

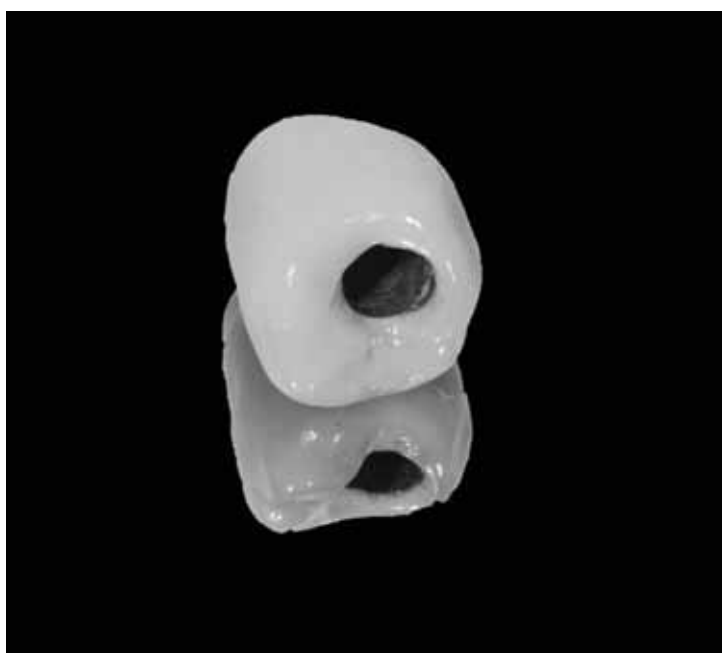


UNESP – Universidade Estadual Paulista
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Rodrigo de Paula Pereira

Resistência à fratura de diferentes selamentos do orifício de acesso ao
parafuso de fixação e da porcelana de cobertura de restaurações
metalo-cerâmicas parafusadas implantossuportadas



Araraquara
2013



UNESP – Universidade Estadual Paulista
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Rodrigo de Paula Pereira

Resistência à fratura de diferentes selamentos do orifício de acesso ao
parafuso de fixação e da porcelana de cobertura de restaurações
metalo-cerâmicas parafusadas implantossuportadas

Tese 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 Doutor em Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho

Araraquara
2013

Rodrigo de Paula Pereira

Resistência à fratura de diferentes selamentos do orifício de acesso ao parafuso de fixação e da porcelana de cobertura de restaurações metalocerâmicas parafusadas implantossuportadas

COMISSÃO JULGADORA

TESE PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR

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

2º Examinador: Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Júnior

3º Examinador: Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis

4º Examinador: Prof. Dr. André Ulisses Dantas Batista

5º Examinador: Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro

Araraquara, 10 de julho de 2013.

DADOS CURRICULARES

Rodrigo de Paula Pereira

NASCIMENTO: 10/05/1978 – Poços de Caldas – MG

FILIAÇÃO	Esiquiel Gonçalves Pereira Maria Aparecida de Paula Pereira
1997-2000	Graduação em Odontologia Faculdade de Odontologia de Araraquara –UNESP
2007-2009	Mestrado em Reabilitação Oral - Área de Prótese Faculdade de Odontologia de Araraquara –UNESP
2010-2010	Título de especialista em Prótese pelo Conselho Federal de Odontologia
2009-2013	Doutorado em Reabilitação Oral – Área de Prótese Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

DEDICATÓRIA

A Deus,

*pelas oportunidades colocadas no meu caminho,
pelo amor e proteção em todos os momentos,
por todas as pessoas que fazem parte da minha vida,
pelas conquistas alcançadas.*

*À minha amada esposa, **Raquel,***

*pelo amor e paciência dedicados durante esses anos de estudo,
por protelar a realização de seus anseios pessoais para que eu pudesse
realizar o meu objetivo profissional,
pelo simples fato de existir em minha vida.*

*Ao meu filho, **Pedro,***

*por ser meu maior motivo de alegria e felicidade,
por ter transformado minha vida e meus objetivos,
por me fazer acreditar que viver vale a pena.*

*Aos meus queridos pais, **Esiquiel e Maria,***

*pelo amor, carinho, respeito e dedicação,
pelo exemplo de luta e fé,
pela educação e responsabilidades ensinadas,
pelos sacrifícios feitos por mim e pelo meu irmão.*

*Ao meu querido irmão, **Gustavo**,*

por ser meu melhor amigo,

pelo apoio e incentivo dados nos momentos mais difíceis,

por sempre ter sido motivo de orgulho para mim e para nossos pais.

*Aos meus sogros, **Oswaldo e Avanda**,*

pelo carinho, apoio e respeito dados a mim e à Raquel,

por me receberem como um filho.

*A todos meus **familiares e amigos**,*

pela preocupação e carinho comigo,

por compreenderem minha ausência em vários momentos.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

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

*por ter acreditado em mim e no meu objetivo,
pelo exemplo de dedicação ao trabalho e à família,
por compreender minhas limitações e ajudar a superá-las,
por ter me oferecido várias oportunidades de crescimento profissional,
pela amizade, respeito e consideração que sempre teve comigo.*

*Aos amigos e colegas de Pós-Graduação, **Antônio Alves de Almeida Júnior e
Filipe de Oliveira Abi Rached,***

pela amizade e companheirismo que sempre tiveram por mim.

*Ao **Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis,***

pela amizade e ajuda nos ensaios mecânicos de minha Tese.

*À colega de Pós-Graduação, **Cibele Oliveira de Melo Rocha,***

pela fundamental ajuda na finalização de minha tese.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, na pessoa de sua diretora, Profa. Dra. Andréia Affonso Barretto Montandon e de sua vice-diretora, Profª. Drª. Elaine Maria Sgavioli Massucato,

pela oportunidade de construir parte da minha vida profissional nesta instituição.

Aos meus colegas de Doutorado, Ana Lúcia, Ana Paula, André, Camilinha, Cadu, Carol, Cristiane, Fernanda, Flávia, Juliano, Patrícia, e todos os colegas de Pós-Graduação em especial, Dudu, Diogo, Mariana e Sabrina,

*pela convivência e amizade,
pelo respeito com que sempre me trataram,
pela troca de experiências e conhecimento.*

Aos Profs. Drs. Gelson Luis Adabo, Carlos Alberto dos Santos Cruz, Renata Garcia Fonseca, Luiz Geraldo Vaz, da Disciplina de Materiais Dentários, por sempre me darem atenção e ajuda quando precisei, pelo respeito e carinho com que sempre me trataram, por todo o conhecimento transmitido.

Aos Profs. Drs. Francisco de Assis Mollo Jr, Sérgio Sualdini Nogueira, Marco Antonio Compagnoni e à Profa. Dra. Ana Carolina Pero, da Disciplina de Prótese Total,

pela experiência e ensinamentos transmitidos durante o estágio docência,

pela atenção e respeito que sempre tiveram por mim.

***À Profas. Dras. Cinara Maria Camparis e Daniela Aparecida Godio
Gonçalves, da Disciplina de Oclusão,***

pela dedicação e interesse verdadeiro em nos ensinar.

***Aos Profs. Drs. Carlos Eduardo Vergani, Ana Lúcia Machado, Eunice
Teresinha Giampaolo e Ana Cláudia Pavarina, da Disciplina de Prótese
Parcial Removível,***

pelo exemplo de dedicação ao ensino e à pesquisa.

***Aos Profs. Drs. Ivan Ribeiro de Faria, Lígia A. Pereira Pinelli e Regina H.
B. T. da Silva, da Disciplina de Prótese Parcial Fixa,***

*pela disponibilidade em atender a todos os alunos do mestrado sempre que
necessário.*

Ao Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla,

*pela amizade desde a época de graduação,
por transmitir sua experiência profissional e de vida.*

Ao Prof. Dr. Sérgio Russi,

*pela sua dedicação e amor ao ensino,
por sempre tratar a nós alunos com respeito e carinho,
pelo exemplo de sabedoria e humildade.*

*A todos os funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese e da Pós, em especial a **Martinha, Adelaide, Adelaidinha, Dulce, Sílvia, Malu e Mirian,***

*por sempre terem me ajudado quando precisei,
pela atenção e respeito nunca negados.*

*À assistente de suporte acadêmico, **Paula Abard Barbergli,***

pela paciência e imprescindível ajuda com as imagens de microscopia eletrônica.

*À **FAPESP** e à **CAPES,***

pelo apoio financeiro concedido, fundamental para a realização deste trabalho e para custeio das minhas despesas em Araraquara.

A todas as pessoas que de alguma forma me incentivaram, ajudaram ou se preocuparam comigo durante esse período da Pós-Graduação,

Minha profunda gratidão.

Resumo

Pereira RP. Resistência à fratura de diferentes selamentos do orifício de acesso ao parafuso de fixação e da porcelana de cobertura de restaurações metalo-cerâmicas parafusadas implantossuportadas [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2013.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi: A) avaliar a influência de diferentes materiais obturadores do canal de acesso ao parafuso sobre a resistência à fratura da resina de selamento, B) avaliar a influência do selamento do orifício de acesso ao parafuso (OAP) sobre a resistência à fratura da porcelana de cobertura. Para a confecção dos corpos-de-prova das duas partes do estudo foram usados componentes protéticos do tipo UCLA anti-rotacional (Biomet 3i) para implantes de hexágono externo com plataforma de 5,0 mm de diâmetro. Na primeira parte do estudo, foram testadas as resinas compostas fotopolimerizáveis Z100 e P60 (3M – ESPE) para selar o OAP, e como materiais de obturação do canal foram utilizados algodão hidrófilo, fita de politetrafluoretileno (fita veda rosca) e guta-percha. Os corpos-de-prova foram fundidos em liga de NiCr, e uma camada de 2,0 mm de espessura de porcelana feldspática foi aplicada sobre a face onde estava localizado o orifício de acesso ao parafuso. A porcelana do OAP foi jateada com óxido de alumínio, condicionada com ácido fluorídrico 10 %, e recebeu aplicação de silano e agente adesivo. Após a condensação do material obturador, o orifício foi selado com a resina composta, de acordo com o grupo experimental proposto e efetuado o teste de resistência à fratura por meio de uma força axial compressiva aplicada no centro da superfície do selamento até a fratura. Os valores foram analisados estatisticamente por meio da ANOVA um fator e teste de Tukey ($p \leq 0,05$). O melhor selamento foi observado com a resina P-60 associada ao algodão. Na segunda parte do estudo, foram confeccionadas 30 coroas metalo-cerâmicas implanto-suportadas, correspondentes a um molar inferior, e divididas igualmente nos seguintes grupos: 1) coroas parafusadas com o orifício de acesso selado através do

protocolo de melhor resultado na primeira parte do estudo; 2) coroas parafusadas com o orifício não selado; 3) coroas cimentadas implantossuportadas. Todas as coroas foram padronizadas e submetidas ao ensaio mecânico com uma força axial compressiva concomitantemente sobre as vertentes triturantes das cúspides vestibulares e linguais até a fratura da coroa. Os dados foram analisados pela ANOVA dois fatores e teste de Dunnett para comparações múltiplas, com nível de significância de 5%. Os resultados mostraram não haver diferenças significantes entre os grupos 1 e 2, sendo que os maiores valores médios de resistência à fratura foram obtidos pelo grupo 3. As conclusões do estudo foram as seguintes: o material obturador influenciou na resistência à fratura da resina composta utilizada para selar o OAP; o selamento do OAP não aumentou a resistência à fratura da porcelana de cobertura das coroas parafusadas.

Palavras chave: Prótese dentária fixada por implante, Resistência de materiais, Prótese dentária, Cerâmica, Resinas compostas, Politetrafluoretileno, Reparação de restauração dentária.

Abstract

Pereira RP. Fracture resistance of different sealings of the screw access hole and of ceramic veneer of the metal-ceramic screw-retained implant-supported restorations [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2013.

ABSTRACT

The purposes of this study were: A) to assess the influence of filling materials on the fracture resistance of resin composites used to seal the SAH; B) to assess the influence of sealing of the (SAH) on the fracture resistance of metal-ceramic (MC) screw-retained implant-supported restorations. An UCLA plastic abutment to external hexagon implant with a diameter of 5.0 mm was used to perform the experimental samples of the two research parts. In the first part, the resin composite, Z-100 and P-60, were used to seal the SAH, and the filling materials used were cotton pellets, polytetrafluorethylene tape and gutta-percha. The experimental samples were cast in NI-Cr metal alloy a ceramic layer with 2.0 mm of diameter was applied on the surface where is placed the SAH. The ceramic surface of the SAH was air-abraded with aluminum oxide, etched with 10% hydrofluoric acid, and a silane coupling agent and a bonding agent were applied. After condensation of the filling materials, the SAH was sealed with resin composite and an axial compression load was applied at the central of the sealing restoration until the fracture. Data were analyzed using two-way ANOVA and Tukey HSD test ($p < 0.05$). The best sealing was with P60 associated with absorbent cotton. In the second part, were performed 30 implant-supported restorations divided equally into 3 groups: 1) screw-retained restorations with restored screw access hole; 2) screw-retained restorations with unrestored screw access hole; 3) cement-retained restorations. All restorations were standardized and underwent to an axial compression load applied simultaneously on the buccal and lingual incline cusps until fracture. Data were analyzed using one-way ANOVA and Dunnett test for multiple comparisons, and the statistical significance was set at $p < 0,05$. No significant difference between screw-retained restorations was found. The highest mean

fracture resistance values were observed with group 3. The following conclusions were reached: the filling material influenced on fracture resistance of resin composite used to seal the SAH; the sealing of the SAH did not increase the porcelain fracture resistance of the screw-retained crowns.

Keywords: Dental prosthesis implant-supported, Material resistance, Dental prosthesis , Ceramics , Composite resins , Polytetrafluoroethylene , Dental restoration repair .

Sumário

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	19
2 REVISÃO DA LITERATURA	23
3 PROPOSIÇÃO	61
4 MATERIAL E MÉTODO	63
4.1 Material	63
4.2 Método	65
4.2.1 Resistência à fratura da resina composta de selamento	65
4.2.2 Resistência à fratura da porcelana de cobertura	75
5 RESULTADO	92
5.1 Resistência à fratura da resina composta de selamento	92
5.2 Resistência à fratura da porcelana de cobertura	97
6 DISCUSSÃO	102
6.1 Resistência à fratura da resina composta de selamento	102
6.2 Resistência à fratura da porcelana de cobertura	106
7 CONCLUSÃO	110
8 REFERÊNCIAS	112
APÊNDICE	119

Introdução

1 INTRODUÇÃO

As próteses sobre implante podem ser cimentadas ou parafusadas^{2, 3, 8, 9, 11, 13, 14, 19, 21-24, 26, 31, 32, 34, 41, 43, 45-48, 54} e a escolha do mecanismo de retenção é baseada, muitas vezes, nas preferências de cada profissional^{14, 18, 48}. Entretanto, as próteses parafusadas têm uma importante característica: a reversibilidade^{2, 3, 13, 14, 19, 21, 24, 26, 27, 31, 32, 34, 43, 45, 46, 48, 49, 51, 54}.

As restaurações parafusadas possuem um orifício de acesso ao parafuso (OAP)^{2, 4, 7-9, 13, 14, 18, 19, 21, 22, 24, 25, 28, 32, 34, 44-49, 51, 54} que permite ao profissional acesso direto ao parafuso de fixação da restauração. A localização deste orifício depende da posição do implante^{46, 47} e dos componentes protéticos utilizados⁴⁶, mas é preferível que esteja no centro da superfície oclusal para mínima interferência na anatomia oclusal⁹.

O OAP pode ser selado com resina composta^{4, 7, 19, 21, 24, 25, 32, 41, 43, 44, 47-49, 51} para manutenção das características estéticas da porcelana de cobertura. As resinas compostas têm sido amplamente utilizadas devido à demanda estética dos pacientes^{10, 21, 39, 50, 52}, ao desenvolvimento de sistemas adesivos e ao declínio do uso de amálgama^{10, 39, 50, 52}. O selamento com resina composta, além do fator estético, também é importante para prevenir a microinfiltração através do OAP, impedindo a proliferação bacteriana e o surgimento de odores nas partes internas do conjunto prótese/implante^{32, 44}. Por outro lado, materiais frágeis, como as resinas compostas, são susceptíveis a falhas catastróficas¹⁹, tendo como principal fracasso clínico a fratura^{10, 12, 16, 37, 38}.

Nas próteses sobre implante, a fratura ou desgaste da restauração de selamento do OAP é uma das complicações citadas na literatura^{24, 33}. Entretanto, a restauração do OAP deveria ser durável e funcional⁵¹, uma vez que, o OAP tem um diâmetro em torno de 2,5 a 3,0 mm^{14, 24, 46}, o que representa cerca de 50 a 60 % da mesa oclusal^{2, 14, 24, 48} dependendo do dente^{14, 24}.

Somando-se à questão do diâmetro do OAP, a intensidade das forças mastigatórias na região de molares pode provocar mais fraturas da resina composta devido à fadiga causada pelo aumento do estresse oclusal ³⁷. Desta maneira, recomenda-se que os contatos oclusais sejam direcionados para outras superfícies que não sejam a restauração do OAP ⁸. Porém, durante a mastigação, pode ocorrer um desgaste da superfície da resina composta ocasionado pelas partículas de alimento ^{50,52}.

Outra complicação mecânica relatada na literatura, são as fraturas da porcelana de cobertura de restaurações implantossuportadas ^{2, 19, 20, 23, 27, 28, 33}. Segundo alguns autores ^{18, 19, 46}, a longevidade da porcelana de cobertura pode ser afetada pelo tipo do sistema de retenção da prótese.

Alguns estudos têm demonstrado que as prótese parafusadas são mais susceptíveis à fratura que as cimentadas devido à presença do OAP ^{2, 14, 18, 19, 22, 28, 31, 42, 46, 48}. O OAP representa uma descontinuidade da porcelana ^{2, 14, 18, 46, 54} e um ponto de fragilidade ¹⁸, interferindo desta forma com a morfologia oclusal natural ^{14, 54} e influenciando na resistência à fratura da faceta cerâmica ¹⁹. Entretanto, o selamento do orifício com uma restauração adesiva pode ser uma solução para estabilizar a superfície oclusal das restaurações diminuindo a ocorrência de fraturas ^{18, 19}.

Todavia, na literatura não há um protocolo definido de selamento do OAP ^{2, 18, 19, 42}. Mas geralmente, o OAP é selado com resina composta ^{4, 7, 19, 21, 24, 25, 32, 41, 43, 44, 47-49, 51} e abaixo dela é utilizado um material obturador do canal do OAP, que permita, quando necessário, sua fácil remoção e acesso ao parafuso de fixação ^{7, 25, 44, 49, 51}. Uma gama de materiais é citada na literatura, tais como: elastômeros para moldagem ^{7, 11, 19, 25, 32, 43, 44, 51}, compósitos resilientes ^{7, 43, 49}, bolinhas de algodão ^{2, 7, 21, 25, 32, 41, 43, 44, 49}, bolinhas de espuma ¹⁹, gutta-percha ^{22, 25, 32, 43}, resina acrílica autopolimerizável ²⁵, cera ⁴³, fita de

politetrafluoroetileno (PTFE) também chamada de veda-rosca ^{25, 26}, e combinações de materiais tais como algodão/compósito resiliente ^{43, 49}. Como não há na literatura uma determinação sobre qual o melhor tipo de resina composta para selar o OAP e qual o material obturador deve ser indicado para obturar o canal do OAP, novos estudos deveriam ser conduzidos com o objetivo de desenvolver um protocolo de selamento do OAP ¹⁸.

Revisão da Literatura

2 REVISÃO DA LITERATURA

Braem et al.⁶, em 1989, tiveram como objetivo encontrar uma curva de regressão que descrevesse as propriedades mecânicas em função de uma fração volumétrica de partículas de carga de resinas compostas. Várias propriedades mecânicas de compósitos experimentais e resinas de não-preenchimento foram estudadas. O módulo de Young dinâmico foi mensurado com um método dinâmico não destrutivo. O módulo de Young e também a resistência transversa foram determinadas estatisticamente por meio de ensaio de flexão em 3 pontos. A dureza foi estudada por meio de medidas de profundidade por endentação de Wallace, e a resistência ao desgaste foi avaliada in vitro sob condição de estresse de carga. Uma regressão exponencial dos resultados mensurados para cada propriedade em função da fração volumétrica de partículas foi avaliada. Uma excelente correlação foi encontrada com as propriedades. A curva exponencial expressou a dramática influência do aumento dos componentes inorgânicos na resina composta. Esta regra de mistura exponencial é proposta para o estudo de propriedades mecânicas de compósitos dentais isotrópicos.

Chiche, Pinault⁹, em 1991, fizeram um trabalho com o objetivo de rever os princípios que regem a fabricação de restaurações posteriores implantossuportadas, sendo feitas várias considerações a respeito. Restaurações posteriores implantossuportadas devem ser fabricadas seguindo os princípios protéticos estabelecidos. A necessidade de pilares parafusados e o diâmetro estreito de implantes em forma de raiz ditam protocolos de tratamento adicionais que ultrapassam o âmbito da prótese convencional. Restaurações cimentadas oferecem simplicidade e bom controle da morfologia, mas só podem ser selecionadas se a não reversibilidade da restauração estiver prevista. Restaurações parafusadas permitem reversibilidade ou reparação, mas necessitam de centralização do

parafuso de fixação dentro da anatomia oclusal. Quando o implante está mal posicionado, problemas de eixo são resolvidos com pilares angulados, personalizados ou infra-estruturas duplas. Um espaço interoclusal limitado e a colocação do implante podem ditar restaurações de dentes posteriores como pré-molares, a seleção de um pequeno pilar ou pilar não segmentado ("UCLA"), ou a sobreposição das coroas sobre os tecidos moles. A seleção do pilar definitivo é melhor assistida com um enceramento diagnóstico e com restaurações provisórias antecipando o tratamento concluído. As próteses parciais fixas implantossuportadas posteriores são parcialmente baseadas em princípios já estabelecidos de próteses fixas convencionais como: enceramento diagnóstico, restauração provisória, a transferência do coping e a matriz de indexação. Uma análise cuidadosa das condições de estresse de carga permitirá escolher racionalmente a simplicidade de restaurações cimentadas ou a segurança das próteses parafusadas. A sequência do tratamento é determinada pela técnica de moldagem final e o modo de fixação da prótese ao implante. Várias opções podem ajudar a resolver as dificuldades causadas pela discrepância de diâmetro entre dentes naturais e implantes osseointegrados.

Em 1993, Willems et al.⁵⁰, avaliaram o desgaste de cinco compósitos posteriores em áreas de contato oclusais (ACO) e em áreas livres de contato oclusais (ALCO). Essa avaliação foi feita em cavidades Classe II durante um período de 3 anos com uma técnica de medição precisa em 3D e uma avaliação clínica também foi realizada. Os compósitos com partículas compactas ultrafinas mostraram taxas de ACO com desgaste aceitáveis que variaram de 110-149 μm depois de 3 anos. Isto é muito semelhante à taxa de desgaste em ACO do esmalte dental nos molares, que é em torno de 122 μm , após 3 anos. Os compósitos com partículas compactas finas tiveram um valor inaceitável de ACO, com desgaste de 242 μm , após 3 anos. Os compósito de partículas médias ultrafinas mostraram excepcionalmente um alto valor de resistência ao desgaste em ALCO de 151 μm após 3 anos. Clinicamente 70%

das restaurações feitas com compósitos de partículas médias ultrafinas mostraram excelente cor após 3 anos. Na maioria dos compósitos de partículas compactas, restaurações ligeiramente opacas foram observadas e 63% das restaurações feitas com um desses materiais eram claramente opacas. Pode-se concluir com o estudo que os compósitos de partículas compactas podem ser considerados uma alternativa para restaurações de amálgama, na medida em que sua resistência ao desgaste for respeitada.

Cavazos, Bell⁷, em 1996, descreveram um procedimento para evitar que o parafuso do pilar em implantes unitários sofra afrouxamento. Para prótese sobre implante parafusada sem inclinação, o procedimento consiste na confecção de cavidades na parede interna do pilar bem acima do parafuso. Em seguida, o parafuso do pilar é apertado com torque manual máximo, aguardando-se 5 minutos para retorque. Uma seringa com agulha calibre 30 é utilizada dentro do orifício do parafuso, para atuar como uma saída de ar. Uma seringa com polivinil siloxano leve é carregada e este é injetado no orifício do parafuso, enquanto a outra seringa aspira concomitantemente, garantindo que o material de moldagem entre nas retenções e na cabeça do parafuso. Antes da presa deste, é posicionada uma bola de algodão no topo do silicone e condensado com condensador de amálgama. Para selamento da cavidade, compósitos temporários são utilizados, como a resina Fermit (Ivoclar Vivadent Inc., Amherst, N. Y.). No caso de prótese sobre implante cimentada com pilares angulados, cavidades na parede interna do pilar bem acima do parafuso são confeccionadas. O parafuso passa por torque máximo manual e após cinco minutos passa por novo torque. Então, o compósito Fermit fotopolimerizável é colocado na cabeça do parafuso, permitindo que o material flua nos entalhes do parafuso e nas retenções. Fotopolimeriza-se por 30 segundos. Então, a restauração é cimentada com cimento provisório. Esta técnica é relativamente simples e forneceu excelentes resultados segundo os autores. O procedimento permite fácil reentrada e acesso ao parafuso quando necessário.

Hebel, Gajjar¹⁴, em 1997, discutiram como a opção de usar próteses implanto-suportadas parafusadas ou cimentadas pode influenciar dramaticamente a oclusão e a estética, sendo essencial que todo clínico compreenda as diferenças existentes ao se fazer a escolha do mecanismo de fixação de próteses implanto-suportadas. De acordo com os autores, a retenção da restauração por parafuso representa um mecanismo de fixação que sacrifica a oclusão e estética para se conseguir reversibilidade. A restauração retida por cimento, quando adequadamente indicada, é recuperável, mas não compromete a oclusão e estética. Uma análise da largura da mesa oclusal e o tamanho do orifício do parafuso revela que estes últimos podem ocupar 50% ou mais da largura da mesa oclusal. Como o orifício do parafuso é posicionado diretamente sobre o implante, cargas verticais podem comprometer a biomecânica. Os autores concluíram que a oclusão e a estética não devem ser descartadas arbitrariamente, através da utilização de parafusos para conseguir reversibilidade. Ainda segundo os autores, a manipulação adequada das próteses implanto-suportadas cimentadas prevê recuperabilidade sem comprometer a oclusão, estética e distribuição de tensões nos componentes protéticos e interface osso-implante.

Artzi, Dreiangel⁴, em 1999, desenvolveram uma técnica na qual uma barra de titânio hexagonal alongada é inserida na cabeça do parafuso de fixação, com o objetivo de manter o parafuso do pilar na sua posição correta. O parafuso é travado e a barra é então fixada com resina fotopolimerizável, que serve para selar o orifício de acesso ao parafuso de fixação. A barra hexagonal oclusal serve assim como um travamento de segurança do parafuso, mas que pode ser facilmente removida se necessário. Os autores usaram a barra hexagonal por quase três anos em 120 próteses unitárias parafusadas em 100 pacientes (65 na região de primeiro e segundo pré-molar, 40 na região de incisivos e 15 na região de molar). Todas estas próteses estavam funcionando com sucesso, incluindo aquelas com planos oclusais mais largos e forças oclusais aumentadas. Nenhum

afrouxamento do parafuso ou fraturas foram observados. Assim, os autores concluíram que esta técnica protege e estabiliza a prótese unitária, reduz o tempo clínico nos procedimentos de acompanhamento e reduz a frustração desnecessária em pacientes e membros da equipe odontológica.

Guichet et al.¹³, em 2000, estudaram a passividade de adaptação e discrepâncias marginais dos designs das próteses sobre implante parafusadas e cimentadas através de um modelo fotoelástico de um arco mandibular parcialmente desdentado posterior com três implantes instalados. Aberturas marginais por vestibular e lingual foram medidas com um microscópio antes da cimentação ou torqueamento do parafuso. Nenhuma diferença estatisticamente significativa na adaptação desses diferentes designs foi encontrada. O torqueamento do parafuso causou uma redução na abertura marginal ($p < 0,5$). A abertura com as coroas cimentadas foi similar antes e depois da cimentação. A avaliação fotoelástica das próteses parciais fixas mostrou que as próteses cimentadas distribuíam o estresse de forma mais equitativa que as parafusadas.

Williamson⁵¹, em 2000, apresentou uma técnica para selar o orifício de acesso ao parafuso prótese implantossuportadas. De acordo com os autores, a restauração do orifício deve ser durável, ter integridade e selamento marginais adequados. Além disso, deve ser de fácil remoção e sem danos ao parafuso de fixação, ao implante ou à prótese. A sequência técnica era a seguinte: injetar polivinilsiloxano, ou PVS, material de moldagem ou material de registro oclusal no orifício de acesso ao redor da cabeça do parafuso e no hexágono. Empurrar a superfície oclusal do PVS ou material de registro oclusal, com um condensador para assegurar que nenhum ar seja retido entre o material e o parafuso. O próximo passo é abrasionar as paredes do orifício de acesso ao parafuso com jato de óxido de alumínio com 25 a 50 micrometros durante dois a quatro segundos. A microabrasão cria retenção micromecânica, remove a contaminação da superfície e aumenta a molhabilidade da

superfície. Em seguida, se aplica uma resina opaca no assoalho e as paredes do orifício usando um agente de união apropriado. Finalmente, coloca-se um compósito híbrido no orifício de acesso dando-se um contorno adequado. Retira-se o excesso de material até a oclusão estar devidamente ajustada e a anatomia oclusal devidamente estabelecida. Depois se faz o polimento da superfície do compósito com as fresas próprias para polimento.

Mericske-Stern et al.²³, em 2001, fizeram uma avaliação clínica e das complicações protéticas de substituições de elementos dentários unitários por implantes não-submersos. No período 1990-1998, 72 pacientes receberam implantes ITI sem carregamento imediato. Após o período de osseointegração foram feitas as coroas metalo-cerâmicas, num total de 102 coroas unitárias parafusadas e 7 cimentadas. O tempo de acompanhamento médio foi de 4,3 anos, variando entre 1 e 9 anos. Os implantes foram monitorados regularmente por parâmetros periimplantares. Radiografias periapicais utilizando a técnica paralela foram tomadas após o período de cicatrização e, em 1999 foram realizadas novamente para medições comparativas. Nenhum implante foi perdido durante a fase de cicatrização, enquanto que três falhas ocorreram depois desse período, sendo uma em torno de 2,5 anos e as outras duas após 5 anos. A taxa de sobrevivência cumulativa de 5 anos foi de 99,1%. No decorrer do estudo, apenas dois implantes exibiram inflamação marginal requerendo tratamento. A distância medida radiograficamente a partir do ombro do implante para o primeiro contato osso/implante foi significativamente aumentada em 1999 em relação a leitura realizada quando da instalação da prótese. No entanto, essa diferença na distância não foi significativa entre os implantes em curto (1 ano) e longo (\pm 5 anos) período de observação. Concluiu-se que as mudanças no nível da crista óssea ocorrem principalmente no primeiro ano pós-cirúrgico. Complicações protéticas foram raras, principalmente encontradas no primeiro ano após o carregamento e muitas vezes limitadas ao reaperto do parafuso de oclusão.

Em 2002, Taylor, Agar⁴⁵, fizeram uma revisão do que eles consideram os aspectos mais importantes na evolução dos implantes osseointegráveis nos últimos 20 anos. Foram relacionados aspectos como a reabilitação do paciente desdentado total; o carregamento imediato ou não; o surgimento de novos componentes como o UCLA que promovem uma excelente opção para restaurações sobre implantes de hexágono externo; o desenvolvimento de novos tipos de implantes; a utilização de diferentes materiais restauradores, como as restaurações metalo-cerâmicas e os pilares e próteses livres de metal. Os autores também fizeram algumas considerações sobre as próteses parafusadas e as cimentadas, como a reversibilidade das primeiras e a melhor qualidade estética e oclusal das últimas.

Yap⁵², em 2002, investigou a resistência ao desgaste na área de contato oclusal de dois novos compósitos restauradores (Z250 e P60) e comparou com dois materiais existentes (Silux e Z100), utilizando um aparelho de teste de compressão-deslizante recíproca. Seis amostras foram feitas para cada material e submetidas a testes de desgaste de 20 MPa com saliva artificial como lubrificante. A profundidade do desgaste foi medida utilizando profilometria a cada 20000 ciclos até 120000 ciclos. Os resultados foram analisados por ANOVA / teste de Scheffe ($P < 0.05$) e de correlação de Pearson. Os efeitos de cargas cíclicas sobre o desgaste e perda de contra-corpo eram dependentes do material. Silux teve o menor desgaste em todos os intervalos cíclicos. Aos 20000 e 40000 ciclos, Silux teve um desgaste muito menor do que todos os outros compostos avaliados, e Z100 teve um desgaste muito menor do que o Z250 e P60. Depois de 60000 ciclos, foram observadas diferenças significativas no uso apenas entre Silux e os outros compostos. Correlação entre o número de ciclos e desgaste / perda de contra-corpo, e entre desgaste e contra-corpo foram significativos e positivos. O compósito Silux apresentou melhor resistência ao desgaste na área de contato oclusal do que os compósitos Z100, Z250 e P60.

Adabo et al.¹, em 2003, avaliaram o conteúdo de partículas inorgânicas e a resistência à flexão de novos compósitos condensáveis para dentes posteriores em comparação aos compósitos híbridos convencionais. A determinação do teor de partículas inorgânicas foi realizada pesando um compósito polimerizado antes e após a eliminação da fase orgânica. O teor volumétrico das partículas foi determinado por um método prático, baseado no princípio de Arquimedes, que calcula o volume do compósito e das suas partículas, medida em ar e em água. A resistência à flexão foi avaliada em três pontos de acordo com a norma ISO 4049:1988. Os resultados mostraram o seguinte conteúdo: Alert, 67,26%; Z-100, 65,27%; Filtek P-60, 62,34%; Ariston pHc, 64,07%; Tetric Ceram, 57,22%; Definite, 54,42%; Solitaire, 47,76%. No ensaio de resistência à flexão, os materiais apresentaram ordem decrescente de resistência: Filtek P-60 (170,02 MPa) > Z-100 (151,34 MPa) > Tetric Ceram (126,14 MPa) = Alert (124,89 MPa) > Ariston pHc (102,00 MPa) = Definite (93,63 MPa) > Solitaire (56,71 MPa). Os autores concluíram que novos compósitos condensáveis para dentes posteriores apresentam uma concentração de partículas inorgânicas semelhantes às de resinas híbridas, mas não necessariamente apresentam resistência à flexão superior.

Michalakis et al.²⁴, em 2003, fizeram um estudo onde comparavam as próteses parafusadas implanto-suportadas com as prótese cimentadas implantossuportadas. Os autores compararam vantagens, desvantagens e limitações dos dois sistemas e, de acordo com eles, é importante entender a influência do mecanismo de retenção sobre vários aspectos clínicos em prótese sobre implante. Uma das vantagens das próteses parafusadas é sua utilização em espaços interoclusais limitados. Entretanto, as próteses parafusadas prejudicam o estabelecimento de uma oclusão ideal, pois o orifício de acesso ao parafuso de fixação representa uma porção significativa da mesa oclusal. Os contatos oclusais mesmo que direcionados sobre a resina de selamento não permanecem estáveis, pois a resina se desgasta.

Os autores também citaram que a coloração acinzentada do selamento do orifício do parafuso é difícil de ser mascarada, prejudicando a estética. Foi citado também que a dificuldade de reversibilidade é uma desvantagem das próteses cimentadas, mas que pode ser compensada pela utilização de cimentos provisórios.

Em 2003, Özcan²⁹ fez uma avaliação das técnicas de reparo de fraturas em restaurações metalo-cerâmicas descritas na literatura. Foram abordados vários tipos de tratamento dado à superfície a ser reparada, tais como: aplicação de ácido fluorídrico, flúor gel acidulado, asperificação micromecânica da superfície com o uso de brocas diamantadas, jateamento com óxido de alumínio ou com partículas de sílica, uso de silanos e associações de tratamentos de superfície. De acordo com o autor, a união entre a resina de reparo e a restauração remanescente deve ser forte e durável para suportar as cargas funcionais. Uma das conclusões do autor foi de que o ácido fluorídrico e o flúor gel acidulado facilitam a retenção micromecânica, mas não são adequados quando a fratura expõe metal; além disso, são prejudiciais aos tecidos humanos.

Preiskel, Tsolka³⁴, em 2004, fizeram um estudo retrospectivo e investigaram os resultados do tratamento ao longo de 10 anos de um novo design protético em prótese sobre implantes que utiliza uma combinação de prótese parafusada e cimentada. Foram examinados dados clínicos de 78 próteses implantossuportadas. Cada prótese constituída, pelo menos, de um elemento parafusado e uma ou mais unidades telescópicas cimentadas. Cento e vinte e quatro pilares parafusados e 161 pilares cimentados foram empregados. Entre os implantes instalados, cinco foram perdidos antes do carregamento da prótese e 4 (1,4%) foram perdidos aproximadamente 14 meses após o carregamento. Oito (2,8%) parafusos de pilares foram reapertados e um parafuso protético de ouro fraturou após 1372 dias e foi substituído. Nenhum desalojamento acidental de qualquer prótese ocorreu. A introdução de um parafuso de fixação em uma série de retentores cimentados permite o uso de um cimento fraco nos

pilares telescópicos. Isto facilita a remoção, quando necessário, evitando o deslocamento acidental. Os autores concluíram que a facilidade de reversibilidade, aliada com a segurança do assentamento e a excelente aparência, faz com que a combinação de próteses cimentada e parafusada seja valiosa em prótese sobre implante.

Sabbagh et al.³⁹, em 2004, tiveram como objetivo determinar a proporção em peso do conteúdo de carga em 39 materiais à base de resina incluindo compósitos fluidos e condensáveis, e examinar a morfologia das partículas de carga. As porcentagens em peso de partículas inorgânicas foram determinados por análise termogravimétrica e por incineração em técnica de ar a 900 °C. O tamanho e a forma da partícula de carga foram examinados por microscopia eletrônica de varredura (MEV) após dissolução da matriz orgânica. A proporção em peso de partículas inorgânicas variou entre 41,6 e 84,6%. Amplas variações foram encontradas entre materiais da mesma categoria. Valores encontrados no estudo foram às vezes diferentes daqueles fornecidos pelos fabricantes. De acordo com o estudo, a porcentagem de partículas de carga influencia no comportamento mecânico das resinas. As imagens do MEV apresentaram várias formas, e tamanhos de partículas inorgânicas. As resinas Z-100 e P-60 têm partículas esféricas. Comparado com materiais de restauração híbridos, compósitos fluidos tem menor conteúdo de partícula de carga, e resinas condensáveis não apresentaram maiores valores como afirmado pelos fabricantes. Segundo os autores, o tratamento com silano assim como a incorporação de partículas pré-polimerizadas como parte das partículas de carga dos compósitos pode ser responsável por estas diferenças.

Taylor et al.⁴⁴, em 2004, introduziram uma técnica que usa compósitos opacos e propriedades de expansão da resina Panacea para resolver o prejuízo estético causado pelo selamento do orifício do parafuso de acesso, e também a infiltração bacteriana ao redor das resinas compostas tradicionais utilizadas para selar o orifício. Na técnica desenvolvida pelos autores, o canal de acesso ao parafuso é preenchido com silicone ou algodão, depois com a

resina Panacea e, por fim, com resina composta. Uma das propriedades da Panacea é a expansão de presa, que reduz a microinfiltração, que poderia causar odor ruim durante futura remoção. Para mascarar o escurecimento da área referente ao parafuso, um compósito para dentina foi utilizado. Segundo os autores, um compósito para esmalte pode ser utilizado para melhorar os resultados estéticos.

Em 2004, Torrado et al.⁴⁶, compararam a resistência à fratura de coroas implanto-retidas do tipo parafusadas com as do tipo cimentadas. Eles avaliaram também se a redução da mesa oclusal e o deslocamento da localização do orifício de acesso interferem na resistência à fratura dessas coroas. Foram confeccionadas 40 coroas metalo-cerâmicas e divididas igualmente em 4 grupos: coroas parafusadas com largura vestibulo-lingual da superfície oclusal de 5,0 mm e orifício de acesso ao parafuso no centro da superfície oclusal (grupo 1); coroas parafusadas com largura vestibulo-lingual da superfície oclusal de 5,0 mm e orifício de acesso ao parafuso deslocado 1,0 mm do centro da superfície oclusal em direção à cúspide vestibular (grupo 2); coroas do tipo cimentadas tendo a largura vestibulo-lingual da superfície oclusal de 5,0 mm (grupo 3); coroas do tipo cimentadas mas com redução da largura da superfície oclusal para 4,0 mm (grupo 4). Uma haste vertical metálica com as bordas arredondadas foi utilizada para aplicar uma carga compressiva sobre a superfície oclusal das coroas de 500 Kg com velocidade de atuador de 0,5 mm/min, em uma máquina de ensaios universal (RT/50, MTS Systems Corp, Eden Prarie, Minn). Os valores máximos de carga foram registrados quando houvesse uma queda de 10% ou mais na força durante o teste. Os resultados mostraram que as coroas parafusadas apresentam menor resistência à fratura que as cimentadas. Além disso, não houve diferenças entre os grupos 1 e 2 e entre os grupos 3 e 4, o que significa que a redução da superfície oclusal e o deslocamento do orifício de acesso ao parafuso não interferiu na resistência à fratura das coroas metalo-cerâmicas implanto-retidas.

Vigolo et al.⁴⁸, em 2004, tiveram como objetivo em seu estudo clínico prospectivo controlado comparar coroas unitárias implanto-suportadas cimentadas e parafusadas, acompanhadas por 4 anos de avaliação, incluindo níveis de osso marginal peri-implantar, parâmetros de tecido mole peri-implantar, e complicações protéticas. 20 pacientes foram selecionados da população atendida no Departamento de Implantodontia da Universidade de Padova. Todos eles apresentavam edentulismo unitário bilateral na região de canino/pré-molar/molar com adequada largura óssea, similar altura óssea nos locais de implante, e uma oclusão que permitia o estabelecimento de contatos oclusais fossa/cúspide idênticos. Cada paciente recebeu 2 implantes idênticos (1 em cada local desdentado). Um deles foi, aleatoriamente, selecionado para ser restaurado com coroa implanto-suportada cimentada e o outro com parafusada. Dados dos níveis de osso peri-implantar marginal e parâmetros de tecido mole foram coletados 4 anos após a colocação do implante e analisados para determinar se havia uma diferença significativa em relação ao método de retenção (cimentada versus parafusada). Todos os pacientes completaram o estudo e a taxa de sucesso dos implantes foi de 100 %. A análise estatística revelou que não houve diferença significativa entre os 2 grupos em relação aos níveis de osso peri-implantar marginal e parâmetros de tecido mole. Segundo os autores, a escolha do mecanismo de retenção por cimento ou parafuso para as restaurações unitárias implanto-suportadas, provavelmente não é baseada em resultados clínicos, mas principalmente na preferência pessoal do clínico.

Armellini et al.³, em 2006, descreveram uma técnica para confecção de próteses sobre implante parafusadas em regiões de pouco espaço interoclusal, utilizando componentes Straumann. Segundo os autores, as próteses parafusadas apresentam várias vantagens, sendo uma delas o seu assentamento lento, o que favorece a acomodação atraumática dos tecidos durante a inserção da prótese. Outra vantagem é o padrão de retenção máxima que é dado

pelo parafuso de fixação. E como vantagem adicional, os autores citaram a facilidade de remoção da prótese ajustes e personalizações.

Chee, Jivraj⁸, em 2006, escreveram um trabalho sobre as vantagens e desvantagens de cada um dos métodos de retenção (parafusada ou cimentada) das próteses implantossuportadas sob o ponto de vista da estética, reversibilidade, retenção, colocação do implante, passividade, provisórios, oclusão, carga imediata, procedimentos de moldagem e plano de tratamento a longo prazo. Embora não haja uma clara vantagem de um tipo de retenção sobre o outro, os autores concluíram que o uso da retenção por parafuso é o método preferido para próteses sobre implantes. Porém, há situações em que a retenção de cimento não pode ser evitada e será o método utilizado.

Nedir et al.²⁷, em 2006, avaliaram as complicações protéticas em 236 pacientes tratados com 528 implantes por oito anos. A amostra do estudo incluía 55 overdentures⁴¹ e 265 próteses parciais fixas implantossuportadas (PFIs). Entre esses últimos, 231 PFIs eram cimentadas e 34 parafusadas. O tipo e a frequência dos incidentes em próteses foram gravados, incluindo complicações e ajustes. A análise estatística foi realizada utilizando o teste qui-quadrado identificando fatores de risco associados com as complicações. Depois desse período, 1 abutment fraturou e 2 ficaram soltos, levando a uma taxa cumulativa de sucesso no componente de implante de 99,2%. Pacientes com próteses removíveis tiveram mais complicações do que os com fixas 66,0% versus 11,5%; a diferença foi significativa ($p < 0,001$). Próteses fixas posteriores tiveram mais complicações que as anteriores 11,0% versus 0%; contudo a diferença não foi significativa ($p = 0,16$). As taxas de complicações para próteses cimentadas e parafusadas não obtiveram diferenças significativas (10,4% versus 5,9%; $p = 0,61$). Próteses com cantilever tiveram mais complicações ($p = 0,01$). No grupo OD, próteses com sistema de retenção do tipo bola tiveram significativamente maiores taxas de complicações do que as retidas por barra (77,5% versus 42,9%; $p = 0,04$). No grupo PFI,

complicações não foram recorrentes; a maioria ocorreu nos primeiros dois anos, e as taxas de complicações não aumentaram com o tempo. No grupo OD 1.3 incidentes foram gravados. Os incidentes foram frequentemente recorrentes e a taxa de complicações não foi decrescente com o tempo. Próteses fixas e removíveis foram associadas com complicações de diferentes frequências e tipos. No grupo de removíveis, ajustes e complicações previsíveis foram numerosas, recorrentes e fáceis de resolver. No grupo das próteses fixas, as complicações foram limitadas em número e não aumentaram com o tempo. E a região posterior teve mais complicações.

Özcan et al.³⁰, em 2006, tiveram como objetivo avaliar o efeito de 4 métodos de reparo sobre a carga para fratura de coroas metalo-cerâmicas reparadas. Para isso, coroas metalo-cerâmicas foram fraturadas, e a carga para fratura foi mensurada. Posteriormente, foram distribuídas aleatoriamente para os seguintes grupos de tratamento: (1) ataque com ácido fluorídrico (9,5%), (2) jateamento com óxido de alumínio 50 µm, (3) silicatização (30 µm sílica) e (4) aplicação de uma camada de compósito reforçado por fibra de vidro (espessura: 0,12 mm) na superfície de reparo. As coroas foram reparadas com resina composta e submetidas a 3 ciclos de reparo. Todos os espécimes foram armazenados em água a 37°C por 24 horas e então termociclados (6000 ciclos, 5°C - 55°C). Os valores de carga para fratura das coroas intactas e reparadas foram mensurados em uma máquina de ensaios universal, e os tipos de fratura foram registradas. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes ($p>0,05$) entre os valores dos grupos tratados com ácido fluorídrico 9,5% (376 N) e jateamento com óxido de alumínio (432 N) ou silicatização (582 N) acompanhada de silanização, respectivamente. Altos valores ($p<0,0001$) de carga (885 N) foram obtidos com o uso de camada de compósito reforçado por fibra de vidro quando comparada com outros grupos reparados. Não houve diferença significativa ($p>0,05$) entre as coroas intactas (872 N) e aquelas reparadas com camada de compósito reforçado por fibra de

vidro (885 N). Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre o primeiro, segundo e terceiro ciclo de reparo (558 N, 433 N, 485 N, respectivamente). As fraturas se localizaram predominantemente na interface liga metálica/porcelana ou resina no grupo 1; os grupos 2 e 3 apresentaram mais falhas coesivas que o grupo 1. No caso de compósito reforçado por fibra de vidro, as falhas foram exclusivamente coesivas entre as duas lâminas do compósito reforçado com fibra de vidro. Os autores concluíram que o método de condicionamento (Grupos 1 a 3) das superfícies de reparo não apresentaram diferenças entre um e outro; cada um resultou em uma carga para fratura com valores menores que os encontrados para coroas intactas. A adição de uma camada de compósito reforçado por fibra de vidro aumentou a carga para fratura para o mesmo nível das coroas intactas, sugerindo que seu uso em reparos pode ser uma opção viável.

Rodolpho et al.³⁷, em 2006, fizeram uma avaliação do acompanhamento clínico de 17 anos de restaurações de resina composta em dentes posteriores. Para isso, pacientes de consultório odontológico particular que receberam restaurações em dentes posteriores entre 1987 e 1988 com as resinas compostas P-50 (3M) ou Herculite XR (Kerr) foram selecionados e convidados a participar do estudo (38 pacientes concordaram em participar). As restaurações foram colocadas mediante isolamento absoluto; as paredes de dentina foram cobertas com cimento de ionômero de vidro e os compósitos foram inseridos de acordo com as instruções do fabricante. Dois operadores calibrados trabalharam de forma independente na avaliação, utilizando critérios USPHS (United States Public Health Services) modificados. A sobrevivência das restaurações ou subconjuntos de restaurações agrupados com base nas variáveis (material, dente, tipo cavidade e tamanho) foi determinada utilizando-se curvas de sobrevivência de Kaplan-Meier. Noventa e oito falhas foram registradas entre as 282 restaurações fornecendo uma estimativa grosseira de 34,8% de falhas. A taxa de sobrevivência não foi significativa para o material ($p=0,92$), mas foi significativa entre os

dentos (pré-molares inferiores e molares inferiores, $p < 0,0001$), tipo cavidade ($p < 0,001$) e tamanho ($p < 0,001$). A maioria das restaurações apresentaram pontuação A ou B para os critérios avaliados. A principal causa da falha foi a fratura de ambos os compósitos. Os autores concluíram que o desempenho clínico de restaurações de resina composta na região posterior foi aceitável após avaliação de 17 anos. No entanto, a probabilidade de falha de restaurações de resina composta em molares, classe II, e grandes restaurações é maior.

Em 2006, Santos et al.⁴⁰ avaliaram a resistência de união de diferentes sistemas de reparos com resinas compostas para coroas metalo-cerâmicas, aplicados sobre metal e porcelana. Foram utilizados 50 corpos-de-prova em liga de níquel-cromo e 50 em porcelana. Foram utilizados os seguintes tratamentos de união e resinas compostas: Clearfil SE Bond / Clearfil AP-X (CL), Bistite II DC / Palfique (BT), CoJet Sand / Z100 (CJ), Scotchbond Multipurpose Plus / Z100 (grupo controle), ou CoJet Sand plus Scotchbond Multipurpose Plus / Z100 (CJSB). Para o substrato metálico, os melhores resultados foram obtidos com o grupo onde foi feito o jateamento da superfície com CoJet Sand e reparada com a resina Z100; por outro lado, o grupo onde foi realizado o jateamento com óxido de alumínio, aplicado o cimento resinoso Bistite II DC e utilizada a resina Palfique, obteve os piores resultados. Para o substrato cerâmico, os melhores resultados foram com os grupos BT, CJ e SB, sendo que não houve diferença entre eles, porém, somente o grupo Scotchbond Multipurpose Plus / Z100 foi superior aos grupos CL e CJSB. Foi verificado também que para as amostras metálicas houve a prevalência de falhas adesivas, enquanto que para as amostras cerâmicas, coesivas.

Schwedhelm et al.⁴¹, em 2006, descreveram uma técnica que facilita ao clínico localizar o acesso ao parafuso em um eventual afrouxamento deste, consequentemente, reduzindo a necessidade de refazer o trabalho protético. A técnica consiste em identificar na superfície oclusal de coroas cimentadas, a localização do orifício de acesso ao parafuso do

pilar. Isso é feito através do registro em delineador do posicionamento do orifício, permitindo que este posicionamento seja transferido para superfície oclusal da coroa após a aplicação de cerâmica sendo registrado com uma marca em stain. Assim, se houver necessidade de reapertar o parafuso do pilar, um orifício pode ser aberto na superfície oclusal permitindo o acesso exato ao parafuso.

Uludag, Celik⁴⁷, em 2006, buscaram desenvolver uma técnica que combinasse as vantagens de próteses fixas sobre implantes parafusadas e cimentadas. Os parafusos dos pilares das coroas cimentadas podem ser facilmente alcançados pelo canal de acesso preparado na fase de enceramento, podendo a restauração ser recuperada sem destruição do implante e prótese. Nesta técnica, a chave do parafuso foi posicionada para manter o canal de acesso ao parafuso. Então, foram confeccionados padrões de cera, posteriormente fundidos. A porcelana foi aplicada mantendo o acesso ao parafuso aberto. Foi feita cimentação com cimento definitivo e o excesso removido. O canal de acesso foi selado com resina composta.

Emms et al.¹¹, em 2007, tiveram como objetivo investigar o efeito que variações na altura da parede do componente protético, no tamanho da plataforma e no método de preenchimento do orifício de acesso ao parafuso teriam na retenção do coping com o componente protético utilizando cimento TempBond. Para isso, 4 pilares pré-angulados em 15° (Nobel Biocare Replace Select Esthetic) de diferentes tamanhos de plataforma (reduzida, regular e estendida) foram utilizados. Em cada grupo de pilar, a parede axial de acesso ao parafuso foi ou completamente removida, ou teve dois terços removidos, ou um terço removido ou nada removido. O acesso ao parafuso foi completamente ou parcialmente preenchido com Memosil, um material elastomérico (silicone de adição). Para cada pilar, um coping foi construído possuindo um encaixe para permitir remoção. Esses copings foram cimentados com TempBond. A força de tração requerida para separá-los dos pilares foi mensurada utilizando máquina de ensaios universal Instron. A média de força de remoção

para pilares comparáveis foi estatisticamente diferente ($p < 0,05$): (1) onde o acesso ao parafuso foi completamente preenchido com Memosil comparado com aqueles parcialmente preenchidos; (2) com tamanhos de plataforma - Extendida > Regular > Reduzida; (3) com alteração da altura da parede axial - 1/3 removida > nada removida = 2/3 removida > totalmente removida. Foi concluído que o aumento do diâmetro da plataforma leva ao aumento da retenção do coping; o preenchimento total do canal de acesso ao parafuso diminui a força de remoção do coping; e a remoção da parede do pilar pode diminuir a força de remoção do coping cimentado com TempBond.

Karl et al.¹⁸, em 2007, fizeram um estudo *in vitro* para avaliar o efeito da carga cíclica sobre restaurações metalo-cerâmicas implanto retidas do tipo cimentadas e do tipo parafusadas. O objetivo era verificar se havia maior número fraturas em lascas durante ciclagem sobre a superfície oclusal das próteses parafusadas do que nas cimentadas. Foram confeccionadas 10 próteses fixas de 5 elementos apoiadas sobre 3 implantes para cada um dos dois de sistema de retenção. A ciclagem foi realizada em banho de água, tendo como antagonista 3 blocos cerâmicos que ocluíam na forma de multicontatos sobre a região do orifício de acesso ao parafuso nas próteses parafusadas e na correspondente região do orifício na próteses cimentadas. Foi aplicado um total de 20000 ciclos a 100 N por 1 segundo com uma liberação também de 1 segundo. O número e localização das fraturas foram analisadas por 3 clínicos experientes sob uma luz microscópica e através também de uma sonda exploradora. Nenhuma das amostras falhou antes do final da ciclagem dinâmica. Um maior número de fraturas foi verificado nas próteses parafusadas, pois, segundo os autores o orifício de acesso ao parafuso representa um ponto de fragilidade na superfície de cerâmica, ainda mais quando não se é restaurado o orifício.

Zarone et al.⁵⁴, em 2007, teve como objetivo de seu estudo avaliar a resistência à fratura de coroas unitárias metalo-cerâmicas implantossuportadas cimentadas e parafusadas.

Para isso, 40 coroas de pré-molar padronizadas foram confeccionadas. As restaurações foram divididas em 2 grupos: cimentadas (grupo 1) e parafusadas (grupo 2). Foram realizados ensaio de compressão e análise fractográfica por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os dados foram estatisticamente analisados por meio de teste t-student, com intervalo de confiança de 95%. A média de valor de carga para fratura foi de 1657 ± 725 N no grupo 1 e 1281 ± 747 N no grupo 2, sem diferença estatisticamente significativa ($p=0,115$). A média de valor de energia até carga máxima foi $0,775 \pm 0,619$ J no grupo 1 e $0,605 \pm 0,526$ J no grupo 2, não apresentando diferença estatisticamente significativa ($p=0,355$). Todos os espécimes sofreram fratura coesiva da porcelana. Coroas parafusadas apresentaram microtrincas ao nível do acesso oclusal para o parafuso e fraturas extensas em toda espessura da porcelana. No entanto, as coroas cimentadas foram afetadas por menores fraturas paramarginais na porcelana. Uma melhor conexão implante-prótese foi observada nas coroas cimentadas em relação às parafusadas. Embora as parafusadas tenham sofrido influência negativa do acesso oclusal ao parafuso, a adesão metal com cerâmica pode ser previsível para ambos os sistemas de retenção de coroa analisados.

Yesil et al.⁵³, em 2007, desenvolveram um estudo com o intuito de analisar o efeito de diferentes substratos e diferentes tratamentos de superfície na resistência de união da porcelana com o material de reparo e comparar estes fatores. Três substratos diferentes de 10 mm de diâmetro e 4 mm de espessura foram utilizados para superfície de reparo: metal, metal sobre porcelana e porcelana. As superfícies de metade das amostras foram jateadas com óxido de alumínio, enquanto a outra metade foi asperizada com broca diamantada. Os espécimes passaram por limpeza em ultrassom com água destilada. Silano e um agente de união foram aplicados na superfície de todos os espécimes. Resina composta foi aplicada para cada corpo-de-prova. Todosos espécimes foram armazenados em água destilada por 24 horas antes de serem termociclados. Depois da termociclagem, foram armazenados em água destilada por

mais 7 dias antes de serem submetidos ao ensaio de resistência ao cisalhamento. A maior resistência de união foi observada na amostra com metal como substrato e superfície preparada com jateamento; a menor resistência de união foi observada nas amostras com substrato metal e superfícies preparadas com broca diamantada. Quando substratos diferentes foram examinados em termos de resistência de união, a maior resistência foi estatisticamente observada em substrato metal/porcelana, e o menor valor em substrato porcelana. Quando foram examinados em relação ao processo, a maior resistência foi encontrada para os espécimes jateados, e a menor para asperizações com broca diamantada.

Karl et al,¹⁹, em 2008, avaliaram mediante carregamento dinâmico, se ocorriam menos lascamentos na superfície oclusal de próteses fixas metalo-cerâmicas sobre implantes com o orifício de acesso ao parafuso restaurado do que com as próteses sem a restauração do orifício. Para isso, foram confeccionadas 20 próteses fixas metalo-cerâmicas de 5 elementos apoiadas sobre 3 implantes. Essas próteses foram divididas em 2 grupos: em um grupo a superfície cerâmica do orifício de acesso ao parafuso foi condicionada com ácido fluorídrico por 1 minuto, foi feito o selamento do conduto com bolinha de espuma, silicone, aplicado silano e agente adesivo, e por último a restauração do orifício com resina composta; no outro grupo o orifício foi deixado aberto. A ciclagem mecânica foi realizada em banho de água, por meio de 3 blocos cerâmicos que ocluíam sobre os elementos pilares das próteses, num total de 20 mil ciclos. Os resultados mostraram que no grupo onde o orifício não foi restaurado houve maior número de lascamentos em relação ao outro grupo, numa proporção de 3,29. Os autores concluíram que a restauração adesiva do orifício pode estabilizar a camada cerâmica.

Magne et al.²², em 2008, apresentaram uma nova solução estética para restaurar implantes dentais contendo espaço limitado na região interdental, vestibular, lingual ou interoclusal. Foi descrita a aplicação de um novo design da porcelana de cobertura e princípios restauradores adesivos no campo da implantodontia. Um paciente foi tratado com

uma prótese sobre implante unitária na região de incisivo lateral inferior, com espaço interdental parcialmente em colapso. Um pilar metalo-cerâmico (cobertura com porcelana feldspática Creation) parafusado foi combinado com uma restauração de porcelana (porcelana de cobertura tipo III, também da Creation) aderida ao conjunto. Para isso, guta-percha foi utilizada para obturar parte do orifício de acesso ao parafuso do pilar. Então, as superfícies cerâmicas receberam tratamento com ácido fluorídrico 9 % por 90 segundos e lavagem com água por 20 segundos; limpeza com ácido fosfórico 37,5 % por 30 segundos e lavagem por mais 20 segundos; silanização e aplicação de sistema adesivo, para só então a restauração de porcelana ser posicionada com compósito restaurador fotopolimerizável. Este design único foi motivado por um espaço restaurador limitado e ombro do implante em região subgingival. Esta nova solução para a interferência do canal de acesso ao parafuso na região incisal proporciona ao cirurgião mais opções durante a seleção do eixo do implante. A abordagem adesiva porcelana/porcelana foi utilizada ao invés dos princípios tradicionais de retenção e resistência para pilares.

Naik et al.²⁶, em 2008, investigaram o efeito da extensão da infra-estrutura em direção ao canal de acesso ao parafuso do componente protético na retenção quando cimentado com TempBond. Pilares Replace Select Straight utilizados sofreram algumas modificações (remoção da parede bucal em 15°, 22° e 30°) com auxílio de uma máquina de fresagem; os controles não foram modificados. Duas infra-estruturas foram fabricadas para cada pilar modificado, um com e um sem a extensão para o canal de acesso ao parafuso. Em seguida, foi feita cimentação com Temp Bond sob condições padronizadas. As infra-estruturas foram removidas do pilar usando máquina Instron, e a carga para remoção foi observada. A extensão da infra-estrutura para o canal de acesso ao parafuso aumentou significativamente ($p < 0,001$) a carga necessária para remoção. Diferenças significantes ($p < 0,05$) foram encontradas entre o grupo sem modificação e o grupo com modificação de

30°; entre 15° e 30°; entre 22° e 30° nos grupos onde houve extensão da infra-estrutura. No grupo onde a infra-estrutura não foi expandida, todos os grupos foram significativamente diferentes ($p < 0,001$), com exceção das modificações de 22° e 30°. O aumento de carga necessária para remover a infra-estrutura que se prolongou para o canal de acesso ao parafuso do pilar protético pode compensar a falta de retenção, que ocorre por modificação desfavorável do pilar.

Em 2008, Reston et al.³⁶ através de uma visão geral de cerâmicas odontológicas, abordaram em seu trabalho, possíveis modos de falha e os fatores que podem influenciar a decisão de reparar ou substituir restaurações cerâmicas. A intenção dos autores foi apresentar a reparação da cerâmica como uma técnica confiável de baixo custo e de baixo risco. Os autores puderam concluir que a reparação das restaurações cerâmicas fraturados com resina composta tem algumas vantagens importantes, uma vez que preserva o corpo principal da restauração, evita a redução desnecessária da estrutura dentária, é um processo barato e torna viável o tratamento de uma forma mais fácil e mais rápida. As desvantagens incluem antecipação da longevidade dos reparos cerâmicos e as dificuldades de manuseamento no campo operatório.

Weininger et al.⁴⁹, em 2008, realizaram um estudo com o objetivo de investigar o valor estético e aceitabilidade de materiais obturadores do orifício de acesso ao parafuso comumente utilizados e materiais inovadores, a partir das perspectivas do paciente e do dentista. Uma coroa cimentada e 5 parafusadas foram preparadas em modelos superiores. Os materiais de obturação do orifício de acesso incluíram compósitos de dentina, compósitos resilientes (F), compósitos de esmalte, compósitos de dentina com opacificador e compósito resiliente com opacificador (FO). De acordo com a escala analógica visual, os valores estéticos aumentaram de 13,8 e 24,6 (F) para 63,5 e 65,6 (FO), entre leigos e dentistas, respectivamente. A aceitabilidade melhorou de 12% e 36% (F) a 76% e 88% (FO), entre

leigos e dentistas, respectivamente. Ambos, os leigos e os dentistas, são capazes de detectar diferenças estéticas significativas nos materiais utilizados para obturar os orifícios de acesso ao parafuso em próteses implanto-suportadas. Os dados do estudo mostraram que o uso de uma pequena quantidade de opaco em combinação com materiais de preenchimento faz com que haja uma melhora estética significativa na restauração.

Kinsel, Lin²⁰, em 2009, realizaram um estudo retrospectivo com o objetivo de avaliar os potenciais preditores estatísticos para fratura da porcelana de restaurações metalocerâmicas implantossuportadas. Durante um período de 6 meses, uma série consecutiva de pacientes que receberam previamente restaurações metalocerâmicas implanto-suportadas, foram examinados durante as consultas periódicas de retorno. O número de implantes, o número de unidades dentárias, tipo de restauração, data de inserção da prótese, localização na arcada dentária, a dentição antagonista, tipo de oclusão, presença de hábitos parafuncionais, o uso de um dispositivo de proteção oclusal, a presença ou ausência de fraturas da cerâmica, gênero e idade de cada paciente foram registrados. Equações de Estimação Generalizada (EEG) foram utilizadas para a análise de medições intra-sujeitos para as variáveis categóricas (presença ou ausência de fraturas cerâmicas) para determinar quais os fatores implanto-específico e paciente-específico poderia prever a fratura da porcelana ($\alpha = 0,05$). Os dados de 152 pacientes foram coletados, representando 998 unidades dentárias (390 coroas unitárias e 94 próteses parciais fixas) suportadas por 729 implantes. Fraturas de porcelana de 94 unidades dentárias ocorreram em 35 pacientes. As fraturas foram significativamente ($p < 0,05$) associadas a antagonistas com restaurações metalocerâmicas implanto-suportadas, bruxismo, e não uso do dispositivo oclusal de proteção. Próteses metalocerâmicas (unitárias ou próteses parciais fixas) tiveram cerca de 7 vezes mais chances de fratura da porcelana (odds ratio (OR) 7,06, intervalo de confiança de 95% (IC): 2,57-19,37) e 13 vezes mais chances de uma fratura exigindo reparação ou substituição (OR = 13,95, IC 95%: 2,25-86,41), quando em oclusão

com outra restauração implantossuportada, em comparação com oposição de um dente natural. Além disso, os pacientes que apresentavam bruxismo ou não usavam um dispositivo oclusal, tinham, respectivamente, aproximadamente sete vezes mais chance (OR = 7,23, 95% CI: 3,86-13,54), e duas vezes mais chances (OR = 1,92, 95% CI: 1,01-3,67) de fratura da porcelana quando comparados aos pacientes sem bruxismo e pacientes que usam dispositivo oclusal.

Al-Omari et al.², em 2010, avaliaram a resistência à fratura de coroas metal-cerâmicas implanto retidas parafusadas, cimentadas, e a combinação de cimentada com parafusada. Avaliaram também o posicionamento do orifício de acesso ao parafuso na superfície oclusal. Para esse estudo, foram confeccionadas 40 coroas padronizadas com a anatomia e dimensões de um molar inferior e divididas igualmente em 4 grupos: coroa parafusadas com o orifício de acesso posicionado no centro da superfície oclusal (SRC); coroas parafusadas com o orifício de acesso deslocado 1,0 mm do centro da superfície oclusal em direção à cúspide vestibular (SR0); coroas cimentadas com cimento de fosfato de zinco (CRP); coroas cimentadas porém havendo a presença de um orifício de acesso do parafuso no centro da superfície oclusal (CSC). Todas as coroas foram torqueadas sobre implantes 3i incluídos em blocos de resina acrílica, sendo posteriormente termociclados e testados em máquina de ensaios mecânicos com velocidade de atuador de 2,0 mm/min e célula de carga de 10 KN. Para o teste de resistência à fratura foi usada uma haste vertical com a ponta esférica de 6,0 mm de diâmetro. O grupo CRP apresentou os maiores valores resistência, sendo que os demais grupos foram estatisticamente iguais. A posição do orifício de acesso ao parafuso sobre a superfície oclusal não interferiu nos resultados. Os autores afirmaram que para esses resultados serem diretamente extrapolados para uma situação clínica necessita-se cautela e de acompanhamentos com estudos clínicos.

Em 2010, Oliveira et al.²⁸, avaliaram o efeito de dois diferentes desenhos da infra-estrutura metálica sobre a resistência à fratura de coroas metalo-cerâmicas implanto-retidas. O estudo foi composto de 3 grupos de coroas padronizadas correspondentes a um molar inferior: no primeiro orifício de acesso do parafuso de fixação era constituído inteiramente de metal; no segundo, o orifício era constituído de porcelana; no terceiro, as coroas eram cimentadas (grupo controle). Em todas as amostras a espessura de porcelana era uniforme em 2 mm. As coroas foram fixadas sobre implantes com um torque de 32 N.cm, sendo que os orifícios das coroas parafusadas foram mantidos abertos para não mascararem a real influência do desenho da infra-estrutura metálica sobre a resistência à fratura. Foi realizado um envelhecimento em metade das amostras de cada grupo através de uma ciclagem dinâmica (1200000 X 100 N x 2 Hz) antes da aplicação de uma força axial compressiva (500 Kgf X 0,5 mm/min). Esta força foi aplicada verticalmente com uma haste metálica vertical de 6,0 mm de diâmetro na fossa central da superfície oclusal da coroa, contactando com as cúspides vestibular e lingual. Nenhuma das coroas fraturou durante a ciclagem dinâmica e não houve diferença de resistência com e sem ciclagem. Entretanto, houve diferenças entre o grupo controle e os dois grupos de coroas parafusadas. Os autores concluíram que as coroas cimentadas são mais resistentes à fratura que as parafusadas e que, o orifício de acesso do parafuso composto de metal ou porcelana não interfere na resistência à fratura, sendo preferível deixá-lo em porcelana por razões estéticas.

Moráquez, Belser²⁵, em 2010, descreveram um procedimento no qual foi utilizada uma fita de politetrafluoretileno (PTFE) para obturar o canal de acesso ao parafuso do pilar e de coroas parafusadas sobre implante, protegendo a cabeça deste parafuso. Este material pode ser esterilizado, facilmente manipulado, é radiopaco e menos associado com maus odores em caso de necessidade de recuperação. Mau odor é principalmente associado com a configuração da interface implante/pilar e o design da supra-estrutura do sistema de implante

em questão. A técnica consiste na inserção de um pedaço de PTFE estéril no canal de acesso ao orifício, que é condensado, deixando 2 mm para a restauração que será feita em seguida. A superfície do canal é coberta com silano (espera de 60 segundos e secagem com jatos de ar), seguida da aplicação de agente adesivo (fotopolimerização por 20 segundos). Em caso de restauração provisória, o canal de acesso ao parafuso é preenchido com resina Fermit fotopolimerizável. Em caso de restauração definitiva, preenchimento com material resinoso fotopolimerizável. Esta técnica descrita pelos autores permite fácil remoção do material selador, prevenindo manipulação imprevisível e demorada em caso de necessidade de remoção da coroa ou do pilar parafusado.

Tarica et al.⁴³, em 2010, realizaram um estudo para determinar quais protocolos de cimentação são ensinados e recomendados por 62 escolas de odontologia dos EUA e programas de pós-graduação. De fevereiro a setembro de 2008, 96 questionários compostos por oito perguntas foram enviados ao assessor ou diretor de departamentos de dentística, programas avançados de prótese e implantes. O questionário perguntava quais fabricantes de implantes forneciam os produtos utilizados em suas escolas de odontologia. Além disso, questionava quanto à escolha de materiais e técnicas para o preparo da restauração e pilares antes da cimentação definitiva. Os dados foram analisados com estatística descritiva. Para todos os três tipos de programas, Nobel Biocare foi relatado como sendo o sistema de implantes mais utilizado, seguido por Biomet 3i, Straumann, Astra Tech, e sistemas Zimmer Dental. A técnica mais utilizada antes da cimentação definitiva foi jateamento de partículas abrasivas na superfície da restauração. Ionômero de vidro modificado por resina foi o agente de cimentação mais utilizado para cimentar restaurações sobre implantes. Os cinco materiais mais comumente usados para selar os orifícios de acesso aos parafusos são bolinhas de algodão, resina composta, material à base de borracha, guta-percha e resina composta provisória fotopolimerizada. A maioria dos programas de pós-graduação ensinam os alunos a

preencher o orifício de acesso ao parafuso completamente até a superfície oclusal. Diante disso, os autores concluíram que há uma grande variedade de protocolos de cimentação de próteses sobre implante e materiais utilizados em próteses implantossuportadas.

Em 2011, Ilie, Hickel¹⁶, fizeram uma revisão sobre os principais desenvolvimentos dos compósitos resinosos, suas deficiências, qualidades e implicações clínicas. Fizeram uma descrição das diferenças de composição entre os vários tipos de compósitos resinosos, como por exemplo, a inserção de novos monômeros como os siloranos e os ormoceres. De acordo com os autores, várias mudanças têm sido feitas nos compósitos resinosos para melhorar suas propriedades, tais como a diminuição do tamanho das partículas de carga; quantidade, forma e tratamento de superfície dessas partículas; alterações químicas e estruturais dos monômeros e modificações na dinâmica da reação de polimerização. Segundo eles, as partículas de carga não determinam diretamente as propriedades mecânicas dos compósitos, mas permitem a redução do teor de monômeros e conseqüentemente da contração de polimerização, melhorando o desgaste, translucidez, opalescência, radiopacidade, rugosidades internas, além do polimento, bem como a estética e manipulação. A diminuição do tamanho das partículas de carga e conseqüentemente o aumento da proporção área superficial/volume, resultam numa diminuição da manipulação e das propriedades mecânicas. Porém, a introdução de volumes de carga maiores que 60 % provavelmente irão causar uma grande quantidade de defeitos, levando a uma diminuição das propriedades mecânicas.

Kurt et al.²¹, em 2011, investigaram o efeito da cor do parafuso e da espessura do compósito na cor final da restauração do orifício de acesso ao parafuso de fixação. Espécimes de titânio cinza e de cor dourada foram usados como dois fundos diferentes. Discos de compósitos foram feitos em diferentes espessuras. As amostras do titânio e dos discos de compósitos foram colocados em um molde de metal para mensuração da cor. A cor de fundo

não afetou a cor final da restauração, no entanto a espessura da resina composta afetou a cor final. Quando a espessura do compósito foi aumentada e uma resina opaca foi usada sob a resina de selamento, o mascaramento da cor de fundo foi mais eficaz.

Rodolpho et al.³⁸, em 2011, através de um estudo longitudinal retrospectivo, tiveram como objetivo investigar a longevidade de restaurações posteriores realizadas em uma única clínica utilizando 2 diferentes compósitos em relação às partículas de carga e às propriedades dos materiais: P-50 APC (3M ESPE) com 70% volume de partícula de carga (microhíbrida) e Herculite XR (Kerr) com 55% em volume de partícula de carga (microparticulada). Registros dos pacientes foram utilizados para a coleta de dados. Foram selecionados pacientes com pelo menos 2 restaurações posteriores em compósito, confeccionadas entre 1986 e 1990, e que ainda mantinham regularmente consultas de reavaliação. 61 pacientes (20 homens, 41 mulheres, idade entre 31,2-65,1) apresentando 362 restaurações (121 em Classe I, 241 em Classe II) confeccionadas utilizando a técnica de sanduíche foram avaliadas por 2 operadores através do critério FDI. Os dados foram analisados estatisticamente com Teste Exato de Fisher, Kaplan-Meier, e análise de regressão Cox ($p < 0,05$). 110 falhas foram detectadas. Taxas de sobrevivência similares para ambos os compósitos foram observadas considerando todo o período de observação; melhor performance para a resina microhíbrida foi detectada considerando os últimos 12 anos. Houve maior probabilidade de falha em molares e em restaurações com múltiplas superfícies. Ambos compósitos avaliados apresentaram boa performance clínica ao longo dos 22 anos, com taxas de falhas de 1,5% e 2,2% para microhíbrida e microparticulada, respectivamente. Longevidade superior para o compósito de maior carga (microhíbrida) foi observado na segunda parte do período de observação, com taxa anual de falha constante entre 10 e 20 anos, enquanto o material microparticulado apresentou um aumento na taxa anual de falha

entre 10 e 20 anos, sugerindo que propriedades físicas deste compósito podem ter algum impacto na longevidade da restauração.

Shadid et al.⁴², em 2011, fizeram um estudo laboratorial para avaliar o efeito do orifício oclusal de acesso ao parafuso sobre a resistência à fratura de coroas implanto retidas cimentadas definitivamente. As amostras eram coroas metalo-cerâmicas com a anatomia e dimensões de um molar inferior e foram divididas em 3 grupos, sendo que no primeiro o agente cimentante usado foi o fosfato de zinco; no segundo, o óxido de zinco e eugenol; e no terceiro, fosfato de zinco porém com a presença nas coroas de um orifício oclusal de acesso ao parafuso. Após cimentação das coroas, foi realizada a termociclagem. Para o ensaio mecânico, foi utilizada uma esfera de 6,0 mm de diâmetro para aplicar uma carga compressiva no centro da superfície oclusal da coroa, com uma velocidade de atuador de 2,0 mm/min. Após a análise estatística, verificou-se que as coroas cimentadas que possuíam a superfície oclusal intacta apresentaram maiores valores de resistência, porém sem diferenças quanto ao agente cimentante.

Blum et al.⁵, em 2012, tiveram como objetivo avaliar o efeito de diferentes métodos de condicionamento de superfície sobre a resistência à tração e a integridade da interface cerâmica vítrea reforçada por leucita/resina composta. Foram usados quatro sistemas comerciais de reparo em cerâmica. Duzentas inserções de cerâmica Cerana foram tratadas mecanicamente e armazenadas em saliva artificial por 3 semanas, sendo subsequentemente aleatorizadas para os seguintes sistemas de reparo de cerâmica (n=40/grupo): Grupo 1, Reparo Cerâmico (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein); Grupo 2, Cimara (Voco, Germany); Grupo 3, Reparo Clearfil (Kuraray, Japan); Grupo 4, Sistema CoJet (3M ESPE, Germany); e grupo 5, sem condicionamento de superfície e sem sistema adesivo aplicado (grupo controle). Subsequentemente, resina composta foi adicionada nas superfícies dos substratos e os espécimes cerâmica/resina composta foram submetidos ao ensaio de resistência à tração.

Amostras representativas dos grupos testados foram submetidas à microscopia eletrônica de varredura (MEV) para determinar o modo de fratura. Os dados foram analisados estatisticamente utilizando análise de variância e teste de Kruskal-Wallis com 95% de intervalo de confiança. O condicionamento de superfície com o sistema Cojet resultou em um valor de resistência à tração estatisticamente maior ($5,2 \pm 1,1$ MPa) que o condicionamento de superfície com outros sistemas de reparo ($p = 0,03$). A análise das falhas na interface por MEV revelaram que todos os espécimes examinados falharam adesivamente. Enquanto altos valores de resistência à tração foram observados para o sistema Cojet, todos os outros sistemas de reparo resultaram relativamente em baixos valores e, como consequência, estes sistemas podem ser indicados apenas para medidas provisórias.

Dijken, Pallesen¹⁰, em 2012, realizaram um ensaio prospectivo randomizado de 6 anos com o objetivo de avaliar o desempenho clínico a longo prazo de uma nova resina composta (RC) nano-híbrida em restaurações Classe II em uma comparação com sua antecessora, uma resina composta híbrida convencional. Nesse estudo, cada um dos 52 participantes receberam pelo menos duas, tão semelhantes quanto possível, restaurações Classe II. As cavidades foram escolhidas aleatoriamente para serem restauradas, com uma RC nano-híbrida experimental (Exite / Tetric EvoCeram (TEC), $n = 61$) e uma RC híbrida convencional (Exite / Tetric Ceram (TC), $n = 61$). As restaurações foram avaliadas no início com critérios USPHS discretamente modificados e, em seguida, anualmente, durante 6 anos. Os resultados do estudo mostraram que oito restaurações com TEC (2P, 6M) e 6 com TC (2P, 4M) falharam durante os 6 anos. A principal razão do fracasso foi cárie secundária. A taxa geral de sucesso em seis anos foi de 88,1%. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada na taxa de sobrevivência global entre os dois tipos de resina composta investigados. A resina nano-híbrida mostrou bom desempenho clínico durante a avaliação de 6 anos, comparável à já estabelecida resina híbrida convencional.

Ilie et al.¹⁷, em 2012, tiveram como objetivo analisar a tenacidade à fratura de um grande número de categorias de materiais restauradores odontológicos. A tenacidade à fratura (KIC) de 69 materiais de restauração pertencentes a 10 categorias – microhíbrido, nanoparticulados, microparticulados, condensáveis, à base de ormocer, resinas flow, compômeros, compômeros flow, cimento de ionômero de vidro e resina modificada por cimento de ionômero de vidro – foi mensurada após armazenamento de 24 horas em água destilada. Dados foram analisados com ANOVA de uma variância, seguida de teste de Tukey. Amplas variações entre os materiais testados nas categorias foram encontradas. A menor tenacidade à fratura foi alcançada no grupo de ionômero de vidro, seguido por resinas compostas microparticuladas, resinas modificadas por ionômero de vidro, e compômeros flow, os quais não tiveram diferença significativa entre cada um dos outros do grupo de materiais. Materiais a base de ormocer, condensáveis e resinas microhíbridas tiveram estatística similar, alcançando os maiores valores de tenacidade à fratura. Entre as duas categorias de flow – compósitos e compômeros – diferenças não foram encontradas. A correlação entre tenacidade à fratura e volume de carga (0,34) e respectivo peso de carga (0,40) foi baixa. KIC aumentou com a fração volumétrica de partículas de carga até o valor crítico de 57%, seguindo com um platô, com valores constantes até 65% de fração volumétrica. Acima deste valor, KIC diminuiu ligeiramente. Devido a esta ampla variabilidade de valores de tenacidade à fratura nos tipos de materiais, a seleção de uma restauração apropriada não deve ser feita analisando a categoria do material, especialmente em áreas de estresse de carga, mas sim considerando as propriedades individuais do material.

Park et al.³², em 2012, tiveram como objetivo avaliar os níveis de microinfiltração pelo orifício de acesso ao parafuso em próteses parafusadas sobre implante seladas com diferentes materiais. Implantes com configuração em hexágono interno foram conectados ao pilar provisório com uma coroa de resina acrílica. Os 6,5 mm de acesso apical ao orifício

foram preenchidos com um dos seguintes materiais: bolinha de algodão, silicone de selamento, polivinil siloxano (silicone de adição), ou guta-percha. O remanescente coronário de 3 mm foi selado com resina composta. Ciclagem mecânica com 21 N, 1 Hz foi aplicada 16000 vezes para os espécimes em 0,5% solução básica de fucsina de acordo com o longo eixo do dente. O corante básico fucsina que penetrou na parede interna do pilar através do orifício de acesso foi dissolvido com álcool metil. Então a absorção foi medida por um espectrofotômetro a 540 nm para avaliar o grau de microinfiltração. Os resultados foram analisados estatisticamente com ANOVA um fator e teste de Tukey. Do maior para o menor, os níveis de infiltração foram na seguinte ordem: bolinha de algodão, silicone de selamento, polivinil siloxano e guta-percha. A microinfiltração associada com guta-percha não foi estatisticamente diferente de polivinil siloxano. Assim, os autores concluíram que no selamento do orifício de acesso ao parafuso em próteses sobre implante parafusadas, guta-percha e polivinil siloxano ajudariam a reduzir a microinfiltração.

Pjetursson et al.³³, em 2012, fizeram uma revisão sistemática com o objetivo de avaliar a sobrevivência de 5 e 10 anos de próteses fixas implantossuportadas (PFI) e descrever a incidência de complicações biológicas e técnicas. Uma busca eletrônica no Medline complementada por busca manual foi realizada para identificar os estudos prospectivos e retrospectivos e séries de casos sobre PFIs com um tempo de seguimento médio de pelo menos 5 anos. Os pacientes tinham que ter sido examinados clinicamente em consultas de manutenção. A pesquisa forneceu 979 títulos e 257 resumos. A análise do texto completo foi realizada em 90 artigos, resultando em um total de 32 estudos que preencheram os critérios de inclusão. Uma meta-análise destes estudos indicou uma estimativa de sobrevida dos implantes de 95,6% após 5 anos e de 93,1% após 10 anos. Quando os implantes de superfície usinada foram excluídos da análise, e apenas os implantes de superfície rugosa foram incluídos, a taxa de sobrevivência aumentou para 97,2% depois de 5 anos. A taxa das PFIs

implantossuportadas foi de 95,4% após 5 anos e 80,1% após 10 anos de função. Quando a análise foi feita exclusivamente para PFIs metalo-cerâmicas, a taxa de sobrevivência aumentou significativamente para 96,4% após 5 anos, e para 93,9% após 10 anos. Apenas 66,4% dos pacientes estavam livres de quaisquer complicações após 5 anos. As complicações mais freqüentes durante o período de observação de 5 anos eram fraturas do material de revestimento (13,5%), peri-implantite e complicações nos tecidos moles (8,5%), perda da restauração do orifício de acesso ao parafuso (5,4%), afrouxamento do parafuso ou do pilar (5,3%), e perda de retenção das PFIs cimentadas (4,7%). Os autores concluíram que prótese fixa implanto-suportada é um método de tratamento seguro e previsível, com altas taxas de sobrevivência. No entanto, as complicações biológicas e técnicas são freqüentes (33,6%). Para minimizar a incidência de complicações, profissionais de odontologia devem fazer um grande esforço na escolha de materiais e componentes confiáveis para PFIs implantossuportadas e os pacientes devem ser colocados no sistema de manutenção bem estruturado após o tratamento.

Rastelli et al.³⁵, em 2012, realizaram um estudo com o objetivo de comparar o conteúdo inorgânico e a morfologia de um compósito nanoparticulado e um nanohíbrido com uma resina composta microhíbrida universal. A dureza vickers, grau de conversão e microscopia eletrônica de varredura dos materiais fotopolimerizáveis, usando a unidade de LED também foram investigados. Foram usados neste estudo um compósito nanoparticulado (Filtek Supreme XT), um nanohíbrido (TPH), microhíbrido universal (Filtek Z-250) de cor A2. As amostras foram feitas em um molde metálico (4 mm de diâmetro e 2 mm de espessura). O peso do conteúdo foi medido por análise termogravimétrica (TG). A resina composta Filtek Z-250 (microhíbrida) apresentou maior grau de conversão e dureza do que Filtek Supreme XT (nanoparticulada) e TPH (nanohíbrida), respectivamente. O compósito TPH exibiu, de longe, a mais baixa propriedade mecânica. Os Compósitos nanoparticulados

apresentaram propriedades mecânicas, pelo menos tão boas quanto os híbridos universais, e poderiam assim, ser utilizados para as mesmas indicações clínicas, bem como para restaurações anteriores, devido às suas altas propriedades estéticas.

Hickel et al.¹⁵, em 2103, fizeram uma revisão sistemática dos aspectos clínicos e laboratoriais de reparo de restaurações, considerando diferentes materiais restauradores - compósitos à base de resina, amálgama, cimento de ionômero de vidro, cerâmica ou metais. O trabalho também dá uma visão geral das ocorrências do ensino do reparo em diferentes universidades. Além disso, apresenta os critérios de decisão para quando se deve tratar um defeito na restauração com remodelação, reparação, substituição ou nenhum tratamento. As seguintes bases de dados foram analisadas: Cochrane Library, MEDLINE, EMBASE, BIOSIS e PUBMED. A estratégia de busca para o reparo de restauração com compósito à base de resina (n = 360) e as buscas manuais (n = 95) forneceram 455 estudos potencialmente elegíveis. Depois de desduplicação, 260 registros foram examinados pelos títulos e resumos, sendo que 154 estudos foram excluídos e 106 artigos foram avaliados para elegibilidade ao analisar os textos completos. Seguindo o mesmo processo de pesquisa e seleção, 42 estudos para o reparo de amálgama, 51 estudos para reparo inlays ou porcelana e 8 estudos para o ensino foram avaliados para elegibilidade pela análise dos textos completos. A reparação de restauração é um método valioso para melhorar a qualidade das restaurações e é aceita, praticada e ensinada em muitas universidades. Mas segundo os autores, existe uma necessidade metodológica de ensaios clínicos randomizados de longo prazo para ser possível dar uma recomendação baseada em evidência. Com base nos estudos analisados as seguintes técnicas podem ser recomendadas: A) reparos de defeitos marginais de todos os tipos de restaurações e materiais: abertura e limpeza cuidadosa para excluir cáries profundas e suavizar as margens, ácido fosfórico e aplicação de um adesivo (em caso de falha em restaurações cerâmicas ou de compósitos, um silano pode ser vantajoso), os gaps podem ser

melhor preenchidos com resinas compostas fluidas. B) reparo de restaurações com defeitos em lasca, fratura em massa, perda parcial ou desgaste severo:

(a) Falha na superfície de resina composta: alisamento e limpeza da superfície, aplicação de silano, adesivo e resina composta, sem pontos de contato oclusais na área crítica.

(b) Falha na superfície cerâmica: alisamento e limpeza da superfície, ácido fluor 5%, aplicação de silano, adesivo e resina composta, sem pontos de contato oclusais na área crítica.

(c) Superfície metálica exposta: alisamento e limpeza da superfície, silicatização (CoJet ®) silano, opacificador e resina composta.

(d) Superfícies de esmalte e dentina expostas devem ser alisadas e condicionadas com ácido fosfórico e aplicação de adesivo e resina composta. Se apenas a superfície do esmalte está envolvida, é preferível um adesivo mais hidrofóbico ao invés de um adesivo de dentina.

Em 2013, Ferracane¹² procurou responder alguns questionamentos como: Por que compósitos odontológicos restauradores diretos falham clinicamente? Que teste pode ser apropriado para prever o desempenho clínico? Será que os testes in vitro se correlacionam com o desempenho clínico? Para isso o autor realizou um estudo na literatura relacionado com o desempenho clínico e laboratorial dos materiais restauradores odontológicos. As principais razões para o fracasso e substituição de restaurações de resina composta forneceram a orientação para a identificação de propriedades específicas de materiais que eram propensos a ter um maior impacto sobre os resultados clínicos. Há alguns exemplos de estudos que mostram correlação entre os testes laboratoriais de propriedades físicas ou mecânicas e desempenho clínico dos compósitos odontológicos. Algumas evidências relacionam o desgaste clínico à força de flexão, tenacidade à fratura e ao grau de conversão

da matriz de polímero. Há evidências relacionando colapso marginal com tenacidade à fratura. Apesar do fato de que há pouca evidência confirmatória, existe a expectativa de que a fratura e desgaste se relacionem com resistência à fadiga. Só existe evidência mínima para correlacionar qualidade marginal e força de adesão no laboratório com o desempenho clínico de compósitos dentários adesivos. O uso de ensaios clínicos para avaliar novas formulações de compósitos dentários para o seu desempenho é caro e consome tempo, e seria ideal para ser capaz de prever os resultados clínicos baseados em um único ou vários testes laboratoriais. No entanto, embora existam certas correlações, o sucesso clínico global de compósitos odontológicos é multi fatorial e, portanto, improvável de ser previsto com precisão até mesmo numa bateria de métodos de ensaio in vitro. Para o autor, é clinicamente relevante que os testes de novos materiais restauradores diretos incluam alguma avaliação de força, provavelmente o teste de flexão, e uma avaliação da tenacidade à fratura. O motivo destas escolhas é o fato de que uma das principais razões para o fracasso clínico dos materiais restauradores odontológicos diretos é a fratura. A resistência à fadiga é uma propriedade importante para se avaliar porque a maioria dos materiais falham provavelmente devido a danos acumulados de carga cíclica na cavidade oral, em vez de um único evento de carga. O desgaste também deve ser avaliado como uma ferramenta de triagem de materiais que irão substituir superfícies oclusais. A alteração dimensional do material durante seu endurecimento é importante para avaliar como isso vai afetar o seu selamento marginal. A extensão e profundidade do material também são importantes para serem avaliadas, uma vez que provavelmente influenciam a durabilidade da restauração a longo prazo. A manipulação e a facilidade de utilização serão sempre propriedades importantes para avaliar qualquer material novo. A biocompatibilidade do material deve ser avaliada para garantir a segurança.

Park, Yoon³¹, em 2013, descreveram uma nova técnica para localizar a posição e angulação do orifício do parafuso em 3D, utilizando tecnologia CAD/CAM. De acordo com

os autores, a reversibilidade é muito importante nos casos de afrouxamento do parafuso de pilares de próteses cimentadas implantossuportadas. Nesta técnica, pode-se escanear o modelo de trabalho ou a própria boca. Um registro definitivo do orifício pode ser feito em 3 dimensões e salvo como um arquivo. Além da posição do orifício, a angulação e a orientação são obtidas podendo ser recuperadas caso haja necessidade.

Proposição

3 PROPOSIÇÃO

Os objetivos deste presente estudo foram:

1. Avaliar a influência de diferentes materiais obturadores do canal de acesso ao parafuso sobre a resistência à fratura de duas resinas compostas fotopolimerizáveis utilizadas no selamento do orifício;
2. Avaliar a influência do orifício e do seu selamento sobre a resistência à fratura da porcelana de cobertura de restaurações metalocerâmicas implantossuportadas parafusadas.

Material e Método

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Material

No Quadro 1 estão relacionados os principais materiais utilizados, juntamente com as marcas comerciais, os fabricantes e os números de lote.

Quadro 1 - Identificação dos principais materiais utilizados na pesquisa.

MATERIAIS	MARCAS	FABRICANTES	LOTE
Porcelana feldspática	Noritake Super Porcelain EX-3	Noritake Kizai Co, Ltd, Nagoya, Japan	-
Liga de níquel-cromo	VeraBond II	AALBA Dent. Inc., Fairfield, CA, EUA	-
Componente protético UCLA	Biomet 3i	Biomet 3i, West Palm Beach, FL, EUA	-
Implante 5,0 H.E.	Biomet 3i	Biomet 3i, West Palm Beach, FL, EUA	-
Análogo implante 5,0 H.E.	Biomet 3i	Biomet 3i, West Palm Beach, FL, EUA	-
Fita de politetrafluoretileno	Veda Rosca Kimetais	E. Xavier e Cia LTDA, Bauru, SP, Brasil	-
Guta-percha	Guta-Percha Bastão	Dentsply Ind. E Com. Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil	235987B
Algodão Hidrófilo	Soft Cotton	Ind. Com. Imp. e Exp. LTDA, Sorocaba, SP, Brasil	2009
Resina composta fotopolimerizável	Z-100	3M ESPE St Paul, Minn, EUA	N152662
Resina composta fotopolimerizável	P-60	3M ESPE St Paul, Minn, EUA	N141134
Agente adesivo	Adper Scotchbond Multi Uso Plus	3M ESPE St Paul, Minn, EUA	N156093
Agente de ligação	Silano	Dentsply Ind. E Com. Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil	317500C
Ácido fluorídrico 10%	Condicionador de porcelanas	Dentsply Ind. E Com. Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil	1595658
Cimento resinoso	Rely X U100	3M ESPE St Paul, Minn, EUA	431180
Resina acrílica autopolimerizável	DuraLay	Reliance Dental MFG. Company, Alsip, IL, EUA	27630 / 28630
Óxido de alumínio	Bio-art	Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda, São Carlos, São Paulo, Brasil	SN19860
Silicone de condensação	Zetalabor	Zhermack SPA, Rovigo, Itália	148256

4.2 Método

4.2.1 Resistência à fratura da resina composta de selamento

Os corpos-de-prova foram divididos em nove grupos (n=10), de acordo com a resina composta usada para selar o orifício de acesso ao parafuso (OAP) e com os materiais obturadores do canal do OAP, da seguinte forma:

Grupo 1: selamento com resina composta Z-100 (3M ESPE, St Paul, Minn, EUA) e sem obturação do canal do OAP (controle negativo para Z-100);

Grupo 2: selamento com resina composta P-60 (3M ESPE, St Paul, Minn, EUA) e sem obturação do canal do OAP (controle negativo para P-60);

Grupo 3: selamento com Z-100 e obturação do canal do OAP com bolinhas de algodão absorvente (Soft Cotton, Ind. Com. Imp. e Exp. LTDA, Sorocaba, SP, Brasil);

Grupo 4: selamento com P-60 e obturação do canal do OAP com bolinhas de algodão absorvente;

Grupo 5: selamento com Z-100 e obturação do canal do OAP com fita de politetrafluoretileno (Veda Rosca Kimetais, E. Xavier e Cia LTDA, Bauru, SP, Brasil);

Grupo 6: selamento com P-60 e obturação do canal do OAP com fita de politetrafluoretileno;

Grupo 7: selamento com Z-100 e obturação do canal do OAP com guta-percha (Guta-Percha Bastão, Dentsply Ind. E Com. Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil);

Grupo 8: selamento com P-60 e obturação do canal do OAP com guta-percha;

Group 9: superfície intacta de porcelana (controle positivo), simulando uma coroa metalo-cerâmica cimentada.

4.2.1.1 Confeção dos corpos-de-prova

Inicialmente uma matriz metálica (M1) (Figura 1) foi utilizada para fixar, por meio de um parafuso lateral, um análogo de implante de hexágono externo com plataforma de 5,0 mm de diâmetro (3i Implant Innovations, West Palm Beach, FL, EUA). Sobre esse análogo foi parafusado o componente protético do tipo UCLA totalmente calcinável (3i Implant Innovations, West Palm Beach, FL, EUA) (Figura 2).

Figura 1 – Matriz metálica (M1).



Figura 2 – Matriz metálica (M1) com o componente UCLA.



Outra matriz metálica (M2), cilíndrica, de superfície teflonada e bipartida foi posicionada ao redor do componente protético e encaixada na matriz M1, sendo que as metades foram mantidas unidas por meio de um anel de borracha (Figura 3). A matriz M2 possuía a mesma altura do componente UCLA, 12,3 mm, e diâmetro de 10,0 mm.

Figura 3 – Matrizes metálicas (M1 e M2) com o componente UCLA.



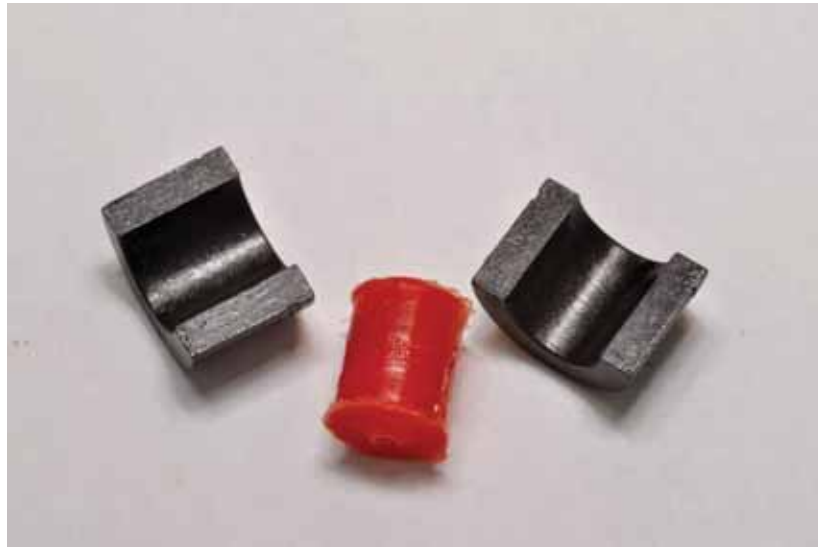
A seguir, uma haste metálica teflonada foi inserida no interior do OAP para que o componente UCLA pudesse ser incluído com resina acrílica autopolimerizável (DuraLay, Reliance Dental MFG. Company, Alsip, IL, EUA), evitando-se assim que a resina entrasse no OAP (Figura 4).

Figura 4 – Inclusão do componente UCLA com resina acrílica.



Para a confecção dos corpos-de-prova do grupo 9, foi utilizada apenas a matriz M2 para incluir um cilindro inteiriço de resina acrílica, uma vez que não haverá a presença do OAP. Depois da polimerização da resina acrílica, a haste metálica foi removida, o parafuso de fixação do componente protético foi desapertado e as metades da matriz M2 separadas (Figura 5).

Figura 5 – Matriz metálica M2 bipartida aberta e o componente UCLA incluído em resina acrílica.



Os excessos de resina foram removidos através de polimento com lixa d'água #600 (3M do Brasil Ltda, Campinas, São Paulo, Brazil) em uma politriz (Metaserv 2000; Buehler Ltd, Coventry, UK).

Na sequência dois procedimentos foram realizados:

- Os corpos-de-prova dos grupos 1 e 2 tiveram o batente do parafuso removidos por meio de uma broca esférica de aço # 8 (Dentsply / Maillefer, Ballaigues, Suíça) em baixa

rotação (Figura 6). O objetivo deste procedimento era permitir a introdução posterior de uma haste metálica para padronizar a quantidade de resina composta durante o selamento do OAP.

- Os demais corpos-de-prova tiveram a abertura inferior do componente UCLA preenchida com cera # 7 (Wilson Cera Rosa 7, Polidental, Cotia, SP, Brasil) até o batente do parafuso. Para tal, utilizou-se uma haste metálica inserida no OAP para se evitar a entrada de cera no canal (Figura 7).

Figura 6 – Remoção do batente do parafuso.

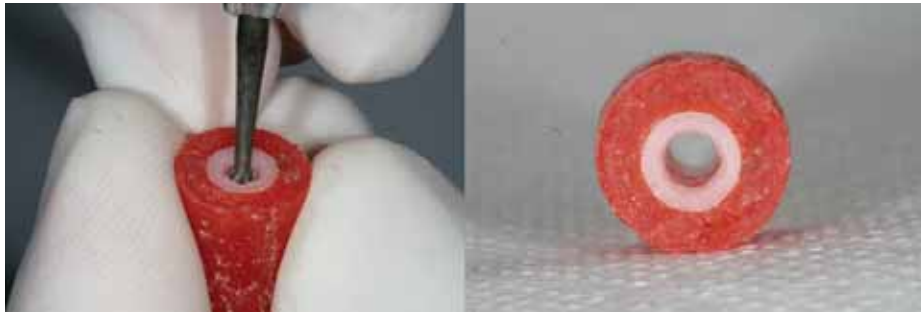
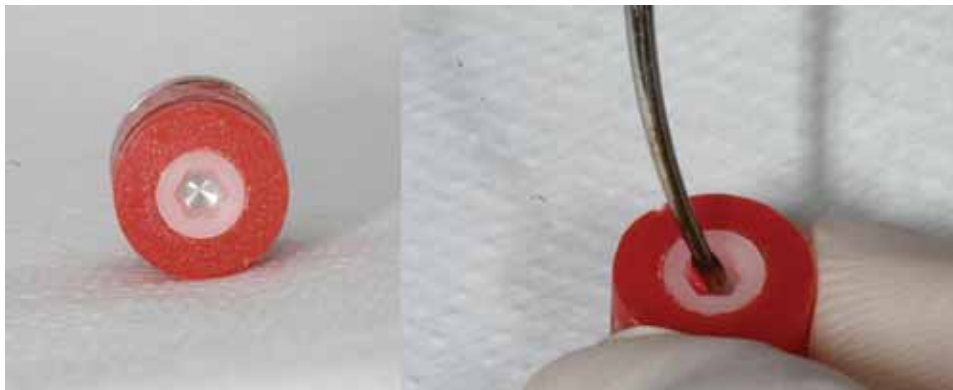


Figura 7 – Preenchimento com cera da abertura inferior do componente UCLA.



Logo após, os corpos-de-prova foram incluídos em um anel de PVC com revestimento para fundição (Heat Shock, Polidental, Cotia, SP, Brasil), seguindo-se as recomendações do fabricante. Na sequência, foi realizada a fundição com liga metálica de Ni-

Cr (VeraBond II, AALBA Dent. Inc., Fairfield, CA, EUA) em uma centrífuga por indução (Power Cast 1700, EDG Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil), seguindo-se as recomendações do fabricante.

Previamente à aplicação da porcelana, foi realizado o jateamento com óxido de alumínio 100 μ (Professional Jet, EDG Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil) para limpeza superficial e em seguida a usinagem com discos de corte (Discos de Corte, Schelble Indústria de Pontas Abrasivas, Petrópolis, RJ, Brasil) e brocas diamantadas para peça de mão (Ponta Diamantada PM, KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil). Logo após, foi realizada a degaseificação em forno para cerâmica (Austromat 644, Dekema Dental-Keramiköfen GmbH, Freilassing, Alemanha) a 1000°C por 1 minuto. Após esfriamento, foi realizado novo jateamento com óxido de alumínio 100 μ por 30 segundos e a limpeza em cuba ultrassônica (Biowash, Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda, São Carlos, SP, Brasil) por 1 minuto.

O próximo passo foi a aplicação da camada de porcelana (Noritake Super Porcelain EX-3; Noritake Kizai Co, Ltd, Nagoya, Japan) com espessura de 2,0 mm²⁸ na face de localização do OAP. Para isso, foi utilizada uma matriz metálica (M3), cilíndrica, de superfície teflonada, bipartida, e com altura de 14,3 mm e 10,0 mm de diâmetro (Figura 8).

Figura 8 – Matriz metálica M3.



O corpo-de-prova fundido foi colocado no interior da matriz (cujas metades eram mantidas em posição por meio de um anel de borracha) e uma haste metálica teflonada foi inserida no interior do OAP. Assim, a porcelana pode ser aplicada (uma camada de opaco, uma de dentina e glaze) de forma a manter uma espessura uniforme preservando as dimensões padronizadas do OAP (Figuras 9 e 10). Para os corpos-de-prova do grupo 9, não houve a necessidade de utilização da haste metálica, uma vez que não havia a presença do OAP. Todos os procedimentos de manipulação e sinterização da porcelana foram feitos de acordo com as recomendações do fabricante.

Figura 9 – Utilização da matriz metálica M3 e da haste metálica para aplicação da camada de opaco.



Figura 10 – Utilização da matriz metálica M3 e da haste metálica para padronização da camada de porcelana.



4.2.1.2 Selamento do orifício de acesso ao parafuso

Antes do selamento, a superfície de porcelana do OAP foi jateada com óxido de alumínio 50 μm a 35 psi por 20 segundos (Microjato, Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda, São Carlos, São Paulo, Brasil) e condicionada com ácido fluorídrico 10 % (Condicionador de porcelanas, Dentsply Ind. E Com. Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil) por dois minutos; logo após, foi lavada com spray de água e seca.

Em seguida, os materiais obturadores foram condensados, de acordo com o grupo experimental, com um condensador de amálgama ⁷ (Condensador Ward #2 Duflex, SSWhite Artigos Dentários LTDA, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) sob pressão manual até a interface metal-porcelana ¹⁹ (Figura 11).

Figura 11 – Algodão condensado até a interface metal-porcelana.



Uma sonda periodontal (Sonda Willians, Golgran Ind. e Com. de Instrumental Odontológico LTDA., São Caetano do Sul, SP, Brasil) foi utilizada para padronizar a quantidade de material obturador dentro do canal e conseqüentemente limitar a quantidade de resina composta no OAP (Figura 12). A padronização desses materiais é importante para fins de comparações ² e, além disto, a coloração acinzentada ou escurecida do OAP citada na literatura ^{21, 24} é evitada porque a superfície de metal do OAP é totalmente coberta pelo

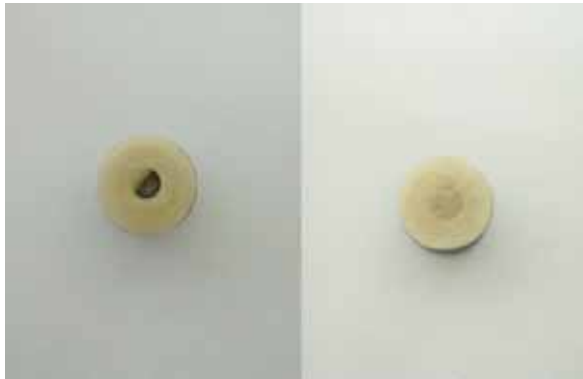
material obturador. E através de um estudo piloto, as quantidades de materiais obturadores foram pré-determinadas, desta forma, tiras de fita veda-rosca foram cortadas no mesmo comprimento, assim como os bastões de guta-percha foram cortados em segmentos de tamanhos similares e bolinhas de algodão de tamanhos similares também foram feitas para se conseguir uma padronização mais fiel possível destes materiais dentro do canal do OAP.

Figura 12 – Verificação da padronização da quantidade de materiais obturadores.



Na sequência, foi aplicado o agente silano (Silano, Dentsply Ind. E Com. Ltda, Petrópolis, RJ, Brazil) de acordo com as recomendações do fabricante e, após um minuto, uma fina camada do sistema adesivo (Scotchbond Multi Uso Plus, 3M ESPE, St Paul, Minn, EUA) foi aplicada e polimerizada por 20 segundos por uma unidade de luz visível (Curing Ligth XL3000, 3M ESPE, St Paul, Minn, EUA) com intensidade de luz de pelo menos 400 mW/cm². Ao final, a resina composta (Z-100 ou P-60) foi inserida com uma espátula de inserção (Espátula Titânio Suprafil #1, Golgran Ind. e Com. de Instrumental Odontológico LTDA., São Caetano do Sul, SP, Brasil) em três porções, cada uma, polimerizada por 40 segundos com a mesma unidade de luz previamente mencionada (Figura 13).

Figura 13 – Inserção da resina composta.



Nos grupos 1 e 2, como não há obturação do canal do OAP, foi utilizada uma haste metálica, de 12,3 mm de comprimento, inserida pela face oposta ao OAP para padronizar a espessura de 2,0 mm de resina composta do selamento (Figura 14).

Figura 14 – Inserção da haste metálica para padronização da camada de resina composta nos grupos 1 e 2.



Todos os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada por 24 horas a 37°C^{40,53}. Sendo, posteriormente termociclados por 20 horas, correspondendo a 1000 ciclos, com intervalos de imersão de 30 segundos nas temperaturas de 5°C e 55°C⁴⁰. Imediatamente

após a ciclagem térmica, os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada por mais 7 dias a 37°C antes do ensaio mecânico ^{40, 53}.

4.2.1.3 Ensaio mecânico de resistência à fratura

Uma barra de aço inoxidável com uma ponta arredondada de 1,0 mm de diâmetro foi usada para aplicar uma força vertical compressiva no centro da superfície de resina composta do selamento (grupos 1 ao 8) ou no centro da camada de porcelana (grupo 9). O objetivo dessa ponta foi simular um contato oclusal de uma ponta de cúspide. O teste de resistência à fratura foi realizado em uma máquina de ensaios mecânicos (EMIC DL2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil) com uma célula de carga de 10 kN e velocidade do atuador de 0,5 mm/min ^{40, 46, 53} até a fratura da resina. Durante o teste, o corpo-de-prova foi mantido em posição por meio de parafusos laterais (Figura 15).

Figura 15 – Corpo-de-prova mantido em posição para o ensaio mecânico.



4.2.1.4 Análise estatística

Todos os valores foram registrados em Newton (N) e analisados pela ANOVA – dois fatores e teste de Tukey para comparações múltiplas com intervalo de confiança de 95 %

e nível de significância com $p < 0,05$. Para realização da análise estatística foi utilizado o programa de computador IBM SPSS Statistics versão 20 (IBM Corporation, Armonk, NY, EUA).

4.2.1.5 Microscopia eletrônica de varredura (MEV)

Para avaliar o modo de falha, foi utilizado um microscópio eletrônico de varredura (JSM – 6610LV, JEOL USA Inc., Peabody, MA, EUA), sendo que as falhas foram classificadas como adesivas (falha na interface porcelana/resina composta), coesivas (falhas dentro da massa de resina) ou mistas (adesiva e coesiva).

4.2.2 Resistência à fratura da porcelana de cobertura

Os corpos-de-prova foram divididos igualmente em três grupos (n=10):

Grupo 1: coroas metalo-cerâmicas parafusadas implantossuportadas com o orifício de acesso ao parafuso (OAP) selado;

Grupo 2: coroas metalo-cerâmicas parafusadas implantossuportadas com o orifício de acesso ao parafuso (OAP) aberto (controle negativo);

Grupo 3: coroas metalo-cerâmicas cimentadas implantossuportadas.

4.2.2.1 Confecção dos corpos-de-prova

Inicialmente, foi realizado o enceramento de uma coroa com anatomia e dimensões de um molar inferior: 11,0 mm mesio-distal, 10,0 mm vestibulo-lingual e 8,5 mm cérvico-oclusal^{2, 28, 42} (Figura 16).

Figura 16 – Enceramento da coroa.



Com uma broca esférica de aço # 8 (Dentsply / Maillefer, Ballaigues, Suíça), em baixa rotação, foi realizado um orifício no centro da face oclusal da coroa para que esta fosse adaptada em um componente protético do tipo UCLA totalmente calcinável (3i Implant Innovations, West Palm Beach, FL, EUA), sendo esta adaptação complementada através de enceramento (Figura 17).

Figura 17 – Sequência da adaptação da coroa no componente UCLA.



Uma matriz metálica foi utilizada para fixar, por meio de um parafuso lateral, um análogo de implante de hexágono externo com plataforma de 5,0 mm de diâmetro (3i Implant Innovations, West Palm Beach, FL, EUA) (Figura 18). E sobre esse análogo foi parafusado o conjunto coroa encerada/UCLA (Figura 19).

Figura 18 – Matriz metálica com o análogo fixado.

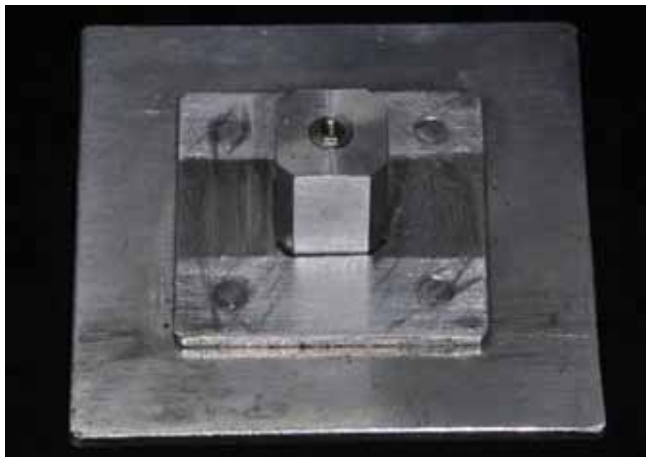
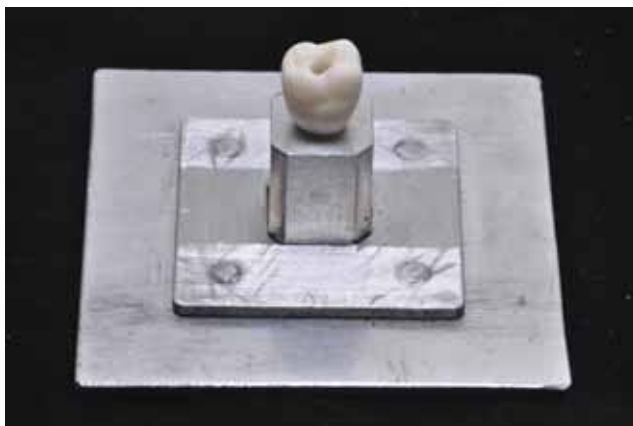


Figura 19 – Conjunto coroa encerada/UCLA parafusado ao análogo.



Em seguida, o orifício da coroa foi selado com cera, mantendo-se a anatomia oclusal. Uma caixa metálica teflonada sem fundo foi encaixada na base da matriz metálica (Figura 20) e, a partir daí, foram feitos dois padrões (I1 e I2) com silicone de condensação

(Zetalabor, Zhermack SPA, Rovigo, Itália) e seccionados ao meio com um estilete (Figura 21), um no sentido mesio-distal e outro no sentido vestibulo-lingual, com o objetivo de padronizar a anatomia e a espessura da camada de porcelana das coroas metalo-cerâmicas finais (Figura 22).

Figura 20 – Caixa metálica encaixada na base da matriz.



Figura 21 – Padrão de silicone sendo seccionado.

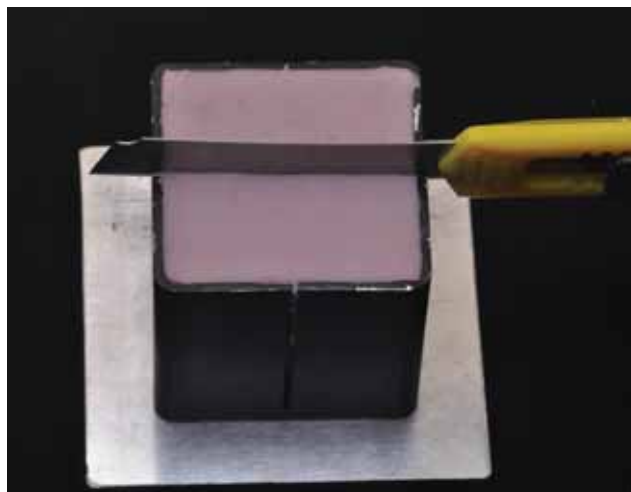
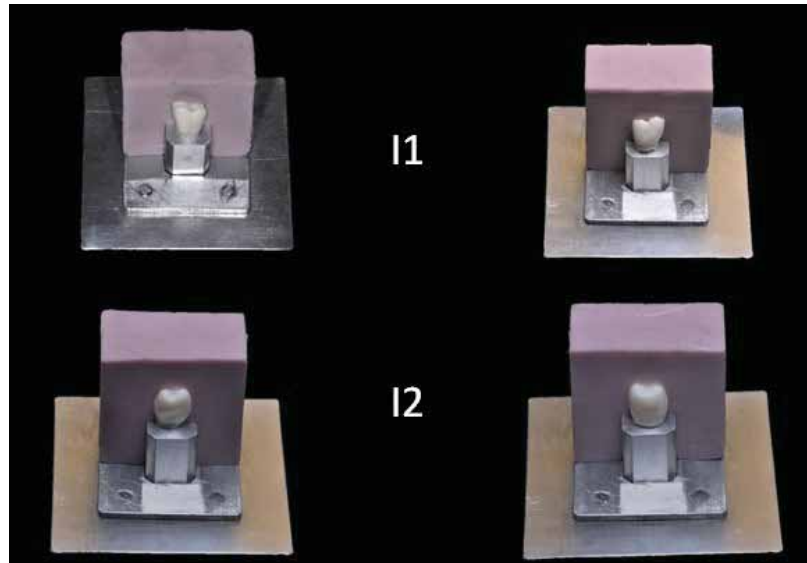
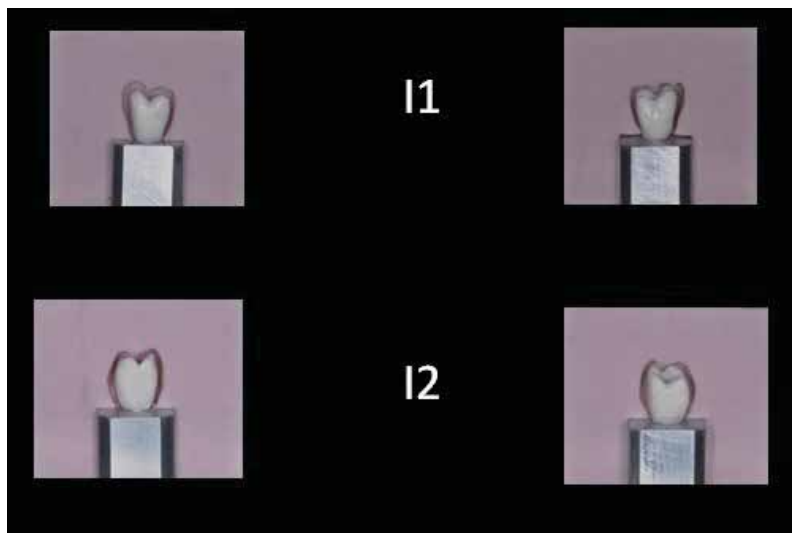


Figura 22 – Padrões de silicone de condensação seccionados.



Para a confecção das coroas dos grupos 1 e 2, o enceramento inicial foi reduzido dando a conformação de uma infra-estrutura para coroa parafusada, permitindo a aplicação de uma camada de porcelana de aproximadamente 2,0 mm de espessura ²⁸ no terço oclusal (Figura 23). Dois novos padrões de silicone (I3 e I4) foram feitos e seccionados da mesma forma que os anteriores para padronizar a confecção de novas infra-estruturas (Figura 23).

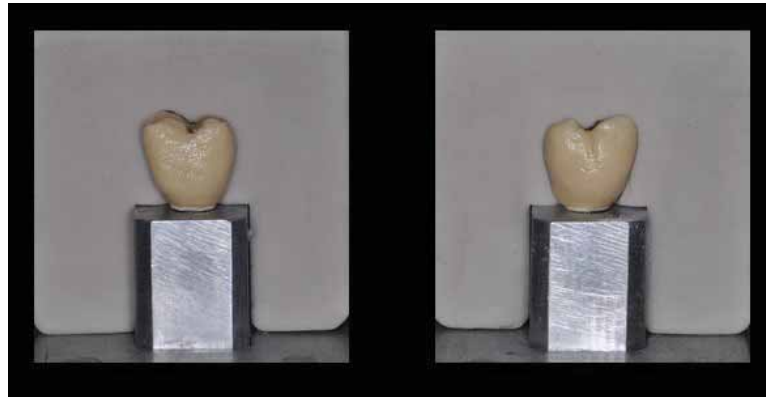
Figura 23 – Enceramento reduzido para confecção das infra-estruturas metálicas.



As infra-estruturas enceradas foram incluídas em um anel de PVC com revestimento para fundição (Heat Shock, Polidental, Cotia, SP, Brasil), seguindo-se as recomendações do fabricante. Na sequência, foi realizada a fundição com liga metálica de Ni-Cr (VeraBond II, AALBA Dent. Inc., Fairfield, CA, EUA) em uma centrífuga por indução (Power Cast 1700, EDG Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil), seguindo-se as recomendações do fabricante. Após a fundição, foi realizado o jateamento com óxido de alumínio 100 μ (Professional Jet, EDG Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil) para limpeza superficial e em seguida a usinagem com discos de corte (Discos de Corte, Schelble Indústria de Pontas Abrasivas, Petrópolis, RJ, Brasil) e brocas diamantadas para peça de mão (Ponta Diamantada PM, KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil). Foi verificada a adaptação das infra-estruturas metálicas ao análogo por meio de uma sonda exploradora bem afiada (Sonda # 5, Golgran Ind. e Com. de Instrumental Odontológico LTDA., São Caetano do Sul, SP, Brazil).

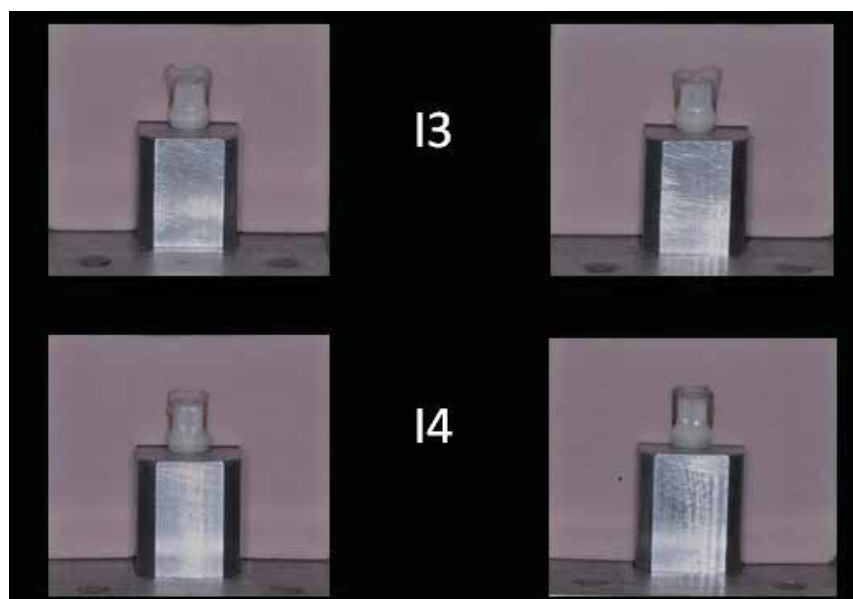
Logo após, foi realizada a desgaseificação em forno para cerâmica (Austromat 644, Dekema Dental-Keramiköfen GmbH, Freilassing, Alemanha) a 1000°C por 1 minuto. Após esfriamento, foi realizado novo jateamento com óxido de alumínio 100 μ por 30 segundos e a limpeza em cuba ultrassônica (Biowash, Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda, São Carlos, SP, Brasil) por 1 minuto. O próximo passo foi a aplicação da camada de porcelana (Noritake Super Porcelain EX-3; Noritake Kizai Co, Ltd, Nagoya, Japan) tomando-se o cuidado de manter o OAP, e verificando a anatomia e espessura dos padrões I1 e I2 (Figura 24). Todos os procedimentos de manipulação, aplicação da camada de opaco, da camada de porcelana de dentina e glaze foram seguidos de acordo com as recomendações do fabricante. Posteriormente, as coroas foram analisadas com uma lente de aumento de 4X sob uma fonte de luz fluorescente para verificar a presença de possíveis trincas na superfície da porcelana².

Figura 24 – Checagem da anatomia e espessura da camada de porcelana.



Para confecção das coroas do grupo 3, um enceramento sobre o componente UCLA foi feito inicialmente com base nos padrões I3 e I4 e então, reduzido em torno de 1,0 mm dando a conformação de um pilar preparado com ângulo de convergência oclusal ao redor de 6° ^{2, 14, 24} (Figura 25). Mais dois novos padrões de silicone (I5 e I6) foram feitos e seccionados da mesma forma como os anteriores para padronizar o preparo dos demais pilares para as coroas cimentadas.

Figura 25 – Enceramento reduzido para a forma de pilar preparado para as coroas cimentadas.



Os enceramentos dos pilares foram fundidos em liga de Ni-Cr (VeraBond II, AALBA Dent. Inc., Fairfield, CA, EUA) seguindo-se os mesmos procedimentos de fundição e acabamento realizados com as infra-estruturas dos grupos 1 e 2. Na sequência, foi verificada a adaptação dos pilares sobre o análogo por meio de uma sonda exploradora bem afiada (Sonda # 5, Golgran Ind. e Com. de Instrumental Odontológico LTDA., São Caetano do Sul, SP, Brazil). Em seguida, uma camada de espaçador de aproximadamente 0,5 mm de espessura²⁸ foi aplicada sobre os pilares para permitir espaço para o cimento^{2,28}. E, então, os copings puderam ser encerados diretamente sobre os pilares mantendo uma espessura ao redor de 0,5 mm e um desenho anatômico que foi guiado pelos padrões I3 e I4. Os copings foram fundidos em liga de Ni-Cr (VeraBond II, AALBA Dent. Inc., Fairfield, CA, EUA) seguindo-se os mesmos procedimentos de fundição e acabamento já mencionados. A adaptação dos copings aos pilares foi verificada por meio de uma sonda exploradora bem afiada (Sonda # 5, Golgran Ind. e Com. de Instrumental Odontológico LTDA., São Caetano do Sul, SP, Brazil).

A camada de porcelana (Noritake Super Porcelain EX-3; Noritake Kizai Co, Ltd, Nagoya, Japan) foi aplicada sobre os copings seguindo-se os mesmos procedimentos realizados com as coroas dos grupos 1 e 2, e a anatomia e espessura verificadas através dos padrões I1 e I2. Posteriormente, as coroas foram analisadas com uma lente de aumento de 4X sob uma fonte de luz fluorescente para verificar a presença de possíveis trincas na superfície da porcelana².

4.2.2.2 Selamento do OAP e cimentação das coroas

Trinta implantes com plataforma de 5,0 mm de diâmetro e comprimento de 10,0 mm (3i Implant Innovations, West Palm Beach, FL, EUA) foram incluídos em tubos de PVC

com a resina epóxi ^{18, 19} (Araldite GY1109, Huntsman Química Brasil Ltda, São Paulo, SP, Brasil), por meio de um dispositivo no qual o implante era parafusado para que ele ficasse centralizado e mantido na mesma altura dentro do tubo de PVC (Figura 26).

Figura 26 – Dispositivo para inclusão do implante no tubo de PVC.



Em seguida, as coroas dos grupos 1 e 2 e os pilares dos grupo 3 foram torqueados sobre os implantes por meio de um torquímetro digital (Instrutherm TQ-680 – INSTRUTHERM, São Paulo, SP, Brasil) que padronizou o torque em 32 N.cm de acordo com as instruções do fabricante dos componentes. Para o procedimento de torque do parafuso, a coroa e o torquímetro foram fixados em um dispositivo para mantê-los em posição (Figura 27). Os parafusos foram reapertados 5 minutos depois usando o mesmo dispositivo para prevenir o afrouxamento do parafuso devido à aplicação da força compressiva ².

Figura 27 – Dispositivo para fixação do torquímetro e da coroa.



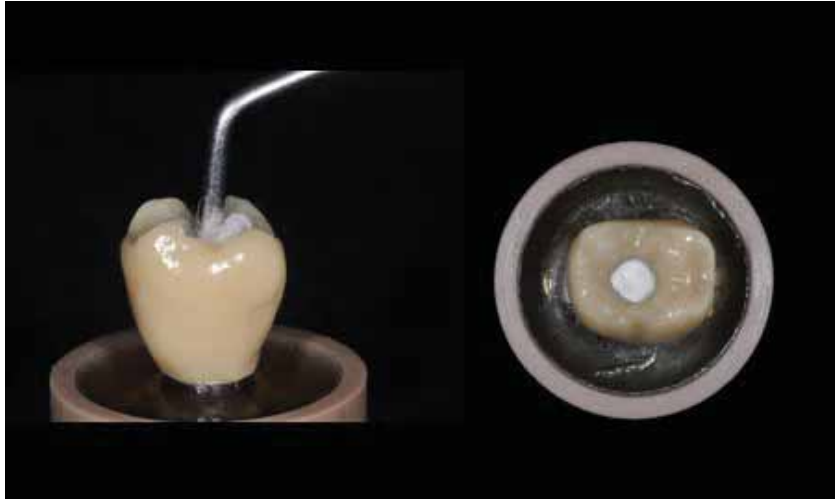
Nas coroas do grupo 1, o orifício de acesso ao parafuso foi selado de acordo com o protocolo de melhor resultado obtido na primeira parte deste presente estudo.

A superfície de porcelana do OAP foi jateada com óxido de alumínio 50 μm a 35 psi por 20 segundos (Microjato, Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda, São Carlos, São Paulo, Brasil) e condicionada com ácido fluorídrico 10 % (Condicionador de porcelanas, Dentsply Ind. E Com. Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil) por dois minutos; logo após, foi lavada com spray de água e seca.

Em seguida, as bolinhas de algodão (Soft Cotton, Ind. Com. Imp. e Exp. LTDA, Sorocaba, SP, Brasil) de tamanhos similares foram condensadas com um condensador de amálgama ⁷ (Condensador Ward #2 Duflex, SSWhite Artigos Dentários LTDA, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) sob pressão manual até a interface metal-porcelana ¹⁹ (Figura 28). Uma sonda periodontal (Sonda Willians, Golgran Ind. e Com. de Instrumental Odontológico LTDA., São Caetano do Sul, SP, Brasil) foi utilizada para padronizar a quantidade de material

obturador dentro do canal e conseqüentemente limitar a quantidade de resina composta no OAP.

Figura 28 – Condensação das bolinhas de algodão.



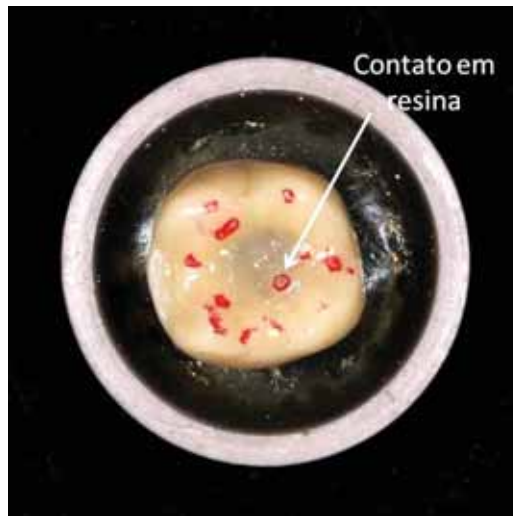
Na seqüência, foi aplicado o agente silano (Silano, Dentsply Ind. E Com. Ltda, Petrópolis, RJ, Brazil) de acordo com as recomendações do fabricante e, após um minuto, uma fina camada do sistema adesivo (Scotchbond Multi Uso Plus, 3M ESPE, St Paul, Minn, EUA) foi aplicada e polimerizada por 20 segundos por uma unidade de luz visível (Curing Ligth XL3000, 3M ESPE, St Paul, Minn, EUA) com intensidade de luz de pelo menos 400 mW/cm². Ao final, a resina composta P-60 (3M ESPE, St Paul, Minn, EUA) foi inserida com uma espátula de inserção (Espátula Titânio Suprafil #1, Golgran Ind. e Com. de Instrumental Odontológico LTDA., São Caetano do Sul, SP, Brasil) em três porções (Figura 29), sendo cada porção polimerizada por 40 segundos com a mesma unidade de luz previamente mencionada.

Figura 29 – Selamento do OAP com resina composta.



O selamento do OAP foi realizado com o cuidado em manter a anatomia oclusal das restaurações e evitar contato da ponta ativa do ensaio mecânico com a resina composta de selamento. Para isso, a ponta ativa foi manualmente posicionada sobre a superfície oclusal das restaurações de modo a contatar apenas a superfície de porcelana, sendo estes contatos verificados por meio de um papel carbono para articulação de 0,02 mm de espessura (Accu Fim II, Parkell inc., Edgewood, NY, EUA) (Figura 30). Os contatos indesejados sobre a resina composta foram eliminados com broca diamantada esférica # 1015 (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil) em alta rotação.

Figura 30 – Identificação com papel carbono dos contatos da ponta ativa com a superfície da coroa.



As coroas do grupo 2 não tiveram o OAP selado e, portanto, a superfície de porcelana do OAP não recebeu nenhum tipo de tratamento.

As restaurações do grupo 3 tiveram a superfície interna e a superfície do pilar jateadas com óxido de alumínio 50 μm a 2 bar de pressão (Professional Jet, EDG Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil) antes da cimentação para melhorar a retenção³. Os OAPs dos pilares foram obturados com bolinhas de algodão² (Soft Cotton, Ind. Com. Imp. e Exp. LTDA, Sorocaba, SP, Brasil) condensadas com um condensador de amálgama (Condensador Ward #2 Duflex, SSWhite Artigos Dentários LTDA, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), tomando-se o cuidado para que não houvesse interferência na inserção da restauração sobre o pilar. A cimentação foi feita com cimento resinoso (Rely X U100, 3M ESPE, St Paul, Minn, EUA) manipulado de acordo com as recomendações do fabricante. As restaurações foram assentadas sobre os pilares e os excessos de cimento removidos com uma sonda clínica (Sonda Exploradora # 5, Golgran Ind. e Com. de Instrumental Odontológico LTDA., São

Caetano do Sul, SP, Brasil), sendo mantidas em posição através de pressão digital por cerca de 5 minutos até que o cimento polimerizasse.

Todas as coroas foram armazenados em água destilada por 24 horas a 37°C^{40, 53}. Sendo, posteriormente termociclados por 20 horas, correspondendo a 1000 ciclos, com intervalos de imersão de 30 segundos nas temperaturas de 5°C e 55°C⁴⁰. Imediatamente após a ciclagem térmica, as coroas foram armazenados em água destilada por mais 7 dias a 37°C antes do ensaio mecânico^{40, 53}.

4.2.2.3 Ensaio mecânico de resistência à fratura da porcelana

O ensaio de resistência à fratura foi realizado em uma máquina de ensaios mecânicos (EMIC DL2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil) com célula de carga de 10 kN e velocidade do atuador de 0,5 mm/min^{40, 46, 53}, sendo a força aplicada até a fratura da porcelana e os valores registrados em Newton (N). A coroa era fixada por meio de um dispositivo que possuía parafusos laterais permitindo ajustes no posicionamento horizontal. Uma barra de aço inoxidável com uma ponta esférica de 6,0 mm de diâmetro^{2, 28, 42} foi usada para aplicar uma força vertical compressiva simultaneamente sobre as vertentes triturantes das cúspides vestibulares e linguais da restauração, simulando contatos oclusais⁴⁶ (Figura 31).

Figura 31 – Posicionamento da ponta teste junto à coroa.



4.2.2.4 Análise estatística

Todos os valores foram analisados pela ANOVA um fator e teste de Dunnett para comparações múltiplas com intervalo de confiança de 95 % e nível de significância com $p < 0,05$. Para realização da análise estatística foi utilizado o programa de computador IBM SPSS Statistics versão 20 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA).

4.2.2.5 Microscopia eletrônica de varredura (MEV)

Para avaliar o modo de falha, foi utilizado um microscópio eletrônico de varredura (JSM – 6610LV, JEOL USA Inc., Peabody, MA, EUA), sendo que as falhas foram classificadas como adesivas (falha na interface porcelana/infra-estrutura metálica ou na interface porcelana/resina composta), coesivas (falhas dentro da massa de porcelana) ou mistas (adesiva e coesiva).

Resultado

5 RESULTADO

5.1 Resistência à fratura da resina composta de selamento

Para avaliar as médias de resistência à fratura da resina composta de selamento foi utilizada análise de variância dois fatores: resina de selamento e material obturador. Esta análise foi complementada pelo teste de Tukey de comparações múltiplas. O sumário dessa análise está mostrado na Tabela A1 do Apêndice A. Nessa Tabela são apresentados também os valores-p dos testes de Levene e de Shapiro-Wilk de homogeneidade de variância e de normalidade dos erros experimentais, respectivamente. A Tabela A2 do Apêndice A mostra os valores de p do teste de Tukey. Adotou-se o nível de significância de 5% para a tomada de decisão, ou seja, um resultado foi considerado significativo para um valor de p menor do que 0,05.

Independente do material obturador, a resina composta P-60 apresentou os maiores valores médios de resistência máxima à fratura ($p = 0,002$). Os valores médios de ambas as resinas compostas, de acordo com o material obturador, foram ordenados em maneira crescente como demonstrado a seguir: guta-percha (Z100: 805,5 N / P60: 929,5 N) < fita de politetrafluoretileno (Z100: 1079,1 N / P60: 1149,5 N) = controle negativo (Z100: 1183,1 N / P60: 1350,6 N) < algodão (Z100: 1403,6 N / P60: 1641,3 N) < controle positivo (2645,0 N) (Tabela 1). As médias amostrais de resistência máxima estão representadas graficamente no Gráfico 1, juntamente com intervalos de confiança de 95% para as médias populacionais. Esses intervalos permitem quantificar as diferenças provadas pela análise de variância.

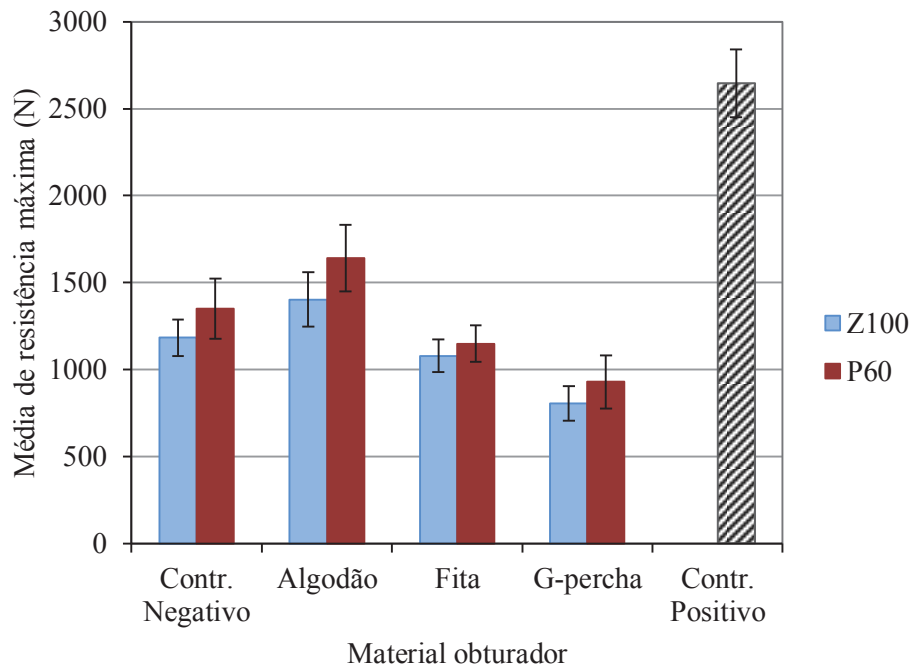
Tabela 1 - Médias e desvios-padrão dos valores de resistência máxima à fratura das resinas compostas de selamento e resultados do teste de Tukey.

Material Obturador	Z100		P60		*
	Média (N)	(DP)	Média (N)	(DP)	
Controle negativo	1183,1	(146,2)	1350,6	(240,1)	^B
Algodão	1403,6	(220,6)	1641,3	(269,3)	^C
Fita Politetrafluoretileno	1079,1	(132,6)	1149,5	(148,1)	^B
Guta-percha	805,5	(139,1)	929,5	(214,6)	^A
Controle Positivo	2645,0	(272,2)	2645,0	(272,2)	^D

* Comparações múltiplas pelo teste de Tukey ao nível de 5%:

- Na linha: Média Z100 < Média P60 estatisticamente significante ($p \leq 0,05$).

Gráfico 1 - Médias de resistência máxima à fratura (colunas) e intervalos de confiança de 95% para as médias populacionais (barras), de acordo com a resina composta de selamento e o material obturador.



5.1.1 Modo de falha

Nos grupos 1 e 2, a maioria dos corpos-de-prova falhou de forma mista (Figura 32), seguida pela falha coesiva. Nos grupos 3, 4, 5 e 6, houve prevalência de falha coesiva (Figuras 33 e 34) seguida pela falha mista. Nos grupos 7 e 8, todas os corpos-de-prova foram afetados por falha mista (Figura 35). Nenhum dos corpos-de-prova teve apenas falha adesiva.

Pode-se notar a presença de círculos de microfaturas na massa de resina composta nas falhas coesivas, sendo esta característica mais evidente nos grupos selados com a resina composta Z-100 (Figura 36). As falhas adesivas nos grupos 7 e 8 foram mais catastróficas que nos demais grupos.

Figura 32 – Imagem de microscópio eletrônico de varredura (MEV) ilustrando falha mista (adesiva e coesiva) em corpo-de-prova do grupo 2.

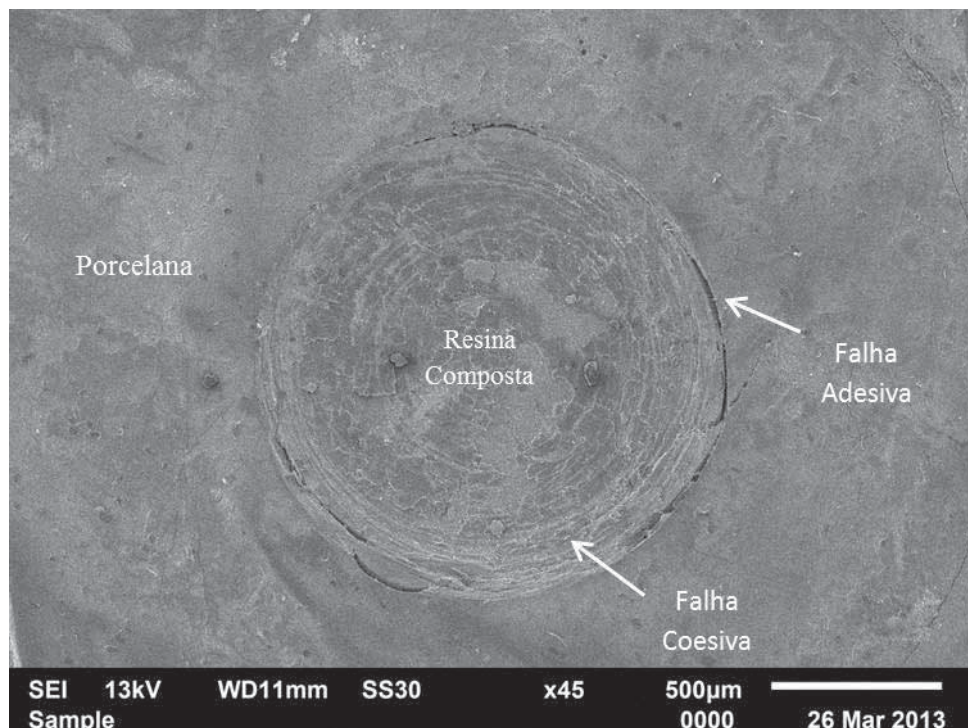


Figura 33 – Imagem de microscópio eletrônico de varredura (MEV) ilustrando a falha coesiva da resina composta em corpo-de-prova do grupo 4.

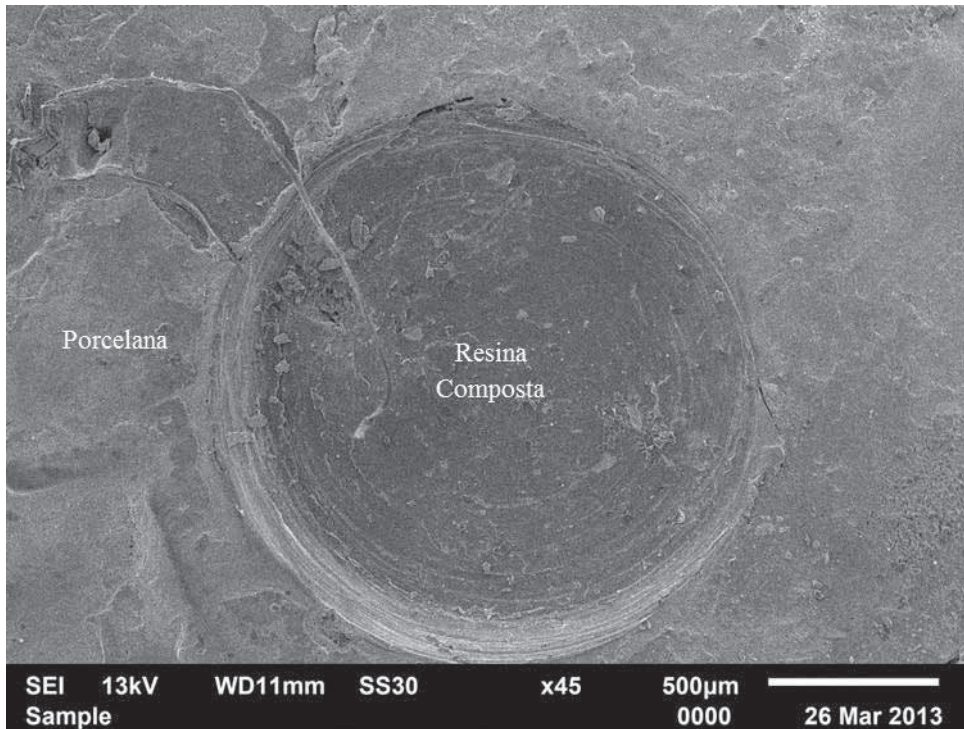


Figura 34 – Imagem de microscópio eletrônico de varredura (MEV) ilustrando a falha coesiva da resina composta em corpo-de-prova do grupo 5.

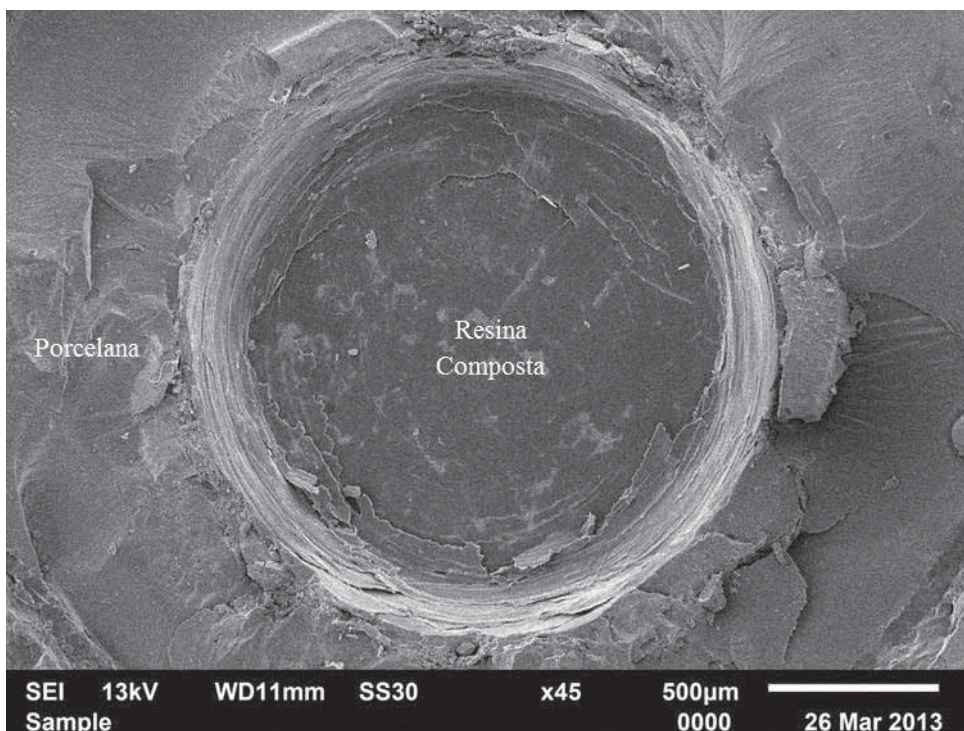


Figura 35 – Imagem de microscópio eletrônico de varredura (MEV) ilustrando falha mista (adesiva e coesiva) em corpo-de-prova do grupo 8.

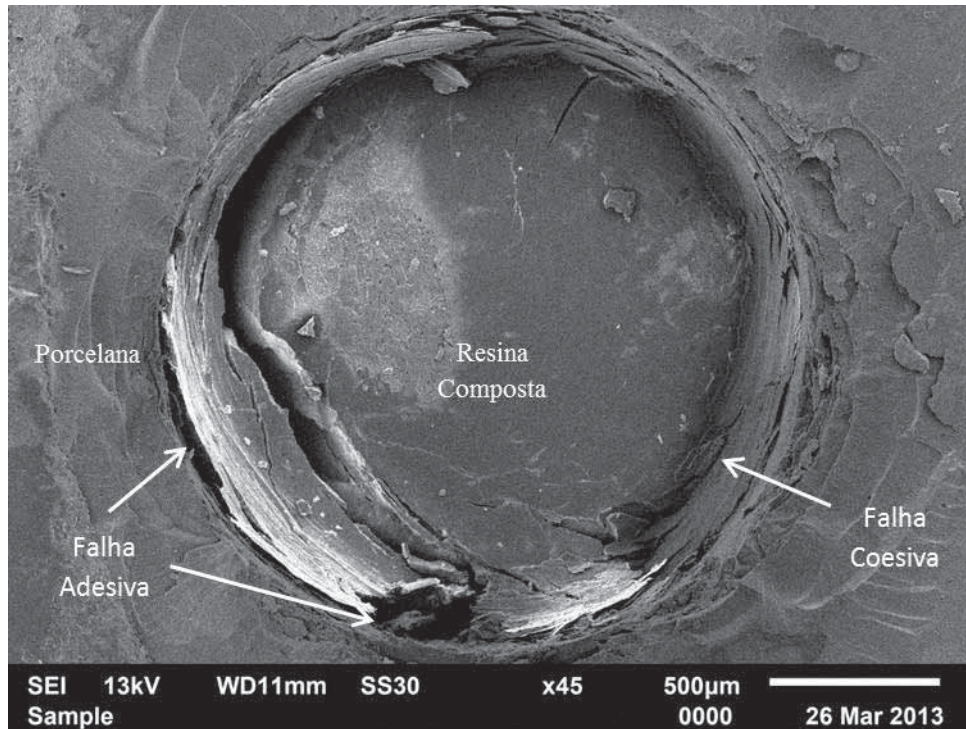
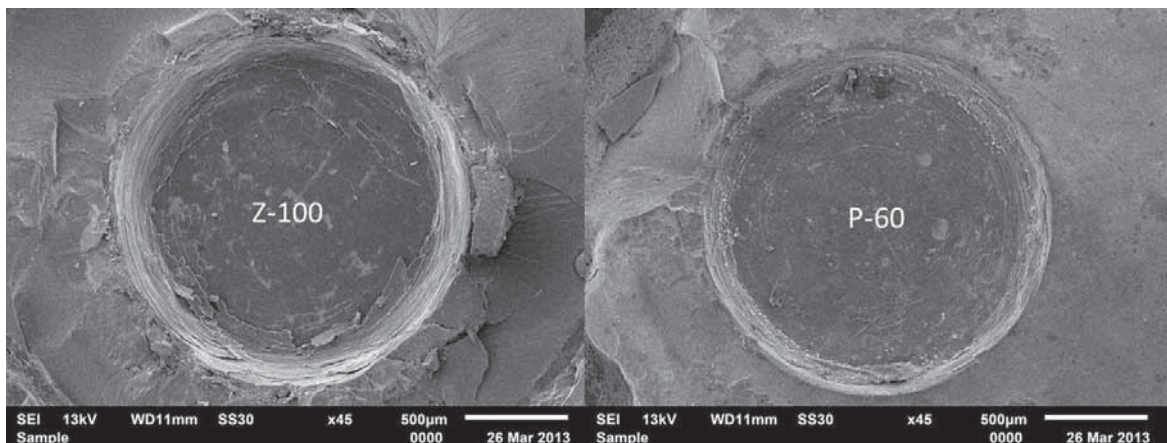


Figura 36 – Imagem de microscópio eletrônico de varredura (MEV) ilustrando a comparação entre as falhas coesivas das resinas compostas Z-100 e P-60, respectivamente dos grupos 5 e 6.



5.2 Resistência à fratura da porcelana de cobertura

Para avaliar as médias de resistência à fratura da porcelana de cobertura foi utilizada análise de variância um fator: presença de selamento. Esta análise foi complementada pelo teste de Dunnett de comparações múltiplas. O sumário dessa análise está mostrado na Tabela A3 do Apêndice A. Nessa Tabela são apresentados também os valores-p dos testes de Levene e de Shapiro-Wilk de homogeneidade de variâncias e de normalidade dos erros experimentais, respectivamente. Adotou-se o nível de significância de 5% para a tomada de decisão, ou seja, um resultado foi considerado significativo para um valor de p menor do que 0,05.

Os maiores valores médios de resistência máxima à fratura ocorreram com as coroas cimentadas ($p < 0,001$). Os valores médios decresceram na seguinte ordem: grupo 3 ($1489,28 \pm 569,30$ N) > grupo 1 ($825,66 \pm 250,36$ N) = grupo 2 ($726,41 \pm 236,03$ N) (Tabela 2).

Tabela 2 - Médias e desvios padrão dos valores de resistência máxima à fratura da porcelana de cobertura e resultados do teste de Dunnett.

Resistência máxima à fratura (N)		
Cimentada	Orifício selado	Orifício aberto
1489,28 (569,30) A	825,66 (250,36) B	726,41 (236,03) B

- Letras maiúsculas iguais indicam valores médios estatisticamente iguais entre si ($p \geq 0,05$).

5.2.1 Modo de falha

Todas as amostras experimentais falharam de forma mista (Figuras 37 e 38). No grupo 1, além da falha coesiva da porcelana e da falha adesiva da união porcelana/infra-estrutura metálica, pode-se notar a falha adesiva entre a resina composta e a porcelana

(Figuras 39 e 40). No grupo 3, o desprendimento de porcelana da infra-estrutura metálica foi menor que nos demais grupos, expondo apenas pequenas partes de metal (Figura 41).

Figura 37 – Imagem de microscópio eletrônico de varredura (MEV) ilustrando falha mista (adesiva e coesiva) em coroa do grupo 3.

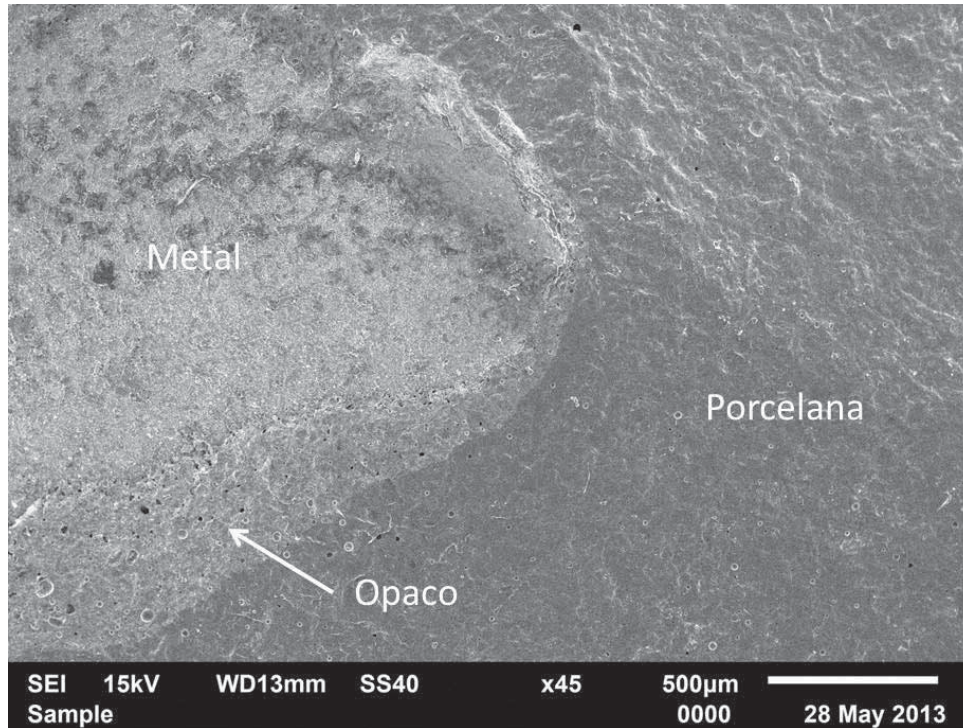


Figura 38 – Imagem de microscópio eletrônico de varredura (MEV) ilustrando falha mista (adesiva e coesiva) em coroa do grupo 2.

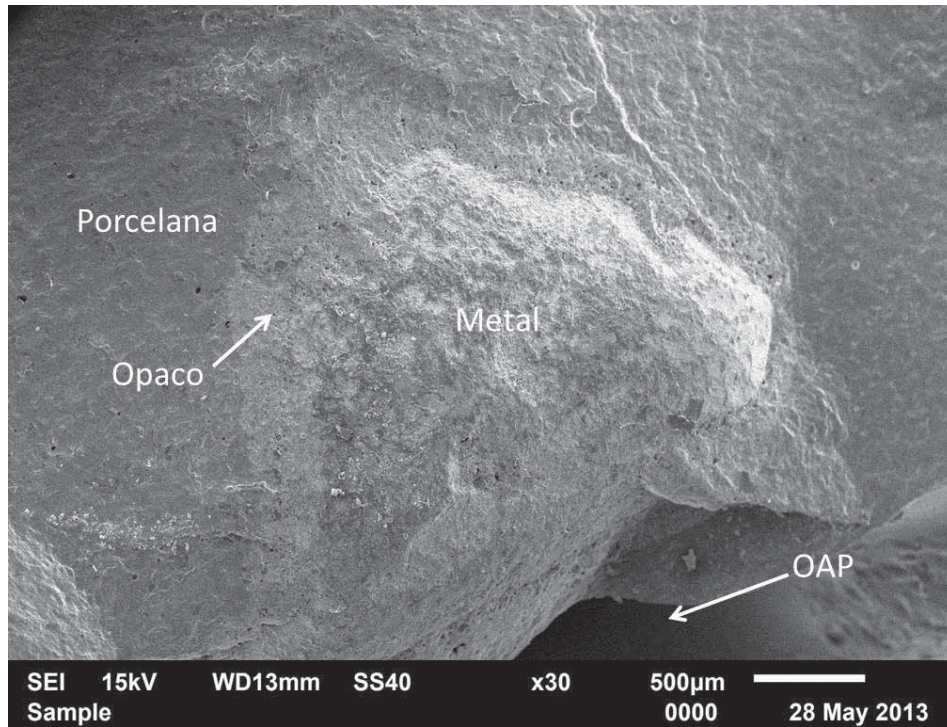


Figura 39 – Imagem de microscópio eletrônico de varredura (MEV) ilustrando falha mista (adesiva e coesiva) em coroa do grupo 1.

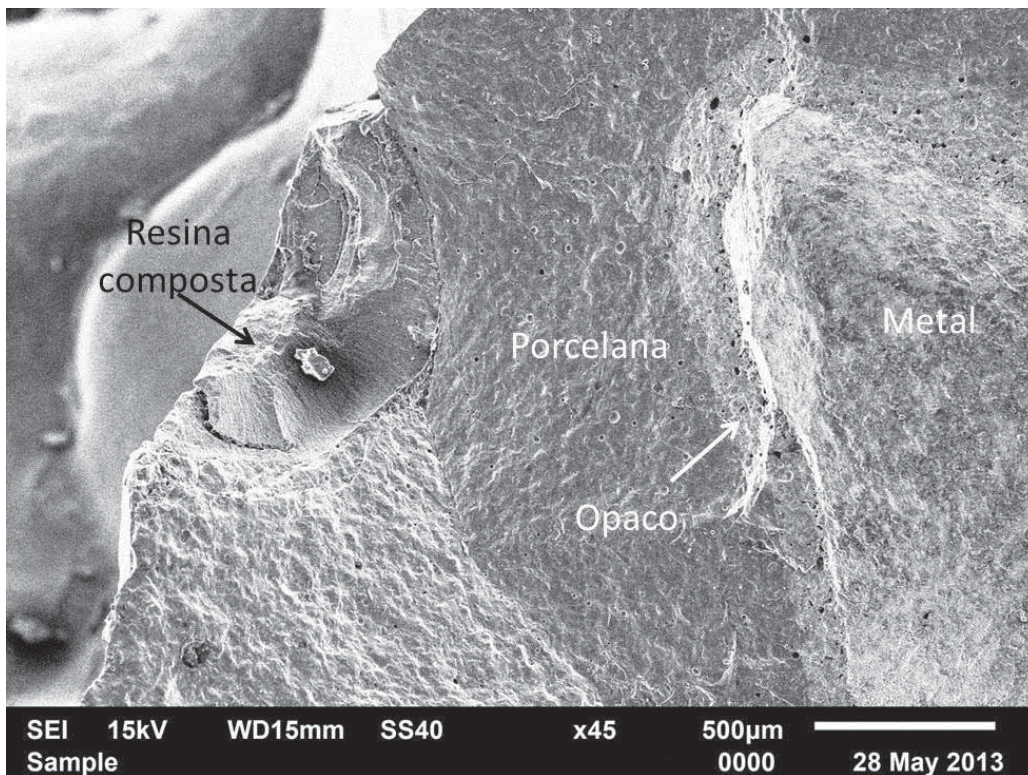


Figura 40 – Imagem do padrão de fratura do grupo 1.



Figura 41 – Imagem do padrão de fratura do grupo 3.



Discussão

6 DISCUSSÃO

6.1 Resistência à fratura da resina composta de selamento

A reversibilidade das próteses parafusadas é uma importante vantagem^{2, 8, 9, 19, 21, 24, 32, 43, 45, 46, 48, 49, 51, 54}, principalmente quando é necessária substituição ou reparação de tais restaurações^{9, 48}. O orifício de acesso ao parafuso de fixação tem papel fundamental na reversibilidade das próteses parafusadas, porém, ainda hoje não há um protocolo de selamento^{2, 18, 42}. Assim, o objetivo deste presente estudo foi avaliar a influência de três materiais comumente utilizados para obturar o canal de acesso ao parafuso, sobre a resistência à fratura de duas resinas compostas seladoras.

De acordo com Moráquez, Belser²⁵ (2010), alguns requisitos, tais como a facilidade de manipulação, influenciam na escolha do material a ser usado. A principal função desses materiais obturadores é proteger a cabeça do parafuso durante a remoção do material de selamento²⁵. Por estarem localizados logo abaixo do selamento do OAP, tais materiais podem fornecer suporte e, conseqüentemente influenciar na resistência à fratura dos materiais seladores durante a função mastigatória.

Assim, os resultados obtidos neste estudo mostraram que os maiores valores médios de resistência à fratura foram verificados no grupo com as bolinhas de algodão, seguido pela fita de politetrafluoretileno e, por fim, a guta-percha. Segundo Moráquez, Belser²⁵ (2010), o algodão é de difícil remoção do conduto do OAP, possivelmente por permitir uma melhor condensação e, conseqüentemente, um maior suporte à resina composta de selamento. A fita de politetrafluoretileno é facilmente manipulada²⁵, mas devido a sua elasticidade, possivelmente ocorreu uma condensação final não muito efetiva que influenciou na resistência à fratura do material de selamento do OAP. É válido ressaltar que o algodão

está clinicamente associado a odores e maior infiltração de microorganismos, sendo o uso da fita de politetrafluoretileno menos associado a tais situações^{25,32}.

Todos os materiais obturadores deste estudo foram condensados após o tratamento da superfície de cerâmica, para evitar a umidificação dos mesmos durante a remoção do ácido fluorídrico. Outro fator importante a ser considerado é que o uso intra-oral do ácido fluorídrico pode trazer prejuízos aos tecidos humanos^{29, 30, 36}, principalmente, quando adequado isolamento absoluto com dique de borracha não é possível²⁹. De acordo com Ozcan²⁹ (2003), o uso do ácido fluorídrico não deve ser praticado devido ao risco biológico *in vivo*, mesmo que seu uso intra-oral em reparos de cerâmica tenha sido reportado.

A guta-percha foi amolecida pelo calor e então condensada lateralmente dentro das paredes do canal para uma melhor adaptação³². Assim, possivelmente houve uma contaminação da superfície de cerâmica durante a aplicação da guta-percha, prejudicando a adesão química da resina composta à porcelana, o que ocasionou expressivas falhas adesivas em relação aos demais grupos.

Os grupos 1 e 2 não apresentaram diferença estatística com os grupos 5 e 6, demonstrando que o padrão de união entre o material de selamento e a superfície de cerâmica teve fundamental importância na obtenção destes resultados.

O tratamento da superfície de cerâmica do OAP, usado no presente estudo, foi baseado em procedimentos de reparo de fraturas em restaurações metalo-cerâmicas (RMC) relatados na literatura. Os tratamentos mais comuns são o condicionamento com ácidos, jateamento com óxido de alumínio ou jateamento com partículas de sílica¹⁵. No estudo de Santos et al⁴⁰, os melhores valores médios de resistência de união de diferentes reparos para RMC, quando a falha envolve apenas a massa de porcelana, foram obtidos com o tratamento que associa jateamento com óxido de alumínio, condicionamento com ácido fluorídrico, aplicação de silano e sistema adesivo, e restauração com a resina composta Z-100.

Uma união forte e durável entre a superfície da restauração remanescente e o material de reparo é desejada, para permitir que o procedimento de reparo suporte as cargas funcionais e alcance o sucesso clínico^{29, 30, 53}. Tratamentos da superfície cerâmica como o jateamento com óxido de alumínio e condicionamento com ácido fluorídrico ou flúor-fosfato gel acidulado têm o objetivo de facilitar a retenção micromecânica da resina composta^{29, 36, 53}.

A aplicação de ácido fluorídrico e a aplicação posterior de silano podem aumentar a união da resina composta com a porcelana^{5, 29, 30, 36, 53}. Em outras palavras, os diversos tratamentos de superfície devem ser usados para promover retenção mecânica e/ou adesão química entre o material de reparo e o substrato⁴⁰.

A metodologia do ensaio mecânico usado neste estudo teve o propósito de simular o contato oclusal de uma cúspide sobre a resina composta, como pode acontecer na região de dentes posteriores. Baseado no trabalho de Adabo et al.¹, foram selecionadas as resinas compostas Z-100 e P-60. A Z-100 é uma resina híbrida universal e P-60 é uma híbrida condensável^{17, 39}, mas ambas possuem partículas de carga esféricas³⁹. P-60 tem de 61 a 62 % de conteúdo de carga por volume e Z-100 de 65 a 66 %^{1, 52}, sendo que ambas podem ser utilizadas em regiões posteriores por terem o percentual de conteúdo de carga ao redor de 60 %¹. Ambas possuem forma, quantidade e distribuição semelhantes das partículas inorgânicas¹, mas Sabbagh et al.³⁹ relataram que a P-60 tem partículas de carga maiores do que Z-100.

Existe um consenso de que a concentração, morfologia e quantidade de partículas de carga influenciam as propriedades mecânicas das resinas compostas^{1, 6, 16, 17, 35, 39}. Entretanto, os melhores resultados aqui apresentados pela resina P-60 podem talvez não ser explicados por essas diferenças no conteúdo de carga, pois são diferenças sutis. Essa afirmação está de acordo com o estudo de Ilie et al.¹⁷ ao verificar que a tenacidade à fratura das resinas compostas aumenta com o volume de conteúdo de carga de até 57 % , seguindo com valores constantes até 65 %.

Adabo et al.¹ demonstraram que a P-60 apresenta uma maior resistência flexural do que a Z-100. Segundo os autores, o resultado não foi influenciado pela porcentagem em volume do conteúdo de carga, mas possivelmente pelo maior módulo de elasticidade da Z-100, fazendo com que se fracture mais facilmente.

Outro fator que deve ser considerado é a composição da fase orgânica, pois a Z-100 tem uma fase orgânica baseada na combinação de Bis-GMA e TEGDMA, enquanto que a P-60 possui Bis-GMA e os monômeros BisEMA e UDMA substituindo parte do TEGDMA^{1, 17, 52}.

Os monômeros diluentes da P-60, BisEMA e UDMA, têm alto peso molecular em comparação ao TEGDMA⁵², o que leva a um menor envelhecimento⁵², menor contração de polimerização⁵², uma matriz resinosa discretamente resiliente⁵², alta viscosidade^{1, 52} e um alto grau de conversão³⁵. Portanto, as diferenças previamente mencionadas na composição das duas resinas compostas podem justificar os melhores resultados apresentados pela resina P-60, mas é importante frisar que diferenças nas propriedades mecânicas como as demonstradas neste estudo *in vitro* podem ter o mesmo efeito *in vivo* somente depois de um longo tempo de observação³⁸.

Por fim, é necessário salientar que o controle positivo, simulando uma superfície de porcelana de uma restauração metalo-cerâmica cimentada, apresentou os melhores resultados de resistência à fratura. Contudo, ambas as resinas compostas analisadas apresentaram valores médios de resistência à fratura que superam a força máxima de mordida para um primeiro molar, podendo variar entre 300 e 800 N². Em outras palavras, o protocolo de selamento do OAP aqui testado, ao menos na teoria, é capaz de suportar o estresse oclusal, permitindo assim uma melhor distribuição e direcionamento dos contatos sobre a mesa oclusal.

Assim, podemos considerar que neste estudo in vitro, os resultados devem ser interpretados com cautela quando o intuito é correlacioná-los a uma situação clínica. Estudos futuros devem ser realizados para avaliar clinicamente o protocolo de selamento do OAP aqui proposto.

6.2 Resistência à fratura da porcelana de cobertura

O sistema de conexão entre prótese e implante deve ser considerado um fator primordial para um sucesso a longo prazo^{21, 54}. E a decisão, sobre o melhor mecanismo de retenção deveria ser baseada na estabilidade e morfologia da mesa oclusal¹⁸.

A presença do orifício de acesso ao parafuso (OAP) pode interferir com a oclusão das próteses sobre implante^{2, 8, 9, 13, 14, 24, 34, 48, 51}, produzindo contatos oclusais instáveis^{48, 54} e comprometendo a geração de cargas verticais ou axiais¹⁴. Somando-se a isso, o número de fraturas de porcelana de cobertura em próteses parafusadas é maior que nas cimentadas^{2, 18, 28, 42, 46} porque o OAP pode fragilizar a superfície de porcelana^{2, 14, 18, 28, 42, 46, 48} uma vez que, representa cerca de 50 a 60 % da mesa oclusal^{2, 14, 24, 48}, dependendo do dente^{14, 24}.

Deve-se considerar que a reversibilidade é uma característica vantajosa para as próteses parafusadas^{2, 8, 9, 19, 21, 24, 32, 43, 45, 46, 48, 49, 51, 54}, principalmente quando necessário a remoção da prótese para higienização, reparos e reaperto do parafuso do pilar⁴⁸. Levando-se em consideração a influência do OAP sobre a função oclusal e mecânica das próteses parafusadas, é necessário um selamento que favoreça a resistência à fratura de restaurações metalo-cerâmicas parafusadas implanto-suportadas.

No estudo de Zarone et al.⁵⁴, foi verificada a presença de microtrincas ao nível do OAP e extensas fraturas em toda espessura de porcelana. Um número maior de lascamentos pode ser verificado na porcelana de coroas parafusadas com o OAP não restaurado quando comparado com o restaurado^{18, 19}, prejudicando a resistência à fratura da porcelana de

cobertura ²⁸. Desta forma, pode-se pressupor que a restauração adesiva do OAP pode estabilizar a camada de porcelana ^{18,19}, mas não há prova baseada em evidência que confirme tal afirmação ¹⁸.

Assim procuramos avaliar se o melhor protocolo de selamento do OAP obtido neste presente estudo seria capaz de estabilizar a camada de porcelana de coroas parafusadas. Entretanto, os resultados mostraram que não há diferença significativa da resistência à fratura da porcelana de cobertura selando ou não o OAP. Em outras palavras, o selamento aqui testado não foi capaz de estabilizar a camada de porcelana a ponto de haver um aumento da resistência à fratura.

As divergências nos resultados previamente comparados ao estudo de Karl et al. ¹⁹ podem estar associadas a diferenças metodológicas. No mencionado estudo foi utilizada uma ciclagem mecânica com um número de ciclos limitados para evitar a fadiga completa das amostras experimentais, o que segundo os autores poderia prevenir a detecção de diferenças. Assim, uma comparação de resultados entre os dois estudos não seria apropriada, pois em nosso trabalho foi utilizada apenas uma força axial compressiva única até que houvesse a fratura das coroas, o que pode ter contribuído para a não detecção de diferenças entre os grupos com selamento e sem selamento do OAP. Mais estudos futuros são necessários para comparações porque a maioria dos trabalhos existentes utiliza restaurações com o OAP não selado justamente por causa da ausência de protocolo de selamento ^{2, 18, 19, 42}.

Independentemente de selar ou não o OAP, as restaurações cimentadas apresentaram os maiores valores médios de resistência à fratura, estando de acordo com outros estudos ^{2, 28, 46}. Este resultado pode ser explicado pelo fato do OAP causar uma descontinuidade da superfície oclusal ^{2, 14, 18, 46, 54}, modificando a posição do centro de massa do volume de cerâmica ^{2, 54} e levando a um enfraquecimento ao redor do orifício e nas pontas de cúspide ^{2, 42}. Portanto, pode-se concluir que a manutenção da anatomia e continuidade da

porcelana de cobertura é determinante para a maior resistência à fratura das restaurações cimentadas implanto-suportadas.

Todas as amostras experimentais tiveram uma combinação de falhas, ou seja, adesivas e coesivas. Porém, nas restaurações cimentadas houve um menor desprendimento de porcelana do metal, demonstrando uma boa efetividade da união metal-cerâmica neste tipo de restauração por não haver variações geométricas na infra-estrutura metálica^{2, 54}.

Por fim, foi adotado aqui um ensaio de carga estática, o que implica em cautela para associar os resultados com uma situação clínica devido à natureza cíclica de força intra-oralmente⁴⁶.

Conclusão

7 CONCLUSÃO

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

1. O material obturador influenciou na resistência à fratura da resina composta utilizada para selar o OAP, sendo que a resina composta P-60, quando associada ao algodão, mostrou os maiores valores de resistência à fratura, excetuando-se o grupo de controle positivo;
2. O selamento do OAP não aumentou a resistência à fratura da porcelana de cobertura das coroas parafusadas;
3. A ausência do OAP permitiu que as coroas cimentadas apresentassem os melhores resultados de resistência à fratura.

Referências

8 REFERÊNCIAS*

1. Adabo GL, Cruz CAS, Fonseca RG, Vaz LG. The volumetric fraction of inorganic particles and the flexural strength of composites for posterior teeth. *J Dent.* 2003; 31(5): 353-9.
2. Al-Omari WM, Shadid R, Abu-Naba'a L, Masoud BE. Porcelain fracture resistance of screw-retained, cement-retained, and screw-cement-retained implant-supported metal ceramic posterior crowns. *J Prosthodont.* 2010; 19(4): 263-73.
3. Armellini D, Bilko S, Carmichael RP, Fraunhofer JAv. Screw-retained prosthesis for Straumann implant sites with limited interocclusal clearance. *J Prosthodont.* 2006; 15(3): 198-201.
4. Artzi Z, Dreiangel A. A screw lock for single-tooth implant superstructures. *J Am Dent Assoc.* 1999; 130: 677-82.
5. Blum IR, Nikolinakos N, Lynch CD, Wilson NHF, Millar BJ, Jagger DC. An in vitro comparison of four intra-oral ceramic repair systems. *J Dent.* 2012; 40(11): 906-12.
6. Braem M, Finger W, Doren VEV, Lambrechts P, Vanherle G. Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dent Mater.* 1989; 5(5): 346-9.
7. Cavazos-Jr E, Bell FA. Preventing loosening of implant abutment screws. *J Prosthet Dent.* 1996; 75(5): 566-9.
8. Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations. *Br Dent J.* 2006; 201(8): 501-7.
9. Chiche GJ, Pinault A. Considerations for fabrication of implant-supported posterior restorations. *Int J Prosthodont.* 1991; 4(1): 37-44.

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

10. Dijken JWV, Pallesen U. A six-year prospective randomized study of a nano-hybrid and a conventional hybrid resin composite in Class II restorations. *Dent Mater.* 2013; 29(2): 191-8.
11. Emms M, Tredwin CJ, Setchell DJ, Moles DR. The effects of abutment wall height, platform size, and screw access channel filling method on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *J Prosthodont.* 2007; 16(1): 3-9.
12. Ferracane JL. Resin-based composite performance: are there some things we can't predict? *Dent Mater.* 2013; 29(1): 51-8.
13. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15(2): 239-46.
14. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent.* 1997; 77(1): 28-35.
15. Hickel R, Brühshaver K, Ilie N. Repair of restorations--criteria for decision making and clinical recommendations. *Dent Mater.* 2013; 29(1): 28-50.
16. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J.* 2011; 56 Suppl 1:59-66.
17. Ilie N, Hickel R, Valceanu AS, Huth KC. Fracture toughness of dental restorative materials. *Clin Oral Invest.* 2012; 16(2): 489-98.
18. Karl M, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro effect of load cycling on metal-ceramic cement- and screw-retained implant restorations. *J Prosthet Dent.* 2007; 97(3): 137-40.

19. Karl M, Graef F, Wichmann MG, Heckmann SM. The effect of load cycling on metal ceramic screw-retained implant restorations with unrestored and restored screw access holes. *J Prosthet Dent.* 2008; 99(1): 19-24.
20. Kinsel RP, Lin D. Retrospective analysis of porcelain failures of metal ceramic crowns and fixed partial dentures supported by 729 implants in 152 patients: patient-specific and implant-specific predictors of ceramic failure. *J Prosthet Dent.* 2009; 101(6): 388-94.
21. Kurt M, Ural Ç, Kulunk T, Sanal AF, Erkoçak A. The effect of screw color and technique to fill access hole on the final color of screw-retained implant crowns. *J Oral Implantol.* 2011; 36(6): 673-9.
22. Magne P, Magne M, Jovanovic SA. An esthetic solution for single-implant restorations – type III porcelain veneer bonded to a screw-retained custom abutment: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2008; 99(1): 2-7.
23. Mericske-Stern R, Grutter L, Rosch R, Mericske E. Clinical evaluation and prosthetic complications of single tooth replacements by non-submerged implants. *Clin Oral Implants Res.* 2001; 12(4): 309-18.
24. Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003; 18(5): 719-28.
25. Moráquez OD, Belser UC. The use of polytetrafluoroethylene tape for the management of screw access channels in implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent.* 2010; 103(3): 189-91.
26. Naik S, Tredwin CJ, Nesbit M, Setchell DJ, Moles DR. The effect of engaging the screw access channel of an implant abutment with a cement-retained restoration. *J Prosthodont.* 2009; 18(3): 245-8.

27. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Belser UC, Samson J. Prosthetic complications with dental implants: from an up-to-8-year experience in private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006; 21(6): 919-28.
28. Oliveira JLG, Martins LM, Sanada J, Oliveira PCG, Valle AL. The effect of framework design on fracture resistance of metal-ceramic implant-supported single crowns. *Int J Prosthodont*. 2010; 23(4): 350-2.
29. Ozcan M. Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil*. 2003; 30(2): 194-203.
30. Ozcan M, Sleen JMvd, Kurunmaki H, Vallittu PK. Comparison of repair methods for ceramic-fused-to-metal crowns. *J Prosthodont*. 2006; 15(5): 283-8.
31. Park J-I, Yoon T-H. A three-dimensional image-superimposition CAD/CAM technique to record the position and angulation of the implant abutment screw access channel. *J Prosthet Dent*. 2013; 109(1): 57-60.
32. Park S-D, Leey Y, Kim Y-L, Yu S-H, Bae J-M, Cho H-W. Microleakage of different sealing materials in access holes of internal connection implant systems. *J Prosthet Dent*. 2012; 108(3): 173-80.
33. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2012; 23 Suppl 6: 22-38.
34. Preiskel HW, Tsolka P. Cement- and screw-retained implant-supported prostheses: up to 10 years of follow-up of a new design. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004; 19(1): 87-91.
35. Rastelli AN, Jacomassi DP, Faloni APS, Queiroz TP, Rojas SS, Bernardi MIB, et al. The filler content of the dental composite resins and their influence on different properties. *Microsc Res Tech*. 2012; 75(6): 758-65.

36. Reston EG, Filho SC, Arossi G, Cogo RB, Rocha CS, Closs LQ. Repairing ceramic restorations: final solution or alternative procedure? *Oper Dent*. 2008; 33(4): 461-6.
37. Rodolpho PAR, Cenci MS, Donassollo TA, Loguercio AD, Demarco FF. A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings. *J Dent*. 2006; 34(7): 427-35.
38. Rodolpho PAR, Donassollo TA, Cenci MS, Loguercio AD, Moraes RR, Bronkhorst EM, et al. 22-Year clinical evaluation of the performance of two posterior composites with different filler characteristics. *Dent Mater*. 2011; 27(10): 955-63.
39. Sabbagh J, Ryelandt L, Bachérius L, Biebuyck JJ, Vreven J, Lambrechts P, et al. Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *J Oral Rehabil*. 2004; 31(11): 1090-101.
40. Santos JG, Fonseca RG, Adabo GL, Cruz CAS. Shear bond strength of metal-ceramic repair systems. *J Prosthet Dent*. 2006; 96(3): 165-73.
41. Schwedhelm ER, Raigrodski AJ. A technique for locating implant abutment screws of posterior cement-retained metal-ceramic restorations with ceramic occlusal surfaces. *J Prosthet Dent*. 2006; 95(2): 165-7.
42. Shadid RM, Abu-Naba'a L, Al-Omari WM, Asfar KR, Masoud BME. Effect of an occlusal screw-access hole on the fracture resistance of permanently cemented implant crowns: a laboratory study. *Int J Prosthodont*. 2011; 24(3): 267-9.
43. Tarica DY, Alvarado VM, Truong ST. Survey of United States dental schools on cementation protocols for implant crown restorations. *J Prosthet Dent*. 2010; 103(2): 68-79.
44. Taylor RC, Ghoneim AS, McGhmiphy EA. An esthetic technique to fill screw-retained fixed prostheses. *J Oral Implantol*. 2004; 30(6): 384-5.
45. Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 2002; 88(1): 89-95.

46. Torrado E, Ercoli C, Mardini MA, Graser GN, Tallents RH, Cordaro L. A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2004; 91(6): 532-7.
47. Uludag B, Celik G. Fabrication of a cement- and screw-retained multiunit implant restoration. *J Oral Implantol.* 2006; 32(5): 248-50.
48. Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G. Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 4-year prospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004; 19(2): 260-5.
49. Weininger B, McGlumphy E, Beck M. Esthetic evaluation of materials used to fill access holes of screw-retained implant crowns. *J Oral Implantol.* 2008; 34(3): 145-9.
50. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Three-year follow-up of five posterior composites: in vivo wear. *J Dent.* 1993; 21(2): 74-8.
51. Williamson R. Restoring screw-retained implant prostheses. *J Am Dent Assoc.* 2000; 131(1): 73-4.
52. Yap AUJ. Occlusal contact area (OCA) wear of two new composite restoratives. *J Oral Rehabil.* 2002; 29(2): 194-200.
53. Yesil ZD, Karaoglanoglu S, Akgul N, Ozdabak N, Ilday NO. Effect of different surfaces and surface applications on bonding strength of porcelain repair material. *N Y State Dent J.* 2007; 73(3): 28-32.
54. Zarone F, Sorrentino R, Traini T, Iorio DD, Caputi S. Fracture resistance of implant-supported screw- versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis. *Dent Mater.* 2007; 23(3): 296-301.

Apêndice

APÊNDICE

Apêndice A - Sumários das análises de variância e teste de Tukey.

Tabela A1- Sumário da análise de variância para a avaliação da resistência máxima à fratura da resina composta de selamento.

Efeito	Graus de liberdade	Média quadrática	F	p
Resina composta de selamento	1	449311,8	10,66	0,002 *
Material obturador	3	1507439,0	35,78	0,000 *
Interação	3	25029,2	0,59	0,621
Resíduo	81	42134,4		

Normalidade dos resíduos: $p = 0,879$ (teste de Shapiro-Wilk)
 Homogeneidade de variâncias: $p = 0,126$ (teste de Levene)
 * significativo ao nível de 5%

Tabela A2 - Valores p do teste de Tukey de comparações múltiplas de médias do fator material obturador.

Material obturador	Material obturador				
	1	2	3	4	5
Controle negativo	1	0,002	0,140	<0,001	<0,001
Algodão	2	0,002	<0,001	<0,001	<0,001
Fita	3	0,140	<0,001	0,003	<0,001
Guta-percha	4	<0,001	<0,001	0,003	<0,001
Controle positivo	5	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001

Tabela A3- Sumário da análise de variância para a avaliação da resistência máxima à fratura da porcelana de cobertura.

Efeito	Graus de liberdade	Média quadrática	F	p
Entre grupos	2	1720383,93	11,664	<0,001
Dentro dos grupos	27	147497,102		
Total	29			

Normalidade dos resíduos: $P > 0,145$ (teste de Shapiro-Wilk)
 Homogeneidade de variâncias: $P = 0,008$ (teste de Levene)

Autorizo a reprodução deste trabalho

(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 10 de julho de 2013

Rodrigo de Paula Pereira