



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA
CAMPUS I
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

JOSICLEIDE ELIAS DA SILVA

**EFEITO DO TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE NA RESISTÊNCIA ADESIVA
ENTRE DENTE ARTIFICIAL E BASE DE RESINA ACRÍLICA**

CAMPINA GRANDE – PB

2017

JOSICLEIDE ELIAS DA SILVA

**EFEITO DO TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE NA RESISTÊNCIA ADESIVA
ENTRE DENTE ARTIFICIAL E BASE DE RESINA ACRÍLICA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como requisito parcial à obtenção do título de Bacharel em Odontologia pelo Curso de Odontologia da Universidade Estadual da Paraíba – Campus I.

Orientador: Prof. Dr. José Renato Cavalcanti de Queiroz

CAMPINA GRANDE – PB

2017

É expressamente proibida a comercialização deste documento, tanto na forma impressa como eletrônica. Sua reprodução total ou parcial é permitida exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, desde que na reprodução figure a identificação do autor, título, instituição e ano da dissertação.

S586e Silva, Josicleide Elias da.
Efeito do tratamento de superfície na resistência adesiva entre dente artificial e base de resina acrílica [manuscrito] / Josicleide Elias da Silva. - 2017.
24 p. : il. color.

Digitado.
Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) - Universidade Estadual da Paraíba, Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, 2017.
"Orientação: Prof. Dr. José Renato Cavalcanti de Queiroz, Departamento de Odontologia".

1. Dente artificial. 2. Resina acrílica. 3. Resistência adesiva.
4. Reparação - Prótese dentária. I. Título.

21. ed. CDD 617.69

JOSICLEIDE ELIAS DA SILVA

**EFEITO DO TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE RESISTÊNCIA ADESIVA ENTRE
DENTE ARTIFICIAL E BASE DE RESINA ACRÍLICA**

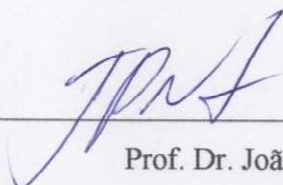
Trabalho de Conclusão de Curso apresentado
como requisito parcial à obtenção do título de
Bacharel em Odontologia pelo Curso de
Odontologia da Universidade Estadual da
Paraíba – Campus I.

Aprovado em: 18/04/17

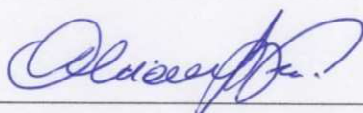
BANCA EXAMINADORA



Prof. Dr. José Renato Cavalcanti de Queiroz (Orientador)
Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)



Prof. Dr. João Paulo Neto
Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)



Profa. Ms Alcione Barbosa de Lira Farias
Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)

Agradecimentos

Ao **professor José Renato**, a quem me acolheu desde a monitoria e que não larguei mais durante o restante do curso. Por toda a confiança depositava para a realização desse trabalho e por ser tão paciente, amigo e acessível. Agradeço por todos os conselhos, até nas perguntas mais bestas, dicas e puxões de orelha. Por incentivar sempre a dar o meu melhor, agradeço por todo o encorajamento para que sempre eu buscasse mais.

À **Ana Waleska**, companheira de PIBIC, por toda a amizade, companheirismo e ajuda para a realização da pesquisa. Agradeço imensamente, pois foi de fundamental importância para o término da pesquisa.

Ao **professor André Ulisses**, por ceder gentilmente o laboratório para realização da pesquisa, por toda a disponibilidade e acessibilidade durante a execução, suas dicas e conselhos tiveram um valor inestimável para que ela pudesse ser executada.

À **técnica Rebeca**, por toda a ajuda durante a pesquisa, pessoa de doçura incomparável, e que desde o primeiro contato com o laboratório nos deixou tão confortáveis como se fosse nossa própria casa.

Ao **Laboratório Integrado de Biomateriais (LABIO) da UFPB**, pela disponibilização de todo o equipamento para a execução desta pesquisa.

Dedicatória

A **Deus**, por toda força, coragem, paciência e discernimento que me deu, pois sem ele, nada seria e nada conquistaria. A **Ele** toda a honra e toda glória.

A minha **mãe Socorro** e ao meu **Pai Elias**, por todo o esforço e sacrifícios, por abrir mão de tantas coisas para que eu realizasse meu sonho. Sem vocês eu não chegaria até aqui.

À minha **irmã Sandra**, por todo o apoio, todos os conselhos e carinhos, por me ensinar que devemos partilhar, que precisamos sempre de um apoio e que nada conquistamos sozinhos.

Aos meus **avós Inacia e João** por serem essa versão de pais com um toque de doçura a mais. Por vibrarem a cada vitória minha, por todos os conselhos e puxões de orelha, por serem tão presentes em minha vida.

À minha **tia Fátima**, que me mostrou o mundo da odontologia através da prótese, e por ironia do destino, acabou sendo minha paixão. A maior incentivadora nessa minha jornada, minha segunda mãe e melhor amiga, que me incentivou nos piores e melhores momentos, a quem me apoio, me aconselhou, deu bronca, me ensinou e acima de tudo, esteve e está presente em todos os momentos da minha vida. Meu exemplo de caráter, humildade e doçura.

A **Alan**, por ser esse companheiro de todas as horas, sempre presente, disponível, ou quando preciso apenas desabafar. Que escuta todas os meus devaneios até meus planos mais loucos e sempre está ali pra me dar força, conselhos ou até uma bronca de vez em quando. Por ser essa pessoa tão calma, paciente e alegrar meu dia a dia apenas por estar presente nele.

Ao **professor Silvio Romero**, pessoa que passei a admirar durante a convivência, e desde a época da monitoria me ensinou tanto, não só profissionalmente, mas pessoalmente, que serei eternamente grata por tudo. Sou feliz por ter tido a honra de ser sua aluna, pois seu amor pelo que faz, doçura ao ensinar, paciência e dedicação são um exemplo a ser seguido.

À **professora Maria Helena**, a quem sou grata por toda a oportunidade que me foi dada, por ser esse exemplo de pessoa, com esse *jeitinho* de mãe, carinho e sempre aberta a ouvir e por todos os conselhos e conversas.

À **Joana**, minha dupla querida de clínica. Dizem que dupla de clínica é igual um casamento, e é verdade. Dividíamos materiais, instrumentais, nossos planos e anseios, tínhamos nossas DRs, rs, mas não faltava cumplicidade e companheirismo. Acompanhei de perto o quanto essa mulher é guerreira e humilde e me encho de orgulho em saber que será uma excelente profissional, assim como é pessoalmente.

A **Diego**, que durante nossa convivência se mostrou um amigo de todas as horas. Sempre disposto a ajudar, minha companhia de universidade, nos lanchinhos, esperas intermináveis de ônibus, que aguenta minha interminável tagarelice. Sempre verdadeiro, de temperamento forte, que sempre fala tudo o que pensa, mas aquela pessoa especial que você quer levar a amizade para resto da vida.

A **Erico, Márcio e Rodrigo**, pessoas de coração imenso e de convivência agradabilíssima, deboísmo chegou e ficou aqui. Vocês são o exemplo de que existem pessoas do bem e que não veem competições e competidores a cada esquina, que levam a vida priorizando a bom humor, a paz e tranquilidade e me ensinaram que a vida é muito além do que apenas um lattes, tornando meu dia a dia muito mais alegre, feliz e leve com todas as conversas e companhia.

“Só disciplina, só empenho, só vontade de lutar não bastam. Se você não tiver amor pelo que você está fazendo, se você não conseguir fazer com diversão, com reverência, com alegria, normalmente as coisas não darão certo” (Kristie Hanbury)

LISTA DE FIGURAS E TABELAS

FIGURA 1. (A) Matrizes de alumínio ficadas na placa de vidro. (B) Silicone de laboratório sobre as matrizes. (C) Abertura da mufla, após cristalização do gesso.....	15
FIGURA 2. (A) Dentes com o colo isolados em cera (B) Posicionamento do dispositivo de PVC (C) Preenchimento do dispositivo com resina acrílica autopolimerizável. (D) Aspecto dos dentes após polimento.....	16
FIGURA 3. (A) Corpo de prova posicionado no paralelômetro (B) Aspecto do dente após a reparação com resina acrílica autopolimerizável.....	18
FIGURA 4. Corpo de prova posicionado na máquina de ensaio universal.....	18
TABELA 1. Média e Desvio Padrão (DV) dos grupos de estudo.....	

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	09
2. MATERIAIS E MÉTODOS	11
2.1 MATERIAL	11
2.2 MÉTODO	11
2.2.1 Confeção dos corpos de prova	11
2.5 TESTE DE RESISTÊNCIA AO CISALHAMENTO	16
2.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA	17
3. RESULTADOS	18
4. DISCUSSÃO	19
5. CONCLUSÕES	20
REFERÊNCIAS	21

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência adesiva de dentes comercialmente vendidos à resina a base de polimetilmetacrilato termicamente ativado por energia de micro-ondas. Para isso, dentes acrílicos de ligação cruzada (Artiplus®), foram incluídos em resina e distribuídos aleatoriamente em grupos em função do tratamento de superfície (n=10): aplicação um agente de união para resina (GA) (Palabond®) e jateamento com partículas de óxido de alumínio 100 µm (GJ) e comparar esses resultados com o tratamento usualmente utilizado, retenção com broca seguida de aplicação de monômero por 180 segundos (GC). Após a reparação com resina acrílica quimicamente ativada, os espécimes passaram por um teste de cisalhamento em uma máquina de ensaios universal, até a fratura do material. Os resultados foram submetidos a análise estatística ANOVA 1-Fator e Tukey para comparações entre os tipos de tratamento de superfície ($p < 0.05$). O grupo J apresentou valores médios mais altos de resistência a união (22.6 ± 5.2 MPa), quando comparados aos grupos C (12.1 ± 3.9 MPa), e A (11.9 ± 5.1 MPa). Conclui-se que tratar a superfície com jateamento de partículas de óxido de alumínio demonstrou vantagem na resistência a união quando comparado aos demais tratamentos utilizados em reparos de próteses.

Palavras-chaves: Dente Artificial, Resistência a união, Reparação em Prótese Dentária

1. INTRODUÇÃO

A base de polimetilmetacrilado (PMMA) é a escolha mais popular entre os clínicos, devido a sua técnica de processamento simples, baixo custo de fabricação, capacidade de reparo, sua excelente propriedade estética, baixa sorção de água e falta de toxicidade. Porém, tem como limitações alterações dimensionais e imprecisões na fixação dos dentes à base da prótese (CUNNINGHAM, 2000; BARBOZA et al., 2008; BRAHRANI, KALHEDI, 2014; JAIN et al., 2014). A polimerização dessas bases quando utilizada a energia de micro-ondas tem-se demonstrado uma excelente alternativa ao método convencional de processamento, principalmente por reduzir o tempo de polimerização da base da prótese dentária (AMIN, 2002).

Dentes de resina acrílica tem sido amplamente utilizados para a confecção das próteses, principalmente por se unirem quimicamente à resina da base da prótese. Esta ligação é realizada através da absorção do monômero pelas camadas superficiais dos dentes, onde é exposto na superfície da massa devido à pressão exercida ao fechar a mufla. Esse monômero é subsequentemente copolimerizado com a base da prótese para formar redes de polímeros interpenetrantes que se ligam covalentemente por reações de transferência de cadeias. (ADEYEMI, LYONS, CAMERON, 2007)

Embora os dentes tenham a capacidade de se unirem quimicamente a base da prótese, o deslocamento de dentes continua a ser um dos grandes problemas em próteses removíveis (PATIL, NAVEEN, PATIL, 2006; BARBOZA et al., 2008; BRAHRANI, KALHEDI, 2014; AKIN et al., 2014a). As causas podem estar relacionadas a falha de união devido ao polímero da resina da base, resíduos de cera na superfície do colo do dente, método de polimerização escolhido, quantidade de monômero disponível no processamento, sobrecarga durante a função e hábitos parafuncionais (CUNNINGHAM, 2000; BARBOZA et al., 2008; COSANI et al., 2010, 2011; MARRA et al., 2009; PALITSCH et al., 2012; KURT et al., 2012).

Mediante descolamento do dente, prefere-se o reparo destas próteses frente a substituição por uma nova, desde que esse seja o único motivo para o comprometimento de seu uso. Uma vez que, o reparo oferece conforto ao paciente, reduzindo tempo clínico e custo, tanto para o serviço público quanto para o serviço privado (NG et al., 2004; MAHADEVAN et al., 2015).

Os estudos têm sugerido métodos para melhorar a resistência de união do dente à base da prótese dentária, dentre estes: preparação mecânica (desgastes e preparações de cavidades com brocas para retenção); tratamentos químicos (molhamento com monômero ou solventes não polimerizáveis na superfície do dente); utilização de agentes de união para resina e asperização da superfície (jateamento de partículas, como o óxido de alumínio) (BRAGALIA, PRATES, CALVO, 2009; CONSANI et al., 2010; CHATTERJEE, GUPTA, BANERJEE, 2011; BHARAT et al., 2012; CHITTARANJAN et al., 2013; MELOTO et al., 2013; AKIN et al., 2014a, 2014b; JAIN et al., 2012; LANG et al. 2012; THONGRAKARD, WIWATWARRAPAN, 2016) .

A fabricação de uma nova prótese pode ser um procedimento demorado e caro. Diante desse fato, o conserto de uma prótese fraturada, muitas vezes torna-se uma alternativa em que se preza o conforto do paciente, diminuindo sessões clínicas e sendo assim, um procedimento rápido, mais barato e de fácil execução. Porém, frequentemente essa prótese sofre uma nova fratura no local da restauração. Portanto, a necessidade de estudos que busquem um método eficiente e de baixo custo na união do dente fraturado à base da prótese é necessário a fim de reduzir a incidência dessas refraturas de material.

Diante das considerações, o objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar a resistência adesiva de dente comercial à uma base polimérica. Para isto, foram utilizados dois tratamentos de superfície para reparo: aplicação de um agente de união para resina e jateamento com partículas de óxido de alumínio. Comparando esses resultados com o tratamento usualmente utilizado, o desgaste com broca seguido de aplicação de monômero. A

hipótese nula adotada neste estudo é que não haverá diferença estatisticamente significativa entre os tratamentos estudados.

2.MATERIAIS E MÉTODOS

2.1. Confecção dos corpos de prova

Uma placa de vidro (3 mm de espessura, 60 mm de largura e 70 mm de comprimento) foi fixada na base da mufla plástica (STG, VIPI - São Paulo, Brasil) com gesso tipo III. Em seguida, trinta cilindros em alumínio (30 mm x 4,75 mm de comprimento por diâmetro) que foram pré-fabricados foram fixados na placa de vidro por meio de resina a base de cianocrilato (SuperBonder, Loctite – São Paulo, Brasil) e posicionadas verticalmente (FIGURA 1A).

Posteriormente, esses cilindros foram incluídos com silicone laboratorial (LaborMass, VIPI, São Paulo, Brasil). A contra-mufla foi posicionada, parafusada e preenchida com gesso tipo III (FIGURA 1B). Após a cristalização do gesso, a mufla foi aberta e os cilindros foram retirados (FIGURA 1C).

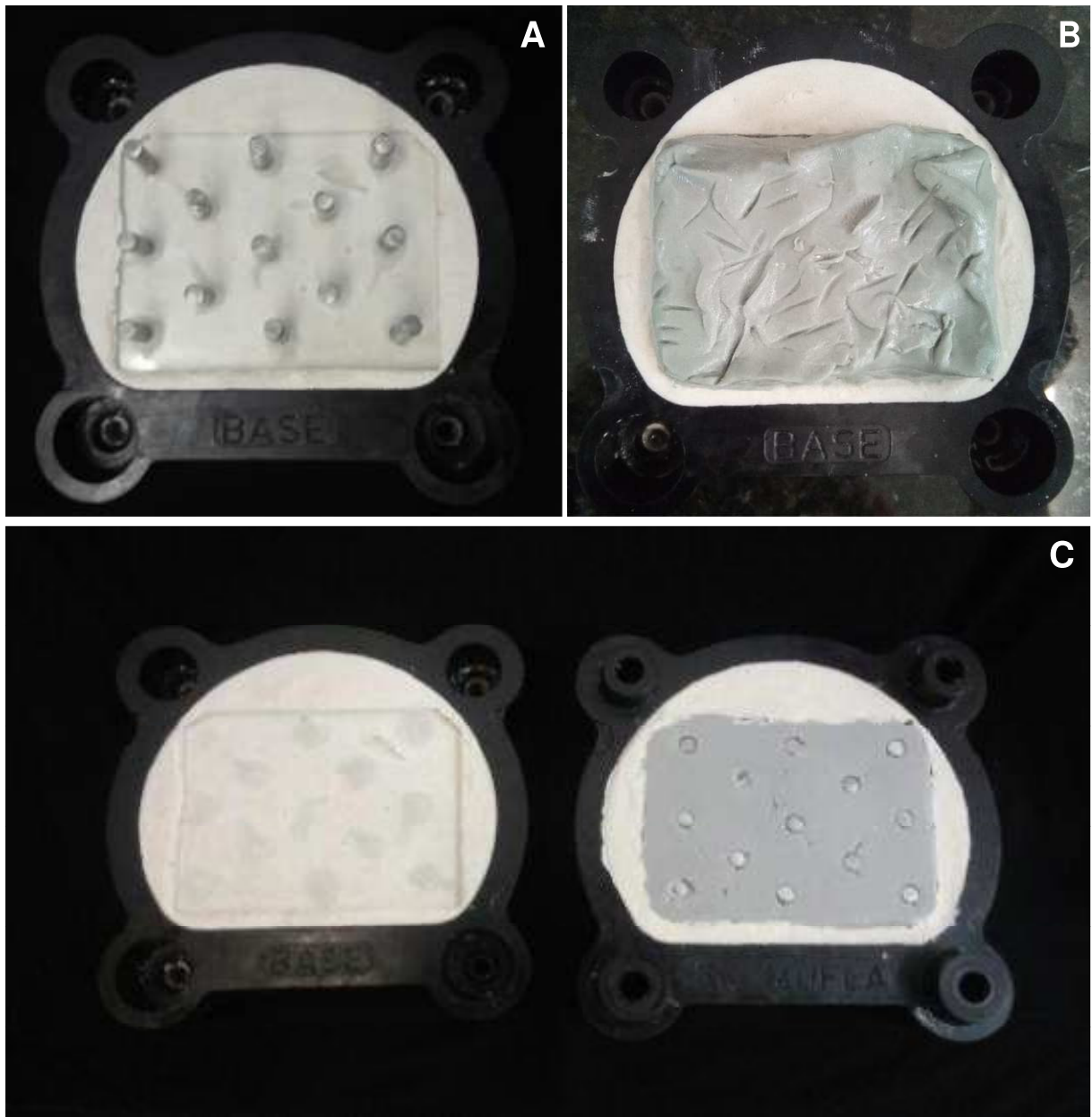


Figura 1: (A) Matrizes de alumínio fixadas na placa de vidro. (B) Silicone de laboratório sobre as matrizes. (C) Abertura da mufla, após cristalização do gesso.

Os espaços cilíndricos foram preenchidos dentro do silicone laboratorial por resina à base de PMMA (Vipi Wave, VIPI - São Paulo, Brasil), proporcionado e manipulado de acordo com as recomendações do fabricante (6,5ml de monômero/14g de polímero) e polimerizada termicamente por energia de micro-ondas com o objetivo de simular a base da prótese. Após o preenchimento as muflas foram prensadas por uma prensa hidráulica (primeiros 5 minutos -500 kgf/20 minutos – 1000kgf)

Após o processo de prensagem, as muflas foram levadas à um forno de micro-ondas (Panasonic, Perfect 800 W - Osaka, Japão), para polimerização da resina, juntamente com um recipiente contendo 120 ml de água. O ciclo de polimerização foi realizado de acordo com as recomendações do fabricante (20 min iniciais na potência 160 W, seguidos de 5 min na potência 480 W.), seguido de resfriamento a temperatura ambiente em bancada

Os cilindros de resina foram demuflados, e os excessos de resina removidos com auxílio de uma broca de tungstênio (Maxicut, Labordental - São Paulo, Brasil). O polimento foi realizado mecanicamente (Arapol E, Arotec - São Paulo, Brasil), por meio de uma sequência de lixas de carbetto de silício, 400, 600 e 1200 de granulação (3M do Brasil - São Paulo, Brasil), à uma velocidade de 400 rpm, sob refrigeração, para uniformizar e dar polimento a superfície, em seguida, armazenados em água destilada à temperatura ambiente, durante 7 dias.

Trinta dentes de resina acrílica – pré-molares e molares inferiores (Artiplus, Dentsply - Rio de Janeiro, Brasil), tiveram sua superfície da área de cume aplainada com uma broca de tungstênio (Maxicut, Labordental - São Paulo, Brasil) a fim de evitar áreas de concentração de tensão no dente e/ou na resina durante o ensaio de cisalhamento.

Foi confeccionado um dispositivo cilíndrico de policloreto de vinila (PVC), nas dimensões de 20 mm de altura e 20 mm de diâmetro para a inclusão dos dentes, a fim de servir de suporte para a realização do teste de cisalhamento. O cume dos dentes foram isolados com cera (FIGURA 2A), e em seguida o PVC foi posicionado, centralizando o dente (FIGURA 2B). O dispositivo foi preenchido com resina acrílica autopolimerizável (Resina Auto, TDV – Santa Catarina, Brasil) (FIGURA 2C). Foi realizado polimento dos dentes (Arapol E, Arotec - São Paulo, Brasil) com lixas de carbetto de silício, 400, 600 e 1200 de granulação (3M do Brasil - São Paulo, Brasil), à uma velocidade de 400 rpm, sob refrigeração (FIGURA 2D).

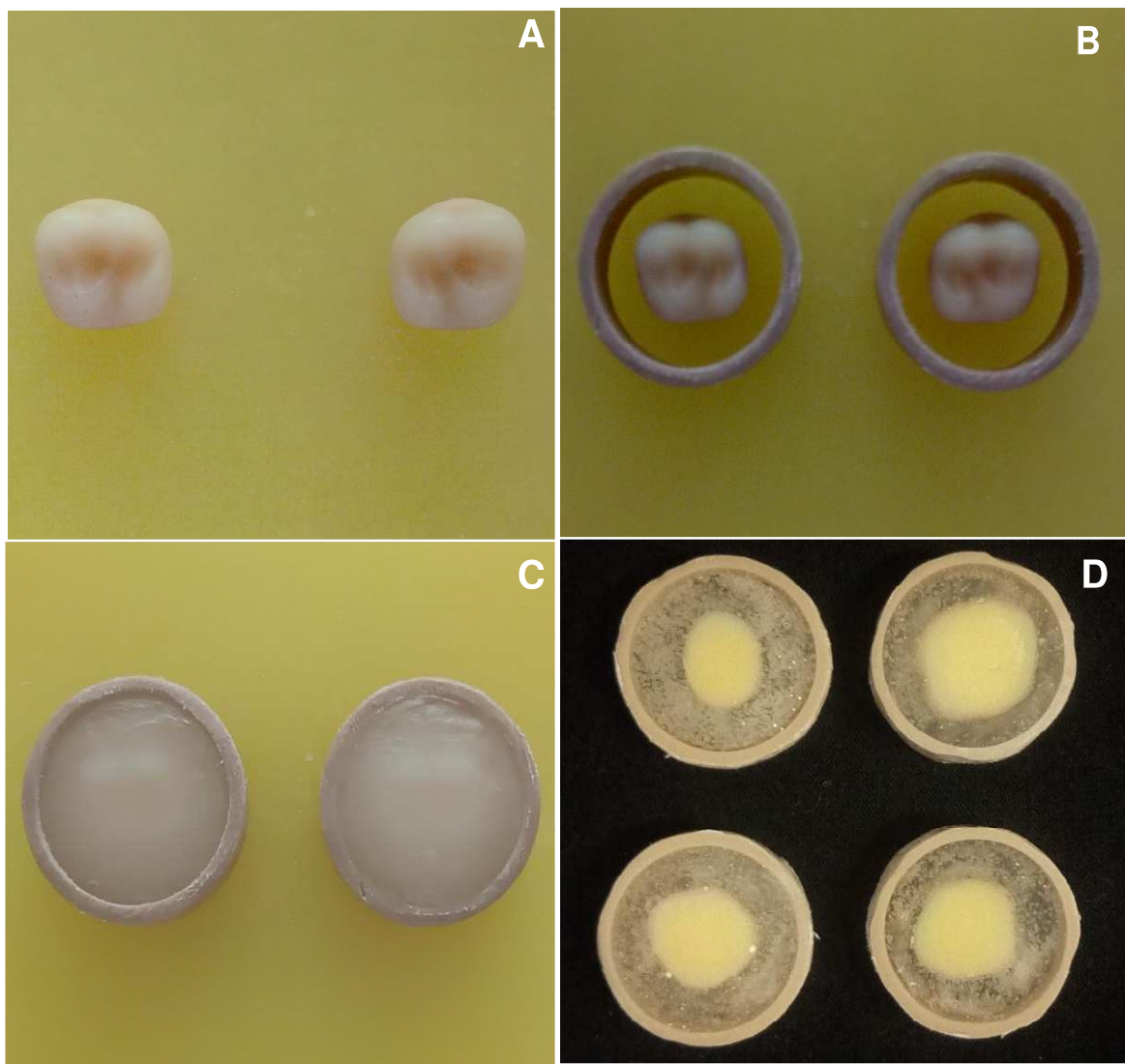


Figura 2: (A) Dentes com o colo isolados em cera (B) Posicionamento do dispositivo de PVC (C) Preenchimento do dispositivo com resina acrílica autopolimerizável. (D) Aspecto dos dentes após polimento

Após o desgaste inicial, os corpos de prova e os dentes foram separados aleatoriamente em três grupos (n=10), de acordo com o tratamento de superfície aplicado:

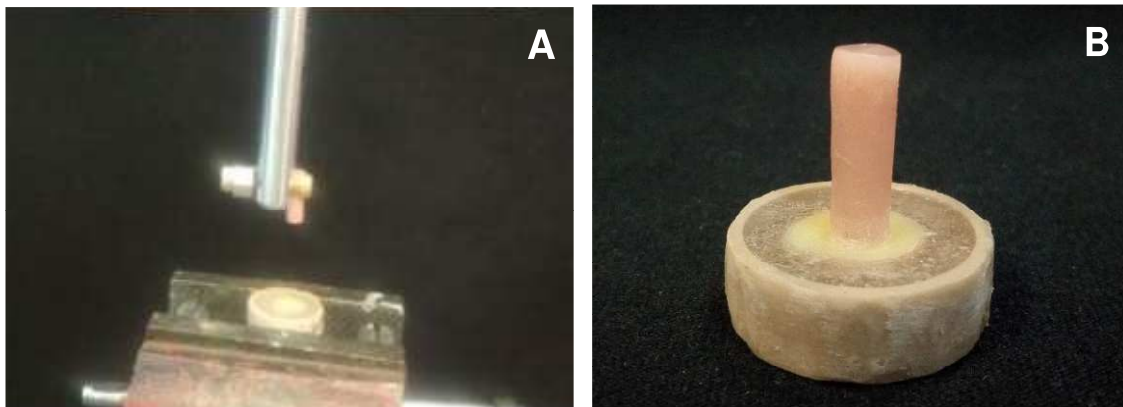
- **Grupo C (GC, grupo controle):** desgaste com broca para retenção mecânica. Foi realizada uma depressão no centro da superfície com uma broca esférica (Broca Carbide Nº 6 Esférica, Microdont – São Paulo, Brasil), com profundidade do seu diâmetro (1,6 mm). Em seguida com uma broca cone invertida (Broca Diamantada Nº 1035 - Microdont – São Paulo, Brasi) foi elaborado no interior da preparação, um desgaste com cerca de 1,8 mm de profundidade. As amostras foram limpas em cuba ultrasônica por 10 minutos com

água destilada para remoção de resíduos e secas ao ar. Após serem limpas foi utilizado o solvente à base de metil metacrilato (Resina Auto, TDV – Santa Catarina, Brasil). As superfícies do colo do dente foram pinceladas utilizando um microbrush com monômero por 180 segundos.

- **Grupo A (GA, grupo adesivo):** agente de união a base de monômero de metil metacrilato (Palabond, Heraeus Kulzer – São Paulo, Brasil). Em conformidade com as instruções do fabricante, a superfície basal foi asperizada com broca diamantada (Broca Diamantada Esférica 1012, KG Sorensen - São Paulo, Brasil), removido o pó da asperização em cuba ultrassônica com água destilada por 10 minutos e deixados para secar ao ar. Foi aplicado em seguida o adesivo com um pincel e deixado atuar 30 segundos e após, aplicação de uma segunda camada.
- **Grupo J (GJ, grupo jateamento):** abrasão da superfície com partículas de óxido de alumínio. A superfície exposta foi abrasionada em um jateador (Central de Jateamento Precision 3 com Exaustor, Essence Dental, São Paulo, Brasil) com partículas de óxido de alumínio 100 µm (Óxido de Alumínio Wilson - Polidental - São Paulo, Brasil) sob pressão de 0,49 MPa, com movimentos circulares, a uma distância de 5 mm por 10 segundos. Após o tratamento, os espécimes foram colocados em cuba ultrassônica com água destilada durante 10 minutos para remover quaisquer partículas de óxido de alumínio residual e secadas ao ar.

Após os tratamentos de superfície, os corpos de prova de resina acrílica foram alinhados em paralelômetro (Delineador B2, Bioart - São Paulo, Brasil) e os dentes fixados em um torno de bancada para evitar deslocamentos durante o processo de colagem (FIGURA 3A). A união entre os dentes de acrílico aos corpos de prova de resina acrílica foi realizada com uma resina acrílica quimicamente ativada (Resina Auto, TDV – Santa Catarina, Brasil), utilizando a técnica

de pincelamento (FIGURA 3B). Após a colagem, os espécimes foram armazenados



em água destilada à temperatura ambiente por 24 horas antes do teste.

Figura 3: (A) Corpo de prova posicionado no paralelômetro (B) Aspecto do dente após a reparação com resina acrílica autopolimerizável

2.2 Ensaio de Cisalhamento

Após a reparação, as amostras foram submetidas ao ensaio mecânico utilizando uma máquina universal de ensaio (Máquina Universal de Ensaio, Instron, modelo 3365 - High Wycombe, Reino Unido). Os espécimes foram posicionados perpendicularmente à força empregada pelo cinzel (FIGURA 4). A carga foi empregada de forma crescente e uma velocidade constante de 1 mm/min na junção dente artificial - resina acrílica da base protética, até a fratura do material.



Figura 4: Corpo de prova posicionado na máquina universal de ensaio

2.3 Análise Estatística

Os resultados obtidos com as análises foram organizados em um banco de dados informatizado, e analisados no programa Statistix 8.0. Para análise foi realizado o teste de ANOVA 1-Fator a fim de comparar os tipos de tratamento de superfície. Para a diferença entre as médias, os dados foram submetidos ao teste de Tukey para identificar onde houve diferença entre os grupos experimentais. Para os testes, foi considerado o nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

3. RESULTADOS

Os resultados estatísticos da ANOVA 1-Fator para a força de ligação e as médias de resistência estão resumidas na tabela 2. A força de ligação média mais alta foi observada nas amostras do grupo GJ (22.6Mpa), e a menor foi observada nas amostras do grupo GA (11.9MPa). O teste de Tukey (HSD) mostrou diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) na resistência ao cisalhamento entre o GJ (22.6Mpa) e os grupos GC (12.1MPa) e GA (11.9MPa). A análise também mostrou que não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) entre o grupo GC (12.1Mpa) e GA (11.9Mpa).

Tabela 2. Média e Desvio Padrão (DP) dos grupos de estudo

Grupos	N	Média (\pmDP)	Teste de Tukey* (HSD)
GC – Desgaste + monômero	10	12,1 (\pm 3,9)	A
GA - Adesivo	10	11,9 (\pm 5,1)	A
GJ - Jateamento	10	22,6 (\pm 5,2)	B

* Letras diferentes indicam que os valores são estatisticamente significantes ($p < 0,05$).

4. DISCUSSÃO

Na literatura encontra-se diversos estudos sobre tipos de tratamentos no pré-processamento da prótese, a fim de melhorar a resistência de ligação e evitar o descolamento dos dentes artificiais à base da prótese. Estudos indicam tratamentos diversos, como desgaste da superfície com brocas e no molhamento da superfície do colo com solventes, aplicação de

agentes de união, abrasão da superfície com partículas, utilização de laser de Er:YAG, e quase sempre quando comparados à dentes que não foram submetidos a nenhum tipo de tratamento, apresentam uma resistência superior (AKIN et al., 2014a, 2014b; ADEYEMI, LYONS, CAMERON, 2007; BAHRANI, KLALEDI, 2014; BHARAT et al., 2012; CHATTERJEE, GUPTA, BANERJEE, 2011; CHUNG et al., 2008; CONSANI et al., 2009; JAIN et al., 2014; LANG et al., 2012; SAAVEDRA et al., 2007).

Embora esses tratamentos comprovadamente melhorem a resistência a fraturas, fatores externos, como quedas e hábitos parafuncionais podem levar ao descolamento desses dentes. Quando há indicações, o reparo dessas próteses pode ser realizado. Porém, na literatura são escassos os estudos que abordem a colagem desses dentes após a fratura estar estabelecida. Dessa forma, os estudos utilizados como base para discussão abordam tratamentos de superfície na pré-processamento da prótese.

Com base nos resultados obtidos a hipótese nula foi rejeitada. Diferentes tipos de tratamentos de superfície afetam a união entre o dente de resina acrílica e a base da prótese. No presente estudo, o grupo que obteve a maior resistência de ligação foi o G3 (Jateamento), que corrobora com os achados de Chung et al. (2008), que demonstraram que o tratamento com Jateamento de Partículas de óxido de alumínio 100 µm demonstrou uma força de ligação maior quando comparado com desgaste por broca e sem tratamento, mesmo utilizando três marcas comerciais diferentes de dentes artificiais.

Quando o jateamento de partículas está aliado a algum agente de união, essa diferença significativa também se mantém, como no estudo de Consani et al. (2011), que mostram que quando comparados vários tipos de tratamentos, apenas desgaste com broca, seguido de aplicação de primer e o jateamento com óxido de alumínio seguido por aplicação de primer também, obtiveram uma diferença estatisticamente significativa. Assim como, no estudo de Lang et al. (2012), que compararam três tipos de materiais de base (resina autopolimerizável, termopolimerizável comum e termopolimerizável injetável) e tratamentos de superfície. Para as resinas termopolimerizáveis, houve uma diferença estatisticamente significativa nos grupos de jateamento de partículas de alumínio 250µm aliado a um agente de união, e o jateamento de partículas de alumínio 110µm juntamente com partículas de sílica 30µm, quando comparado com os demais grupos.

No presente estudo, os grupos G1 (desgaste com broca + aplicação de monômero) e G2 (adesivo), não foram estatisticamente significantes entre si, porém houve diferença

estatística quanto comparado ao grupo G3 (jateamento) que obteve a maior média. Esses resultados, estão de acordo com Chatterjee N, Gupta TK e Banerjee A, (2011) que compararam a utilização de agentes de união, retenções mecânicas com brocas e aplicação de monômero, e não houve diferenças estatisticamente significativas entre os grupos, havendo apenas quando comparado ao grupo controle, que não houve tratamento.

Adeyemi, Lyons, Cameron, (2007), compararam dois tipos de resina (autopolimerizável e termopolimerizável) à vários tipos de tratamento (aplicação de monômero em um dente não desgastado, retenção mecânica, aplicação de agente de união à um dente não desgastado e desgaste + aplicação de uma agente de união) e observaram que quando utilizada a resina autopolimerizável, o grupo que a superfície não foi desgastada e foi aplicada monômero obteve uma maior resistência, enquanto que para a resina termopolimerizável o grupo que houve desgaste e foi aplicado monômero obteve uma maior valor de resistência.

No entanto, Akin et al. (2014b), demonstraram que o agente de união quando preparado de acordo com as recomendações do fabricante, apresentou uma maior resistência de quando aplicado isoladamente, sem nenhum preparo prévio recomendado, ou sem tratamento algum (controle). Porém, não apresentou diferença quando comparado com utilização de laser de Er:YA.

No único estudo encontrado sobre o reparo com resina autopolimerizável, os resultados foram conflitantes com o presente estudo. Meng et al. (2010) dividiu os grupos em GC = controle; GD = desgaste com broca; GA = utilização de agente de união e GJ = abrasão com partículas de óxido de alumínio 100 μm . As amostras foram subdivididas em dois grupos (utilização de cargas cíclicas e não utilização de cargas cíclicas). Os resultados mostraram que GA obteve uma maior média, porém não houve diferença estatisticamente significativa quando comparada com GD. No entanto, GJ, e GC obtiveram a menores médias, não sendo diferentes entre si. Com relação ao carregamento cíclico, não houve diferença significativa no reparo com a resina autopolimerizável.

Como limitações deste estudo, podemos citar a ausência do envelhecimento das amostras, a ausência de um controle negativo e ausência da análise da superfície fraturada. Novas análises deverão ser feitas para um diagnóstico mais preciso sobre as hipóteses levantadas.

5. CONCLUSÃO

Diante das limitações desse estudo, pode-se concluir que tratar a superfície com jateamento de partículas de óxido de alumínio demonstrou vantagem sobre os demais tratamentos testados para colagem de dentes artificiais em bases de resina acrílica como tratamento de reparo.

ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate the adhesive strength of commercially sold teeth to the thermally activated polymethylmethacrylate based resin by microwave energy. For this purpose, crosslinked acrylic teeth (Artiplus®) were included in resin and randomly distributed in groups as a function of surface treatment (n = 10): application of a bonding agent for resin (GA) (Palabond®) and blasting With aluminum oxide particles 100 µm (GJ) and compare these results with the usual treatment, retention with borer followed by application of monomer for 180 seconds (GC). After the repair with chemically activated acrylic resin, the specimens underwent a shear test in a universal testing machine, until the material fracture. The results were submitted to ANOVA 1-Factor and Tukey statistical analysis for comparisons between surface treatment types (p <0.05). Group J presented higher mean values of union strength (22.6 ± 5.2 MPa), when compared to groups C (12.1 ± 3.9 MPa), and A (11.9 ± 5.1 MPa). It was concluded that treating the surface with sandblasting of aluminum oxide particles showed an advantage in the bond strength when compared to the other treatments used in denture repairs.

KeyWord: Artificial Tooth, Dental Prosthesis Failure, Dental Prosthesis Repair

REFERÊNCIAS

- ADEYEMI, A. A.; LYONS, M. F.; CAMERON, D. A. The acrylic tooth-denture base bond: effect of mechanical preparation and surface treatment. **The European journal of prosthodontics and restorative dentistry**, v. 15, n. 3, p. 108–114, 2007.
- AKIN, H. et al. Effects of different surface treatments on the bond strength of acrylic denture teeth to polymethylmethacrylate denture base material. **Photomedicine and laser surgery**, v. 32, n. 9, p. 512–6, 2014-a.
- AKIN, H. et al. Shear bond strength of denture teeth to two chemically different denture base resins after various surface treatments. **Journal of Prosthodontics**, v. 23, n. 2, p. 152–156, 2014-b.
- AMIN, W.M. Durability of acrylic tooth bond to polymeric denture base resins. **Eur J Prosthodont Restor Dent**, v. 10 p. 57–61, 2002.
- BAHRANI, F.; KHALEDI, A. A. R. Effect of surface treatments on shear bond strength of denture teeth to denture base resins. **Dent Res J**, v. 11, n. 1, p. 114–118, 2014.
- BARBOSA, D. B. et al. Bond strength of denture teeth to acrylic resin: Effect of thermocycling and polymerisation methods. **Gerodontology**, v. 25, n. 4, p. 237–244, 2008.
- BHARAT, J. S. V et al. Effect of trichloromethane on the bond strengths between acrylic teeth and different heat-cured denture bases: A comparative study. **Journal of Contemporary Dental Practice**, v. 13, n. 6, p. 850–855, 2012.
- 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. **Brazilian Dental Journal**, v. 20, n. 2, p. 156–161, 2009.
- CHATTERJEE, N.; GUPTA, T. K.; BANERJEE, A. A Study on Effect of Surface Treatments on the Shear Bond Strength between Composite Resin and Acrylic Resin Denture Teeth. **J Indian Prosthodont Soc**, v. 11, n. 1, p. 20–25, 2011.
- CHITTARANJAN, B. et al. Evaluation of shear bond strength of three different types of artificial teeth to heat cure denture base resin: an in vitro study. **Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research**, v. 24, n. 3, p. 321–5, 2013.

- CHUNG, K. H. et al. Effect of pre-processing surface treatments of acrylic teeth on bonding to the denture base. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 35, n. 4, p. 268–275, 2008.
- CONSANI, R. L. X. et al. Effect of microwave treatment on the shear bond strength of different types of commercial teeth to acrylic resin. **Gerodontology**, v. 27, n. 3, p. 236–242, 2010.
- CONSANI, R. L. X. et al. Effect of ridge-lap surface treatments on the bond of resin teeth to denture base. **The journal of adhesive dentistry**, v. 13, n. 3, p. 287–93, 2011.
- CUNNINGHAM, J. L. Shear bond strength of resin teeth to heat-cured and light-cured denture base resin. **Journal of oral rehabilitation**, v. 27, n. 4, p. 312–6, abr. 2000.
- JAIN, G. et al. The effect of different chemical surface treatments of denture teeth on shear bond strength: A comparative study. **Journal of Clinical and Diagnostic Research**, v. 8, n. 6, p. 15–18, 2014.
- 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. 357–362, 2012.
- LANG, R. et al. Bond of acrylic teeth to different denture base resins after various surface-conditioning methods. **Clinical Oral Investigations**, v. 16, n. 1, p. 319–323, 2012.
- MAHADEVAN, V. et al. Influence of surface modifications of acrylic resin teeth on shear bond strength with denture base resin-an invitro study. **Journal of Clinical and Diagnostic Research**, v. 9, n. 9, p. ZC16-ZC21, 2015.
- MARRA, J. et al. Effect of methyl methacrylate monomer on bond strength of denture base resin to acrylic teeth. **International Journal of Adhesion and Adhesives**, v. 29, n. 4, p. 391–395, jun. 2009.
- MELOTO, C. B. et al. Effect of surface treatments on the bond strength of different resin teeth to complete denture base material. **Acta odontológica latinoamericana : AOL**, v. 26, n. 1, p. 37–42, 2013.
- MENG, G. K. et al. Effect of surface treatments and cyclic loading on the bond strength of acrylic resin denture teeth with autopolymerized repair acrylic resin. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 103, n. 4, p. 245–252, 2010.

NG E. T, et al. Shear bond strength of microwaveable acrylic resin for denture repair. **J Oral Rehabil**, v. 31, n. 8, p. 789-802, 2004

PALITSCH, A. et al. Bonding of acrylic denture teeth to MMA/PMMA and light-curing denture base materials: The role of conditioning liquids. **Journal of Dentistry**, v. 40, n. 3, p. 210–221, 2012.

PATIL, S. B.; NAVEEN, B. H.; PATIL, N. P. Bonding acrylic teeth to acrylic resin denture bases: a review. **Gerodontology**, v. 23, n. 3, p. 131–139, 2006.

SAAVEDRA, G. et al. Bond strength of acrylic teeth to denture base resin after various surface conditioning methods before and after thermocycling. **The International journal of prosthodontics**, v. 20, n. 2, p. 199–201, 2007.

TAKAHASHI, Y. et al. Bond strength of denture teeth to denture base resins. **The International journal of prosthodontics**, v. 13, n. 1, p. 59–65, 2000.

THONGRAKARD, T.; WIWATWARRAPAN, C. Tensile bond strength between auto-polymerized acrylic resin and acrylic denture teeth treated with MF-MA solution. **The Journal of Advanced Prosthodontics**, v. 8, n. 4, p. 285, 2016.