos “ciclos de polimerização”, propostos pelo fabricante do produto, verifica-se que quando não respeitados, pode ocorrer o aumento de porosidade da resina acrílica⁽¹⁸⁾.

Junior *et al.*⁽¹⁹⁾, realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a ocorrência da porosidade em 36 corpos de prova, que foram divididos em dois grupos de 18, sendo um grupo destinado à acrilização pela técnica convencional (banho de água quente) em ciclo longo, e o outro em micro-ondas, no ciclo proposto pelo fabricante. Cada grupo foi ainda subdividido em dois grupos de nove corpos de prova, sendo um levado imediatamente para a polimerização após a prensagem da resina e o outro, aguardando-se 24 horas pós-prensagem para então polimerizar. As resinas foram prensadas em três fases diferentes (pegajosa, plástica e borrachóide) sendo que em cada mufla foram incluídos três espécimes. Os resultados foram obtidos por observação visual da quantidade de porosidade em cada espécime, por quatro observadores que atribuíram escores. Os melhores resultados encontrados foram nos corpos de prova de resina acrílica ativada por banho de água quente, nas fases plástica e borrachóide com período de descanso de 24 horas⁽¹⁹⁾.

Segundo Kimpara *et al.*,⁽²⁰⁾ o aumento das porosidades pode levar a fragilidade do material e possível fratura, por isso os mesmos realizaram um estudo com o objetivo de eliminar ao máximo as porosidades encontradas nas bases de próteses. Eles verificaram que submeter grande volume do material a uma temperatura acima daquela na qual se desencadeia a polimerização num espaço de tempo reduzido, favorece a ocorrência de porosidades. Sendo assim, propuseram um processamento alternativo onde os processos de longa duração experimentados no estudo levaram à eliminação das porosidades⁽²⁰⁾.

Os mesmos autores em 2009 realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o efeito de diferentes ciclos de polimerização nas propriedades das RAAT pela verificação da quantidade do monômero residual superficial e da presença de porosidade. Vinte e quatro corpos de prova foram divididos em 4 grupos (n= 6) e submetidos a ciclos de polimerização em tempos e temperaturas diferentes: ciclo I (65°C por 30min; 50°C por 23h30min e 100°C por 1h); ciclo II (50°C por 24h; 65°C por 1h; 30min para elevar a 100°C e 1h a 100°C); ciclo III (72°C por 9h); e ciclo IV (65°C por 1h; 30min para elevar a 100°C e 1h a 100°C). Concluiu que o ciclo curto determinou a presença marcante de porosidades e que, para os ciclos longos, a elevação da temperatura ao final do ciclo foi importante para a diminuição destas⁽¹⁸⁾.

2.2.3 Rugosidade

Dentre as características superficiais que podem ser encontradas nas resinas acrílicas, a rugosidade superficial, interfere na formação e retenção do biofilme. Apesar da rugosidade não ser a principal causadora da cárie, gengivite, periodontite e lesões estomatológicas, ela favorece a adesão das bactérias, necessitando de um excelente polimento, para diminuir a possibilidade de adesão das mesmas⁽¹³⁾.

Seabra *et al.*,⁽¹³⁾ avaliaram a rugosidade superficial das resinas acrílicas, utilizando diferentes métodos de polimento como taça de borracha mais vaselina, discos Soflex (3M, Sumaré, Brasil), discos de lixa (granulação 150) e pedra pomes mais branco de espanha/ torno de polimento. Como era de se esperar, a maior rugosidade superficial foi encontrada no corpo de prova sem polimento. Porém, divergentemente ao esperado em relação ao dente de estoque, este não adquiriu a menor rugosidade superficial e sim o corpo de prova no qual se realizou o polimento com discos Sof Lex, ficando com uma média de rugosidade de 0,484 micrômetros, a que indica que o mesmo possuía alta eficiência em polimento de resina acrílica. Com esses

resultados eles puderam concluir que o melhor polimento foi realizado com o disco Soflex e o pior foi com pedra pomes e branco de espanha e que quanto mais eficaz for o polimento superficial dos trabalhos reabilitadores odontológicos, maiores as possibilidades de sucesso⁽¹³⁾.

Compagnoni *et al.*,⁽²¹⁾ avaliaram a influência de diferentes ciclos de polimerização por meio da energia de micro-ondas sobre a rugosidade de uma resina acrílica para base protética específica para esse método de polimerização. Foram utilizadas 50 espécimes em resina, divididos em cinco grupos, de acordo com o ciclo de polimerização: Grupo A (Onda-Cryl, resina polimerizável em micro-ondas, ciclo curto em micro-ondas); Grupo B (Onda- Cryl, ciclo longo em micro-ondas); Grupo C (Onda-Cryl, ciclo recomendado pelo fabricante); Grupo T (Clássico, resina termopolimerizável, ciclo em banho de água quente) e Grupo Q (Jet, resina autopolimerizável, ciclo sob pressão). A média da rugosidade foi registrada em cinco locais sobre a superfície de cada espécime por meio de um rugosímetro. Os resultados não indicaram diferença estatisticamente significativa entre os grupos polimerizados por micro-ondas e convencionalmente em banho de água. Além disso, no Grupo C, a rugosidade foi maior que no Grupo A e estatisticamente semelhante à do Grupo Q. Com isso concluiu-se que o ciclo de polimerização por meio da energia de micro-ondas interfere na rugosidade da superfície da resina acrílica para base protética avaliada⁽²¹⁾.

Os profissionais da área de odontologia, recomendam a remoção da prótese durante a noite para dar um “descanso” ao tecido gengival pela pressão e contato constante da prótese e principalmente para realizar a higienização das mesmas, emergindo-as em diferentes soluções de limpeza⁵. Porém, Paranhos *et al.*,⁽⁵⁾ observaram, que alguns agentes de limpeza, como por exemplo, o peróxido alcalino e hipoclorito de sódio a 0,5%, podem causar além da mudança de cor da prótese, um aumento da rugosidade superficial e desta forma, facilitando o acúmulo de bactérias oportunistas. Eles chegaram a esta conclusão através de um estudo realizado, simulando a imersão diária da prótese durante 1 ano e meio, com 60 espécimes circulares e 80 retangulares confeccionadas com RAAT (banho de água quente) que foram distribuídos em 4 grupos (n=20): C1: sem imersão, C2: 8 h de imersão em água destilada; PA: 8 h de imersão em pastilhas efervescentes de peróxido alcalino; HS: 8 h de imersão em hipoclorito de sódio a 0,5%⁽⁵⁾.

2.2.4 Resistência à flexão

A melhora das propriedades mecânicas das resinas acrílicas tem sido um fator em constante pesquisa nos últimos anos^(5,14). Autores citam que ocorrências como fraturas por fadiga do material estão diretamente relacionadas com a resistência desta à flexão⁽¹⁹⁾.

Com o objetivo em avaliar o efeito do tratamento por energia de micro-ondas sobre as propriedades de resistência à flexão e microdureza da resina acrílica, Silva *et al.*,⁽¹²⁾ em 2011 realizaram um estudo com 24 corpos-de-prova separados em quatro grupos de acordo com o ciclo de tratamento por energia de micro-ondas. O G1 (controle) não recebeu tratamento algum. Os grupos G2, G3 e G4 foram imersos em 200ml de água destilada e irradiados em micro-ondas a 650W durante 5, 3 e 1 minuto, respectivamente. Cada grupo (n=6) foi submetido ao ensaio de resistência à flexão de três pontos e ao teste de microdureza Vickers (após 48 horas de armazenamento). Neste estudo, os autores concordam com a afirmativa de que a fratura da resina acrílica está diretamente relacionada com a resistência à flexão. Os testes realizados com a resina acrílica ativada por energia de micro-ondas propiciaram aumento nos valores de resistência à flexão, onde maiores valores foram obtidos em ciclos de 1 min em 650W⁽¹²⁾. Já Ogliari *et al.*,⁽²²⁾ mostraram que as resinas acrílicas, quando são submetidas a ciclos mais longos, como o de 3 min em uma potência menor 500w apresentam uma boa resistência à flexão, desta forma diminuindo a possibilidade de fratura⁽²²⁾.

2.2.5 Resistência de união

Em 2010, Gugwad *et al.*,⁽²³⁾ avaliaram o efeito do método de polimerização da resina na resistência de união com dentes artificiais. Para o estudo, foram utilizadas uma resina polimerizada por energia de micro-ondas e uma polimerizada por banho de água quente, e, após os testes mecânicos, concluíram que a força de união entre o dente artificial e a resina polimerizada por energia de micro-ondas foi significativamente maior do que a observada na resina polimerizada por banho de água quente⁽²³⁾.

Já Schneider *et al.*,⁽²⁴⁾ e Lang *et al.*,⁽²⁵⁾ concluíram que a resina polimerizada por banho de água quente, proporcionou valores de união superiores ao de resina polimerizada por meio de energia de micro-ondas^(24,25).

Pero *et al.*⁽²⁶⁾, avaliaram a união entre dentes artificiais e três resinas de base, QC-20 e Lucitone -550 (polimerizada por banho de água quente) e Acron-MC (polimerizada por micro-ondas). Os autores concluíram que as resinas Acron-MC e Lucitone-550 apresentaram resistência de união do dente com a resina estatisticamente semelhantes e superiores em relação à resina QC-20⁽²⁶⁾.

Resultados semelhantes foram encontrados nos estudos de Chaves *et al.*,⁽²⁷⁾ Consani *et al.*,⁽²⁸⁾ Amanarth *et al.*,⁽²⁹⁾ os quais concluíram que o método de polimerização das resinas testadas (banho de água quente e energia de micro-ondas) não influenciou no fator de união, quando avaliadas independentemente⁽²⁷⁻²⁹⁾.

3 CONSIDERAÇÕES FINAIS

As resinas acrílicas à base de polimetilmetacrilato (PMMA) mais comumente utilizadas para a confecção de base de próteses são as RAAT. Segundo a literatura, propriedades como porosidade, rugosidade e a resistência à flexão apresentam melhores resultados quando os ciclos de polimerização apresentam tempo e temperatura mais elevados. Com relação à estabilidade dimensional, estudos mostram que as resinas polimerizadas por banho de água quente apresentam melhores resultados quando comparadas com as polimerizadas por energia de micro-ondas. Com relato à resistência de união, ambas as resinas apresentam resultados satisfatórios.

REFERÊNCIAS

01. Callister Jr WD. *Ciência e Engenharia de Materiais – Uma introdução*, 5^a. Ed., Rio de Janeiro: LTC Editora. 2002.
02. International Standards Organization. ISO 1567:1999/Amd 1: 2003. Dentistry-denture base polymers. Amendment. Available at: <http://www.iso.ch/iso/en/prods-services/ISOstore/store.html>. Accessed on september 20, 2014.
03. Takahashi Y, Chai J, Takahashi T, Habu T. Bond Strength of Denture Teeth to Denture Base Resins. *Int J Prosthodont* 2000;13(1):59–65.
04. Camacho DP, Svidzinski TIE, Furlaneto MC, Lopes MB, Corrêa GO. Resinas Acrílicas de Uso Odontológico à Base de Polimetilmetacrilato. *BJSCR*. 2014;6(3):63-72
05. Paranhos HFO, Peracini A, Pisani MX, Oliveira VC, Souza RF, Lovato CHS. Color Stability, Surface Roughness and Flexural Strength of an Acrylic Resin Submitted to Simulated Overnight Immersion in Denture Cleansers. *BDJ* 2013;24(2):152-156
06. Lopes MC, Consani RLX, Mesquita MF, Sinhoreti MAC, Consani S. Effect of Monomer Content in the Monomer-Polymer Ratio on Complete Denture Teeth Displacement. *Braz Dent J*. 2011;22(3):238-244.
07. Bural C, Aktas E, Deniz G, Unluçerçi Y, Bayraktar G. Effect of leaching residual methyl methacrylate concentrations on in vitro cytotoxicity of heat polymerized denture base acrylic resin processed with different polymerization cycles. *J Appl Oral Sci*. 2010;306-312.
08. Neisser MP, Oliveiri KAN. Avaliação da resistência ao impacto e dureza de resinas acrílicas termicamente ativadas para base de próteses totais. *Pós-Grad Rev Fac. Odontol. São José dos Campos*. 2001;4(2):35-42.
09. Nishii M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. *J Osaka Dental Univ. Osaka*. 1968;2(1):23-40.
10. Baharani F, Khaledi AAR. Effect of surface treatments on shear bond strength of denture teeth to denture base resins. *DRJ*. 2014; 11(11);114-118.
11. Junior HCC, Zanetti RV, Junqueira JLC, Santos VMA. Análise de Resinas Acrílicas Polimerizadas por energia de micro-ondas em relação ao método convencional. *RGO, P. Alegre*. 2005;53(4):307-312.
12. Silva LH, Tango RN, Kimpara ET, Saavedra GSFA, Paes-Junior TJA. Resistência à Flexão e Microdureza da Resina Acrílica Quimicamente Ativada Submetida à Tratamento por Energia de Micro-ondas. *RGO, P. Alegre*. 2011;59(2):237-242.
13. Seabra EJG1 Lima IPC1Matsuno PM1 Paiva ACS. Rugosidade superficial da resina acrílica frente a quatro diferentes técnicas de polimento. *RGO*. 2011;59(1):45-50.

14. Bacchi A, Schneider LF, Malafaia F, Garbossa M. Resistência à flexão de resinas de metacrilato de metila e bisacrilato de metila submetidas à termociclagem. Rev Odontol UNESP. 2012;41(5):330-334.
15. López DAG, Rezende CEE, Hiramatsu DA, Nishida CL, Rubo JH. Estabilidade dimensional de uma resina acrílica para coroas provisórias em função de diferentes técnicas de processamento ao longo do tempo. Rev Odontol UNESP. 2013;42(3):196-203.
16. Consani RLX, Mesquita MF, Correr-Sobrinho L, Tanji M. Dimensional stability of distances between posterior teeth in maxillary complete dentures. Braz Oral Res. 2006;20(3):241-6.
17. David A, Wagner, Donald J, Pipko. The Effect of Repeated Microwave Irradiation on the Dimensional Stability of a Specific Acrylic Denture Resin. ACP, Journal of Prosthodontics 2015;24: 25–31.
18. Kimpara ET, Silva LH, Costa CB, Borges ALS, Tango RN, Paes-Junior TJA. Resinas acrílicas para prótese total: efeito de ciclos de polimerização sobre a quantidade de monômero residual e porosidades. RFO, 2009;14(1):37-41.
19. Paes-Junior TJA, Marchini L, Kimpara ET. Estudo *in vitro* da porosidade da resina acrílica ativada termicamente através de ciclo longo x energia de micro-ondas. Rev Fac Odontol S J Campos. 1999;2(2):36-42.
20. Kimpara ET, Paes-Junior TJA, Seraidarian PI, Uemura ES. Processamento alternativo para eliminar porosidades em resina acrílica para bases de próteses totais. Rev Bras Prot Clin 1999;1(4):325-9.
21. Compagnoni MA, Barbosa DB, Souza RF, Pero AC. The effect of polymerization cycle on the surface roughness in microwave-processed denture base resin. Rev Odontol UNESP. 2005; 34(2): 101-6.
22. Ogliari F, Collares FM, Campregher UB, Fortes CBB, Samuel SMW. Resistência flexural de resina acrílica polimeizável em micro-ondas. Rev Fac Odontol Porto Alegre. 2004;45(2):54-6.
23. Gugwad R S, Nagaral S. Effect of conventional microwave cure on bond strength between denture base resin and acrylic teeth with different surface treatments. IJDC. 2010;2(4):41-45.
24. Schneider RL, Curtis ER, Clancy JMS. Tensile bond strength of acrylic resin denture teeth to a microwave or heat-processed denture base. J Prosthet Dent 2002;88(2):145-50.
25. Lang R, Kolbeck C, Bergmann R, Handel G, Rosentritt M. Bond of acrylic teeth to different denture base resins after various surface-conditioning methods. Clin Oral Invest. 2012;16:319–323.

26. Pero AC, Marra J, Polatto CA, Barbosa DB, Compagnoni MA. Resistência de união entre dentes artificiais e resinas acrílicas para base protética. *Polímeros: Ciência e Tecnologia*. 2007;17(3):194-200.
27. Chaves CAL, Regis RR, Machado AL, Souza RF. Effect of ridge lap surface treatment and thermocycling on microtensile bond strength of acrylic teeth to denture base resin. *Braz. Dent J*. 2009;20(2):127-131.
28. Consani RLX, Carmignani ML, Mesquita MF, Sobrinho LC, Guiraldo RD. Effect of micro wave treatment on the shear bond strength of different types of commercial teeth to acrylic resin. *Gerodontology* 2010;27:236–242.
29. Amarnath GS, Kumar H S I, Muddugangadhar B C. Bond strength and tensile strength of surface treated resin teeth with microwave cured and heat cured acrylic resin denture base: An in-vitro study. *IJCDS*. 2011;2(1):27-32.

MANUSCRITO II

**RESISTÊNCIA DE UNIÃO ENTRE DUAS RESINAS ACRÍLICAS E DENTES
ARTIFICIAIS SUBMETIDOS À TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE.**

RESUMO

CARVALHO LD. Resistência de União entre Duas Resinas Acrílicas e Dentes Artificiais Submetidos à Tratamentos de Superfície. 2016. 50. Mestrado (Odontologia)- Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública, Salvador, Bahia, 2016.

O objetivo desse trabalho foi avaliar a resistência de união entre duas resinas acrílicas polimerizadas por energia de micro-ondas (Vipi Cryl Plus e Clássico Onda Cryl) para base protética e uma marca comercial de dentes artificiais (Biolux[®]) submetidos a diferentes tratamentos de superfície. Foram confeccionados 144 corpos de prova, distribuídos em 6 grupos (n=12): G1) controle (sem tratamento), G2) perfuração do dente, G3) aplicação do monômero, G4) perfuração + aplicação de monômero; G5) jateamento com óxido de alumínio(Al_2O_3) e G6) jateamento com óxido de alumínio (Al_2O_3) + aplicação do monômero. As avaliações foram realizadas através de um ensaio mecânico de cisalhamento numa Máquina de Testes Universais (EMIC-DL 3000) com célula de carga de 200 kgf. Ao comparar as resinas acrílicas VipiCryl Plus e Clássico Onda Cryl, as mesmas não apresentaram diferença estatisticamente significativa, exceto nos grupos G1 (controle) e G4 (perfuração + aplicação de monômero), com resultados superiores para a resina VipiCryl Plus ($p<0,05$). A menor resistência de união foi encontrada no grupo G1 (controle) para ambas as resinas acrílicas (Vipi- 0,654 Mpa e Clássico- 0,535 Mpa). Os maiores valores de resistência de união foram encontrados no grupo G3 (Vipi- 2.299 Mpa e Clássico- 2,128 Mpa), porém, não houve diferença estatisticamente significativa quando comparados aos grupos G4 e G6 para ambas as resinas. Conclui-se que a resistência de união entre as resinas acrílicas e o dente artificial pode ser consideravelmente aumentada quando se realiza a aplicação do monômero ou a associação deste com tratamentos mecânicos na superfície dos dentes artificiais.

Palavras-chave: Dente artificial. Polimetilmetacrilato. Resistência ao cisalhamento.

ABSTRACT

CARVALHO LD. Union resistance between Two Acrylic Resins and Artificial Teeth Undergoing Surface Treatments. 2016. 50. Mestrado (Odontologia)- Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública, Salvador, Bahia, 2016.

The aim of this study was to evaluate the bond strength between two polymerized acrylic resins power microwave (VipiCryl Plus and Classic Wave Cryl) denture base and a trademark of artificial teeth (Biolux®) submitted to different surface treatments. They were made 144 specimens, distributed in 6 groups (n = 12): G1) control (no treatment), G2) of the tooth drilling, G3) application of the monomer, G4) Drilling + application Monomer; G5) blasting with aluminum oxide (Al₂O₃) and G6) blasting with aluminum oxide (Al₂O₃) + application of monomer. The evaluations were performed by a mechanical shear test in a Universal Testing Machine (EMIC DL-3000) with 200 kgf load cell. When comparing acrylic resins VipiCryl Plus and Classic Wave Cryl, they showed no statistically significant difference, except in G1 (control) and G4 (drilling + application Monomer), with superior results for the resin Vipi Cryl Plus (p <0 , 05). The lowest bond strength was found in G1 (control) for both acrylic resins (Vipi- 0.654 Mpa and Clássico- 0.535 Mpa). The highest bond strength values were found in the G3 group (Vipi- 2.299 Mpa end Clássico- 2,128 Mpa), however, there was no statistically significant difference when compared to the G4 and G6 groups for both resins. We conclude that the bond strength between acrylic resins and artificial tooth can be considerably increased when performing the application of the monomer or a combination of this with mechanical treatments on the surface of artificial teeth.

Keywords: Artificial teeth. Polymethylmethacrylate. Shear strength.

1 INTRODUÇÃO

As resinas termopolimerizáveis são indicadas para confecção de base de próteses. A primeira a ser introduzida no mercado odontológico foi a polimerizada por banho de água quente e é considerada por muitos autores como uma técnica clássica^(1,2). É realizado um aquecimento lento da água, que promove à agitação das moléculas e posterior fricção entre as mesmas, ativando as cadeias poliméricas a aumentar o número de ligações. Porém, começou-se a observar alguns problemas relacionados ao tempo, técnica de processamento e às propriedades físicas desse material⁽²⁻⁵⁾.

Assim, novas técnicas e novos materiais foram propostos para a confecção de bases de próteses numa tentativa de melhorar as propriedades físicas da resina acrílica, reduzir o tempo de polimerização e simplificar a técnica de processamento^(2,5).

A polimerização através da energia de micro-ondas foi descoberta por Nishi há cerca de 40 anos e é um processo onde ocorre a transformação de energia de ondas em energia térmica, causando à vibração das moléculas, que produzirão fricção a fim de induzir o aquecimento da resina acrílica⁽⁶⁾. Por se tratar de uma técnica simples e com tempo de processamento consideravelmente curto (aproximadamente 25 minutos), quando comparado com o tempo de polimerização de banho de água quente (aproximadamente 9 horas)^(6,7) é atualmente a técnica mais comumente utilizada pelos laboratórios protéticos.

Os dentes artificiais de resina acrílica apresentam uma ampla utilização na confecção de próteses. Possuem boa estética, baixo custo, que pode variar a depender da marca a ser utilizada, possibilidade de ajustes, boa adaptação às resinas de base e uma boa resistência de união⁽⁸⁾. Porém, ainda observa-se uma grande quantidade de casos em que ocorre a fratura ou até mesmo o deslocamento dos dentes artificiais das próteses durante o uso. Essa situação torna-se importante diante da sua prevalência que chega até 20% dos casos, trazendo insatisfação para os pacientes reabilitados proteticamente^(9,10).

Para melhorar a união dos dentes artificiais com as resinas de base das próteses, alguns autores indicaram a possibilidade de realizar tratamentos de superfície mecânicos e/ou químicos na cervical desses dentes, antes deles sofrerem a polimerização final^(11,12).

De uma maneira geral, os tratamentos superficiais mecânicos oferecem uma maior superfície de contato entre a resina de base e o dente artificial, o que pode promover uma força de união superior⁽¹³⁾. Já os tratamentos químicos são realizados com a aplicação de um agente de união na face cervical do dente, que entrará em contato com a resina de base. Essa aplicação dissolve parte do polimetil-metacrilato superficial do dente, e promove terminações superficiais livres para que possam co-polimerizar com o metil-metacrilato da resina de base⁽¹⁴⁾.

Desse modo, o objetivo desse trabalho foi avaliar a resistência de união entre duas resinas acrílicas polimerizadas por energia de micro-ondas (Vipi Cryl Plus e Clássico Onda Cryl) para base protética e uma marca comercial de dentes artificiais (Biolux[®]) submetidos a diferentes tratamentos de superfície e identificar os tipos de falhas.

2 METODOLOGIA

Foram confeccionados 144 corpos de prova utilizando a marca de dente artificial, Biolux OMC® – (VIPI Indústria Comércio Exportação Importação de Produtos Odontológicos Ltda, Pirassununga, São Paulo, Brasil) unidos a duas marcas comerciais de resina acrílica para base protética polimerizada por energia de micro-ondas, Vipi Cryl Plus (VIPI Indústria Comércio Exportação Importação de Produtos Odontológicos Ltda, Pirassununga, São Paulo, Brasil) e Clássico Onda Cryl (Clássico-Campo Limpo Paulista, São Paulo, Brasil).

Os espécimes corresponderam a um primeiro molar, embutidos num bloco de resina acrílica incolor convencional JET® (Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, Brasil). Esse embutimento foi realizado utilizando uma matriz metálica em forma de anel, com 3 cm de diâmetro (figura 1A), isolada com vaselina sólida (Quimidrol, Joenvile, Santa Catarina, Brasil) na sua face interna apoiada em uma lâmina de cera (Lysanda Produtos Odontológicos, São Paulo, SP, Brasil) sobre uma placa de vidro (figura 1B).



Figura 1. (A) Anel metálico utilizado para confecção dos corpos de prova. (B) Dente artificial centralizado na matriz metálica sobre a lâmina de cera e placa de vidro.

Cada molar foi posicionado cuidadosamente centralizado dentro do anel, realizou-se uma leve pressão contra a cera, deforma que a superfície cervical do dente ficasse embutido na lâmina de cera (figura 1B).

A resina acrílica incolor foi proporcionada e manipulada de acordo com as recomendações do fabricante e vertida dentro do anel metálico (figura 2A), com o dente devidamente

posicionado, na fase arenosa, até atingir o nível superior do anel. Após a polimerização completa da resina incolor (figura 2B), os corpos de prova, que nesse momento correspondem ao dente incluso no bloco de resina acrílica incolor, foram removidos de dentro do anel metálico e passados por uma inspeção visual para verificar se houve presença de bolhas ou qualquer outro tipo de irregularidade superficial (figura 3A).

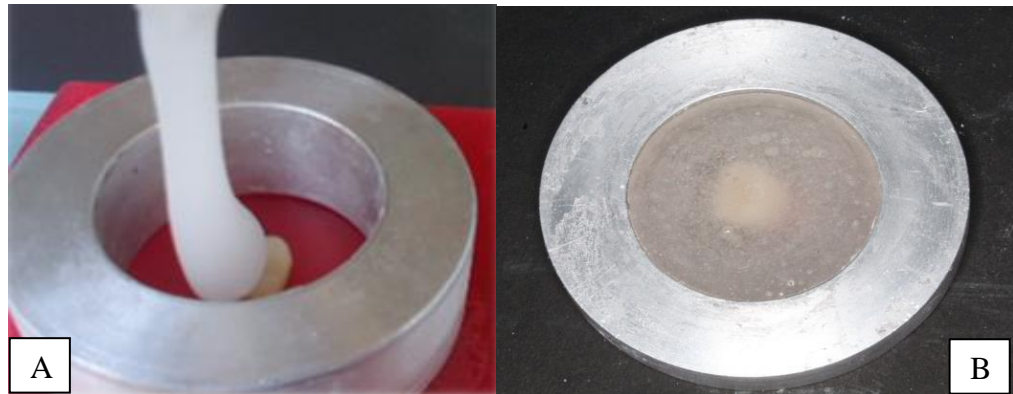


Figura 2 (A) Resina acrílica em fase arenosa sendo despejada dentro do anel metálico. (B) Dente embutido em resina acrílica incolor.

Para realizar a planificação dos corpos de prova (figura 3C), foi utilizada uma Politriz horizontal (Arotec- Ind. e Com. LTDA, Cotia-SP, Brasil), com uma sequência gradual de lixas de óxido de alumínio (Norton®- Saint-Gobain do Brasil Produtos Industriais e para Construção Ltda, Guarulhos-SP – Brasil), de granulação 180 durante 60 segundos, granulações 320, 400 e 600 durante 30 segundos cada, a uma rotação de 300 rpm, sob irrigação (figura 3B).

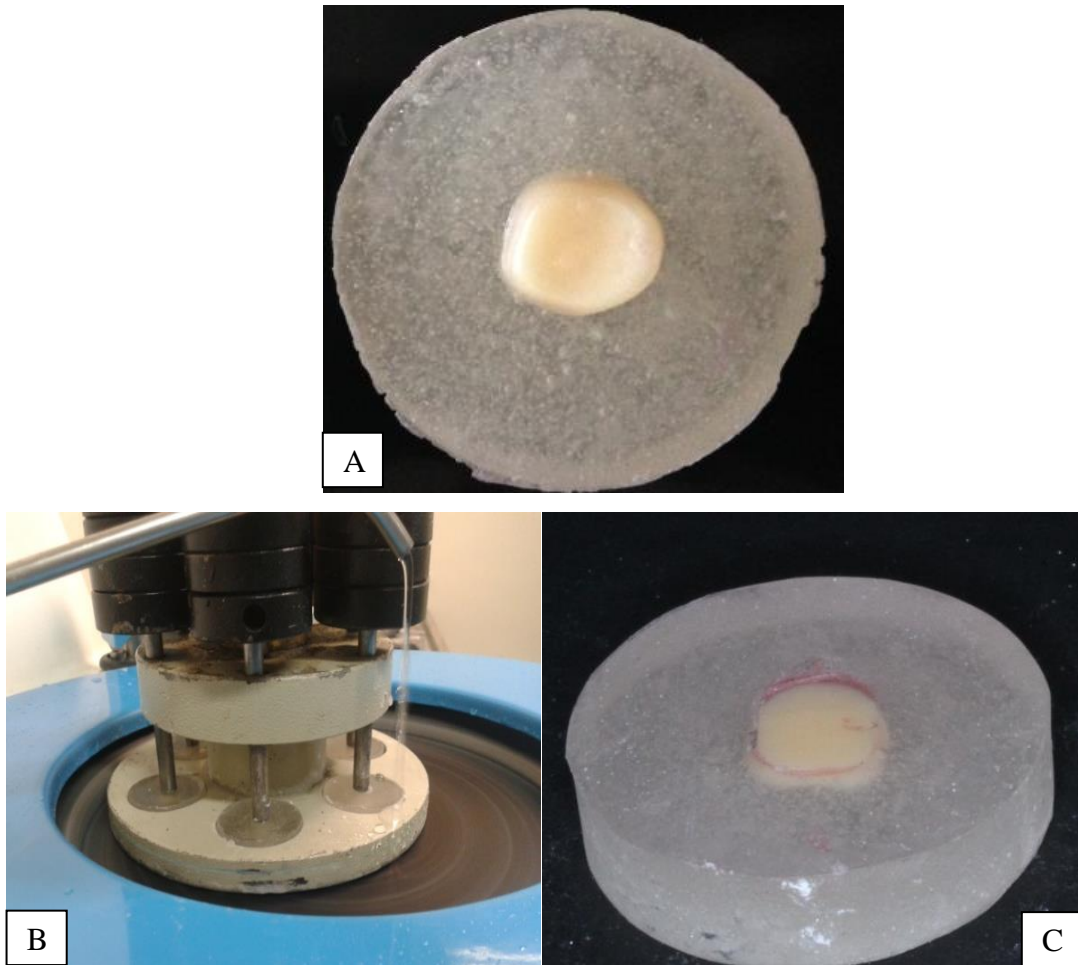


Figura 3 (A) Corpo de prova após remoção da matriz metálica. - (B) Planificação dos corpos de prova em politriz. - (C) Corpos de prova planificados.

Posteriormente, procedeu-se a divisão em 6 grupos, de acordo com o tratamento de superfície realizado (quadro 1) (n=12): grupo G1 (controle) onde não foi realizado nenhum tratamento de superfície. No grupo G2 (perfuração), foi utilizada uma fresa multilaminada esférica número 8 para fazer um orifício no centro da superfície cervical do dente, numa profundidade correspondente ao diâmetro da ponta ativa da fresa. Para o grupo G3 (aplicação de monômero), foi realizada uma aplicação do monômero à base de metilmetacrilato diretamente na superfície do dente com um pincel, fazendo um molhamento contínuo durante 60 segundos. Para o grupo G4 (perfuração + aplicação de monômero), foi realizada a perfuração mais a aplicação do monômero, conforme descrito anteriormente. Para o grupo G5 (Jateamento de Óxido de Alumínio), o jateamento foi realizado com partículas de óxido de alumínio (Al_2O_3) ($50\ \mu m$) a uma distância de 2 cm durante 10 segundos, numa pressão de $4.9\text{Kg}/\text{cm}^2$. Por último, o grupo G6 (jateamento de óxido de alumínio + aplicação de

monômero) recebeu jateamento de óxido de alumínio (Al_2O_3) combinado com a aplicação do monômero.

Quadro 1. Distribuição dos corpos de prova de acordo com os grupos de tratamento de superfície.

GRUPOS	Vipi	Clássico
G1- CONTROLE	12	12
G2- PERFURAÇÃO	12	12
G3-MONOMERO	12	12
G4-PERFURAÇÃO + MONOMERO	12	12
G5-JATEAMENTO ÓXIDO DE ALUMÍNIO	12	12
G6-JAT. ÓXIDO DE ALUMÍNIO + MONOMERO	12	12
TOTAL:	72	72

Um molde em silicone (Zetaplus, Zhemarck, Via Bovazecchino, BadiaPolesine RO, Itália) foi confeccionado com o auxílio de uma segunda matriz metálica (3 cm de diâmetro) (figura 4B). Essa matriz é composta de uma base, com um pino projetado no centro (figura 4A). A base acomoda um anel metálico com 3cm de diâmetro e o pino metálico tem o objetivo de promover um orifício cilíndrico no centro do silicone que vai servir de molde para a resina de base (figura 4C).

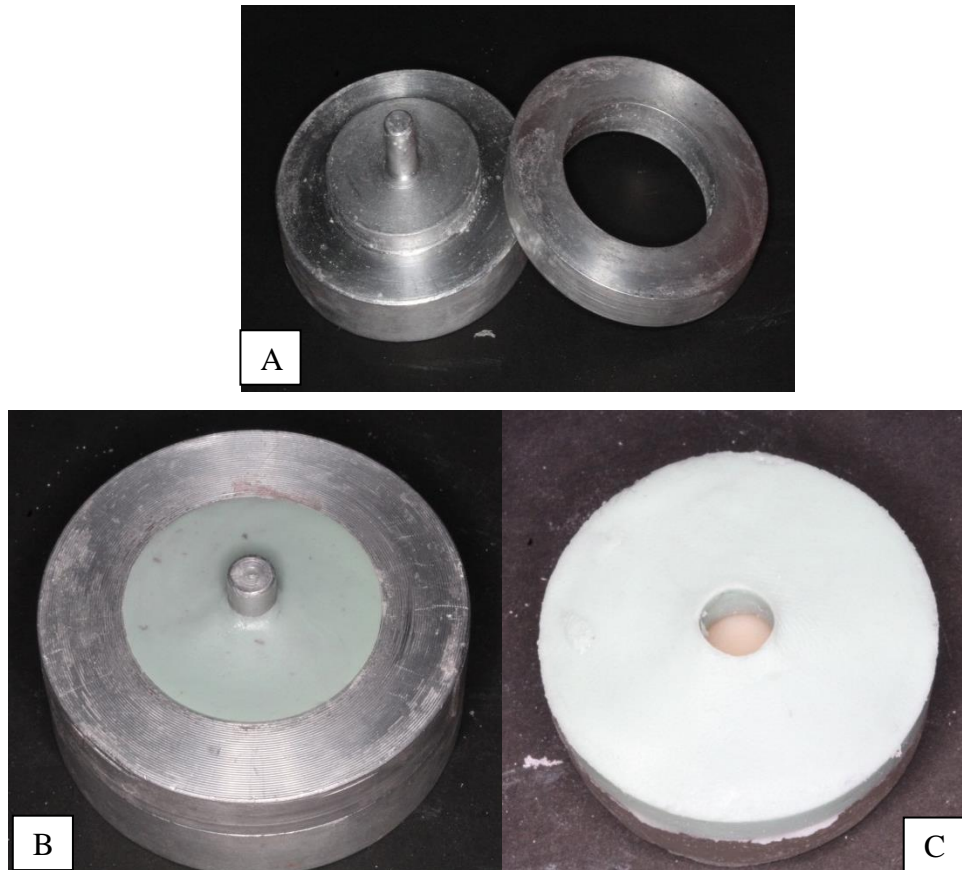


Figura 4 (A) Matriz metálica. (B) Confeção de matriz de silicone dentro da matriz metálica. (C) Molde de silicone fixado sobre o dente.

O silicone foi manipulado e condensado no interior dessa matriz (figura 4B) e após a sua polimerização, o molde obtido foi fixado com adesivo à base de cianoacrilato (Super Bonder-Loctite, Itapevi, São Paulo, Brasil) sobre a superfície do bloco de resina acrílica incolor, com sua superfície cervical já tratada (figura 4C). A obtenção desse molde permitiu a condensação e processamento da resina acrílica da base da prótese sobre a superfície cervical do dente artificial embutido.

Durante a inclusão na mufla, o orifício do molde de silicone foi preenchido com uma pequena quantidade do mesmo silicone para impedir a penetração de gesso no seu interior, a fim de evitar contaminação da superfície do dente com o gesso utilizado na inclusão dos espécimes (figura 5A). Foi utilizada uma mufla plástica para polimerização em micro-ondas (VIPI STG - Vipi Produtos Odontológicos LTDA, Pirassununga, São Paulo, Brasil) e sua base foi preenchida com gesso pedra tipo II (Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil), manipulado de acordo com o fabricante. Após a cristalização do gesso, foi realizado o isolamento da base com vaselina e a contra-mufla foi preenchida com o mesmo gesso (tipo II) utilizado para a base.



Figura 5 (A) Orifício do molde de silicone preenchido com o mesmo silicone. (B) Resina acrílica de base inserida nos orifícios.

Em seguida, a mufla foi aberta e o silicone do interior do orifício, cuidadosamente removido (figura 5A). A resina acrílica de base selecionada foi proporcionada e manipulada de acordo com as recomendações do fabricante, inserida dentro do orifício do molde de silicone (figura 5B) e a mufla fechada e levada em uma prensa hidráulica (200kg) para a prensagem lenta e gradual da resina acrílica durante 30 minutos.

Após a prensagem, a mufla foi posicionada no centro do aparelho de micro-ondas (Brastemp Utilidades Domesticas LTDA- São Bernardo do Campo, SP, Brasil), regulado para realizar o ciclo de polimerização completa da resina de base (820W, potência baixa durante 20 min).

As muflas foram resfriadas em bancada por um período de doze horas, para evitar distorção da resina acrílica. Em seguida, foram abertas e o gesso removido para a desinclusão dos corpos de prova. O silicone foi removido cuidadosamente para a exposição da resina acrílica já polimerizada sobre a superfície do dente artificial (figura 6A).

2.1 Teste de Cisalhamento e Cálculo de Resistência de União

O ensaio de cisalhamento foi realizado em uma máquina de ensaios mecânicos EMIC, modelo DL 3000 com célula de carga de 200 kgf (figura 6B). Uma matriz metálica foi confeccionada para posicionar o corpo de prova perpendicularmente ao cinzel durante o ensaio de cisalhamento (figura 6C). A força empregada na junção dente artificial - resina acrílica para

base protética foi aplicada a uma velocidade de 1mm/min até ocorrer a fratura da resina acrílica para base protética.

Os valores de resistência de união foram expressos em Mpa e foram calculados pela divisão da força máxima exercida para o deslocamento do pino em Newtons, pela área (mm) da interface adesiva.

2.2 Análise estatística

O banco de dados foi criado no MS Excel 2010 e analisado no software R (versão 3.3.0), onde foi realizada análise descritiva (mediana e quartis). Para verificar a normalidade da distribuição dos dados usou-se o teste de Shapiro-Wilk.

Com o objetivo de identificar a existência de diferenças significantes na resistência de cada resina de base de prótese entre os tratamentos de superfície utilizados, usou-se o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis seguidos do teste a posteriori de Dun e para comparar a resistência entre os tipos de tratamento usou-se o teste de Mann-Whitney. O nível de significância estabelecido para este trabalho foi de 5%.

2.3 Análise das falhas

A análise das falhas foi realizada com o auxílio de uma lupa com aumento de 20 vezes (Ramsor Comércio e Indústria LTDA- São Paulo, São Paulo, Brasil). Foram consideradas falha adesiva: quando a resina para base protética se desprende do dente artificial sem que houvesse fratura; coesiva: quando houve fratura da resina de base ou do dente artificial; mista: quando a falha foi identificada simultaneamente na superfície do dente artificial e na resina para base protética ^(15,16).

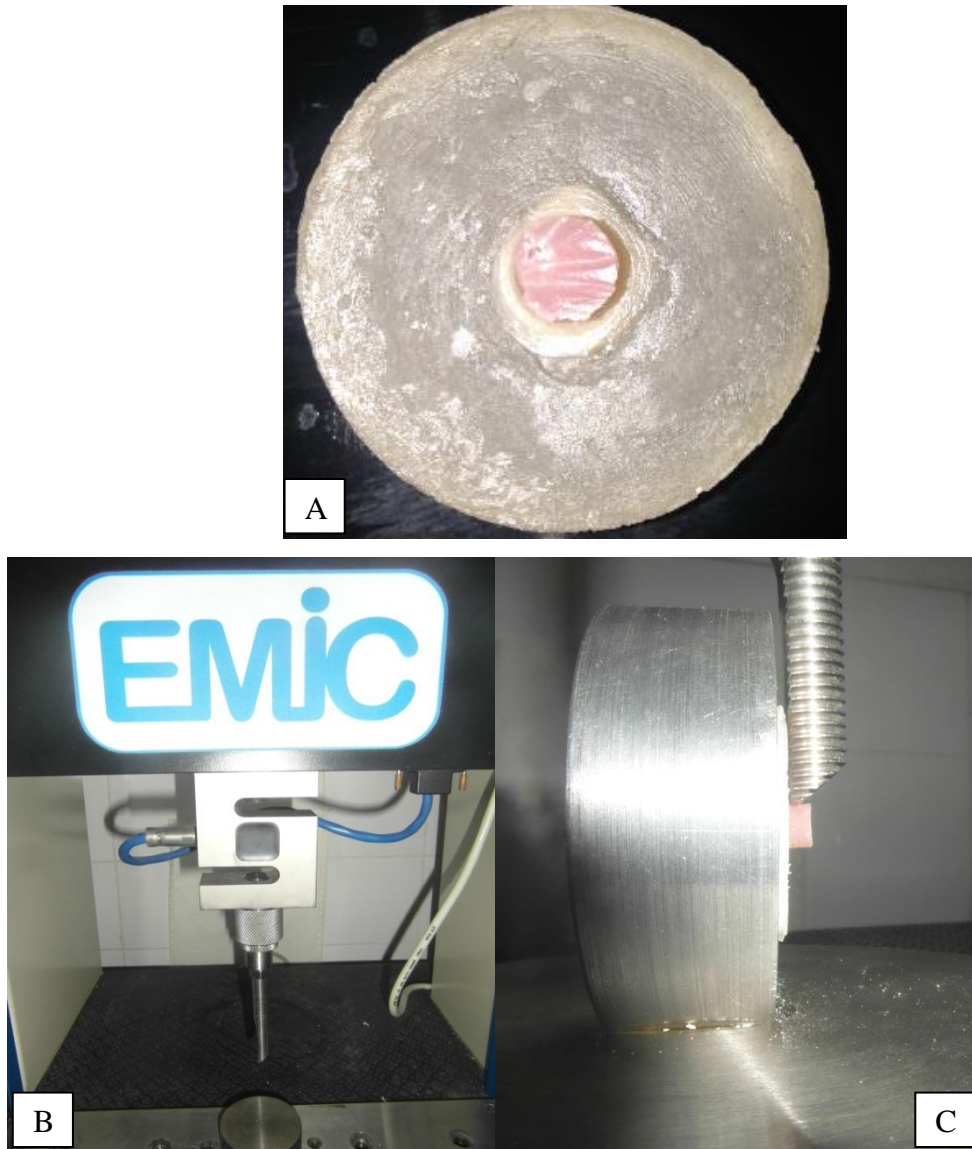


Figura 6 (A) Vista superior do corpo de prova. -(B) EMIC- Máquina utilizada para o ensaio mecânico. -(C) Corpo de prova posicionado na matriz metálica para realização do teste de cisalhamento.

3 RESULTADOS

Na comparação entre as resinas acrílicas polimerizadas por energia de micro-ondas (Vipi Cryl Plus e Clássico Onda Cryl), houve diferença estatisticamente significativa apenas nos grupos G1 (controle) e G4 (perfuração + Monômero), com resultados superiores para a resina da marca comercial Vipi Cryl Plus ($p= 0,015$ e $0,010$, respectivamente).

Os menores valores de resistência de união foram encontrados no grupo G1 (controle) (Vipi Cryl Plus- $0,654$ Mpa e Clássico- $0,535$ Mpa), onde não foi feito nenhum tipo de tratamento de superfície. Os maiores valores de resistência de união foram encontrados no grupo G3 (Monômero), porém, não houve diferença estatisticamente significativa quando comparados aos grupos G4 e G6 (G4- Perfuração + monômero e G6- Jateamento (Al_2O_3) + monômero), para ambas as resinas acrílicas testadas.

Tabela 1 - Valores medianos da resistência de união em Mpa para os tratamentos de superfície e as resinas acrílicas utilizadas no estudo.

<u>Variáveis</u>	<u>Resina Acrílica</u>				<u>p-valor</u>
	<u>VIPI</u>		<u>CLÁSSICO</u>		
	<u>Mediana</u>	<u>Q1-Q3</u>	<u>Mediana</u>	<u>Q1-Q3</u>	
Tratamentos					
G1- Controle	0,654a	0,530 – 0,781	0,535a	0,500 – 0,581	0,015*
G2- Perfuração	1,223ac	1,172 – 1,263	1,000ac	1,000 – 1,000	0,514
G3- Monômero	2,299b	2,014 – 2,480	2,128b	1,997 – 2,416	0,495
G4- Perf + Monom.	1,856bc	1,646 – 2,054	1,636bcd	1,419 – 1,657	0,010*
G5- Jateamento	1,010a	0,993 – 1,061	1,055ad	0,983 – 1,199	0,514
G6- Jatea + Monom.	1,975bc	1,656 – 2,015	1,728bc	1,560 – 1,932	0,114
p-valor	<0,001		<0,001		

*Teste não paramétrico de Kruskal-Wallis, seguidos do teste a posteriori de Dun.

Letras- Mann-Whitney

As letras diferentes na vertical significam diferenças estatisticamente significante. $p<0,05$

A distribuição do modo de falhas de acordo com os tipos de tratamentos de superfície realizados neste estudo encontram-se na Tabela 2.

Tabela 2 - Distribuição do modo de falhas de acordo com os grupos de tratamentos de superfície e as resinas acrílicas.

<u>Tratamentos</u>	<u>RESINA ACRÍLICA</u>					
	<u>VIPI</u>			<u>CLÁSSICO</u>		
	<u>Adesiva</u>	<u>Mista</u>	<u>Coesiva</u>	<u>Adesiva</u>	<u>Mista</u>	<u>Coesiva</u>
G1- Controle	41,66%	33,33%	25%	41,66%	25%	33,33%
G2- Perfuração	0%	66,66%	33,33%	16,66%	50%	41,66%
G3- Monômero	16,66%	41,66%	41,66%	16,66%	41,66%	41,66%
G4- Perf + Monom.	0%	66,66%	33,33%	0%	66,66%	33,33%
G5- Jateamento	16,66%	41,66%	41,66%	16,66%	58,33%	25%
G6- Jatea + Monom.	16,67%	50%	33,33%	25%	33,33%	41,66%

Não foram observadas falhas adesivas nos grupos G2 e G4 para a resina Vipi Cryl Plus e no grupo G4 para a resina Clássico Onda Cryl. O maior número de falhas adesivas foi encontrado no grupo G1 para ambas as resinas (41,66%).

Nas duas marcas comerciais de resinas acrílicas, foram observadas falhas coesivas e mistas. O grupo G4, em ambas as resinas, apresentou maior número de falhas mistas (66,66%). O grupo G2, da marca Vipi Cryl Plus, também apresentou 66,66% de falhas mistas, já a marca Clássico Onda Cryl apresentou 50%.

Em relação as falhas coesivas, os maiores resultados (41,66%) foram encontrados nos grupos G3 e G5 para a resina da marca Vipi Cryl Plus, porém, na marca Clássico Onda Cryl foram encontrados maiores resultados nos grupos G2, G3 e G6 (41,66%).

4 DISCUSSÃO

Qual o tipo de resina acrílica deve-se utilizar na confecção de base de próteses, se é melhor a polimerizada por banho de água quente ou por energia de micro-ondas, é uma questão que ainda vem sendo discutida. Diversos autores afirmam que a resistência de união de dentes artificiais à essas resinas apresentam resultados muito semelhantes^(10,12,17-19).

Porém, Schneider *et al.*,⁽¹³⁾ e Lang *et al.*,⁽²⁰⁾ defendem o uso da resina polimerizada por banho de água quente, afirmando que elas apresentam melhores resultados ao serem comparadas com as polimerizadas por energia de micro-ondas, quando é realizado um teste de força de cisalhamento. Já Sarac *et al.*,⁽²¹⁾ e Gugwad *et al.*,⁽²²⁾ afirmam que é melhor o uso das resinas polimerizadas por energia de micro-ondas, principalmente pela facilidade da técnica e tempo de processamento mais curto.

Atualmente, os profissionais da área odontológica, procuram materiais que apresentem ótimas condições de trabalho, como biocompatibilidade, ausência de sabor e odor, propriedades térmicas satisfatórias, estabilidade dimensional, boa capacidade de polimento, aparência agradável e simplicidade da técnica⁽⁷⁾, a fim de promover o sucesso reabilitador a longo prazo. Porém, sente-se a necessidade de otimizar o tempo de trabalho, e a resina polimerizada por energia de micro-ondas oferece essas condições.

No presente estudo, foram utilizadas duas marcas comerciais de resina acrílica polimerizada por energia de micro-ondas (Vipi Cryl Plus e Clássico Onda Cryl). Os resultados dos tratamentos de superfície para as duas marcas de resina acrílica utilizada, foram semelhantes com exceção dos grupos G1 e G4, onde houve diferença estatisticamente significante entre as resinas, com valores superiores para a resina Vipi Cryl Plus. Ambas as resinas se comportam de forma semelhante, com relação a manipulação, técnica de processamento e tempo de polimerização, são iguais para as duas marcas comerciais.

A diferença encontrada está na proporção indicada pelo fabricante, onde a Vipi Cryl Plus orienta utilizar 14g de pó X 6,5ml de líquido e Clássico Onda Cryl 21g de pó X 7ml de líquido, desta forma aumentando a concentração de monômero. Ao realizar os tratamentos mecânicos e aumentar a área da superfície disponível dos dentes artificiais⁽²⁶⁾, isso permite que essa concentração de monómero seja capaz de promover uma dissolução superficial

maior no dente artificial, desta forma promovendo um adequado entrelaçamento entre as redes poliméricas na interface dente/resina de base^(14,21), o que favorece uma melhor união nestes grupos.

A grande maioria dos deslocamentos e soltura dos dentes artificiais ocorre em dentes anteriores⁽²³⁾, porém, por conta de sua inclinação e área cervical reduzida, a fixação dos mesmos para confecção dos corpos de prova apresenta mais dificuldade podendo trazer vieses ao estudo.

Para a confecção dos corpos de prova do estudo em questão, foram escolhidos dentes artificiais molares (primeiro molar superior) da marca Biolux OMC®, por apresentarem uma área cervical maior e por ser um dente de baixa altura, o que facilitou o seu embutimento na resina acrílica incolor e pela exigência do ensaio mecânico de cisalhamento, onde a força deve ser exercida perpendicularmente ao longo eixo do corpo de prova, e a superfície da resina e do dente devem estar devidamente planificadas. Consani *et al.*,⁽¹²⁾ Pero *et al.*,⁽¹⁷⁾ e Chaves *et al.*,⁽¹⁹⁾ também utilizaram os molares na mesma posição, porém, Azad *et al.*,⁽¹⁶⁾ e Baharani *et al.*,⁽²⁴⁾ modificaram a angulação desses dentes em 45 e 130 graus, respectivamente. Já Kamposiora *et al.*,⁽²⁵⁾ que utilizaram dentes anteriores posicionados à 90 graus, realizaram o teste de tração ao invés de cisalhamento, porém, acredita-se que o teste de cisalhamento é mais fiel a realidade sofrida pelos dentes artificiais em boca.

Segundo Chung *et al.*,⁽¹⁸⁾ a utilização de retenção mecânica é o principal meio de assegurar adesão entre os dentes artificiais e as resinas acrílicas utilizadas na confecção das próteses. Azad *et al.*,⁽¹⁶⁾ identificaram uma relação positiva entre as retenções mecânicas em dentes artificiais em termos de melhorar a sua força de ligação à base de prótese de resina acrílica. Porém, no presente estudo, não houve diferença estatística entre os grupos G1 – controle, G2 – perfuração e G5 – Jateamento para ambas as resinas. Resultados semelhantes foram encontrados nos estudos de Cunningham e Benington⁽¹⁴⁾ que não encontraram diferenças nos grupos onde foi realizada modificação física em dentes artificiais, por desgaste ou ranhuras.

Todavia, quando os tratamentos dos grupos G2 e G5 foram associados à aplicação de monômero, observou-se uma melhora na resistência de união. Os grupos G3 (monômero), G4 (perfuração + monômero) e G6 (Jateamento + monômero) apresentaram melhores resultados quando comparados aos demais tratamentos que não utilizaram o monômero.

No presente estudo, pôde-se observar que a resistência de união aumentou consideravelmente com a aplicação direta de monômero (metil metacrilato) na superfície do dente artificial. Isto pode ser atribuído ao fato do monômero se infiltrar na superfície disponível, elevando assim a resistência de união entre o dente artificial e a resina para base protética⁽²¹⁾.

Cunningham e Benington⁽¹⁴⁾ também constataram que a aplicação de monômero na base dos dentes favoreceu a união à base da prótese. Segundo Barbosa *et al.*,⁽²⁷⁾ a utilização de monômero na superfície do dente artificial antes da prensagem da resina acrílica melhorou a resistência de união entre o dente/ resina acrílica de base. Entretanto, Bragaglia *et al.*,⁽¹⁵⁾ relataram que a aplicação do monômero não obteve nenhum efeito na adesão.

Neste estudo, observou-se que além do deslocamento e soltura da resina acrílica de base, houve também em alguns casos, a fratura do dente de estoque, principalmente nos grupos G2 (perfuração) e G4 (perfuração + monômero) (tabela 2). O mesmo ocorreu nos estudos realizados por Bragaglia *et al.*,⁽¹⁵⁾ e Azad *et al.*,⁽¹⁶⁾ onde foi observada a fratura do dente de estoque ao invés do deslocamento ou soltura da resina acrílica. Nesses casos, pode-se afirmar que a união entre dente e resina acrílica foi adequada e ao realizar a inspeção visual é observada na porção cervical do dente a resina acrílica de base⁽¹⁶⁾.

Deve ser feita a distinção entre a soltura da resina acrílica de base e a fratura do dente de estoque embutido em resina incolor. Por se tratar de eventos independentes entre si, e pelo motivo da primeira estar, de fato, relacionada com aspectos relacionados à união e a segunda com resistência mecânica do dente à fratura, faz-se importante essa distinção⁽¹⁵⁾.

No presente estudo, as falhas foram analisadas visualmente após a aplicação da força de cisalhamento e classificadas em adesivas, mistas e coesivas. Observou-se que as falhas foram semelhantes para as duas marcas comerciais testadas, concordando com estudos prévios, de Azad *et al.*,⁽¹⁶⁾ Barbosa *et al.*,⁽²⁷⁾ e Thunyakitpibal *et al.*,⁽²⁸⁾.

As falhas foram predominantemente mistas e coesivas nos grupos G2, G3, G4, G5 e G6, para ambas as resinas. Não foram observadas falhas adesivas nos grupos G2 e G4 da resina Vipi Cryl Plus e no grupo G2 da resina Clássico Onda Cryl. Houve predominância de falhas adesivas no grupo G1 (controle) para ambas as resinas. Daí a importância da confecção de

tratamentos de superfície, para aumentar a resistência de união dente/resina. O mesmo foi observado em estudos recentes de Lang *et al.* em 2012⁽²⁰⁾ e Bahrani e Khaledi em 2014⁽²⁴⁾.

Foi observado uma maior frequência de falhas mistas para os grupos G2 e G4 (Vipi) e G4 e G5 (Clássico), comparados aos demais grupos. Isto justifica-se pelos dentes de estoque nestes grupos, sofrerem alterações em sua dimensão, diante dos tratamentos mecânicos realizados, desta forma fragilizando-o e levando a fratura do dente de estoque. Consani *et al.*,⁽¹²⁾ sugerem que o agente de ligação cruzada não seja uniformemente distribuído através da estrutura do dente. Sendo assim, a região cervical do dente artificial deve apresentar uma menor concentração do agente de ligação cruzada do que a área incisal, na intenção de favorecer a união dente/resina, porém interferindo na resistência mecânica do dente artificial⁽¹⁸⁾.

5 CONCLUSÕES

Conclui-se que a resistência de união entre as resinas acrílicas e o dente artificial pode ser consideravelmente aumentada quando se realiza a aplicação do monômero ou a associação deste com tratamentos mecânicos na superfície dos dentes artificiais.

Com relação aos tipos de falhas, observou-se que o grupo G1 (controle) apresentou mais falhas adesivas e os demais grupos onde foram realizados os tratamentos de superfície apresentaram menos falhas adesivas, mostrando assim a importância da aplicação dos tratamentos de superfície, à fim de promover o sucesso reabilitador.

REFERÊNCIAS

1. Paes-Junior TJA, Marchini L, Kimpara ET. Estudo *in vitro* da porosidade da resina acrílica ativada termicamente através de ciclo longo x energia de micro-ondas. Rev Fac Odontol S J Campos. 1999;2(2):36-42.
2. Junior HCC, Zanetti RV, Junqueira JLC, Santos VMA. Análise de Resinas Acrílicas Polimerizadas por energia de micro-ondas em relação ao método convencional. RGO, P. Alegre. 2005;53(4):307-312.
3. Kimpara ET, Paes-Junior TJA, Seraidarian PI, Uemura ES. Processamento alternativo para eliminar porosidades em resina acrílica para bases de próteses totais. Rev Bras Prot Clin 1999;1(4):325-9.
4. Kimpara ET, Silva LH, Costa CB, Borges ALS, Tango RN, Paes-Junior TJA. Resinas acrílicas para prótese total: efeito de ciclos de polimerização sobre a quantidade de monômero residual e porosidades. RFO, 2009;14(1):37-41.
5. López DAG, Rezende CEE, Hiramatsu DA, Nishida CL, Rubo JH. Estabilidade dimensional de uma resina acrílica para coroas provisórias em função de diferentes técnicas de processamento ao longo do tempo. Rev Odontol UNESP. 2013;42(3):196-203.
6. Nishii M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. J Osaka Dental Univ. Osaka.1968;2(1):23-40.
7. Camacho DP, Svidzinski TIE, Furlaneto MC, Lopes MB, Corrêa GO. Resinas Acrílicas de Uso Odontológico à Base de Polimetilmetacrilato. BJSCR. 2014;6(3):63-72.
8. Takahashi Y, Chai J, Takahashi T, Habu T. Bond Strength of Denture Teeth to Denture Base Resins. Int J Prosthodont 2000;13(1):59–65.
9. Cunningham JL. Bond strength of denture teeth to acrylic bases. J. Dent. 1993; 21: 274-280.
10. Amarnath GS, Kumar H S I, Muddugangadhar B C. Bond strength and tensile strength of surface treated resin teeth with microwave cured and heat cured acrylic resin denture base: An in-vitro study. IJCDS. 2011;2(1):27-32.
11. Zuckerman GR. A reliable method for securing anterior denture teeth in denture bases. The journal of prosthetic dentistry.2003;89(6):603-607.
12. Consani RLX, Carmignani ML, Mesquita MF, Sobrinho LC, Guiraldo RD. Effect of micro wave treatment on the shear bond strength of different types of commercial teeth to acrylic resin. Gerodontology 2010;27:236–242.
13. Schneider RL, Curtis ER, Clancy MS. Tensile bond strength of acrylic resin denture teeth to a microwave- or heat-processed denture base. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2002;88(2):145-150.

14. Cunningham JL, Benington IC. An investigation of the variables which may affect the bond between plastic teeth and denture base resin. *Journal of Dentistry* 1999;27: 129–135.
15. Bragaglia LE, Prates LHM, Calvo MCM. The role of surface treatments on the bond between acrylic denture base and teeth. *Braz Dent J.*2009;20(2):156-61.
16. Azad AA, Siddiqui AZ, Jawad A, Zia M, Ali T. Effect of mechanical modification of acrylic resin denture teeth bonded to acrylic denture base. *Pak Oral Dental J.* 2012;1(32):149-53.
17. Pero AC, Marra J, Pollato DBB, Compagnoni MA. Resistência de união entre dentes artificiais e resinas acrílicas para base protética. *Polímeros.* 2007;17(3):194-200.
18. Chung KH, Chung CY, Chan DCN. Effect of pre-processing surface treatments of acrylic teeth on bonding to the denture base. *J Oral Rehabil.* 2008;35(4):268-75.
19. Chaves CAL, Regis RR, Machado AL, Souza RF. Effect of ridge lap surface treatment and thermocycling on microtensile bond strength of acrylic teeth to denture base resin. *Braz. Dent J.* 2009;20(2):127-131.
20. Lang R, Kolbeck C, Bergmann R, Handel G, Rosentritt M. Bond of acrylic teeth to different denture base resins after various surface-conditioning methods. *Clin Oral Invest.* 2012;16:319–323.
21. Sarac YS, Sarac D, Kulunk T, Kulunk S. The effect of chemical surface treatments of different denture base resins on the shear bond strength of denture repair. *J Prosthet Dent.* 2005;94:259-66.
22. Gugwad RS, Nagral S. Effect of conventional microwave cure on bond strength between denture base resin and acrylic teeth with different surface treatments. *IJDC.* 2010;2(4):41-45.
23. Zanet CG, Lopes AG, YuiK CK, Araujo RM, Valera MC, Araujo MAM. Avaliação da resistência transversa de dentes acrílicos para base de dentaduras. *RGO.* 2006; 54(4):313-316.
24. Bahrani F, Khaledi AAR. Effect of surface treatments on shear bond strength of denture teeth to denture base resins. *DRJ.* 2014; 11(11);114-118.
25. Kamposiora P, Papadopoulos T, Papavasiliou G, Sarafianou A, Tzanakakis E. A Qualitative Evaluation Denture Base Resin-Acrylic Tooth Bond. *Journal of Dental Technology.*2009:30-35.
26. Ali HNA, Fatah NA. The shear bond strength of artificial teeth with denture bases. *J Bagh College Dentistry.*2009;21(3):15-20.
27. Barbosa DB, Monteiro DR, Barão VAR, Pero AC; Compagnoni MA. Effect of monomer treatment and polymerisation methods on the bond strength of resin teeth to denture base material. *Gerodontology.* 2009;26:225-31.

28. Thunyakitpisal N, Thunyakitpisal P, Wiwatwarapan C. The Effect of Chemical Surface Treatments on the Flexural Strength of Repaired Acrylic Denture Base Resin. *Journal of Prosthodontics*. 2011;20:195–199.