



UNESP - Universidade Estadual Paulista
"Júlio de Mesquita Filho"
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Kátia Vieira Cardoso

Resistência à fratura entre a resina acrílica e a resina
composta em coroas provisórias implanto - suportadas
unitárias imediatas anteriores - Estudo in vitro.

Araraquara

2014



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



Kátia Vieira Cardoso

Resistência à fratura entre a resina acrílica e a resina composta em coroas provisórias implanto - suportadas unitárias imediatas anteriores - Estudo in vitro.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral – Área de Prótese, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, para obtenção do título de Mestre em Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho

Araraquara

2014

Kátia Vieira Cardoso

Resistência à fratura entre a resina acrílica e a resina composta em coroas provisórias implanto - suportadas unitárias imediatas anteriores - Estudo in vitro.

COMISSÃO JULGADORA

DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE

Presidente e Orientador: Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho

2º Examinador: Prof^a. Dr^a. Ana Carolina Pero Vizoto

3º Examinador: Prof. Dr. Raphael Freitas de Souza

Araraquara, 06 de março de 2014.

DADOS CURRICULARES

Kátia Vieira Cardoso

NASCIMENTO: 26/02/1985 - São Roque – SP

FILIAÇÃO: Nelcy Ribeiro Cardoso

Nilton Vieira Cardoso

2000 – 2002 Ensino Médio e Técnico em Química

Organização Sorocabana de Ensino – OSE COC

2007 – 2011 Graduação em Odontologia

Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

2012 – 2014 Mestrado em Reabilitação Oral – Área de Prótese

Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Nelcy e Nilton e a minha avó Natália, a quem devo todas as coisas boas que têm me acontecido. Pelo amor, carinho, incentivo, compreensão e sacrifícios. Obrigada por tudo.

Amo vocês!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À *Deus*,

Por todas as oportunidades e conquistas durante a minha caminhada e por sempre colocar pessoas tão especiais na minha vida.

Ao meu orientador, *Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho*,

Por ter me acolhido como sua orientada, mesmo sem nenhum planejamento prévio, e pela confiança depositada em mim. Pela paciência, respeito, ensinamentos, que foram verdadeiras lições de vida! O senhor tem meu eterno agradecimento e admiração.

À minha querida colega de pós – graduação, *Mariana de Almeida Basílio*,

Por ter sido muito mais que uma colega, uma verdadeira amiga. Amizade esta que surgiu aos poucos e só se fortaleceu com o passar do tempo e que pretendo levar comigo aonde for. Obrigada por todo apoio neste trabalho, que foi fundamental, e por torcer por mim sempre.

Ao meu companheiro de pós – graduação, *Eduardo Mariscal Muñoz*,

Por ser meu companheiro não só no estudo e no trabalho, mas também na vida. Por estar sempre ao meu lado, desde os momentos alegres até os mais difíceis, sempre me incentivando e me dando ânimo para continuar. Por toda ajuda neste trabalho. Obrigada por todo amor, carinho e respeito, que com certeza são recíprocos.

AGRADECIMENTOS

À minha **família**,

A todos meus tios e primos que torceram por mim, especialmente aos meus queridos irmãos **Cíntia, Wagner e Marcelo**, minha avó **Andrelina**, minha tia **Maria José**, minha prima **Mariana**. Por todo incentivo, mesmo estando longe, por serem meu conforto e meu porto seguro. Nada seria tão bom se não tivesse vocês.

Aos meus sempre **amigos**,

Ingrid Vogel, Tiago Dias, Daniela Salzedas, Meiriane Camargo e Fabrício Bravo.

Que sempre permaneceram por perto, mesmo eu estando longe, que também sempre torceram por mim, por nunca se esquecerem e nem me deixarem esquecer o significado da nossa amizade.

À aluna de graduação, **Giovanna M. R. M. de Souza**,

Por toda ajuda neste trabalho, pelas horas de companheirismo no laboratório e pela amizade que construímos.

Aos meus **colegas de mestrado**,

Por todo companheirismo, amizade, respeito e pelas experiências trocadas ao longo desses anos, desde a época da graduação.

Aos todos os **Professores Doutores** do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese,

Sem exceção, por toda dedicação aos seus alunos. Pela generosidade, paciência, aprendizado, respeito e amizade. Por me ensinarem o significado da palavra “mestre”.

Aos **funcionários**,

Que de um modo geral permitem que a faculdade funcione e se torne mais agradável, principalmente, à **Mara**, secretária da pós - graduação, pela ajuda sempre que precisei, à **Martinha, Dulce, Sílvia, Malu, Mirian, Sra Adelaide e Adelaidinha** e todos os outros funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese.

À **Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP**,

Por ser a minha segunda casa durante todos estes anos e por me proporcionar todo crescimento pessoal e profissional.

Às agências de fomento **FAPESP**, pelo apoio financeiro neste trabalho, sem o qual não seria possível sua execução da mesma maneira (Processo: 2012/19086-0), e à **CAPES**, pela bolsa de mestrado concedida.

A todos vocês, minha sincera gratidão!

“A mente que se abre a uma nova ideia jamais voltará ao seu tamanho original.”

Albert Einstein

Cardoso KV. Resistência à fratura entre a resina acrílica e a resina composta em coroas provisórias implanto - suportadas unitárias imediatas anteriores - Estudo in vitro [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2014.

RESUMO

O propósito do presente estudo foi avaliar a resistência à fratura de coroas provisórias implanto – suportadas unitárias imediatas anteriores confeccionadas com facetas de resina acrílica e resina composta após diferentes tratamentos superficiais. Para isto 64 coroas provisórias implanto-suportadas foram confeccionadas e divididas 8 grupos experimentais (n=8), de acordo com o material de confecção, resina acrílica(RA) no grupo 1 ou resina composta(RC) nos grupos 2 a 8, e, tratamentos superficiais realizados na faceta: 1- sem tratamento, 2- sem tratamento, 3- metilmetacrilato(MM), 4- primer para metal(PM), 5- sistema adesivo(SA), 6- jateamento com óxido de alumínio(Al_3O_2)+MM, 7- Al_3O_2 +PM e 8- Al_3O_2 +SA . Os espécimes foram submetidos a 1×10^4 ciclos térmicos variando entre duas temperaturas (5°C e 55 °C) e posteriormente ao ensaio de resistência à fratura, com carga aplicada com velocidade de 0,5 mm/ min até a ocorrência de falha. Quando os valores de carga máxima para fratura foram analisados, o grupo 1 (controle) obteve os maiores valores (332 N média e ± 67 desvio padrão). Comparados ao controle, os grupos 2, 3, 4, 6 e 7 se mostraram estatisticamente diferentes ($P < 0.05$), com valores de carga máxima para fratura inferiores ao controle. Por outro lado os grupos 5 e 8 foram semelhantes e não demonstraram diferença estatística quando comparados com o controle ($P > 0.05$). A partir da análise dos dados, de acordo com a metodologia utilizada, pode-se concluir que o tratamento com sistema adesivo é

uma boa opção para uso clínico, aumentando a resistência das coroas provisórias implanto-suportadas confeccionadas com resina acrílica e resina composta.

Palavras chave: resinas acrílicas, resinas compostas, força compressiva, resistência de materiais.

Cardoso KV. Fracture resistance between acrylic resin and composite resin in anterior immediate implant- supported provisional crowns - An in vitro study [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2014.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the fracture resistance of the immediate implant-supported provisional crown prepared with denture tooth and composite resin, after different surface treatments. Sixty-four screw-retained implant-supported provisional crown were divided into 8 groups (n= 8) according to the crown material, acrylic resin (AR) group 1 or composite resin (CR) groups 2 to 8 and surface treatment performed: 1- no surface treatment, and 2- no surface treatment, 3- methyl methacrylate (MM), 4- metal primer (MP), 5- bonding system (BS) 6- alumina air abrasion (Al_3O_2) +MM, 7- Al_3O_2 +MP and 8- Al_3O_2 +BS. Specimens were subjected to 1×10^4 thermal cycles at two temperatures (5°C and 55°C) and after that was performed the static mechanical test with a crosshead speed of 0.5 mm/ min until the sample fracture. When the maximum load to failure was analyzed the group 1 (control) had the highest values ($332 \text{ N} \pm 67$ mean and standard deviation). Compared to the control, groups 2, 3, 4, 6 and 7 were statistically different ($P < 0.05$), with lower values of maximum than the control. Moreover the 5 and 8 groups were similar and showed no statistical difference when compared with the control ($p > 0.05$). From the analysis of the data in accordance with the methodology used, it can be concluded that the treatment with bonding system is a good option for clinical use, increasing the resistance of implant-supported provisional crowns made with acrylic resin and composite resin.

Keywords: acrylic resin, composite resin, compressive strength, material resistance.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
2	REVISÃO DA LITERATURA	17
3	PROPOSIÇÃO	30
4	MATERIAL E MÉTODO	31
4.1	Preparação dos espécimes	31
4.1.1	Inclusão dos implantes	31
4.1.2	Confecção das próteses provisórias	36
4.1.2.1	<i>Desgaste dos dentes artificiais</i>	<i>36</i>
4.1.2.2	<i>Grupos experimentais</i>	<i>37</i>
4.1.2.3	<i>Reconstrução da face lingual das coroas provisórias</i>	<i>39</i>
4.1.2.4	<i>Acabamento e polimento</i>	<i>42</i>
4.2	Termociclagem	43
4.3	Ensaio mecânico de resistência à fratura	43
4.4	Tipos de falhas	45
4.5	Análise estatística	46
5	RESULTADO	47
5.1	Resistência à fratura das coroas provisórias implanto – suportada....	47
5.2	Tipos de falhas.....	48

6	DISCUSSÃO	54
7	CONCLUSÃO	60
	REFERÊNCIAS	61

1 INTRODUÇÃO

A Implantodontia vem ganhando cada vez mais espaço e superando expectativas no progresso das reabilitações orais, desde o protocolo estabelecido por Branemark¹² que possibilitou próteses mais satisfatórias no aspecto funcional. Porém as peças protéticas com estética favorável e tempo de tratamento reduzido ainda são um desafio, na maioria dos casos.

A necessidade por próteses que suprissem os requisitos de uma estética desejável impulsionou tanto evolução das técnicas cirúrgicas realizadas para a colocação do implante bem como dos materiais a serem utilizados, como por exemplo, biomateriais e implantes^{32, 44}. Estes se tornaram mais elaborados e eficientes e entre outros benefícios alcançados foi possível reduzir o tempo de osseointegração, que inicialmente estimava-se cerca de três a quatro meses na mandíbula e cinco a seis meses na maxila, tempo durante o qual as cargas funcionais deveriam ser evitadas^{1, 13}. Acelerar o processo de osseointegração foi um grande avanço e ainda assim sua melhoria é um objetivo a ser alcançado atualmente³⁹. A instalação do implante com uma boa estabilidade primária¹⁸ e a possibilidade de carregamento imediato viabilizou um processo reabilitador rápido, eficaz e seguro⁴⁴.

Quando das restaurações com carga imediata, o cirurgião dentista necessita uma prótese provisória implanto suportada confeccionada imediatamente após a instalação do implante, que garanta ao mesmo tempo estética e função. Esta prótese provisória deve ser prática e rápida de ser executada, uma vez que o

paciente encontra-se em uma situação pós-operatória com estética e função prejudicadas, evitando-se assim maior tempo de manuseio dos tecidos e conseqüentemente uma contaminação local e futuros problemas com a osseointegração².

A prótese provisória instalada imediatamente após a cirurgia de colocação do implante irá fornecer suporte adequado aos tecidos moles circunjacentes, proporcionando um correto perfil de emergência¹⁹, favorecendo a estética, o que contribui diretamente para o sucesso do tratamento reabilitador bucal^{10, 24, 50}.

Nos casos clínicos de reabilitações orais unitárias com implantes em região estética, uma alternativa eficaz e rápida é a confecção de provisórios por meio da técnica direta, utilizando facetas de dentes de estoque em resina acrílica. Assim, torna-se necessário a combinação de alguns materiais restauradores como, por exemplo, a resina acrílica ou resina composta, para recobrimento da porção lingual da prótese.

A resina composta apresenta facilidade de manipulação, tempo de polimerização controlado, melhor acabamento e lisura superficial, principalmente as microparticuladas^{8, 49}. O uso da resina acrílica autopolimerizável, apesar de possuir compatibilidade química com a faceta de estoque, pode apresentar alta citotoxicidade aos tecidos moles, quando comparada com a resina composta, devido à grande liberação de monômero residual, principalmente nas primeiras horas após a reação de presa^{16, 49, 61}, além de apresentar maior porosidade superficial devido à evaporação do monômero não reagido⁴⁵. Outra vantagem da resina composta é sua menor rugosidade superficial, antes e após o polimento, proporcionando uma

superfície mais lisa, diminuindo assim o acúmulo de placa bacteriana^{35, 46}, fator essencial para o sucesso da osseointegração e saúde dos tecidos moles circunjacentes⁵³.

Para que esta modalidade de prótese provisória implanto-suportada desempenhe sua função corretamente, a união entre a resina acrílica do dente de estoque e a resina composta deve ser satisfatória, devendo, portanto, o cirurgião dentista utilizar algum tratamento superficial para melhorar a adesão entre os materiais, sendo este um grande desafio.

A combinação destes materiais é pouco relatada na literatura dentro da implantodontia, alguns tratamentos de superfície são propostos com a finalidade de proporcionar uma boa união entre a resina acrílica e a resina composta, especialmente para reparo de próteses totais e parciais removíveis^{36, 55, 58}, sendo estes procedimentos considerados rápidos, simples e de baixo custo. Além disso, com a constante evolução na área de adesão, dentro dos materiais dentários, novos materiais e novas técnicas estão surgindo e proporcionando possibilidades para a melhoria na adesão entre diferentes materiais.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A resina acrílica foi introduzida na odontologia na década de 1930 em sua forma termo ativada e posteriormente com o surgimento de sua versão autopolimerizável, também conhecida como resina de cura química⁴ e, desde então, ela tem sido amplamente utilizada nas reabilitações orais. Apesar de não ser uma boa opção como um material restaurador direto, devido suas propriedades físico-químicas desfavoráveis para este fim, como elevado grau de contração de polimerização, alto coeficiente de expansão térmica e propriedades ópticas desfavoráveis, apresentando manchamentos⁵, a resina acrílica é um material muito versátil, tendo uma utilização bem variada dentro da odontologia, incluindo bases para próteses totais e parciais, próteses provisórias mediatas e imediatas, placas miorelaxantes, dentes artificiais, reparos e reembasamentos entre outras indicações⁴.

Já a resina composta surgiu por volta de 1960, a partir das pesquisas de Bowen^{4, 5}, que obteve o Bis-GMA, componente principal da fase orgânica das resinas compostas, como conhecemos hoje e desde então, a resina composta tornou-se um dos principais materiais restauradores diretos⁴⁷. As primeiras resinas compostas existentes eram quimicamente ativadas, surgindo primeiramente na versão pasta/pasta e anos mais tarde, na década de 1970 surgiram as primeiras resinas ativadas pela luz⁵. Desde seu surgimento as resinas compostas apresentam basicamente a mesma composição e ao longo dos anos pequenas mudanças foram ocorrendo principalmente na sua fase inorgânica, com o intuito de melhorar suas propriedades físico-químicas e mecânicas. A resina composta também é um material muito versátil podendo ser utilizada além de material restaurador direto, como

cimento para próteses, restaurações indiretas, reparo de cerâmicas entre outras^{33, 42, 51, 52}.

A resina acrílica apresenta-se, geralmente, na forma de pó e líquido, podendo mais comumente ser ativada quimicamente ou termicamente⁴. Na composição básica do líquido encontra-se o composto principal, o monômero de metil metacrilato e um inibidor, a hidroquinona, a fim de evitar a polimerização espontânea do monômero. Dependendo do tipo de resina, o líquido também contém outros componentes como plastificantes, agentes de ligação cruzada e nas resinas quimicamente ativadas um amina terciária, que tem o papel de ativador da reação de polimerização. No pó encontram-se esferas do próprio monômero já polimerizado (polimetilmetacrilato), e o agente iniciador da reação de polimerização, o peróxido de benzoíla⁴.

A proporção pó/líquido é de 3:1 em volume de cada material, esta proporção tem o intuito de reduzir a contração de polimerização da resina em relação à contração apenas do monômero⁵. A reação de polimerização começa quando a amina terciária (ativador) quebra a molécula de peróxido de benzoíla (iniciador), formando radicais livres (Figura 1). Estes radicais livres irão romper a dupla ligação do monômero de metil metacrilato, ligando-se a ele e deixando o outro radical do monômero livre, este por sua vez irá romper a dupla ligação de outro monômero e se ligará a ele, iniciando assim uma reação em cadeia (Figura 2), que só irá parar com a interação entre dois radicais livres⁴ (Figura 3).

Figura 1 - Ativação do peróxido de benzoíla. A ligação entre os dois átomos de oxigênio é quebrada, formando dois radicais livres, representados pelo símbolo (O•)

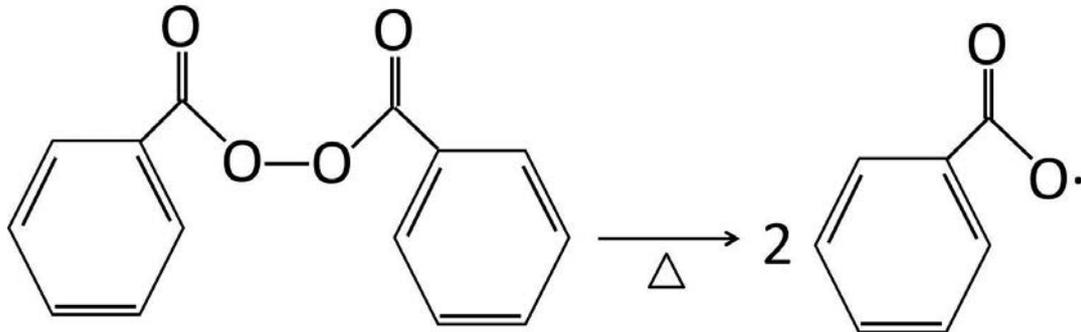


Figura 2 - Início da polimerização do metil metacrilato. O radical livre, ao se aproximar da molécula do monômero, atrai um dos elétrons de sua a dupla ligação (A), formando uma ligação covalente (B). Quando isto ocorre o elétron não pareado se torna um radical livre (C), que ao se aproximar de outra molécula de monômero irá interagir da mesma forma, numa reação em cadeia.

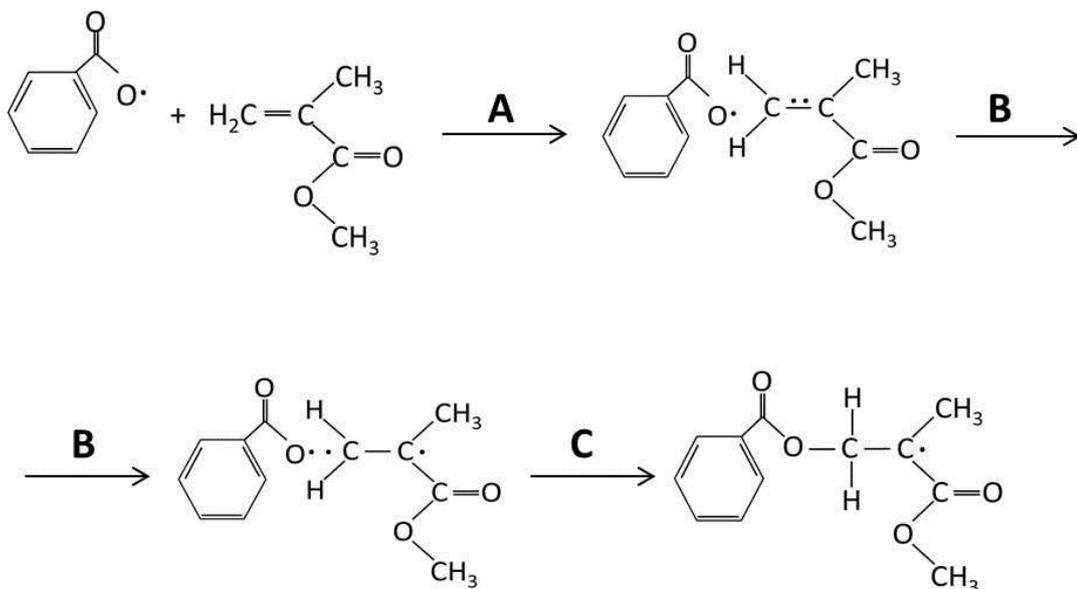
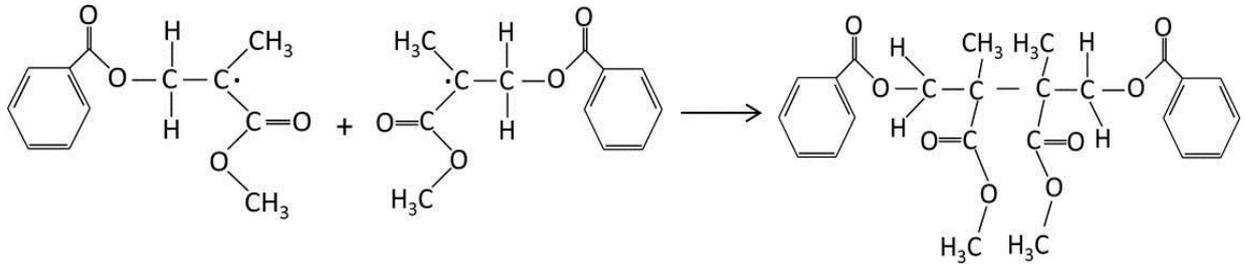


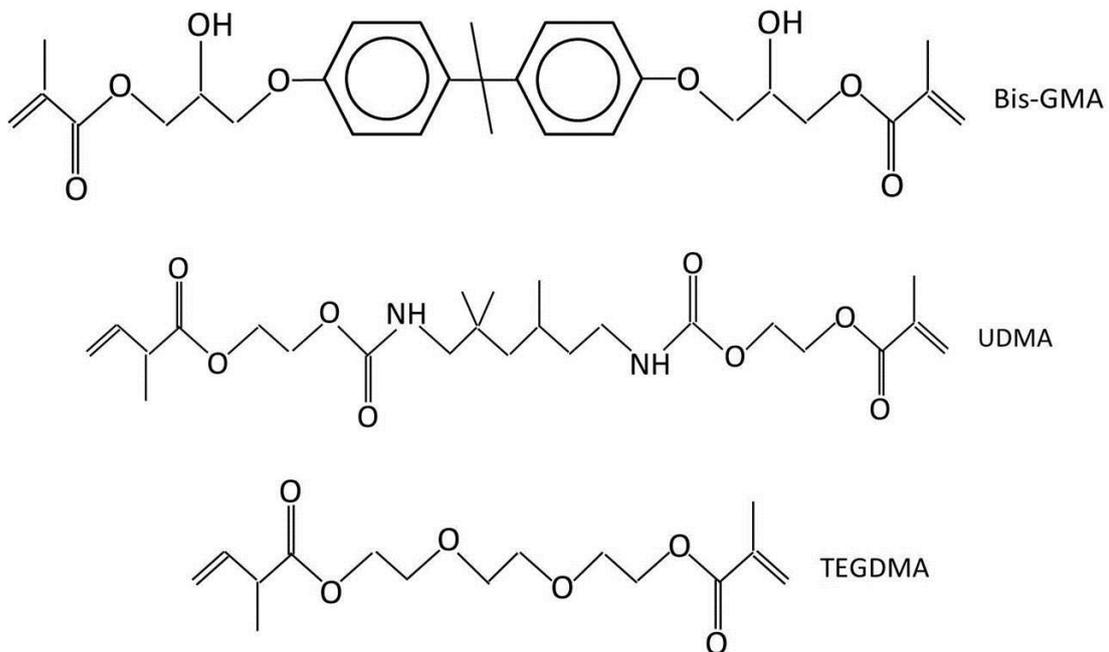
Figura 3 - A terminação ocorre quando dois radicais livres interagem e formam uma ligação covalente.



Já a resina composta apresenta uma matriz orgânica, considerada o corpo da resina, partículas de carga inorgânica que reduz a contração de polimerização, promove uma maior estabilidade dimensional e uma melhora nas propriedades da resina. Também existem na composição da resina composta os agentes de união, os agentes iniciador/ativador e modificadores de cor⁴.

A matriz orgânica é formada pelos monômeros Bis-GMA e UDMA, (Figura 4.) estes monômeros serão os responsáveis pela reação de polimerização, porém são monômeros que possuem alta viscosidade, o que dificultava o acréscimo partícula de carga inorgânica. Com o intuito de resolver este problema, foram adicionados à matriz orgânica monômeros de baixo peso molecular como o TEGDMA (Figura 4.), o que reduziu a viscosidade resina^{4, 5}. Também na matriz orgânica está presente o inibidor da polimerização, a hidroquinona.

Figura 4 - Principais monômeros presentes na resina composta que formam ligações cruzadas e copolimerizam.

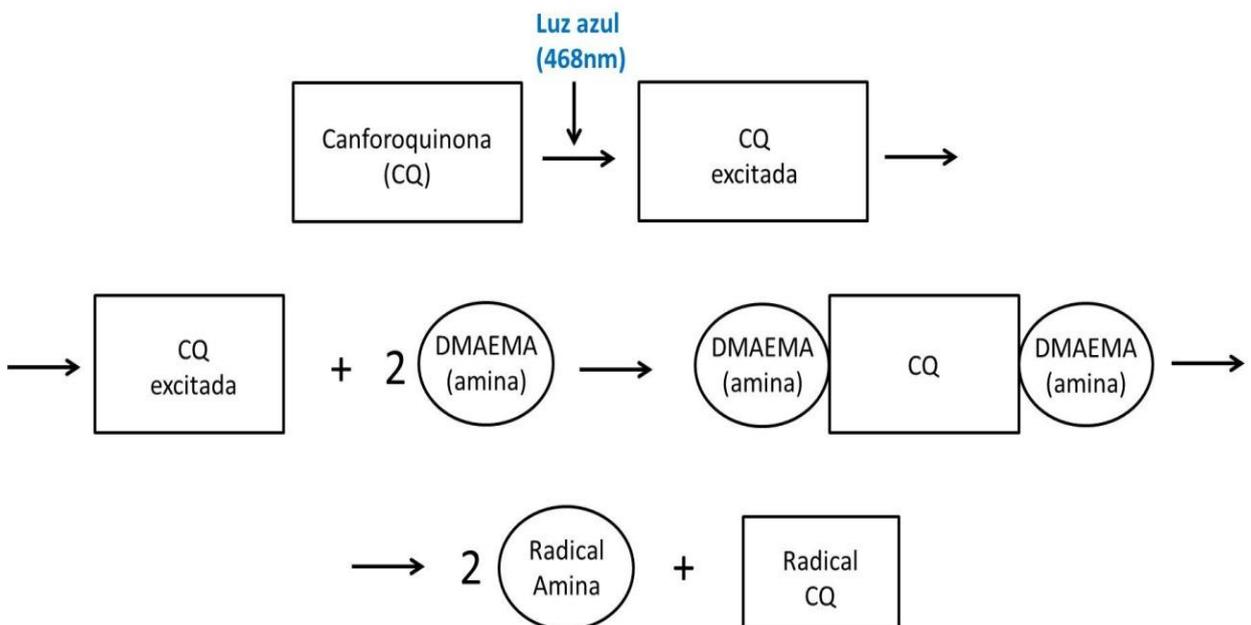


A fase inorgânica é constituída principalmente por partículas de vidro de borossilicato, quartzo, sílica coloidal, silicato de alumínio, fluoreto de itérbio, e vidros de zircônia, estrôncio e zinco. Quanto maior o número de carga inorgânica presente na resina, melhores seriam suas propriedades, a resina se tornaria cada vez mais estável com uma diminuição coeficiente de expansão térmica, da contração de polimerização, com o aumento da resistência à tração e à compressão e diminuição da absorção de água, por exemplo⁵.

Os agentes de união, neste caso o silano, que se liga tanto à matriz orgânica como às partículas de carga, promovem uma união estável e melhorando ainda mais as propriedades físicas e mecânicas da resina. Nas resinas compostas

quimicamente ativadas existe o sistema ativador/iniciador formados respectivamente pela amina terciária, que quebra a molécula do peróxido de benzóila, o iniciador da reação de polimerização, em um processo semelhante à polimerização da resina acrílica. Nas resinas ativadas pela luz o iniciador é a canforoquinona (Figura 5), que quando ativada por certo comprimento de onda forma radicais livres, iniciando assim a reação de polimerização⁵.

Figura 5 - Ativação da canforoquinona (CQ). A CQ é ativada quando absorve um quantum de luz visível, e assim, forma um complexo em estado excitado com duas moléculas doadoras de elétrons, como uma amina (DMAEMA). Enquanto excitada a CQ extrai um hidrogênio do grupo amina e o complexo se decompõe em radicais livres CQ e amina. Os radicais CQ são inativados e os radicais amina iniciam a reação de polimerização.



Tanto a resina acrílica, como a resina composta, possuem modos de polimerização por adição em processos que ocorrem de forma muito semelhante.

O uso destes materiais de forma combinada tem sido muito estudado^{3, 15}, pois é de grande interesse para odontologia.

Dentro das reabilitações orais o uso da resina acrílica juntamente com a resina composta é bastante empregado na reparação de próteses parciais removíveis^{36, 58} e na reparação de próteses totais⁵⁵. Uma outra utilização muito frequente destes materiais tem sido na confecção de coroas provisórias sobre implante com carga imediata.

Apesar da alta previsibilidade do tratamento reabilitador com próteses sobre implantes, mesmo com um correto planejamento reverso, trabalho eficiente do cirurgião dentista e colaboração por parte do paciente, podem ocorrer falhas ou complicações tanto de ordem funcional, biomecânicas e/ou estéticas^{17, 27, 31, 40}. Por isso, cada etapa do tratamento deve ser seguida com igual cuidado.

Dentro da implantodontia são comuns situações clínicas de substituição de um dente natural fraturado por um implante osseointegrado e a confecção de uma coroa provisória pela técnica direta. Este procedimento de carregamento imediato permite maior previsibilidade da arquitetura gengival e proporciona ao paciente conforto e estética^{10, 24, 54}. Nestas reabilitações com carga imediata, considera-se que ela acontece pela instalação de uma prótese provisória implanto-suportada imediatamente ou até 48 horas após a colocação do implante, sendo ajustada para exercer sua função em contato com os dentes antagonistas¹⁷. Esta é uma fase importante do processo reabilitador, principalmente quando se trata de implante imediato em região estética²⁰, que pode variar de três meses até um

ano³⁴, dependendo da resposta do biótipo gengival e tempo de osseointegração de cada paciente. Esta prótese provisória deve garantir uma função adequada e preparar os tecidos moles circunjacentes, acomodando o tecido gengival de modo que propicie um correto perfil de emergência. O perfil de emergência é o contorno axial que se estende desde a base do sulco gengival até a gengiva marginal livre¹⁹. Este perfil de emergência irá ajudar, entre outras, a manter a saúde, harmonia e a estética da restauração.

Portanto, materiais que garantam um bom acabamento, com uma lisura superficial, para evitar o acúmulo de placa bacteriana, a fim de preservar um bom perfil de emergência, são essenciais.

Os provisórios implanto-suportados comumente utilizados em reabilitações unitárias com carga imediata, são confeccionados a partir facetas de dentes de estoque de resina acrílica combinados com outros materiais, podendo ser a resina composta ou resina acrílica autopolimerizável. Assim, uma correta união entre estes materiais irá permitir que a prótese provisória implanto – suportada imediata suporte as cargas mecânicas do sistema mastigatório a que serão submetidas, com boa resistência e retenção.

Um dos maiores desafios na confecção desta prótese provisória, confeccionado pela técnica direta, é o estabelecimento de uma união estável entre a superfície do dente de resina acrílica utilizado e a resina composta. Alguns trabalhos utilizando diferentes tratamentos superficiais realizados na resina acrílica são propostos na literatura com esta finalidade.

A fim de melhorar a união entre a resina acrílica e a resina composta Kochavi et al.²⁸, em 1977, utilizaram apenas grandes retenções mecânicas, ao

relatar uma técnica para confecção de um mantenedor de espaço, de apenas um elemento dental, unidos aos dentes naturais adjacentes, utilizando dentes de resina acrílica e resina composta quimicamente ativada, Os autores realizaram testes in vitro e acompanharam os resultados da técnica in vivo em alguns pacientes. Eles concluíram que, in vitro, o mantenedor de espaços feito por sua técnica obtiveram bons resultados mecânicos, levando em consideração os valores de esforços mastigatórios no homem, porém in vivo, houveram mais falhas do que o esperado. Em todos os testes as falhas ocorreram na interface entre as duas resinas. Este tipo de procedimento mostrou-se rápido de baixo custo e bem indicado, segundo os autores, pois desenvolvem a função corretamente e com estética favorável, para a época.

Boyer, Chalkley¹¹, em 1982, realizaram um estudo a fim de aumentar a adesão de laminados em acrílico à resina composta, que era utilizada como cimento para o laminado à estrutura dental. Observando que a grande ocorrência de falha destas restaurações ocorria na interface de cimentação, os autores utilizaram diferentes tratamentos de superfície como: monômero de metil metacrilato, cloreto de metileno, resina fluida, catalizador para resina, acetato de etila e um acrílico autopolimerizante. Os materiais foram utilizados em diversas combinações e metodologias diferentes, compondo 30 grupos experimentais, como resultados os autores encontraram que os grupos com solventes se comportaram melhor que os grupos com a resina fluida, eles explicam que isso se deve ao fato do monômero se difundir melhor à superfície. Apesar de que os monômeros apresentaram um melhor comportamento para incrementar a união entre a resina acrílica e a resina composta, o resultado vai depender muito da técnica utilizada e não apenas da eficácia do monômero.

Em seu relato de caso Weiner et al.⁶⁰, em 1987, demonstraram uma técnica para a melhora da estética de uma prótese parcial removível com resina composta, tanto para modificação da coloração como da forma do dente. O tratamento de superfície, após desgaste no dente de acrílico, podendo criar adicionais retenções mecânicas ou não, consistia em aplicar clorofórmio de 3 a 5 segundos e secar durante 15 segundos. Em seguida resina fluida ou sistema adesivo eram utilizados como agente de união, a resina era utilizada como em uma restauração de um dente natural, seguindo os mesmos passos até o acabamento e polimento. Segundo os autores, o clorofórmio aumenta a rugosidade superficial da resina, permitindo assim uma maior penetração do agente de união. Eles consideraram o tratamento um sucesso após o acompanhamento de pacientes por 2 anos após o procedimento e nenhuma perda das facetas de resinas compostas colocadas nos dentes anteriores. Algumas modificações feitas nas oclusais dentes posteriores também tiveram algum sucesso, porém em menor taxa.

Também em 1987, Stameisen, Ruffino⁵⁵, descreveram uma técnica para a reposição de um dente perdido em uma prótese total com resina composta fotopolimerizável. Eles estabeleceram uma área de união através da asperificação da superfície da prótese que iria ser reparada, com pontas diamantadas e após lavar e secar criteriosamente uma fina camada de Bis-GMA diluído em monômero de metil metacrilato utilizada como agente de união. Após a fotopolimerização seguiu-se com o reparo utilizando-se resina composta macroparticulada. Os autores consideraram a técnica rápida e barata, proporcionando boa estética e função, com boa resistência ao estresse e ao desgaste, comparáveis aos dentes de resina acrílica da prótese.

Em 1992, Lipkin, Wesccot³⁶ também utilizaram apenas retenções mecânicas ao descrever uma técnica para substituir dentes em uma prótese parcial

removível, feitos com resina composta. Os autores consideraram uma solução econômica e eficaz, que torna o cirurgião dentista mais independente do laboratório e apresenta mínimos inconvenientes para os pacientes.

Vergani et al.⁵⁸ em 1997, ao descrever uma técnica para a confecção de superfícies oclusais de resina composta em dentes de artificiais de próteses totais e parciais removíveis, também utilizaram como tratamento de superfície o clorofórmio. Após o desgaste das superfícies oclusais dos dentes de resina acrílica e confecção de retenções, o clorofórmio era aplicado durante 5 segundos e depois lavado durante 20 segundos. Antes da restauração oclusal com resina composta mediada por um guia de resina acrílica transparente, uma fina camada de resina composta dual era polimerizada sobre a superfície tratada. Os autores consideraram a técnica eficaz e barata, com bons resultados clínicos.

Em 1999, Papazoglo, Vasilas⁴³, compararam a adesão da resina composta e da resina acrílica autopolimerizável à dentes de resina acrílica, após diversos tratamentos superficiais, como monômeros de metil metacrilato e vinil etileno metacrilato, sistema adesivo, resina composta fluida. Os tratamentos de melhor resultado foram a combinação de monômero metil metacrilato com sistema adesivo e monômero de metil metacrilato com resina composta fluida. Os autores concluíram ainda que tanto para os grupos utilizando a resina acrílica autopolimerizável quanto para os grupos utilizando resina composta, os valores de resistência ao cisalhamento foram similares.

Após trabalhos com tratamentos de superfície utilizando clorofórmio e este sendo considerado cancerígeno com o passar dos anos, em 2000, Vergani et al.⁵⁹ investigaram a eficiência de alguns tratamentos de superfície na força de união

entre as resina acrílica e a resina composta. Eles utilizaram em três grupos experimentais, como tratamentos de superfície a aplicação de monômero de metil metacrilato, sistema adesivo e a combinação de ambos. O grupo que recebeu a combinação de ambos tratamentos obteve resultados significativamente melhores. Os autores explicam que a superfície molhada com o monômero permite uma maior penetração do sistema adesivo, que ao ser fotopolimerizado forma redes interpenetrantes do polímero. O procedimento é de fácil execução e pode ser realizado na prática clínica para o reparo de próteses, por exemplo.

Lagouvardos, Polyzois³⁰, em 2003 estudaram a influência de diferentes tratamentos de superfície na união entre a resina acrílica e a resina composta, utilizando como tratamento de superfície, ataque com ácido fosfórico por 30 segundos, um ativador para resina composta (surfactante de metacrilato), abrasão com óxido de alumínio, aplicação de sistema adesivo de três ou dois passos e resina composta fluida. Foram feitas sete combinações diferentes e como resultado os autores encontraram que os grupos em que foram feitos a abrasão com óxido de alumínio combinado com sistema adesivo e aplicação sistema adesivo combinado com resina fluida, obtiveram os melhores resultados. Isto porque, segundo eles, a abrasão com óxido aumenta a possibilidade de embricamento mecânico e no caso da resina fluida proporciona um contato maior da resina composta com o dente de acrílico, eles ressaltam ainda que esta é uma ótima opção quando não há disponibilidade para a realização de um tratamento com abrasão.

Chatterjee et al.¹⁵ em 2011, para testar a resistência ao cisalhamento entre a resina acrílica e a resina composta, utilizaram como tratamento, monômero metil metacrilato, silano, sistema adesivo e retenções mecânicas. Eles encontraram que os tratamentos utilizando monômero metil metacrilato com sistema adesivo e

silano com sistema adesivo obtiveram os melhores resultados, sobretudo a primeira combinação. Os autores acreditam que com o uso do monômero há a possibilidade de ligação química e mecânica entre as duas resinas.

Mais recentemente, em 2014, Alkurt et al.³ em seu estudo, utilizaram como tratamentos de superfície o monômero de metil metacrilato, o jateamento com óxido de alumínio 250- μ m e irradiação da superfície da resina acrílica com laser Yttrium aluminium garnet, para a reparação de próteses com resina acrílica termicamente ativada, resina acrílica autopolimerizável e resina composta. Comparando os tratamentos superficiais, ao utilizar a resina composta como material de reparo, os autores encontraram que o monômero foi o mais eficiente, seguido do tratamento de abrasão com óxido de alumínio e por fim a irradiação com laser. Os autores ainda relatam que apesar da resina composta ter vantagens como fácil manipulação, tempo curto para polimerização e ausência de monômero líquido, a resina acrílica termicamente ativada seguida da resina acrílica autopolimerizável apresentaram valores maiores para resistência no reparo de bases de próteses.

Apesar dos tratamentos superficiais propostos na literatura para promover a união entre a resina acrílica e a resina composta, ainda não há um método que estabeleça esta união de modo eficiente entre as duas resinas, o que ainda se torna um desafio. Além disso, com a constante evolução na área de adesão, dentro dos materiais dentários, novos materiais vão surgindo assim como novas combinações entre estes materiais e os já existentes, proporcionando novas possibilidades para a melhoria na adesão entre diferentes materiais como a resina acrílica e a resina composta.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar a resistência à fratura de coroas provisórias implanto – suportadas imediatas anteriores, confeccionadas, pela técnica direta, com facetas de dente de estoque em resina acrílica e resina composta para a confecção da porção lingual, após diferentes tratamentos superficiais realizados na faceta de resina acrílica.

4 MATERIAL E MÉTODO

No presente estudo sessenta e quatro coroas provisórias implanto – suportadas parafusadas foram confeccionadas e separadas em oito grupos experimentais, de acordo com tratamento de superfície recebido e material de preparo das coroas que serão descritos posteriormente.

4.1 Preparação dos espécimes

4.1.1 Inclusão dos implantes

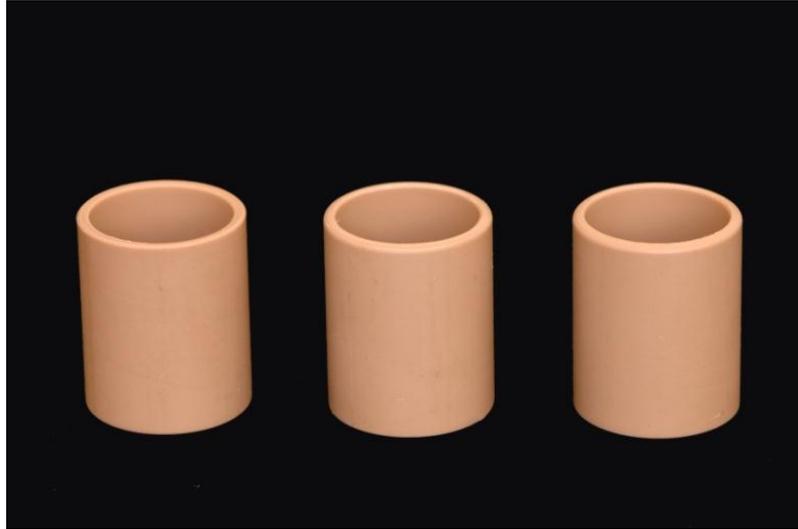
A primeira parte deste estudo consistiu na inclusão de 64 implantes Titamax Ti Cortical (Neodent – Implante Osteointegrável, Curitiba, PR, Brasil) com conexão tipo hexágono externo nas dimensões de 3,75 x 13 mm e plataforma protética de 4.1 mm de diâmetro (Figura 6).

Figura 6 - Implante Titamax Ti Cortical (Neodent – Implante Osteointegrável).



Inicialmente, um tubo de PVC de ½ polegada (Tigre S/A Tubos e Conexões, Rio Claro, SP, Brasil) foi cortado com o auxílio de um torno de precisão em pequenos cilindros de 25 mm de comprimento (Figura 7), permitindo a obtenção das dimensões adequadas para posterior adaptação na máquina de ensaios MTS 810 (MTS Corporation, Eden Prairie, MN, USA).

Figura 7 - Cilindros de PVC utilizados para a inclusão dos implantes.



Uma vez cortados, cada cilindro foi limpo e acoplado em um dispositivo metálico (Figura 8), confeccionado especialmente para a inclusão dos implantes, que foi previamente isolado por um lubrificante de superfície QZ 5111 (Huntsman Química Brasil Ltda, São Paulo, SP, Brasil). Anteriormente à colocação do implante no dispositivo uma barreira de silicone polimerizado por condensação (Oranwash L, Zhermack, Badia Polesine, RO, Itália) foi confeccionada ao redor de sua plataforma, que ficava posicionada no orifício central do dispositivo, a fim de evitar o extravasamento da resina epóxi para aquela região. Cada implante foi incluído em seu respectivo cilindro de PVC utilizando resina epóxi Araldite GY1109 (Huntsman Química Brasil Ltda, São Paulo, SP, Brasil) e seu endurecedor Aradur 943 (Huntsman Química Brasil Ltda, São Paulo, SP, Brasil), de acordo com a Norma ISO 14801²⁶, uma vez que a norma adotada exige um material com módulo de elasticidade acima de 3 Giga Pascal (GPa).

Figura 8 - Dispositivo metálico utilizado para a inclusão dos implantes. Notar orifício central, que foi desenhado de forma que a plataforma ficasse coberta em 3mm.



A resina epóxi e o endurecedor foram manipulados na proporção de 5:1 em volume, segundo recomendação do fabricante, de forma lenta, evitando a inclusão de bolhas na mistura. Após a homogeneização, a resina foi vertida lentamente no interior do tubo. Uma vez o tubo preenchido por completo (Figura 9), aguardava-se um período de 30 minutos em bancada para posterior introdução em estufa a 70°C, permanecendo por um período de 4 horas até a completa polimerização. A inclusão com o auxílio do dispositivo metálico permitiu que a plataforma do implante fosse posicionada 3 mm acima do nível do material circundante, simulando uma situação crítica de reabsorção óssea²⁶ (Figura 10).

Figura 9 - Conjunto dispositivo/tubo/implante preenchidos pela resina expoxi.



Figura 10 - Implante incluído de acordo com a norma ISO 14801.



4.1.2 Confeção das próteses provisórias

4.1.2.1 *Desgaste dos dentes artificiais:*

Esta etapa constituiu na confecção de 64 coroas provisórias implanto - suportadas anteriores, correspondentes ao incisivo central direito. Para isto 64 dentes de estoque em resina acrílica (Linha Premium, Heraeus Kulzer, Hanau – Hessen, Alemanha) tiveram sua face palatina desgastada em forma côncava com o auxílio de um micromotor e peça reta (Kavo Dental GmbH, Bismarckring, Alemanha), uma fresa de carboneto de tungstênio cilíndrica (Edenta Ag Dental Products, Hauptstrasse, Suíça), e um dispositivo metálico confeccionado especialmente para que o desgaste dos dentes fosse padronizado (Figura 11). O desgaste era feito até que a fresa tocasse na borda metálica do dispositivo, obtendo-se desta forma facetas idênticas.

Figura 11 - Dispositivo utilizado para o desgaste das facetas. Faceta em processo final de desgaste.



4.1.2.2 Grupos experimentais:

Primeiramente as superfícies das facetas foram lavadas em cuba ultrassônica (Kondortech Ltda, São Carlos, SP, Brasil) durante 15 minutos e secas em estufa a 37°C durante 24 horas. Após este período as facetas foram separadas em oito grupos experimentais n=8, cada grupo experimental recebeu diferentes tratamentos de superfície, resumidos na Tabela 1, e, descritos detalhadamente adiante. Exceto os grupos que receberam tratamento com óxido de alumínio, que foram lavados e colocados para secar somente após o procedimento de jateamento.

Tabela 1 - Tratamentos Superficiais

	Grupos Experimentais							
	1	2	3	4	5	6	7	8
Coroa reconstruída com resina acrílica (RA)	+							
Coroa reconstruída com resina composta (RC)		+	+	+	+	+	+	+
Jateamento com óxido de alumínio 50 µm (Al ₂ O ₃)						+	+	+
Aplicação de monômero de metil metacrilato (MM)			+			+		
Aplicação de primer para metal (PM)				+			+	
Aplicação de sistema adesivo (SA)					+			+

O símbolo “+” indica que o tratamento foi realizado.

Grupo 1: Este grupo foi confeccionado com resina acrílica autopolimerizável e a faceta de resina acrílica não recebeu nenhum tipo de tratamento superficial.

Grupo 2: Este grupo foi confeccionado com resina composta e a faceta de resina acrílica não recebeu nenhum tipo de tratamento superficial.

Grupo 3: Este grupo foi confeccionado com resina composta e a faceta de resina acrílica recebeu tratamento com monômero de metil metacrilato (Jet, Artigos

Odontológicos Clássico Ltda., Campo Limpo Paulista – SP, Brasil), aplicado com o auxílio de um pincel microbrush (KG Sorensen., Cotia, SP – Brasil.) durante 180 segundos e a confecção da coroa prosseguiu após a evaporação do monômero da superfície.

Grupo 4: Este grupo foi confeccionado com resina composta e a faceta de resina acrílica recebeu tratamento com primer para metal (Alloy, Kuraray Co., Ltd., Umeda, KIta - Ku, Osaka, Japão) que também foi aplicado com auxílio de um pincel microbrush durante 30 segundos e somente depois da evaporação do solvente prosseguiu-se a confecção das coroas provisórias.

Grupo 5: Este grupo foi confeccionado com resina composta e a faceta de resina acrílica recebeu tratamento com sistema adesivo de passo único (Clearfil™ SE Bond, Kuraray Co., Ltd., Umeda, KIta - Ku, Osaka, Japão). O produto foi aplicado com o auxílio de um pincel microbrush durante 30 segundos, seguido de leves jatos de ar para retirada do excesso do produto e fotopolimerização, com o fotopolimerizador (Ratii – call, SDI Limited, Bayswater, Victoria, Australia) durante 20 segundos.

Grupo 6: Este grupo foi confeccionado com resina composta e a faceta de resina acrílica recebeu tratamento de jateamento com óxido de alumínio 50 µm (Bioart Equipamentos Odontológicos, São Carlos, SP – Brasil.), que foi realizado a uma pressão de 40 Bars , sendo que a ponta da caneta do microjato utilizado (Basic Classic, Renfert GmbH, Hilzingen, Alemanha.) ficou a uma distância de 10mm da superfície da faceta, com o auxílio de um dispositivo plástico, que assegurou que esta distância fosse padronizada em todas as peças jateadas do grupo. O tempo de jateamento foi de 10 segundos para cada faceta, feito com movimentos intermitentes

a fim de cobrir toda a área superficial. Após o jateamento cada faceta recebeu o tratamento com monômero de metil metacrilato, aplicado com o auxílio de um pincel microbrush durante 180 segundos e a confecção da coroa prosseguiu após a evaporação do monômero da superfície.

Grupo 7: Este grupo foi confeccionado com resina composta e a faceta de resina acrílica recebeu tratamento de jateamento, assim como descrito no grupo anterior e após o jateamento cada faceta recebeu o tratamento com primer para metal, com auxílio de um pincel microbrush durante 30 segundos e somente depois da evaporação do solvente prosseguiu-se a confecção das coroas provisórias.

Grupo 8: Este grupo foi confeccionado com resina composta e a faceta de resina acrílica recebeu tratamento de jateamento, assim como descrito no grupo anterior e após o jateamento cada faceta recebeu o tratamento com sistema adesivo de passo único. O produto foi aplicado com o auxílio de um pincel microbrush durante 30 segundos, seguido de leves jatos de ar para retirada do excesso do produto e fotopolimerização durante 20 segundos.

4.1.2.3 Reconstrução da face lingual da coroa provisória:

Para esta etapa foram utilizados os implantes já incluídos e os componentes intermediários tipo UCLA (Neodent – Implante Osteointegrável, Curitiba, Paraná, Brasil). Os componentes intermediários tipo UCLA (Neodent – Implante Osteointegrável, Curitiba, Paraná, Brasil) foram seccionados transversalmente (Figura 12) com o auxílio de um torno de precisão, para proporcionar um melhor adaptação da porção lingual da coroa provisória. Os componentes intermediários foram parafusados, com parafusos sextavados

(Neodent – Implante Osteointegrável, Curitiba, Paraná, Brasil) a seus respectivos implantes incluídos e, para assegurar que as facetas fossem posicionadas sempre na mesma posição em relação ao conjunto componente intermediário/implante, uma matriz de silicone polimerizado por condensação (Zetaplus, Zhermack S.p.A., Badia Palesine, RO, Itália), foi confeccionada a partir de um primeiro posicionamento. (Figura 13).

Figura 12 - Componente intermediário tipo UCLA depois de realizado o corte transversal.



Figura 13 - Matriz de silicone, faceta de resina acrílica junto ao componente intermediário no implante corretamente posicionados.



Após a confecção da matriz de silicone uma primeira coroa provisória foi preparada com resina composta (Filtek Z 350 XT, 3M-ESPE, St. Paul, Minnesota, EUA) de acordo com a anatomia de um incisivo central superior. A partir desta primeira coroa provisória foi obtida uma matriz de acetato (Cristal, Bioart Equipamentos Odontológicos, São Carlos, SP – Brasil) (Figura 14) que serviu como molde para a confecção das 64 coroas provisórias, de modo que todas ficassem com as mesmas dimensões.

Para a reconstrução da porção lingual das coroas provisórias dos grupos 1 a 7 foi utilizado a resina composta. O material foi condensado em sucessivos incrementos de 0,02g, sendo cada incremento fotopolimerizado durante 40 segundos, até o completo preenchimento da matriz. O grupo 8 foi reconstruído com resina acrílica autopolimerizável (Jet, Artigos Odontológicos Clássico Ltda., Campo Limpo Paulista – SP, Brasil), de apresentação pó/líquido e a proporção do material foi de 3:1 em volume, respectivamente, de acordo com as instruções do

fabricante. Uma vez na fase plástica, esta era acomodada de maneira a preencher a matriz de acetato de uma só vez.

Figura 14 - Coroa provisória finalizada e parafusada ao implante incluso, envolvidos pela matriz de acetato.



4.1.2.4 Acabamento e polimento:

Os grupos confeccionados com resina composta tiveram seu acabamento com fresas multilaminadas (Microdont, São Paulo, SP, Brasil) e foram polidos com uma sequência de discos de lixa Sof – lex (3M-ESPE, St. Paul, Minnesota, USA). No grupo confeccionado com resina acrílica o acabamento foi executado com fresa de carboneto de tungstênio em forma de pêra (Edenta Ag Dental Products, Hauptstrasse, Suíça) e polimento com pedra pomes e branco de espanha.

4.2 Termociclagem

Após a preparação dos espécimes, estes foram estocados em água destilada a 37°C durante uma semana e em seguida submetidos à ciclagem térmica³.

Os espécimes de cada grupo foram colocados na máquina de simulação de ciclos térmicos (MSCT – 3, Elquip, São Carlos, SP, Brasil), para realização de 10000 ciclos com imersão em banhos de temperatura entre 5° e 55° C e tempo de imersão de 30 segundos em cada banho, simulando 1 ano de envelhecimento térmico^{22, 37}.

4.3 Ensaio mecânico de resistência à fratura

Após o envelhecimento térmico os espécimes permaneceram por mais uma semana imersos em água destilada a 37°C e depois foi realizado o ensaio mecânico de resistência à fratura³.

Para este teste, as coroas provisórias de cada grupo foram parafusadas ao seu respectivo implante incluído. Para este procedimento foi utilizado um torquímetro digital portátil TQ-680 (Instrutherm Instrumentos de Medição Ltda, São Paulo, SP, Brasil), um torque de 32 N foi aplicado lentamente com o auxílio de uma chave hexagonal 1.2 (Neodent – Implante Osteointegrável, Curitiba, Paraná, Brasil), o torquímetro permaneceu firme e paralelo ao longo eixo do implante durante o procedimento. Posteriormente o espécime era posicionado em um dispositivo metálico (Figura 15) especificamente confeccionado para a máquina de ensaios mecânicos MTS 810 (Material Test System, Eden Prairie, MN, USA).

Assim, durante o teste uma força compressiva foi aplicada ao conjunto com inclinação de 30° em relação ao longo eixo do implante²⁶, de forma unidirecional, com velocidade de $0,5 \text{ mm/ min}$ ⁴⁵ até a ocorrência de falha. É válido ressaltar que a carga foi aplicada no terço incisal da face palatina, anteriormente ao limite superior do cingulo⁶. (Figura 16).

Figura 15 - Dispositivo de fixação, confeccionado para a adaptação do espécime na máquina de ensaios mecânicos.

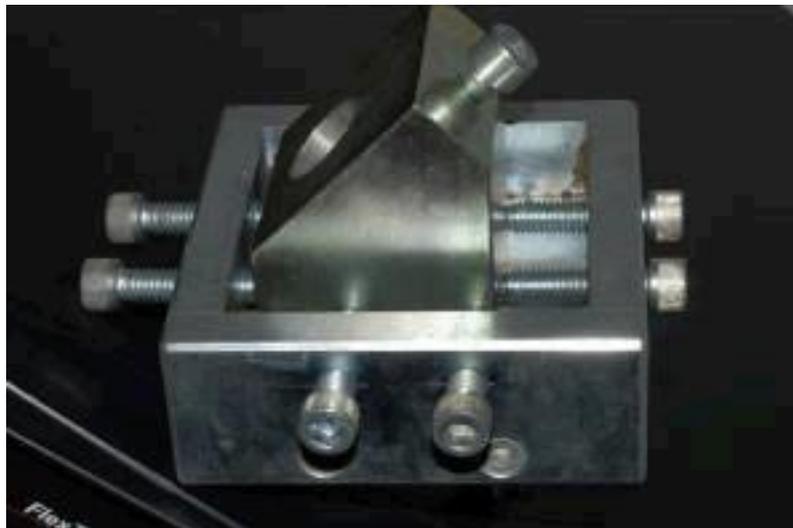
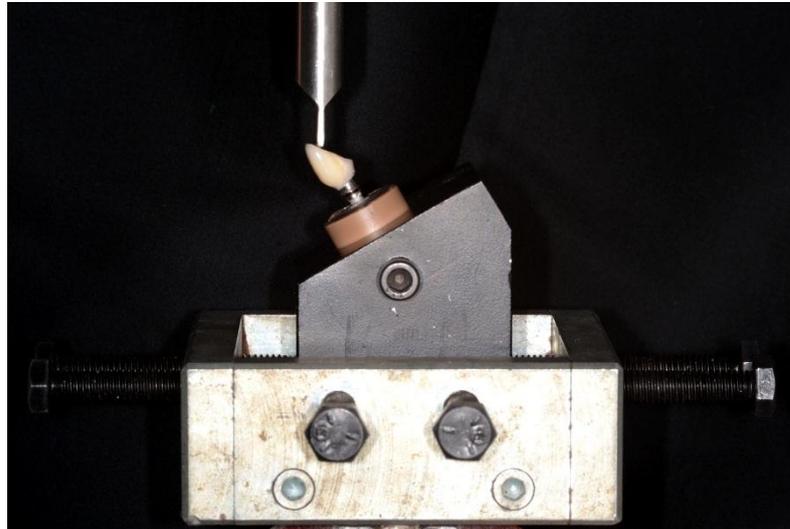


Figura 16 - Espécime posicionado na máquina de ensaios, com o dispositivo metálico, posicionado em 30° em relação ao longo eixo do implante.



4.4 Tipos de falhas

A fim de ilustrar quais os tipos de falhas ocorreram durante o ensaio mecânico de resistência à fratura os espécimes foram analisados no estereomicroscópio (M80, Leica Microsystems Ltda, Heerbrugg, Suíça). As falhas foram classificadas em três tipos, sendo elas adesiva, quando a falha ocorre na interface entre material da faceta e material de preenchimento, coesiva, quando a falha ocorre dentro da massa do material de preenchimento ou mista, quando ocorre os dois tipos de falhas descritas anteriormente em um mesmo espécime.

4.5 Análise estatística

Os dados obtidos de máxima carga para a fratura do espécime, , foram testados quanto sua distribuição (Kolmogorov–Smirnov, $p < 0,05$). Os valores médios, desvios padrão e a diferenças significativas foram calculados e analisados através do teste Kruskal-Wallis, complementados com teste de Dunn's para múltiplas comparações entre os grupos. As inferências estatísticas foram baseadas em um nível de significância de 5%.

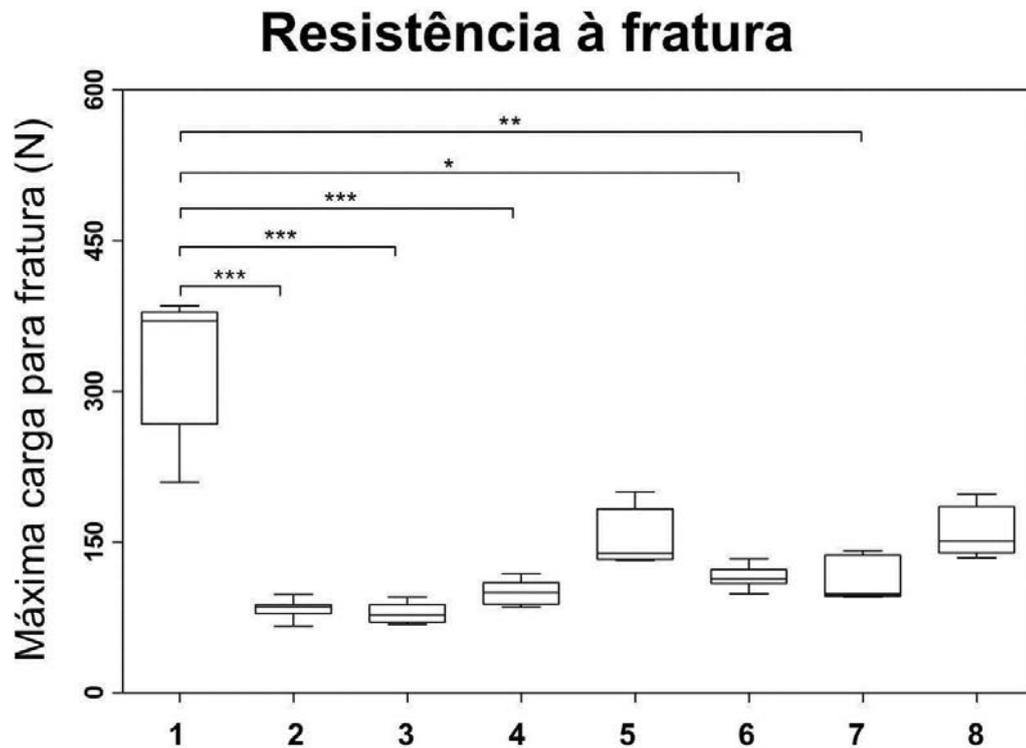
5 RESULTADO

5.1 Resistência à fratura das coroas provisórias implanto – suportadas:

Após a coleta dos dados do ensaio de resistência à fratura, foi realizada a análise estatística, incluindo os testes para verificar se havia normalidade nos grupos (Kolmogorov–Smirnov, $p < 0.05$). Como os grupos foram considerados não normais seguiu-se a aplicação do teste Kruskal-Wallis, para avaliar os valores médios de máxima carga para fratura em Newtons (N) das coroas provisórias e complementados com teste de Dunn para múltiplas comparações entre os grupos.

A partir da análise estatística pode-se concluir que os grupos 1, 5 e 8 apresentam os melhores valores para resistência à fratura. Quando os valores de carga máxima para fratura foram coletados, o grupo 1, confeccionado com resina acrílica autopolimerizável, obteve os maiores valores e foi considerado como nosso grupo controle (332 N de média e ± 67 de desvio padrão). Comparados com o controle (grupo 1), os valores (média \pm desvio padrão em N) dos grupos 2 (83 ± 9), 3 (79 ± 9), 4 (100 ± 11), 6 (114 ± 10) e 7 (112 ± 21) se mostraram estatisticamente diferentes ($P < 0.05$). Por outro lado, os valores (média \pm desvio padrão em N) dos grupos 5 (155 ± 28) e 8 (158 ± 24) foram semelhantes e não demonstraram diferença estatística quando comparados com o controle ($P > 0.05$). No Gráfico 1 pode-se visualizar estes valores bem como as diferenças estatísticas entre os grupos, comparados ao grupo controle.

Gráfico 1 - O gráfico mostra a carga máxima para fratura de cada grupo experimental em N, comparados ao grupo controle (grupo 1). As pontas indicam os valores mínimos e máximos e a linha dentro das caixas indicam as médias (n=8, teste de Kruskal-Wallis. * P < 0.05, ** P < 0.01 e ***P < 0.001).



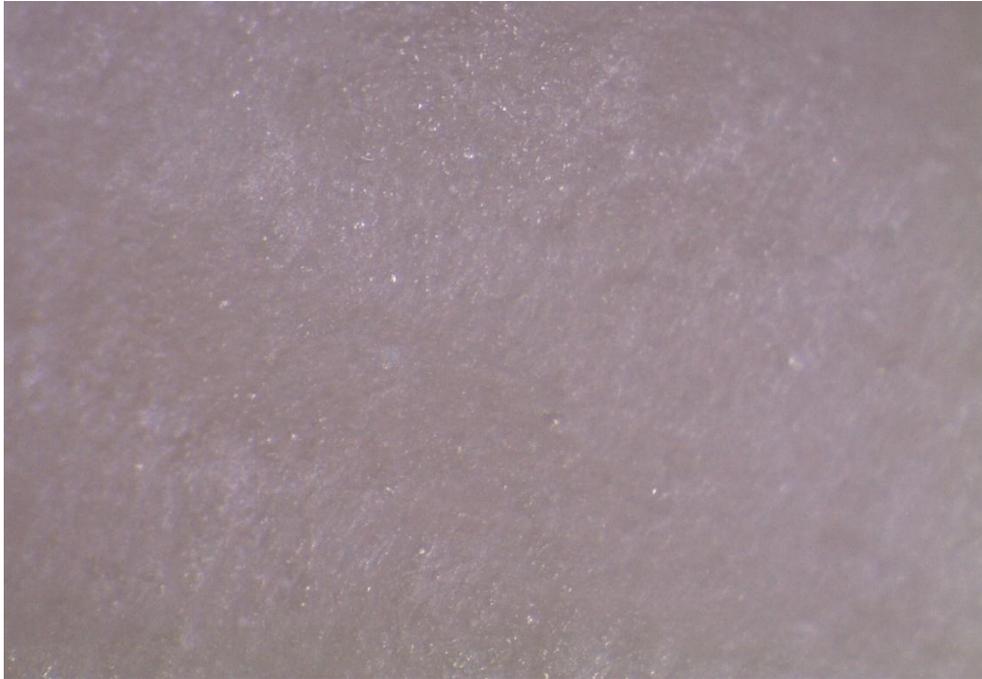
5.2 Tipos de falha:

Com o intuito de ilustrar os tipos de falhas ocorridas em cada grupo experimental, todos os espécimes foram analisados ao estereomicroscópio. A Tabela 2 apresenta a frequência dos tipos de falha (%) em cada grupo experimental. A partir da análise pode-se identificar que nos grupos 2, 4 e 7 houveram falhas adesivas em todos os espécimes. Uma vez que após o teste mecânico a massa de resina composta se desprende completamente da superfície da faceta de resina acrílica, como demonstrado na Figura 17.

Tabela 2 - Frequência dos tipos de falhas

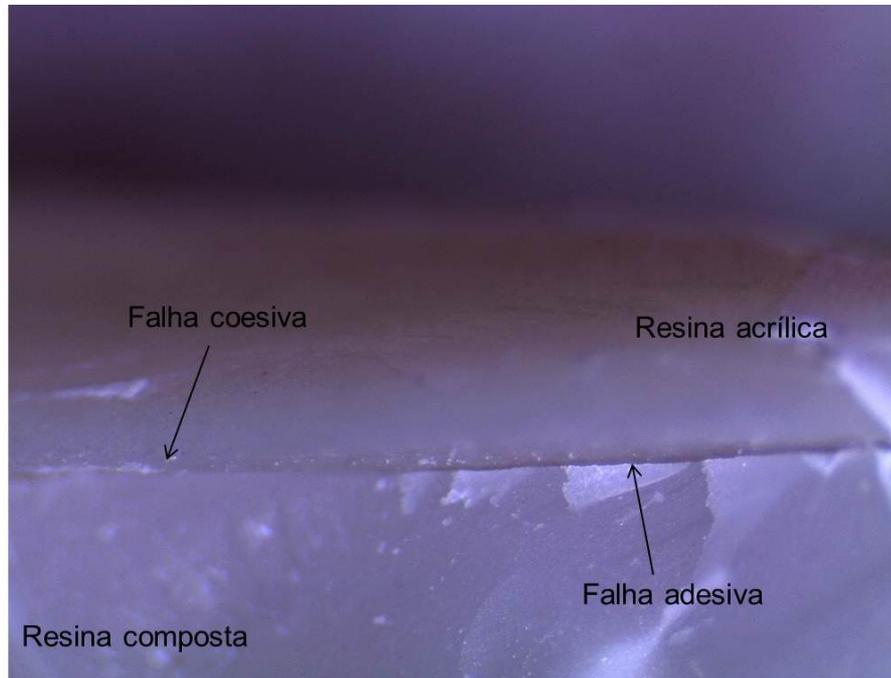
Tipos de Falha	Frequência absoluta (n)	Frequência relativa (%)
Grupo 1		
Adesivas	0	0
Coesivas	8	100%
Mistas	0	0
Grupo 2		
Adesivas	8	100%
Coesivas	0	0
Mistas	0	0
Grupo 3		
Adesivas	4	50%
Coesivas	0	0
Mistas	4	50%
Grupo 4		
	8	100%
Adesivas		
Coesivas	0	0
Mistas	0	0
Grupo 5		
Adesivas	0	0
Coesivas	2	25%
Mistas	6	75%
Grupo 6		
Adesivas	5	62,5%
Coesivas	0	0
Mistas	3	37,5%
Grupo 7		
Adesivas	8	100%
Coesivas	0	0
Mistas	0	0
Grupo 8		
Adesivas	0	0
Coesivas	3	37,5%
Mistas	5	62,5%

Figura 17 - Imagem ilustrativa de espécime do grupo 4. Superfície da faceta de resina acrílica livre de resina composta aderida. Objetiva com aumento de 4 vezes.



Já nos grupos 3 e 6, houve uma maior quantidade de falhas adesivas, assim como o descrito nos grupos anteriores, seguido de algumas falhas mistas, em que parte da massa de resina composta ficou aderida à superfície da resina acrílica (Figura 18).

Figura 18 - Imagem ilustrativa de espécime do grupo 6, mostrando locais de falhas adesivas e falhas coesivas, ou seja, falha do tipo mista. Objetiva com aumento de 4 vezes.



Nos grupos 5 e 8, houve uma maior ocorrência de falhas mistas e algumas falhas coesivas, em que a falha ocorreu tanto na massa de resina composta quanto na faceta de resina acrílica o que pode ser observado nas Figuras 19 e 20.

Figura 19 - Imagem ilustrativa de espécime do grupo 5, mostrando locais de falhas adesivas e falhas coesivas, ou seja, falha do tipo mista. Objetiva com aumento de 4 vezes.

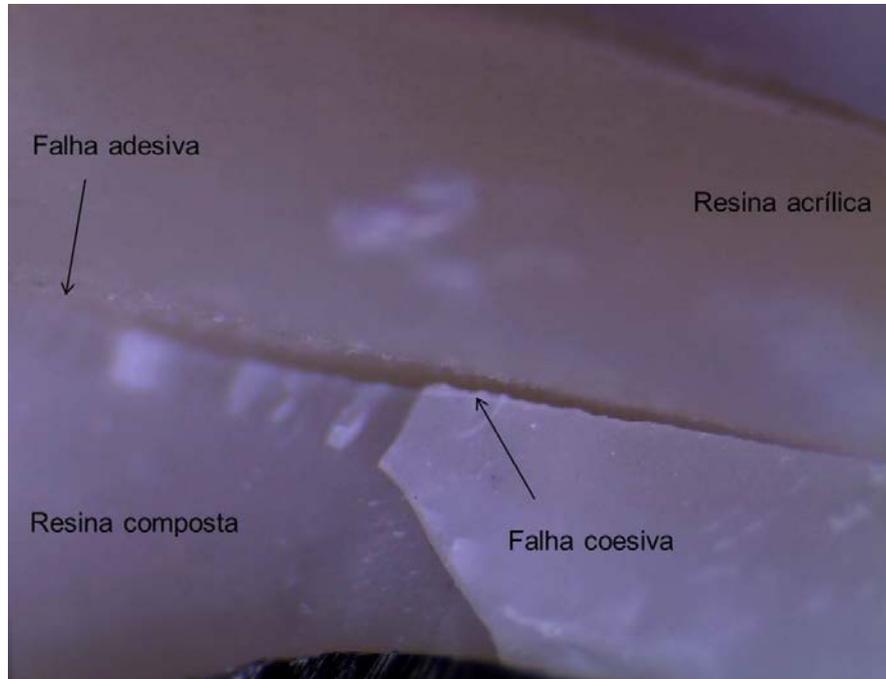
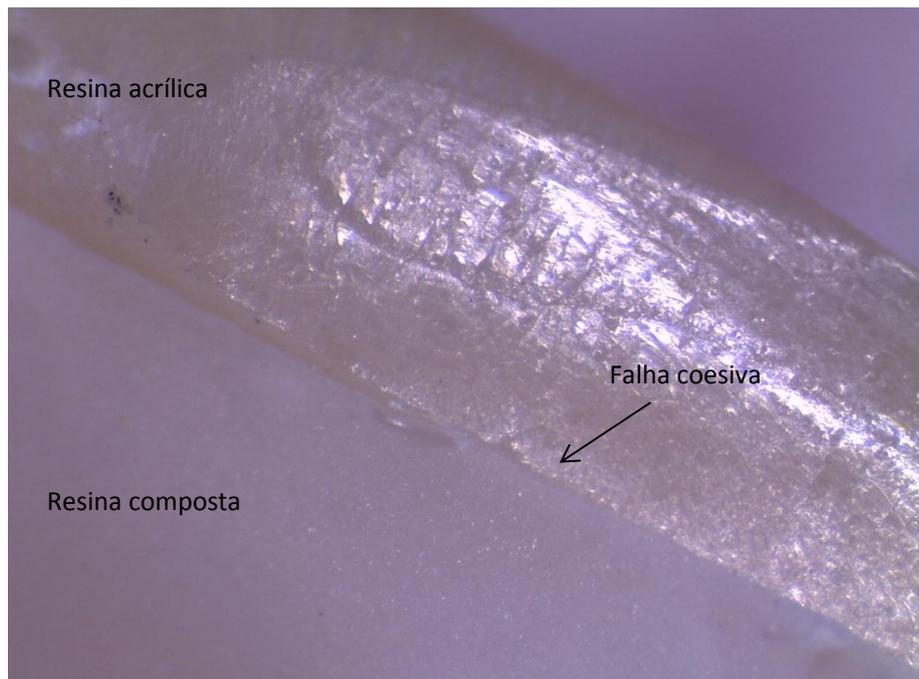
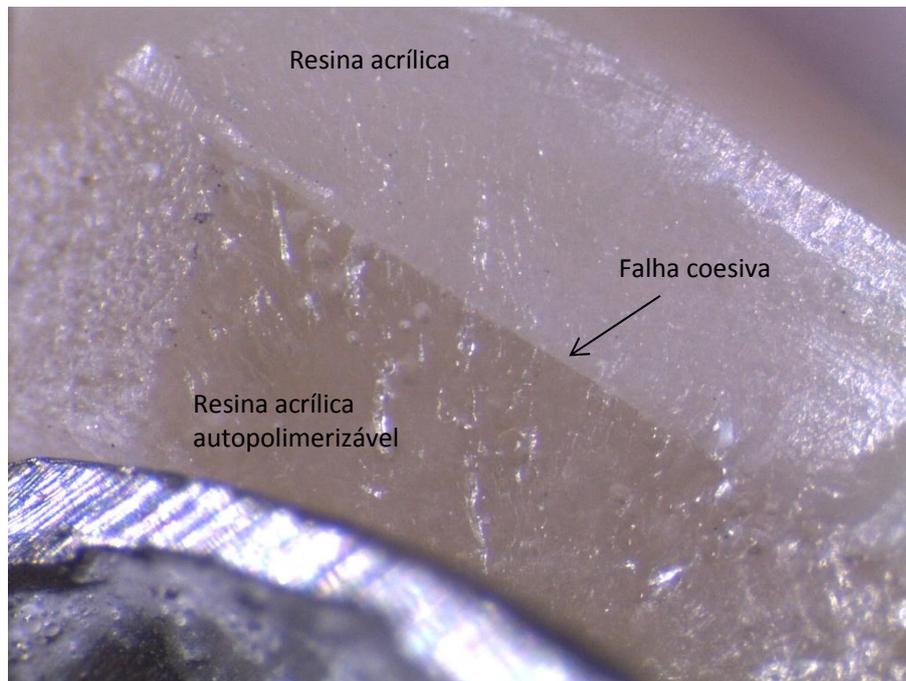


Figura 20 - Imagem ilustrativa de espécime do grupo 8, mostrando falha coesiva das duas resinas. Objetiva com aumento de 4 vezes.



O grupo 1 (controle) apresentou 100% de falhas coesivas, não houve em nenhum espécime falha na interface de união entre os dois materiais e ao se observar a fratura nota-se que a falha ocorreu dentro da massa de resina autopolimerizável e também da faceta de resina acrílica, com desprendimento de lascas de ambas as resinas, fato que está ilustrado na Figura 21.

Figura 21 - Imagem ilustrativa de espécime do grupo 1, mostrando falha coesiva. Objetiva com aumento de 4 vezes.



6 DISCUSSÃO

Para se obter uma boa adesão entre dois materiais diferentes, como a resina acrílica e a resina composta, o desejável é que haja uma interação química, mecânica e física na interface entre os dois materiais^{30, 59} ou o uso de algum tratamento de superfície, por exemplo, na superfície da resina acrílica, que promova algum desses tipos de interações. De acordo com a composição química da resina acrílica e da resina composta, assim como reações de polimerização por adição, que são semelhantes em ambos os materiais^{4, 5}, uma interação química é possível de acontecer. Neste estudo, quando foi proposto a combinação de alguns dos tratamentos de superfície, realizados na faceta de resina acrílica, procurou-se estabelecer estes diferentes tipos de interações, química, física e mecânica e se possível, mais de uma delas em um mesmo grupo.

O método utilizado, levando em consideração as recomendações da norma ISO²⁶, permitiu que as coroas fossem testadas em uma situação muito semelhante ao que acontece na realidade, tanto no modo de confecção dos espécimes e principalmente no momento do teste de resistência mecânica, quanto ao modo de incidência da carga⁶ em cada espécime. Embora seja mais comum o ensaio de cisalhamento, utilizando uma força paralela na interface de união entre dois materiais para testar a resistência à fratura^{15, 30, 43, 59} o ensaio mecânico neste estudo foi o mais adequado ao tipo de espécime utilizado, além de ser um método que também é reconhecido como um teste eficiente para resistência à fratura^{6, 7, 14}.

O grupo 1, confeccionado com resina acrílica autopolimerizável, que foi considerado como o grupo controle, obteve os melhores resultados para resistência à fratura, sendo máxima carga para fratura (N), média e desvio padrão, 332 ± 67 ,

respectivamente. Estes resultados eram esperados, pois sabe-se que a faceta de resina acrílica tem uma composição química muito semelhante à da resina acrílica autopolimerizável, sendo assim, ocorreu uma boa adesão entre os dois materiais, comparando com a adesão de dentes de estoque à resina composta^{3, 43}. Este é um dado importante para a comparação com os outros grupos experimentais.

O monômero de metil metacrilato foi reportado na literatura como tratamento de superfície em alguns estudos^{3, 15, 30, 59}. Papazoglous e Vasilasref⁴³ relataram uma interação tanto química quanto mecânica entre a resina acrílica e a resina composta promovida pela ação do monômero, de maneira que quando em contato com a superfície da faceta de resina acrílica, o monômero de metil metacrilato proveria alguns radicais livres que poderiam interagir quimicamente com outros materiais como a resina composta, por exemplo, mas este fato ainda não está bem comprovado na literatura.

Outros autores descreveram que a ação do monômero seja somente de plastificar a superfície da resina acrílica, promovendo um melhor embricamento mecânico desta superfície com a resina composta ou algum agente de união^{11, 30}. Neste estudo o uso do monômero de metil metacrilato como único tratamento de superfície, não demonstrou resultados satisfatórios para resistência à fratura, podendo ser observado pela carga máxima para fratura do grupo 3 quando comparado ao grupo 2, que também foi confeccionado com resina composta e não recebeu tratamento superficial, não houve diferença significativa entre os dois grupo ($p > 0,05$), em concordância com os relatos de Vergani et al.⁵⁹.

Outro fator a ser considerado é que talvez a resina composta utilizada neste estudo não apresente a fluidez necessária para uma penetração eficiente na

superfície da resina acrílica tratada com o monômero. Alguns estudos utilizando um material de maior fluidez, como um sistema adesivo para resina composta ou uma resina composta fluida, por exemplo, após a aplicação do monômero de metil metacrilato demonstraram melhores resultados para a força de união entre a resina acrílica e a resina composta^{43, 59}.

O primer para metal, utilizado como tratamento de superfície em nosso estudo, que contém um monômero fosfatado 10 MDP (10-metacrilóiloxidecil diidrogenofosfato) em sua composição, apresenta boa ação promovendo a união entre metais e cerâmicas^{41, 56, 57}. Este monômero fosfatado também está presente em alguns cimentos resinosos, que apresentam boa interação química com resinas compostas, estes cimentos resinosos⁹ estão bem indicados para o reparo de próteses, aumentando a adesão entre a resina composta e cerâmicas²⁹.

Embora uma interação química entre o monômero fosfatado presente no primer e a resina acrílica seja possível, isto não está confirmado na literatura. Os resultados obtidos neste estudo demonstraram que o primer para metal não aumentou significativamente a adesão entre a resina acrílica e a resina composta, observado pelo grupo 4, quando comparado com o grupo 1 (controle), houve diferença entre os dois grupos ($p < 0,05$). Provavelmente o primer para metal não apresenta uma interação química com a resina acrílica, ou se apresenta é muito fraca. A análise do tipo de fratura revelou que o grupo 4 apresentou 100% de falhas adesivas, quando os espécimes foram observados em estereomicroscópio.

Em alguns estudos o uso de um sistema adesivo para resina composta mostrou ótimos resultados para um aumento na adesão entre a resina acrílica e a resina composta^{15, 30, 43, 59}, assim como em nosso estudo, observado no grupo 5, o

qual somente obteve resultado para resistência à fratura inferior ao grupo 1, controle, preparado com resina acrílica autopolimerizável, porém sem diferença estatística entre os grupos ($p > 0,05$) e semelhante ao grupo 8.

Segundo estudos^{21, 23}, sistema adesivo que apresenta uma boa união química com a resina composta, quando em contato com a superfície da resina acrílica promove uma maior superfície de contato com esta, devido sua alta fluidez, o que proporciona um aumento na união mecânica entre as duas resinas. Neste estudo foi utilizado o sistema adesivo de passo único que, de acordo com Lagouvardos et al.³⁰, é mais fluido do que o sistema adesivo de três passos, possibilitando então uma maior penetração na superfície de resina acrílica. A análise dos espécimes do grupo 5 em estereomicroscópio revelou uma maior quantidade de falhas mistas, seguido de algumas falhas coesivas, indicando uma melhor interação com a superfície da faceta de resina acrílica com a resina composta. Esta análise também apresentou resultado semelhante para grupo 8, que também foi tratado com sistema adesivo após o jateamento com óxido de alumínio.

O jateamento com óxido de alumínio utilizado como tratamento de superfície mecânico neste estudo teve o intuito de promover uma maior rugosidade superficial na faceta de resina acrílica. Alguns autores utilizaram em seus estudos tratamentos de superfície com o mesmo propósito^{15, 30, 55, 58, 60}. Alguns trabalhos demonstraram que houve um aumento na força de união entre a resina acrílica e a resina composta após tratamentos mecânicos na superfície da resina acrílica como a aplicação de clorofórmio^{58, 60}, abrasão com fresas diamantadas⁵⁵ e jateamento com óxido de alumínio^{3, 30}. Porém os resultados do presente estudo demonstraram que apesar de haver um aumento na resistência à fratura dos grupos tratados com óxido de alumínio observado nos grupos 6, 7 e 8, em relação aos grupos 3, 4 e 5, que

receberam o mesmo tratamento superficial, respectivamente, porém sem receber o tratamento de jateamento com óxido de alumínio anteriormente, como já descrito, esta diferença não foi suficiente para aumentar a adesão dos grupos tratados com jateamento de forma estatisticamente significativa ($p > 0,05$) em relação ao grupo controle, acordante com o estudo de Lagouvardos et al.³⁰.

Talvez o tipo de rugosidade proporcionada pelo jateamento com óxido de alumínio utilizado neste estudo não seja suficiente para promover uma melhor união mecânica entre a resina acrílica e a resina composta. Esta foi uma das limitações do presente estudo, pois não foram comparados diferentes tipos de partículas, e na literatura os dados disponíveis não permitem este tipo de comparação. Mais estudos são necessários nesta área a fim de verificar a influência do diâmetro das partículas do pó de óxido de alumínio como tratamento superficial para melhorar união entre a resina acrílica e a resina composta.

Segundo Misch et al.³⁸, força de mordida durante a mastigação em dentes anteriores é menor que 133 N. Howell et al.²⁵, que também avaliou a força de mordida em seu estudo, relatou que o máximo de força aplicada em incisivos centrais variou entre 192 N e 226 N, assim, quando foram avaliados os valores máximos de carga para fratura dos grupos preparados com resina composta que obtiveram os melhores resultados, observado pelos grupos 5 (155 ± 28) e 8 (158 ± 24), sendo (média e desvio padrão em N de cada grupo), pode-se considerar que estes grupos 5 e 8 apresentaram valores aceitáveis para o uso clínico, principalmente pelo fato de que as coroas provisórias implanto - suportadas não recebem todas as cargas oclusais que um dente natural e saudável normalmente receberia, somente mínimas cargas oclusais incidiriam nesta prótese³⁴,

principalmente nesta fase provisória do tratamento em que o implante ainda está em fase de osseointegração.

Embora o grupo 1, utilizado como controle, tenha apresentado uma maior resistência à fratura quando comparado aos grupos 5 e 8, que foram os que apresentaram os melhores resultados para resistência à fratura dentre os grupos que foram confeccionados com resina composta, estes últimos podem ser uma boa alternativa para o preparo de coroas provisórias implanto – suportadas, de forma prática e com resultados satisfatórios em termos adesão, para uso clínico. Todavia, devido à utilização do teste estático realizado neste estudo, novos estudos empregando ensaios dinâmicos e até estudos in vivo são necessários para avaliar o desempenho clínico destas coroas provisórias implanto – suportadas confeccionadas com resina composta.

7 CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo in vitro, pode-se concluir que:

- a) o tratamento superficial com sistema adesivo para resina composta aumentou a resistência à fratura das coroas provisórias implanto – suportadas imediatas anteriores.
- b) o tratamento com monômero de metil metacrilato, como único tratamento de superfície e o tratamento com primer para metal, não aumentaram a resistência das coroas provisórias implanto - suportadas, uma vez que os grupos tratados com ambos solventes apresentaram uma resistência semelhante ao grupo confeccionado com resina composta e que não recebeu tratamento superficial.
- c) o tratamento de jateamento com óxido de alumínio 50 μm , utilizado neste estudo, embora aumente a adesão entre a faceta de resina acrílica e a resina composta, demonstrou não ser significativo no aumento da resistência à fratura das coroas provisórias implanto – suportadas.

REFERÊNCIAS*

1. Addel R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981; 10(6): 387-416.
2. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986; 1(1): 11-25.
3. Alkurt M, Yeşil Duymuş Z, Gundogdu M. Effect of repair resin type and surface treatment on the repair strength of heat-polymerized denture base resin. *J Prosthet Dent.* 2014; 111(1): 71-8.
4. Anusavice JK, Shen C, Rawls HR. Polímeros dentários. In: Anusavice JK, Shen C, Rawls HR. *Phillips materiais dentários.* São Paulo: Elsevier; 2013. p 92-110.
5. Anusavice JK, Shen C, Rawls HR. Compósitos de base resinosa (resinas compostas). In: Anusavice JK, Shen C, Rawls HR. *Phillips materiais dentários.* São Paulo: Elsevier; 2013. p 307-39.
6. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2006; 95(2): 111-6.

*De acordo com o manual da FOAr/UNESP, adaptadas das normas Vancouver. Disponível no site: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

7. Basílio Mde A, Butignon LE, Arioli Filho JN. Effectiveness of screw surface coating on the stability of zirconia abutments after cyclic loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012; 27(5): 1061-7.
8. Berastegui E, Canalda C, Brau E, Miquel C. Surface roughness of finished composite resins. *J Prosthet Dent*. 1992; 68(5): 742-9.
9. Blatz MB, Phark J-H, Ozer F, Mante FK, Saleh N, Bergler M, et al. In vitro comparative bond strength of contemporary self-adhesive resin cements to zirconium oxide ceramic with and without air-particle abrasion. *Clinical Oral Investig*. 2010; 14(2):187-92.
10. Block MS, Mercante DE, Lirette D, Mohamed W, Ryser M, Castellon P. Prospective evaluation of immediate and delayed provisional single tooth restorations. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009; 67(11 Suppl): 89-107.
11. Boyer DB, Chalkley Y. Bonding between acrylic laminates and composite resin. *J Dent Res*. 1982; 61(3): 489-92.
12. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969; 3(2): 81-100.
13. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Reconstr Surg*. 1977; 16 Suppl: 1-132.

14. Butignon LE, Basilio Mde A, Pereira Rde P, Arioli Filho JN. Influence of three types of abutments on preload values before and after cyclic loading with structural analysis by scanning electron microscopy. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013; 28(3): 161-70.
15. Chatterjee N, Gupta TK, 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*. 2011; 11(1): 20–5.
16. Chaves CA, Machado AL, Carlos IZ, Giampaolo ET, Pavarina AC, Vergani CE.). Cytotoxicity of monomers, plasticizer and degradation by-products released from dental hard chairside reline resins. *Dent Mater*. 2010; 26(10): 1017-23.
17. Chung S, McCullagh A, Irinakis T. Immediate loading in the maxillary arch: evidence-based guidelines to improve success rates: a review. *J Oral Implantol*. 2011; 37(5): 610-21.
18. Cooper LF, Rahman A, Moriarty J, Chaffee N, Sacco D. Immediate mandibular rehabilitation with endosseous implants: simultaneous extraction, implant placement, and loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002; 17(4): 517-25.
19. Croll BM. Emergence profiles in natural tooth contour. Part I: photographic observations. *J Prosthet Dent*. 1989; 62(1): 4-10.
20. del Castillo R, Drago C. Indexing and provisional restoration of single implants. *J Oral Maxillofac Surg*. 2005; 63(9 Suppl 2): 11-21.
21. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res*. 1979; 58(4): 1364-70.

22. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999; 27(2): 89-99.
23. Goracci G, Bazzucchi M, Mori G, Casa dé Martinis L. In vivo and in vitro analysis of a bonding agent. *Quintessence Int.* 1994; 25(9): 627-35.
24. Harvey BV. Optimizing the esthetic potential of implant restorations through the use of immediate implants with immediate provisionals. *J Periodontol.* 2007; 78(4): 770-6.
25. Howell A, Manly R. An electronic strain gauge for measuring oral forces. *J Dent Res.* 1948; 27 (6): 705-12.
26. International Organization for Standardization. ISO 14801: dentistry – implants – dynamic fatigue test for endosseous dental implants. Geneva: ISO; 2007.
27. Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992; 7 (1): 40-4.
28. Kochavi D, Stern N, Grajower R. A temporary space maintainer using acrylic resin teeth and a composite resin. *J Prosthet Dent.* 1977; 37(5): 522-6.
29. Komine F, Kobayashi K, Blatz MB, Fushiki R, Koizuka M, Taguchi K, et al. Durability of bond between an indirect composite veneering material and zirconium dioxide ceramics. *Acta Odontol Scand.* 2013; 71(3-4):457-63.
30. Lagouvardos PE, Polyzois GL. Shear bond strength between composite resin and denture teeth: effect of tooth type and surface treatments. *Int J Prosthodont.* 2003; 16 (5): 499-504.

31. Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth-implant-supported FPDs. *Clin Oral Implants Res.* 2004; 15 (6): 643-53.
32. Lazzara RJ. Immediate implant placement into extraction sites: surgical and restorative advantages. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1989; 9(5): 332-43.
33. Lee SJ, Cheong CW, Wright RF, Chang BM. Bond strength of the porcelain repair system to all-ceramic copings and porcelain. *J Prosthodont.* 2014; 23(2): 112-6.
34. Levin PB, Wilk BL. Immediate provisionalization of immediate implants in the esthetic zone: a prospective case series evaluating implant survival, esthetics, and bone maintenance. *Compendium.* 2013; 34(5): 352-61.
35. Li L, Finnegan MB, Özkan S, Kim Y, Lillehoj PB, Ho CM, et al. In vitro study of biofilm formation and effectiveness of antimicrobial treatment on various dental material surfaces. *Mol Oral Microbiol.* 2010; 25(6): 384-90.
36. Lipkin LS, Wescott T. Replacement of a fractured tooth on a removable partial denture by using two visible light-cured resin systems. *J Prosthet Dent.* 1992; 67(2): 283-5.
37. Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater.* 2006; 22(2): 195-200.

38. Misch CE, Wang HL, Misch CM, Sharawy M, Lemons J, Judy KW. Rationale for the application of immediate load in implant dentistry: part II. *Implant Dent.* 2004; 13(4): 310-21.
39. Morton D, Jaffin R, Weber HP. Immediate restoration and loading of dental implants: clinical considerations and protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19 Suppl:103-8.
40. Moy PK, Medina D, Shetty V, Aghaloo TL. Dental implant failure rates and associated risk factors. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005; 20(4): 569-77.
41. Ozcan M, Nijhuis H, Valandro LF. Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dent Mater J.* 2008; 27(1): 99-104.
42. Ozcan M, Valandro LF, Pereira SM, Amaral R, Bottino MA, Pekkan G. Effect of surface conditioning modalities on the repair bond strength of resin composite to the zirconia core / veneering ceramic complex. *J Adhes Dent.* 2013; 15(3): 207-10.
43. Papazoglou E, Vasilas AI. Shear bond strengths for composite and autopolymerized acrylic resins bonded to acrylic resin denture teeth. *J Prosthet Dent* 1999; 82(5): 573–8.
44. Parel SM, Triplett RG. Immediate fixture placement: a treatment planning alternative. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990; 5(4): 337-45.
45. Pedroza JE, Torrealba Y, Elias A, Psoter W. Comparison of the compressive strength of 3 different implant design systems. *J Oral Implantol.* 2007; 33(1): 1-7.

46. Pereira-Cenci T, Cury AA, Cenci MS, Rodrigues-Garcia RC. In vitro *Candida* colonization on acrylic resins and denture liners: influence of surface free energy, roughness, saliva, and adhering bacteria. *Int J Prosthodont*. 2007; 20(3): 308-10.
47. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*. 1997; 105(2): 97-116.
48. Phoenix RD. Resinas para base de prótese total. In: Anusavice KJ. *Phillips materiais dentários*. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005. p. 679-712.
49. Pradeep N, Sreekumar A. An in vitro investigation into the cytotoxicity of methyl methacrylate monomer. *J Contemp Dent Pract*. 2012; 13(6): 838-41.
50. Rawls HR, Esquivel-Upshaw J. Resinas restauradoras. In: Anusavice KJ. *Phillips materiais dentários*. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005. p. 376-417.
51. Ripa LW, Wolff MS. Preventive resin restorations: indications, technique, and success. *Quintessence Int*. 1992; 23(5): 307-15.
52. Sadoun M, Asmussen E. Bonding of resin cements to an aluminous ceramic: a new surface treatment. *Dent Mater*. 1994; 10(3): 185-9.
53. Saini R. Peri-implant mucositis and peri-implantitis: bacterial infection. *Oral biofilm and dental implants: a brief*. *Natl J Maxillofac Surg*. 2011; 2(2): 228-9.
54. Schioli G. Immediate tooth extraction, placement of a Tapered Screw-Vent implant, and provisionalization in the esthetic zone: a case report. *Implant Dent*. 2003; 12(2): 123-31.
55. Stameisen AE, Ruffino A. Replacement of lost or broken denture teeth with composites. *J Prosthet Dent*. 1987; 58(1): 119-20.

56. Taira Y, Kamada K. Effects of primers containing sulfur and phosphate monomers on bonding type IV gold alloy. *J Dent*. 2008; 36(8): 595-9.
57. Tanaka R, Fujishima A, Shibata Y, Manabe A, Miyazaki T. Cooperation of phosphate monomer and silica modification on zirconia. *J Dent Res*. 2008; 87(7): 666-70.
58. Vergani CE, Giampaolo AL, Cucci ALM. Composite occlusal surfaces for acrylic resin denture teeth. *J Prosthet Dent* 1997; 77(3): 328-31.
59. Vergani CE, Machado AL, Giampaolo ET, Pavarina AC. Effect of surface treatments on the bond strength between composite resin and acrylic resin denture teeth. *Int J Prosthodont*. 2000; 13(5): 383-6.
60. Weiner S, Krause AS, Nicholas W. Esthetic modification of removable partial denture teeth with light-cured composites. *J Prosthet Dent* 1987; 57(3): 381-4.
61. Wu W, Chayavichitsilp P, Hata T. Extremely delayed granulomatous reaction to soft-tissue injectables (polymethyl methacrylate). *J Am Acad Dermatol*. 2012; 67(5): e206-7.

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

Araraquara, 06 de Março de 2014

Kátia Vieira Cardoso