

Talita Souza Dantas

**Influência da Conicidade do Pilar e tipo de Agente Cimentante
na Resistência de União de Coroas Metálicas Cimentadas
Sobre Pilares Personalizáveis de Implantes**

Dissertação apresentada à
Faculdade de Odontologia da
Universidade Federal de Uberlândia,
para obtenção do Título de Mestre
em Odontologia na Área de Clínica
Odontológica Integrada.

Uberlândia
2011

Talita Souza Dantas

**Influência da Conicidade do Pilar e tipo de Agente Cimentante
na Retentividade de Coroas Metálicas Cimentadas Sobre
Pilares Personalizáveis de Implantes**

Dissertação apresentada à
Faculdade de Odontologia da
Universidade Federal de Uberlândia,
para obtenção do Título de Mestre
em Odontologia na Área de Clínica
Odontológica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves

Banca Examinadora:
Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves
Profa. Dr. Adérito Soares da Mota
Prof. Dr. Adérico Santana Guilherme

Uberlândia
2011

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

I Dantas, Talita Souza, 1987-

1 Influência da conicidade do pilar e tipo de agente cimentante
§ na retentividade de coroas metálicas cimentadas sobre pilares
2 personalizáveis de implantes / Talita Souza Dantas. -- 2011.
i 113 f. : il.

2011

Orientador: Flávio Domingues das Neves.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Inclui bibliografia.

1. Odontologia - Teses. 2. Implantes dentários - Teses. I. Ne-
ves, Flávio Domingues das. II. Universidade Federal de Uberlân-
dia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ODONTOLOGIA



**ATA DA COMISSÃO JULGADORA DA 209ª DEFESA DE MESTRADO DA
CD TALITA SOUZA DANTAS DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
EM ODONTOLOGIA DESTA UNIVERSIDADE.**

Às nove horas do dia dezesseis de dezembro do ano de dois mil e onze, reuniu-se a Comissão Julgadora aprovada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para o julgamento da Dissertação de Mestrado apresentada pela aluna TALITA SOUZA DANTAS com o *título:* "Influência da angulação do pilar e tipo de agente cimentante na resistência de união de coroas metálicas cimentadas sobre pilares personalizáveis de implante." O julgamento do trabalho foi realizado em sessão pública compreendendo a exposição, seguida de arguição pelos examinadores. Encerrada a arguição, cada examinador, em sessão secreta, exarou o seu parecer. A Comissão Julgadora, após análise do Trabalho, verificou que o mesmo encontrava-se em condições de ser incorporado ao banco de Dissertações e Teses da Biblioteca desta Universidade. Acompanham este relatório os pareceres individuais dos membros da Comissão Julgadora.

Uberlândia, 16 de dezembro 2011.

Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves

Titulação: Doutor

Universidade Federal de Uberlândia – UFU

Aprovado/Reprovado

Prof. Dr. Adérito Soares da Mota

Titulação: Doutor

Universidade Federal de Uberlândia - UFU

Aprovado/Reprovado

Prof. Dr. Adérico Santana Guilherme

Titulação: Doutor

Universidade Federal de Goiás-UFG

Aprovado/Reprovado

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho a minha família e em especial aos meus pais, que sem medir esforços, tornaram essa caminhada possível.

AGRADECIMENTOS

A vida, sempre tão intensa e tão sincera.

A Universidade Federal de Goiás, minha casa, responsável pela minha graduação e que abriu os horizontes da minha vida profissional e que foi cenário dos melhores anos da minha vida.

A Universidade Federal de Uberlândia, que me acolheu tão bem para essa nova jornada e que sem dúvida foi responsável por uma grande crescimento pessoal e profissional, abrindo minha cabeça e me ensinado a realmente ser um ser pensante.

Ao Professor Paulo Simamoto, pelas considerações, dicas e disponibilização da Escola Técnica de Saúde da Universidade de Uberlândia e principalmente por sempre me receber com um sorriso no rosto.

Aos alunos da Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia, por terem se dedicado na fase inicial do trabalho em que muitas coisas ainda eram apenas descobertas.

A todas as pessoas do Laboratório de Prótese Dentária do Hospital Odontológico da Universidade Federal de Uberlândia, que foram sempre solícitos e deixaram as portas do laboratório abertas.

Aos secretários do departamento de Prótese Fixa, Oclusão e Materiais Odontológicos da FOUFU, Susy e Wilton, que me receberam de braços abertos e que em todos os momentos fazem do departamento um lugar melhor.

As secretárias do Dr. Flávio, Érica e Fabiana que sempre dispostas resolveram muitos problemas carinhosamente, contribuindo para que tudo ocorresse da melhor maneira possível.

A Camila, sempre tão solícita no uso do Laboratório de Biologia Celular. Obrigada pela disponibilidade e pelos ensinamentos.

Ao técnico Adivaldo pela contribuição e disponibilidade na execução de partes técnicas do trabalho.

Ao Ranor por colocar seu laboratório a disposição e facilitar toda execução técnica/protética da pesquisa.

A Professora Veridiana, pela capacitação técnica na máquina de ensaios mecânicos.

A técnica Mariani, que tornou possível a avaliação de imagens em Confocal, sempre disposta e envolvida na busca dos melhores resultados.

Ao grande amigo Rodrigo Jaiba, que sem hesitar tornou seus conhecimentos em estatística disponíveis.

Aos membros da banca examinadora, que enriqueceram o trabalho com suas ideias e pontos de vista.

Aos meus novos amigos que a vinda a Uberlândia tornou possível. Pessoas especiais que fizeram esses dois anos menos amargos e que com toda certeza estarão comigo eternamente.

Ao João Paulo Neto que como um irmão me acolheu e me ajudou a dar passos tão decisivos na minha vida. Obrigada pelos conselhos, pelas dicas, pelas críticas sempre tão importantes para todo meu crescimento ao longo desses dois anos. Obrigada pela amizade, pelo carinho e pela consideração sempre verdadeiros, sinceros e recíprocos.

Aos meus amigos Lucas Dantas e João Paulo Lyra que logo que aqui cheguei me receberam de braços abertos, me guiaram e me acolheram me fazendo sentir à vontade em um lugar até então desconhecido. Pessoas como vocês tornaram o começo tão difícil muito mais suave. Obrigada pela amizade sincera, pelo companheirismo, sentimentos bons que levo do meu peito eternamente.

Aos meus meninos Marcel e Thiago, sempre tão disponíveis a me ajudar, a me ensinar a me fazer crescer. Ter vocês como equipe fez tudo ser mais proveitoso. Obrigada pela parceria e principalmente pela amizade sem igual que surgiu entre nós. Admiro cada um de vocês que hoje fazem parte da minha vida e de todo meu crescimento. Obrigada!

Aos meus amigos de Goiânia, que assim como eu sofreram com a ausência e compartilharam muita saudade ao longo de todo esse tempo. E que também foram parte da força para que tudo continuasse.

Ao Lucas, que muito mais do que companheiro foi meu amigo, meu professor e meu pai em muitos momentos. Obrigada por ter me ensinado tanto. Por me fazer crescer como profissional e principalmente como pessoa. Obrigada pelo cavalheirismo, pela calma de sempre e até excessiva. Obrigada por me fazer ver a vida mais suave e sempre do meu lado não medir esforços pra me fazer feliz.

Ao Professor Carlos, sempre tão empolgante na busca do conhecimento e sempre tão carinhoso nos seus abraços.

Ao Professor Adérico Santana Guilherme, por ter sido a pessoa que acreditou em mim. Obrigado professor pela confiança e por todos os ensinamentos que contribuíram por hoje eu chegar até aqui. Agradeço seus ensinamentos e sua amizade, que mesmo apesar da distância, me acompanham sempre.

Ao Professor Adérito Soares da Mota, pra mim um exemplo de homem. Uma pessoa fundamental no sucesso da minha caminhada. Sempre disposto ao bem, sempre sincero nas suas falas doces ou amargas. Um homem verdadeiro, sem máscaras. Muito mais que um excelente professor. Um pai. Obrigada Professor Adérito por me ter dado a oportunidade de conviver dia a dia ao seu lado. Você fez a diferença na minha vida e no meu mestrado!

E de maneira especial agradeço ao meu querido orientador Professor Flávio Domingues das Neves, que foi verdadeiramente um mestre. Agradeço por ter aceitado o desafio de orientar uma aluna até então desconhecida, por se entregar intensamente aquilo em que acredita, por ser um exemplo de dedicação. Agradeço pelas oportunidades imensuráveis, pelos ensinamentos e até mesmos os puxões de orelha. Obrigada pelos conselhos e pela confiança. Hoje tenho certeza que estive no melhor lugar e com a melhor pessoa. Obrigada pela oportunidade de fazer parte dessa história que com certeza mudou a vista do meu ponto. Obrigada, Flávio!

Enfim, agradeço a todos que de uma maneira ou de outra contribuíram para que tudo isso fosse possível e real.

“Que seja doce”
Caio Fernando Abreu

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVEATURA.....	12
RESUMO	13
ABSTRACT.....	14
1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DA LITERATURA	18
2.1 <i>Implantes Unitários</i>	18
2.2 <i>Próteses cimentadas x Próteses parafusadas</i>	20
2.3 <i>Retenção mecânica em prótese cimentada</i>	29
2.4 <i>Cimentos Odontológicos</i>	41
2.5 <i>Adesão a estrutura metálica</i>	53
2.6 <i>Resistência a tração de coroas metálicas sobre implante</i>	60
3 PROPOSIÇÃO.....	76
4 MATERIAL E MÉTODOS	77
4.1 <i>Confecção das amostras</i>	77
4.2 <i>Procedimentos Laboratoriais</i>	80
4.3 <i>Protocolo de cimentação</i>	83
4.4 <i>Ensaio de tração</i>	87
4.5 <i>Análise Estatística</i>	88
4.6 <i>Análise do Padrão de Falha</i>	89
4.7 <i>Avaliação em MEV</i>	89
4.8 <i>Avaliação em MVCL</i>	90
5 RESULTADOS.....	92
5.1 <i>Ensaio de Tração</i>	92
5.2 <i>Análise do Padrão de Falha</i>	93
5.3 <i>Avaliação em MEV</i>	94
5.4 <i>Avaliação em MVCL</i>	95
6 DISCUSSÃO	98
7 CONCLUSÃO.....	104
REFERÊNCIAS.....	105
ANEXOS	111

LISTA DE ABREVEATURAS

μm - Micrometro
mm - Milímetro
cm - Centímetro
m - Metro
Mpa - Mega Paschal
N - Newton
Kgf - Quilograma força
 $^{\circ}\text{C}$ - Grau Celsius
s - Segundos
DP - Desvio padrão
Rpm - Rotações por minuto
M - Mol
ml - Mililitro
Kg - Quilograma
Min - Minuto
Mg - Miligrama

RESUMO

Vários fatores devem ser considerados na seleção dos pilares angulados, assim, muitas vezes, o clínico deve encontrar uma forma prática de superar a falta de retenção resultante das características desse tipo de pilar. O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência de união de coroas metálicas cimentadas sobre pilares personalizáveis retos e angulados, cimentados com diferentes agentes de cimentação definitivos. Noventa e um análogos de implantes regulares do tipo hexágono externo foram divididos em Grupo controle (C): pilar reto personalizável cimentado com fosfato de zinco ($n = 10$); três grupos ($n = 10$) com pilares angulados de 17° cimentados com fosfato de zinco (A17F), Panavia F (A17RM) e RelyX U100(A17R) e ainda mais três grupos ($n = 10$) com pilares angulados de 30° também cimentados com cimento de fosfato de zinco (A30F), Panavia F (A30RM) e RelyX U100 (A30R). Coroas de Níquel-Cromo foram confeccionadas e cimentadas em seus pilares correspondentes sendo que as coroas cimentadas com Panavia F foram pré-tratadas com um primer para metal contendo monômero ácido fosfatado (MDP). Dados de todos os grupos foram comparados ao grupo controle por meio da análise de variância ANOVA - One way ($\alpha = 0,05$) e teste de Dunnet, e a comparação entre os grupos testados foi realizada por meio de análise de variância ANOVA – Two way ($\alpha = 0,05$) e teste de Tukey. Ainda as avaliações em MEV e MVCL foram realizadas com 3 amostras representativas de cada grupo com o objetivo de investigar as características microscópicas das interfaces pilar-coroa-cimento. A média de força (DP) necessária para deslocar as coroas nos grupos C, A17F, A17RM, A17R, A30F, A30RM e grupos A30R foram, respectivamente, 357,26 (62,21) N; 251,50 (20,13) N; 397,05 (88,48) N; 328,71 (79,87) N; 276,70 (17,96) N; 377,81 (90,61) N e 335,42 (88,34) N. O cimento Panavia F apresentou os resultados mais elevados de resistência a tração (RT) e o fosfato de zinco apresentou os menores valores de RT entre os grupos testados. Apenas o grupo A17F foi estatisticamente diferente do grupo controle ($p = 0,007$) e a inclinação das paredes axiais do pilar não influenciou os valores de retenção obtidos. O fosfato de zinco apresentou uma linha de cimentação não homogênea na análise em MEV e MVCL. A presença de primer contendo MDP pode ser percebida nas imagens de MVCL do grupo Panavia F. Dentro das limitações deste estudo *in vitro*, o Panavia F apresentou a maior resistência de união entre os grupos testados, no entanto, todos os três cimentos testados foram semelhantes ao grupo controle, exceto o grupo A17F grupo, mostrando que nas condições do estudo todos eles podem ser usados com sucesso.

Palavras - chave: Pilar. Cimentação. Primer para metal. Ensaio de tração. Microscopia Eletrônica de Varredura. Microscopia de Varredura Confocal a Laser.

ABSTRACT

Several factors must be considered in the selection of angled abutments. In these situations, the clinician should find a practical way to overcome the lack of retention. The purpose of this study was to evaluate the bond strength of metallic crowns cemented to straight and angled customizable abutments with different definitive luting agents. Ninety one regular external hex analogs and abutments were divided in Control group (C): customizable straight abutment cemented with zinc phosphate ($n = 10$); three groups ($n = 10$) with 17° angled abutment cemented with zinc phosphate (A17ZP), Panavia F (A17RM) and RelyX U100 (A17R) cements and more three groups ($n = 10$) with 30° angled abutment also cemented with zinc phosphate (A30ZP), Panavia F (A30RM) and RelyX U100 (A30R) cements. The metal copings were cemented onto their corresponding metal dies and crowns cemented with Panavia F were pre-treated with an alloy primer containing an acid-phosphated monomer (MDP). Data from the all groups were compared to control group with a 1-way ANOVA ($\alpha=.05$) and Dunnet's test, and comparison between tested groups were done with 2-way ANOVA ($\alpha=.05$) and Tukey's test. SEM and CLSM evaluation were performed ($n = 3$) aiming to investigate microscopic features of the abutment-cement-crown interfaces. The mean force (SD) required to dislodge the crowns in the C, A17ZP, A17RM, A17R, A30ZP, A30RM and A30R groups was 357,26 (62,21) N; 251,50 (20,13) N; 397,05 (88,48) N; 328,71 (79,87) N; 276,70 (17,96) N; 377,81 (90,61) N and 335,42 (88,34) N respectively. Panavia F presented the higher tensile bond strength results and zinc phosphate the lower between the tested groups. Only A17ZP group was different from control group ($p=.007$) and the abutment taper has no influence in retentive values. Zinc phosphate showed an inhomogeneous cement line in SEM and CLSM analysis. The presence of MDP primer could be perceived in CLSM images of Panavia F group. Within the limitations of this in vitro study, the Panavia F presented the higher bonding strength between tested groups, however, all 3 cements tested were similar to control group except A17ZP group, showing that in the conditions of the study they all can be successfully used.

Key-words: Abutment. Cementation. Metal Primer. Tensile Bond Strength. Scanning Electron Microscopy. Confocal Laser Scanning Microscopy.

1 INTRODUÇÃO

Basicamente as próteses implanto suportadas podem ser classificadas, com relação ao método de retenção, em duas categorias – próteses parafusadas e próteses cimentadas. As próteses implanto suportadas parafusadas tem na reversibilidade sua maior vantagem. Por outro lado, restaurações implanto suportadas retidas por cimento apresentam melhores condições estéticas devido a eliminação do orifício de acesso do parafuso. Além disso, quando corretamente confeccionadas apresentam adaptação passiva, o que pode realmente melhorar a distribuição de tensões no conjunto implante-restauração. De maneira geral, ambas tem apresentado contínua evolução, e taxas de sobrevivência das restaurações implantadas estão em constante crescimento (Hebel & Gajjar, 1997).

Ainda não há consenso a respeito da superioridade de um método de retenção quando comparado ao outro, sendo que o uso de um determinado sistema muitas vezes depende da preferência do cirurgião dentista e das limitações específicas de cada caso (Michalakis et al., 2003). Especificamente, as próteses implanto suportadas cimentadas têm sido consideradas como tendo alto potencial de assentamento passivo resultante de elevada retenção friccional e apresentam retenção aumentada em até três vezes quando comparadas as próteses fixas convencionais (Hebel & Gajjar, 1997; Heckmann et al., 2004; Pellizzer et al., 2010). Além do fato dos pilares apresentarem, geralmente, maior área superficial que os dentes naturais preparados, essa superioridade em retenção também está ligada a inclinação pré-estabelecida pelos fabricantes das paredes axiais desses pilares, variando em torno de 6° a 10° (Gilboe & Teteruck, 1974; Hebel & Gajjar, 1997; Squier et al., 2001)

Os princípios mecânicos que regem a retenção de uma restauração odontológica cimentada estão diretamente ligados ao não deslocamento axial da peça, em situações onde esta é submetida a um carregamento que resulte em tensões de tração (Hebel & Gajjar, 1997). Em linhas gerais a superfície de contato existente entre as paredes internas da restauração e as externas do elemento pilar determina o grau de retenção friccional da peça protética. Há

uma relação diretamente proporcional entre área superficial, grau de paralelismo das paredes axiais e a retenção friccional ou micromecânica da restauração (Kaufman et al., 1961; Heintze, 2010). Esses princípios são igualmente válidos e aplicáveis para próteses fixas convencionais e para próteses implanto suportadas cimentadas. Assim, fatores como altura e largura do componente protético, bem como tipo de cimento e técnica de cimentação, podem influenciar na resistência a tração das peças protéticas cimentadas (Kent et al., 1996; Michalakis et al., 2003; Schneider et al., 2007).

O tratamento da superfície, do pilar ou das paredes internas da peça protética, também é reconhecidamente efetivo no aumento da retenção micromecânica e esses dois fatores em conjunto com a união química por meio de condicionadores para metal, geralmente contendo monômeros ácidos fosfatados, tornaram aplicável e efetivo o uso de cimentos resinosos para a fixação definitiva de peças protéticas metálicas (Ohno et al., 1998; Kibayashi et al., 2005; Tsuchimoto et al., 2006b; Schneider et al., 2007).

Algumas situações clínicas, em que a condição óssea dificulta o posicionamento dos implantes, diferentes inclinações do longo eixo do dente podem ser obrigatórias resultando em maior número de variáveis a serem observadas na reabilitação protética, e então os pilares angulados figuram como uma alternativa de resolução. Esses pilares possuem um amplo orifício de entrada do parafuso de fixação em uma de suas paredes axiais, característica essa que somada ao desgaste muitas vezes necessário para personalizar o componente para situação clínica em questão, diminuem ainda mais a área superficial e alteram a inclinação das paredes axiais pré-estabelecida pelo fabricante (Emms et al., 2007). Assim, o parafuso do pilar será apertado inevitavelmente no longo eixo do implante, entretanto é necessário um orifício de acesso no pilar, para passagem e posicionamento do referido parafuso. No pilar reto este orifício está localizado na parede superior, já nos angulados nas paredes axiais, isto por si só já diminui a área de contato friccional entre pilar e prótese, entretanto os orifícios axiais precisam ainda serem maiores que o do pilar reto, complicando ainda mais a questão.

Além disso, em situações ósseas e de espaço protético ideais, implantes são posicionados de tal forma que a resolução protética permite a utilização de pilares preparáveis retos sem nenhuma alteração técnica, sendo possível utilizá-los assim como o fabricante o disponibiliza. Entretanto, como supracitado, alterações ósseas tornam necessária a inclinação do implante e isso pode exigir o uso de pilares angulados. Considerando o espaço protético favorável, esses pilares também não necessitam de alteração, podendo ser usados assim como o fabricante os disponibiliza. Ou seja, em próteses implantadas cimentadas o mesmo espaço protético pode, dependendo da inclinação do implante, necessitar de diferentes pilares protéticos, e isto implica em diferentes alturas e áreas de preparo, o que sugere diferentes retenções. Assim em uma situação protética reabilitadora em que diferentes inclinações dos implantes obrigam o uso de diferentes pilares sem, entretanto necessidade de personalização (desgastes adicionais), que por sua vez influência na retenção final quando comparado ao pilar reto que é maior e poderia ter sido utilizado caso o implante fosse idealmente posicionado (Emms et al., 2007).

Tendo em vista o número reduzido de estudos na literatura sobre a retenção relativa de vários cimentos dentários definitivos com as superfícies metálicas tratadas quimicamente e considerando todo o contexto referenciado, justifica-se investigação da correlação entre diferentes angulações das paredes axiais de pilares metálicos, diferentes áreas de superfícies disponíveis para união e o uso de materiais para cimentação resinosos ou convencionais, que poderá fornecer relevante informação para eleição do material para a cimentação levando em conta as particularidades de cada situação clínica. Ou ainda fornecer importante informação estratégica para a indústria a respeito da necessidade de possível tratamento de superfície, realizado em linha de produção, objetivando melhor desempenho clínico de componentes angulados.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Implantes Unitários

O sucesso da utilização de implantes osseointegrados na reabilitação de pacientes desdentados totais e parciais tem sido bem documentado na literatura indexada no decorrer os últimos anos. O panorama atual revela que o uso de implantes para prover suporte a coroas unitárias evoluiu para uma opção viável e confiável de tratamento. Dessa forma o capítulo inicial da revisão de literatura visa apresentar o contexto das reabilitações unitárias com implantes dentários.

Em 1991 Jemt *et al.* realizaram um estudo multicêntrico prospectivo com acompanhamento de um ano de implantes unitários em 92 pacientes. Os pacientes foram divididos em subgrupos de acordo com a área de ausência dentária sendo que as fases do estudo incluía avaliação, instalação dos implantes *ad modum* Bränemark, tratamento protético com pilares específicos para coroas unitárias e acompanhamento clínico. Para serem incluídos no estudo os pacientes deveriam possuir uma ou duas ausências dentárias com dente adjacente natural e antagonista natural ou prótese parcial. Foram excluídos do estudo pacientes com qualidade e quantidade ósseas insuficientes, espaço interoclusal insuficiente, estado periodontal e endodôntico comprometidos, guia canina mantida por restauração e pacientes com dependência química ou usuários de qualquer tipo de drogas. Além disso, os pacientes deveriam ter o mínimo de 14 anos para as mulheres e de 16 anos para os homens e o máximo de 70 anos para ambos. Assim, foram instalados 107 implantes sendo 88 em maxila e 19 em mandíbula. Os acompanhamentos foram realizados na primeira semana e 1, 6, 12, 24, 36, 48 e 60 meses após a instalação da coroa, sendo que para o presente estudo apenas os dados de 1 ano de acompanhamento foram analisados. Os parâmetros clínicos envolvidos na avaliação incluíram qualidade gengival, profundidade de sondagem, sangramento a sondagem e mobilidade. Para avaliação radiográfica foram realizadas tomadas panorâmicas e periapicais pela técnica no paralelismo uma semana após a instalação da coroa e ao final de um ano, sendo proposta nova

tomada radiográfica ao final do terceiro e quinto ano. Durante o primeiro ano de acompanhamento, três pacientes não responderam aos chamados para a consulta-controle. Os resultados apontaram perda de três implantes, boa estabilidade gengival em relação à profundidade de sondagem e sangramento, alguns desapertos de parafusos e fraturas de restauração de modo que, segundo os autores, o estudo indica uma técnica promissora para colocação e manutenção da estabilidade de implantes unitários. A saúde gengival ao redor das coroas foi satisfatória e comparável à situação dos dentes naturais e mesmo a presença de inflamação gengival em longo prazo pode ser resolvida por meio do aperto de parafusos de pilares soltos.

Um estudo multicêntrico prospectivo de cinco anos foi realizado por Scheller *et al.* em 1998 com objetivo de determinar as taxas de sucesso a curto e longo prazo de coroas unitárias sobre implantes envolvendo pilares CeraOne com coroas cimentadas e suportadas por implantes Bränemark e além disso avaliar os efeitos nos tecidos moles ao redor das coroas e dos dentes adjacentes. Dessa forma, em março de 1992 foram instalados 99 implantes unitários (87 em maxila e 12 em mandíbula) em 82 pacientes distribuídos em 12 centros de tratamento. Os procedimentos cirúrgicos foram realizados *ad modum* Bränemark por profissionais experientes e após o período de 3 a 6 meses de cicatrização, os pilares CeraOne foram instalados com torque de 32 N.cm. Além da avaliação radiográfica após a instalação dos implantes, outra tomada radiográfica do implante e dos dentes adjacentes após a segunda etapa cirúrgica foi realizada. Após a cimentação da coroa, o primeiro exame clínico foi realizado na segunda semana e acompanhamentos clínicos adicionais com avaliações radiográficas do implante e dos dentes adjacentes foram realizados a cada dois anos, sendo então realizadas no primeiro, terceiro e quinto ano após a instalação da coroa. Para os implantes e os dentes adjacentes os parâmetros gengivais foram determinados utilizando o índice de sangramento modificado de Loe & Silness (1963) e também houve avaliação quanto ao nível da margem da coroa em relação à margem gengival. A mobilidade dos implantes e dentes foi analisada bem como todos os outros

problemas observados durante as visitas foram reportados. As avaliações radiográficas foram realizadas por um mesmo radiologista por meio de tomadas padronizadas, sendo avaliada a reabsorção óssea ao redor dos implantes. Assim, os resultados apontados pelos autores revelaram que dos 99 implantes instalados, dois foram perdidos antes do tratamento protético, um implante foi perdido duas semanas após cimentação da coroa e outro implante foi considerado perdido após o segundo ano de acompanhamento. Por fim, 57 pacientes com 65 implantes e coroas participaram do estudo durante os cinco anos. Algumas complicações envolveram a fratura de sete coroas de cerâmica pura e quatro desapertos de parafuso. Já em relação aos parâmetros gengivais, não houve inflamações importantes na maioria dos casos, no entanto entre o terceiro e quinto ano houve aumento no índice de sangramento. A média da perda óssea para o primeiro ano foi de 0,5 mm na mesial, e 0,4 mm na distal. Diante dos dados encontrados, os autores concluíram que os resultados em longo prazo para coroas unitárias com implantes Bränemark são estáveis e acumulam uma taxa de sucesso de 95,9% para os implantes de 91,1% para as coroas. Todas as coroas que fraturaram puderam ser reparadas, as taxas de reabsorção óssea foram mínimas, os tecidos moles permaneceram estáveis e a troca de parafusos de titânio por parafusos de ouro pareceram resolver os problemas de desaperto de parafuso dos pilares.

2.2 Próteses cimentadas x Próteses parafusadas

A implantodontia tem visto progressos rápidos e notáveis nos últimos anos. A busca de resultados previsíveis em longo prazo tem levantado várias questões relativas aos materiais utilizados, bem como a respeito das técnicas seguidas da prática clínica. Uma dessas questões diz respeito ao tipo de ligação entre a restauração e o implante. As restaurações sobre implantes podem ser parafusadas ou cimentadas. As próteses retidas por parafuso tem uma história bem documentada de sucesso na aplicação em pacientes edêntulos. No entanto, com o aumento no número de tratamento de pacientes

parcialmente desdentados, novos conceitos de restauração têm evoluído no domínio da prótese sobre implante, incluindo as próteses retidas por cimento. Segue, portanto, uma revisão em ordem cronológica de estudos da literatura indexados que discutem esse tema.

Lewis *et al.* em 1988 foram os primeiros a descrever uma nova técnica para a fabricação de restaurações implanto-suportadas feitas diretamente sobre os implantes Bränemark System (Nobel Biocare, Göteborg, Suécia), sem o uso dos tradicionais pilares, de modo a superar os problemas de limitação de espaço interoclusal. Assim, a nova proposta dos autores descrevia peças pré-fabricadas de plástico que adaptariam-se diretamente sobre a plataforma do implante, chamadas então de pilares UCLA. Esses pilares foram concebidos para serem incorporados ao padrão de cera e, em seguida, eliminados no processo de fundição. Dessa forma, a estrutura fundida de metal poderia ser fixada diretamente sobre o implante, eliminando problemas de espaço interoclusal insuficiente. O estudo ainda acompanhou durante 24 meses 17 pacientes com 45 implantes restaurados com pilares UCLA e constatou que não houve nenhum tipo de perda óssea anormal, fratura dos componentes ou da restauração, bem como sinais de eletrogalvanismo ou corrosão eletrolítica.

Em 1989, Lewis *et al.* foram além e descreveram a fabricação de coroas telescópicas em pilares personalizáveis a partir de pilares UCLA para resolver problemas com angulação. A técnica descrita apresentou discrepâncias marginais que variaram entre 4 μ m e 8 μ m, sendo valores compatíveis com as discrepâncias encontradas em componentes convencionais. A restauração final foi cimentada sob o coping telescópico com cimento provisório, provendo assim, revesibilidade para o caso.

Em 1997, pretendendo discutir como a escolha por próteses sobre implantes parafusadas ou cimentadas poderia influenciar dramaticamente na oclusão e estética, Hebel & Gajjar realizaram uma breve revisão a respeito de aspectos inerentes as próteses sobre implantes parafusadas e cimentadas. Enquanto as próteses cimentadas possuem relação direta com fatores de

retenção que incluem paralelismo das paredes, área de superfície e altura, rugosidade de superfície e tipo de cimento utilizado, as próteses parafusadas possuem sua previsibilidade de retenção fornecida pelo parafuso, que por sua vez, necessita ser submetido ao torque indicado pelo fabricante. Assim, os parafusos possuem diferentes desenhos, diferentes propriedades mecânicas e composição. Segundo os autores, a justificativa para utilização de próteses parafusadas está ligada apenas a limitação de espaço interoclusal, em que os fatores de retenção mecânica importantes para os pilares cimentados ficam prejudicados. Por outro lado, as próteses cimentadas possuem diversas vantagens como geração de um ambiente passivo e estável, em que possíveis desadaptações do *coping* metálico seriam compensadas pela presença do cimento. O assentamento e ajuste de estruturas sem passividade são realizados através de procedimentos convencionais, enquanto soldas são necessárias para estruturas parafusadas. Além disso, a ausência dos orifícios de acesso nas próteses cimentadas fornece um desenho que melhora as propriedades de resistência da porcelana, resultando em menos fraturas e pelo mesmo motivo a oclusão pode ser obtida de modo a permitir que as tensões sejam distribuídas axialmente. Ainda, segundo os autores, as próteses sobre implante cimentadas promovem fácil acesso a região posterior da boca, redução de custos, redução das complexidade dos componentes, redução da complexidade dos procedimentos laboratoriais, redução do tempo de cadeira, apresentando também estética superior.

Em 1998, com o objetivo de comparar clinicamente as características microbiológicas na região peri-implantar de implantes suportanto tanto restaurações parafusadas quanto cimentadas e investigar a relação entre a microflora peri-implantar e a microflora periodontal no mesmo indivíduo, Keller *et al.* selecionaram 15 pacientes parcialmente edêntulos que haviam recebido implantes do sistema de implantes dentários ITI®, consistindo em um total de 15 próteses parafusadas, cinco cimentadas e 60 sítios periodontais investigados no estudo. Foram colhidas informações quanto aos índices de placa ao redor dos implantes, sangramento e material microbiológico. Em

relação aos dentes naturais, foram feitas também medidas de profundidade de sondagem e recessão assim como nos implantes e as protéses parafusadas foram removidas e o material biológico colhido do interior da estrutura. Na análise microbiológica, as bactérias foram classificadas quanto ao seu tipo, quantificadas através da contagem de unidades formadoras de colônias através de software específico e os valores submetidos à análise estatística. Os resultados apontaram a presença de colônias bacterianas no interior das estruturas das próteses parafusadas, que é explicada pelos autores como possível contaminação do componente durante a instalação ou pela presença de algum tipo de desadaptação. Houve também correlação significante entre as bactérias encontradas nos sulcos dentais, na região peri-implantar e na região interna da estrutura das próteses parafusadas, o que indica que a infiltração bacteriana através da interface entre a prótese e o pilar executa um papel importante na colonização bacteriana na parte interna de coroas parafusadas. No entanto, não houve relação significativa entre o tipo de fixação (parafusada ou cimentada) e presença de bactéria, mostrando que esse fator possui pouca influência nos parâmetros microbiológicos e clínicos.

Com objetivo de acessar a magnitude da adaptação marginal da interface implante-coroa de implantes ITI® com restaurações cimentadas e parafusadas, em 1999, Keith *et al.* realizaram um estudo utilizando 20 implantes 4,1 x 10 mm que foram divididos em dois grupos de 10 implantes cada. Um grupo era formado por pilares que receberam próteses parafusadas e o outro grupo formado por pilares que receberam próteses cimentadas. O grupo de próteses cimentadas ainda foi subdividido em coroas cimentadas com cimento a base de ionômero de vidro e coroas cimentadas com cimento a base de fosfato de zinco. Os valores de desadaptação foram obtidos através de imagens microscópicas feitas durante as várias etapas do estudo. Após a tabulação dos dados e análise estatística, os resultados apontaram diferenças significativas entre os valores de desadaptação marginal das próteses parafusadas e cimentadas, sendo que as parafusadas apresentaram menor valor. Por outro lado, entre as próteses cimentadas, também houve diferenças

significativas quanto ao cimento utilizado, de forma que o cimento a base de ionômero de vidro apresentaram valores menores de desadaptação do que o cimento de fosfato zinco, mesmo assim, os autores afirmam que os valores apresentados pelas próteses cimentadas são clinicamente aceitáveis. O estudo também aponta que as fases laboratoriais de confecção de uma coroa metalo-cerâmica sobre implante, seja ela cimentada ou parafusada provoca um aumento na desadaptação de 22 e seis vezes, respectivamente.

Com a finalidade de comparar a integridade marginal e geração de tensão durante o assentamento de restaurações parafusadas e cimentadas sobre implantes, Guichet *et al.* em 2000 realizaram um estudo simulando região posterior de mandíbula restaurada com três implantes de 10 mm, por meio de análise fotoelástica. Dez restaurações de três elementos foram realizadas sobre os implantes, sendo cinco parafusadas e cinco cimentadas. Todas as 10 infraestruturas foram analisadas quanto à adaptação marginal por meio de avaliação microscópica, de maneira que três medidas foram realizadas em cada um dos pilares antes e depois da cimentação e antes e depois do torque. Além disso, as infraestruturas foram investigadas quanto à geração de tensão a cimentação e ao torque através de fotografias do modelo fotoelástico. Assim, os resultados mostraram que para as médias dos valores de desadaptação marginal antes da cimentação e do torque não houve diferenças, no entanto após o torque as próteses parafusadas tiveram os valores reduzidos de maneira significativa, enquanto as próteses cimentadas não apresentaram diferenças entre os valores antes e após cimentação. Em relação a análise fotoelástica as próteses cimentadas apresentaram valores de tensão inferiores as próteses parafusadas. Não houve relação entre a adaptação marginal e geração de tensão para as próteses parafusadas, fato que foi verificado para as cimentadas.

Michalakis *et al.* em 2003 realizaram uma revisão crítica a respeito de restaurações sobre implantes cimentadas e parafusadas com o objetivo de discutir as vantagens e desvantagens de cada uma. Segundo os autores, os fatores que são influenciados pelo tipo de restauração incluem: facilidade de

fabricação e custo, passividade da infraestrutura, retenção, oclusão, estética e reversibilidade. Em relação à facilidade de fabricação e custo a prótese cimentada é mais fácil do que as parafusadas, já que são utilizadas as técnicas tradicionais para sua confecção e não há necessidade de formação especial para os técnicos de laboratório além de possuírem componentes mais baratos. Para os aspectos relacionados a passividade da infra-estrutura os autores apontam que várias etapas da confecção de próteses podem acumular pequenos erros responsáveis por possíveis desadaptações, aspectos esses relacionados aos procedimentos de moldagem, fundição, queima da porcelana e instalação da prótese. Por meio da análise de vários estudos, os autores apontam ausência de passividade nas próteses parafusadas, capazes de gerar maior concentração de tensão ao redor dos implantes em comparação com as próteses cimentadas. No entanto, as próteses parafusadas apresentaram menores valores de desadaptação marginal do que as próteses cimentadas, fato que, segundo os autores, não tem relação com a degradação do pilar, mas que pode influenciar na colonização bacteriana. E para as próteses cimentadas ainda existe o fator adicional da degradação do cimento. Já os fatores de retenção para as próteses cimentadas são basicamente os mesmos que envolvem as próteses convencionais e incluem a convergência das paredes axiais, altura e área de superfície, rugosidade da superfície e tipo de cimento. Para as próteses parafusadas a retenção é obtida pelo parafuso de fixação, que liga o implante com o pilar e o pilar com a prótese. Nesse aspecto as próteses parafusadas apresentam vantagem em situações em que o espaço interoclusal é pequeno, reduzindo significativamente os fatores de retenção mecânica, como altura das paredes, necessária nas próteses cimentadas. Para os fatores de oclusão os autores afirmam que os tamanhos do orifício de acesso necessário para o parafuso das próteses parafusadas impedem o estabelecimento de contatos oclusais ideais, enquanto que para as cimentadas esses contatos ideais podem ser determinados e permanecerem estáveis por longo tempo. A estética também pode influenciar na escolha do tipo de prótese, sendo verdade que o orifício de acesso das próteses parafusadas as tornam

pouco estéticas, principalmente em região mandibular que envolve molares e pré-molares, e apesar de existirem resinas opacas que mascaram o orifício das próteses parafusadas, as próteses cimentadas não apresentam esses problemas. Durante a instalação das restaurações parafusadas, apenas uma radiografia é necessária para verificar o ajuste preciso da prótese antes de proceder ao torque final dos parafusos de fixação. No entanto, para restaurações cimentadas, há uma necessidade de cuidado durante a remoção dos restos de cimento, além de exame radiográfico, sendo a remoção de resíduos de cimento crítica para a saúde peri-implantar além de um procedimento complicado principalmente na presença de margens subgengivais. Por fim a falta de reversibilidade seria a grande desvantagem das próteses cimentadas comparadas com as próteses parafusadas, mas que muitas vezes é minimizada através do uso de cimentos provisórios. Assim, os autores concluem que os clínicos devem avaliar as vantagens e desvantagens de cada tipo de restauração para selecionar a mais adequada de acordo com a situação clínica.

Em 2004, Heckmann *et al.* avaliaram parâmetros de adaptação passiva de próteses sobre implantes cimentadas e parafusadas com o objetivo de quantificar as tensões geradas por ambos os tipos de próteses sobre implante além de avaliar a influência das técnicas de moldagem e confecção das próteses. Assim, um paciente de 69 anos, portador de implante ITI® (4,1 x 12 mm) na maxila direita se voluntariou para o estudo. Pilares para prótese fixa cimentada sobre implantes foram parafusados sobre os implantes. Foi confeccionado um modelo representativo da posição dos implantes na boca, para a realização das medidas. Moldeiras individuais permitiram à realização de dois tipos de técnicas de moldagens sobre o modelo de medidas, e em seguida foram enceradas as infraestruturas. Seis grupos de 10 amostras foram criados de acordo com as técnicas de moldagem e confecção bem como o tipo de prótese. Para a mensuração dos valores de tensão foram colocados quatro *strain gauges* próximos aos implantes e um *strain gauge* posicionado na face oclusal do pôntico da infraestrutura. Os valores de tensões geradas após

cimentação e fixação das próteses parafusadas foram tabulados e submetidos à análise estatística. Assim, os resultados apresentados pelos autores revelaram que não houve diferenças entre as técnicas de moldagem utilizadas nem para as próteses parafusadas nem para as próteses cimentadas, no entanto não ficou evidente a existência de um tipo de prótese mais passiva do que outra. Os autores afirmam que mais estudos devem ser feitos e que o cirurgião dentista deve preferir próteses que apresentem menores valores de tensão gerados ao redor dos implantes.

Ainda em 2004, Vigolo *et al.* recrutaram 12 pacientes para realizar um estudo clínico controlado prospectivo com objetivo de comparar coroas unitárias sobre implantes cimentadas e parafusadas por quatro anos após reabilitação protética quanto ao nível ósseo marginal peri-implantar, parâmetros de tecidos mole peri-implantar e complicações protéticas. Foram intalados 24 implantes, sendo dois por paciente. Após quatro meses da instalação dos implantes foram realizados os procedimentos protéticos e laboratoriais e cada paciente recebeu uma prótese cimentada e uma prótese parafusada. Todos os pacientes foram submetidos a um programa de acompanhamento com intervalo de três meses no primeiro ano e de seis meses nos anos seguintes. Após avaliações de todos os parâmetros, os resultados apontaram estabilidade dos tecidos moles na região dos implantes e em relação aos dois grupos avaliados, não houve diferenças quanto ao nível ósseo e complicações protéticas. Assim, segundo os autores, a escolha por prótese parafusada ou cimentada seria uma preferência do clínico.

Em 2005, em um estudo experimental em cachorros Assenza *et al.* avaliaram clinicamente os índices de desaperto de parafuso em próteses sobre implante cimentadas e parafusadas. Para isso foram instalados implantes em seis cachorros da raça Beagle, sendo que cada animal recebeu 10 implantes em mandíbula. Três meses após a instalação dos implantes, os animais foram submetidos a segunda etapa cirúrgica para instalação dos pilares. Dos 60 implantes instalados, 30 receberam pilares parafusados e 30 receberam pilares cimentados. Sobre os pilares foram cimentadas estruturas metálicas

representativas de seis elementos dentários e 12 meses após foram removidas para as avaliações. Os resultados revelaram após 12 meses 27% de desaperto de parafuso nos pilares parafusados, enquanto nenhum desaperto de parafuso foi constatado nos pilares cimentados, fato justificado pelos autores, como objetivo alcançado pelo cimento que preenche todos os espaços no interior da peça evitando micromovimento e consequente penetração de fluidos e bactérias.

Ainda, Assenza *et al.* em 2006, como parte do mesmo estudo experimental em cachorros, agora para avaliar parâmetros imunohistológicos dos tecidos moles ao redor de implantes com próteses cimentadas e parafusadas, revelaram que não houve diferenças entre os parâmetros avaliados, dentre eles fatores de inflamação tecidual tanto para próteses cimentadas quanto parafusadas. As diferenças só foram evidentes quando as próteses parafusadas tiveram os parafusos afrouxados.

Tosches *et al.* em 2009, compararam a influência na adaptação marginal de coroas variando técnicas de moldagem e materiais utilizados para fundição, além de comparar esses fatores entre próteses parafusadas e cimentadas. Uma amostra de 60 espécimes foi dividida em quatro grupos de acordo com o tipo de pilar e técnica de impressão utilizada bem como o material utilizado para fundição. Após o processo de cimentação das próteses cimentadas com cimento à base de ionômero de vidro e as próteses parafusadas de acordo com o torque recomendado pelo fabricante, as amostras foram incluídas em resina epóxica, seccionadas transversalmente e submetidas à avaliação microscópica da adaptação marginal. Após comparação dos dados e análise estatística os resultados revelaram que independente do tipo de técnica de impressão utilizada e material para fundição, houve uma diferença significativa na média dos valores de adaptação marginal vertical entre as coroas parafusadas ($8,5 \pm 5,7 \mu\text{m}$) e cimentadas. A diferença foi observada antes ($54,4 \pm 18,1 \mu\text{m}$) e após a cimentação com cimento a base de ionômero de vidro ($57,4 \pm 20,2 \mu\text{m}$) ou fosfato de zinco ($67,4 \pm 15,9 \mu\text{m}$).

Com objetivo de avaliar a distribuição de tensões em diferentes sistemas de retenção (cimentada e parafusada) em próteses parciais fixas sobre implantes com conexão do tipo hexágono externo por meio de fotoelasticidade, Pellizzer *et al.* em 2010 realizaram um estudo e confeccionaram dois blocos de 45 x 30 x 10mm com resina fotoelástica e inseriram dois implantes nas regiões de segundo pré-molar e molar de cada modelo, sendo o modelo 1 representante da prótese parcial fixa parafusada e o modelo 2 representante da prótese parcial fixa cimentada. Técnicas convencionais foram utilizadas para a confecção das infraestruturas em NiCr, com padronização da altura das coroas. As próteses cimentadas receberam cimentação provisória e as parafusadas seguiram o torque recomendado pelo fabricante. Para o teste de distribuição de tensões, uma força de 100N foi aplicada a uma angulação de 0° e 45° em pontos fixos da superfície oclusal das infraestruturas metálicas, por um período de 10 s. As tensões resultantes nos modelos fotoelásticos foram fotografadas e avaliadas em um software. A avaliação qualitativa feita por 2 observadores determinou que quanto maior o número de franjas, maior a tensão, e quanto mais próximas as franjas, maior a concentração de tensão. Os resultados para a força aplicada em direção ao longo eixo da prótese (0°) mostraram que quando os dois modelos foram comparados, o modelo de prótese parafusada exibiu maior número de franjas, correspondendo a maior magnitude de tensões, e as franjas se apresentaram próximas, ou seja, maior concentração de tensões. Para a avaliação com força aplicada em 45° os resultados apontaram mais uma vez, quando comparando os dois modelos, maior número de franjas e franjas mais próximas para o modelo 1, resultando em maiores tensões concentradas. Apesar dos autores concluirem que as próteses cimentadas resultam em melhor distribuição de tensões e menor magnitude de tensão, é discutido sobre as próteses cimentadas a falta de reversibilidade e a possibilidade de inflamação gengival devido ao excesso de cimento.

2.3 Retenção mecânica em prótese cimentada

As próteses cimentadas tornaram-se, em muitos casos, a restauração de escolha para o tratamento de pacientes com implantes, principalmente diante do novo panorama da implantodontia e das exigências estéticas do mercado. A literatura é repleta de estudos que apontam os vários fatores que influenciam a retenção de restaurações cimentadas, e são esses fatores os mesmos tanto para restaurações sobre dentes quanto para restaurações sobre implantes. Assim, uma abordagem científica é descrita com artigos cronologicamente apresentados.

Para demonstrar a relação entre a retenção e o ângulo de convergência de coroas cimentadas, Jorgensen em 1955 confeccionou 70 amostras cônicas com 8 mm de diâmetro variando o ângulo de convergência em 5°, 10°, 15°, 20°, 25°, 35° e 45°, sendo divididas em sete grupos de 10. As coroas foram cimentadas com cimento à base de fosfato de zinco seguindo as orientações do fabricante sendo colocado um peso de 4 kg por 10 minutos sobre as amostras. Em seguida, após 24 horas, as amostras foram submetidas ao ensaio de tração. Os valores obtidos criaram um gráfico em forma de hipérbole, o que demonstrou que a medida que houve aumento do ângulo de convergência houve uma diminuição da retenção. Além disso, foi realizado ensaio com amostras que tiveram suas superfícies lixadas, aumentando a rugosidade de superfície e então cimentadas e submetidas ao ensaio de tração. Para esse grupo, os valores de retenção foram superiores e o gráfico não apresentou uma relação regular entre o ângulo de convergência e retenção, fato justificado pelo autor devido à falta de padronização no procedimento da criação da rugosidade de superfície.

Em 1961 Kaufman *et al.* descreveram alguns fatores que afetam a retenção de restaurações fundidas e cimentadas sobre dentes. Para isso, os fatores que podem influenciar na retenção de uma prótese cimentada, foram divididos em três categorias: preparo dentário, fundição e cimentação. Assim, segundo os autores, os fatores de retenção que envolvem o preparo dentário são a área de superfície, a altura da superfície preparada, o ângulo de convergência das paredes opostas da superfície preparada, a textura da

superfície preparada, dispositivos de retenção intracoronal no pregar e o grau de retenção provido pelos vários componentes da superfície preparada. Já os fatores de retenção envolvidos no processo de fundição da estrutura metálica incluem a adaptação da peça metálica sobre a estrutura dentária preparada, a textura da superfície interna da peça fundida e as propriedades de resistência da liga necessárias para manter o selamento do cimento. Para os fatores relacionados à cimentação, são citados o tipo de cimento, o efeito de perfuração na coroa metálica para escoamento de excesso de cimento, a influência da viscosidade do cimento, variação na força de assentamento, variação da duração da força, variação do tempo entre a cimentação e o ensaio de tração, o ângulo de direção da força de tração e os valores de resistência a compressão e cisalhamento do agente cimentante. Assim, os seguintes fatores foram avaliados pelo estudo: a altura da superfície preparada, o ângulo de convergência das paredes opostas do pregar, a área de superfície do pregar e o efeito da perfuração na coroa metálica. Para isso foram confeccionadas amostras em alumínio representativas de pregar dentais com medidas pré-determinadas. As amostras foram preparadas variando altura em 4,7 mm e 10 mm e o ângulo de convergência das paredes em 1°, 5°, 10°, 15° e 20°. Vários diâmetros foram utilizados variando de 4,4 mm a 9,5 mm com intervalos de 0,63mm. Todos os processos de enceramento, inclusão e fundição foram padronizados, e as coroas metálicas foram cimentadas com cimentos à base de fosfato de zinco e após 24 horas foram submetidos ao ensaio de tração. Os resultados apontam que a medida que a altura aumentou houve aumento da resistência a tração mas sem a existência de uma proporção. A resistência a tração aumentou mais quando houve variação da angulação do que quando houve variação da altura, sendo que o aumento mais abrupto ocorreu a partir da angulação de 5°, ou seja, a medida que a convergência se aproximou do paralelismo a retenção aumentou. Em relação ao diâmetro, o estudo revelou que o aumento da resistência a tração foi proporcional ao aumento da unidade de área para uma angulação constante. Por fim, os resultados mostraram que coroas com perfurações na

região oclusal para escoamento de excesso de cimento, apresentaram maiores valores de resistência à tração bem como melhor assentamento das estruturas.

Em 1974 Gilboe & Teteruck, abordaram os fundamentos de retenção e forma de resistência dos preparamentos dentários. Assim, segundo os autores, todos os preparos necessitam de fatores que previnam o deslocamento das restaurações por tensões funcionais. O primeiro fator citado envolve o paralelismo das paredes axiais, de forma que a medida que as paredes axiais se aproximam do paralelismo, a restauração pode apresentar maior resistência ao deslocamento por tensões de tração e cisalhamento. Ainda, reduções das paredes axiais entre 2° e 5°, fornecem ótima resistência e retenção. Em relação a altura os autores apontam que a medida que a altura do preparo aumenta as formas de resistência e retenção aumentam e ainda que existe uma relação direta entre a área de superfície e o potencial de resistência retentiva do preparo. Portanto, quanto maior o diâmetro cervical do dente, maior a área de superfície disponível para o preparo. No entanto, os autores enfatizam que se os fatores primários forem insuficientes, pode-se lançar mão de fatores secundários como caixas, sulco e pinos. Por fim, o estudo revela que o aumento da área de superfície aumenta a resistência e retenção e a que a falta de área de superfície só pode ser compensada através da adição da mesma.

Fatores que influenciam a retenção de cilindros de ouro CeraOne foram avaliados por Kent *et al.* em 1996 com o objetivo de relatar variáveis adicionais relacionadas com a falha de cimentos (cimento temporário sem e com eugenol e cimento a base de fosfato de zinco) para o sistema CeraOne, incluindo o efeito da altura, volume de agente cimentante e o uso de cimentos contendo eugenol. Cilindros de ouro CeraOne foram cimentados sobre pilares CeraOne com alturas de 3,7 mm e 5 mm variando seis combinações de volumes e cimentos distintos. Cada cimento foi manipulado de acordo com as indicações do fabricante e o volume utilizado foi de 0,01 ml e 0,02 ml para cada variável analizada. Após armazenamento em 100% de umidade por duas horas as amostras foram submetidas ao ensaio de tração a uma velocidade de 0,5

cm/min e os dados tabulados. Os resultados apontaram influência importante tanto do tipo de cimento quanto da altura do pilar e uma interação entre esses dois fatores, enquanto os volumes utilizados não demonstraram influência na retenção dos cilindros. Além disso, os autores concluem que a altura de 5 mm associada ao cimento de fosfato de zinco promoveu os maiores valores de resistência a tração.

Uma análise retrospectiva a respeito da influência do tipo de cimento e tipo de cilindro na falha de cimentação de coroas sobre implantes unitárias instaladas entre 1991 e 1995 foi realizada por Carter *et al.* em 1997. Os prontuários de 30 pacientes com 36 coroas sobre implantes foram analisados com objetivo de identificar as instâncias da falha de cimentação. Cada cimentação, cada falha de cimentação e cada cimentação foi registrada como um evento, sendo que dois pacientes com mais de cinco novas cimentações foram excluídos do estudo bem como três pacientes que tiveram suas coroas cimentadas com cimentos a base de ionômero de vidro. Foi seguido um protocolo de cimentação e apenas cimentos temporários e cimentos a base de fosfato de zinco foram utilizados. Além disso, as coroas foram confeccionadas com três tipos de cilindros: 19 cilindros de plástico seguidos de fundição; seis cilindros pré-fabricados de ouro e 11 cilindros pré-fabricados de cerâmica. Os eventos de falha foram analisados segundo as variáveis tipo de cimento e tipo de cilindro. Assim, os resultados revelaram que as coroas cimentadas com cimento temporário sofreram mais solturas quando comparadas com as coroas cimentadas com cimento de fosfato de zinco. Também foi apontado influência quanto ao tipo de *coping* utilizado, sendo que os de plástico seguidos de fundição sofreram mais solturas das coroas e os resultados mais favoráveis foram para os *copings* de cerâmica cimentados com fosfato de zinco. Diante dos resultados com grande variação, os autores apontam como possíveis fatores contribuintes o tipo do dente reabilitado, a diferente rugosidade de superfície entre os cilindros, já que um foi fundido e os outros dois apesar de serem pré-fabricados são de materiais diferentes (ouro e cerâmica), além dos mesmos possuírem formas internas diferentes, sendo que o pilar de ouro pré-

fabricado possui seis lados enquanto o de cerâmica possui 12 lados, de maneira que todos esses fatores poderiam ter influenciado nos resultados obtidos.

Hebel & Gajjar em 1997, em uma revisão sobre aspectos de próteses sobre implantes cimentadas e parafusadas, discutiram os fatores de retenção envolvidos nas próteses cimentadas. Segundo os autores os fatores responsáveis pela retenção de coroas são os mesmos tanto para próteses convencionais quanto para próteses sobre implante e incluem: angulação e paralelismo do preproao, área de superfície e altura, rugosidade de superfície e tipo de cimento. Em relação à angulação do preparo é sugerida uma convergência ideal de 6°, quando na realidade a maioria dos preparamentos dentários apresentam-se no intervalo de 15° a 25°. Considerando que a maioria dos fabricantes produzem pilares com convergência de 6°, as próteses sobre implantes cimentadas apresentam uma retenção ideal que supera as próteses convencionais em três vezes. A combinação de altura e área de superfície está totalmente ligada e os autores apontam que o aumento nesses dois aspectos possue relação direta com aumento de retenção e forma de resistência. Para eles, com pilares de implantes é possível conseguir maiores valores de retenção do que em dentes naturais quando comparados a altura e área de superfície. A rugosidade também influencia a retenção e pode ser conseguida com utilização de brocas ou jateamento da superfície. E por fim, o tipo de cimento que pode ser provisório ou definitivo, também possue relação com fatores de retenção. Os cimentos provisórios foram desenvolvidos para uso por um curto período (restaurações provisórias), enquanto os cimentos definitivos foram desenvolvidos para possuirem maior resistência e longevidade. Alguns exemplos incluem fosfato de zinco, ionômero de vidro, cimento resinoso e cimentos híbridos. Segundo os autores, na prótese convencional são utilizados cimentos mais resistentes para compensar a ausência de retenção do preparo e promover um melhor selamento marginal. Falhas decorrentes da cimentação de coroas em dentes naturais podem levar a perda do dente, sendo que essas falhas podem também ocorrer em próteses

sobre implantes, no entanto, não levam a perda do pilar. Ainda, segundo os autores, a cimentação em prótese sobre implante poderia ser feita com cimentos provisórios, considerando os aspectos de angulação e altura ideais dos pilares, tornando o procedimento de cimentação reversível.

Ainda em 1997 Ayad *et al.* pretendendo determinar a relação entre as características superficiais dos preparamos dentários para coroas metálicas totais e a retenção de cimentação das mesmas, realizou um estudo em que 90 molares humanos extraídos receberam preparamos para coroas totais. Os dentes foram divididos em três grupos de 30 amostras de acordo com o instrumento rotatório utilizado sendo diamantado, para acabamento ou carbide e antes de submetidos aos preparamos foram incluídos em resina epóxica e os preparamos padronizados pela utilização de uma máquina de preparo. Em seguida, seguiram-se com procedimentos de moldagem e enceramento da infraestrutura que foi fundida dando origem às coroas metálicas em liga de ouro. Cada grupo de 30 amostras foi ainda subdividido em subgrupos de 10 de acordo com o cimento utilizado, incluindo cimento a base de fosfato de zinco, cimento a base de ionômero de vidro e cimento resinoso seguindo as orientações do fabricante. Após a cimentação uma carga dinâmica de 98N foi utilizada por 10 minutos e em seguida removido o excesso de cimento. As amostras ainda foram submetidas a ciclagem térmica de 1500 ciclos entre 5°C e 55°C com 1 minuto de tempo de imersão e então submetidas ao ensaio de tração. Os resultados apontaram diferenças significativas entre a cimentação e tipo de broca e nas combinações entre eles. Assim, os preparamos finalizados com brocas de acabamento tiveram baixos valores de retenção enquanto que os preparamos finalizados com brocas carbide apresentaram maiores valores de retenção para todos os cimentos utilizados. Baseados nos dados encontrados os autores concluíram que para o cimento de fosfato de zinco as brocas carbide promoveram boa retenção, aumentando a mesma de 46% a 55% quando comparado com os preparamos finalizados com as outras brocas, além disso, os instrumentos rotatórios não influenciaram nos valores de retenção

para os cimentos de ionômero de vidro e resinoso e por fim o cimento resinoso apresentou os melhores valores diante de todas as variáveis do estudo.

Comparando as taxas de falhas de cimento em pilares do tipo CeraOne, também em 1997 Kent *et al.* cimentaram cilindros de ouro Ceraone sobre pilares de titânio de 5mm de altura utilizando cimento de fosfato de zinco, cimento temporário com e sem eugenol além de variar o método de fechamento do orifício de acesso do parafuso, sendo orifício fechado completamente com resina acrílica autopolimerizável e orifício sem nenhum material. Os cimentos foram manipulados de acordo com as indicações do fabricante e as amostras submetidas à carga estática de 5 kg por 10 minutos e após 24 horas armazenadas em 100% de umidade foi realizado o ensaio de tração. Os resultados apontaram diferenças estatísticas significantes em relação ao tipo de cimento utilizado, no entanto, não houve nenhum tipo de correlação nem entre o método de fechamento do orifício nem interação entre as duas variáveis.

Sato *et al.* em 1998 examinaram o ângulo de convergência e altura de preparamentos dentários realizados por estudantes no Japão. Utilizando estudantes do último ano do curso de odontologia na Faculdade de Odontologia da Universidade de Tokyo, foram analizados 63 preparamentos dentais realizados por 60 estudantes. Medidas de altura e ângulo de convergência foram feitas pelo mesmo avaliador e os valores tabulados. Os resultados mostraram que a média do ângulo de convergência total dos preparamentos dos alunos foi de 19°, sendo que apenas 12,7% dos preparamentos apresentaram concididez considerada ideal pelos autores, ou seja, a maioria dos preparamentos apresentou-se sobrepreparados. Além disso, a diferença entre a altura das coroas e a altura dos preparamentos ficou entre 1 mm e 2,4 mm, o que significa que o espaço seria suficiente para a estrutura metálica. Os autores discutem que uma angulação do preparo ideal entre 2° e 5° não seria determinante para a retenção da coroa quando da utilização de cimentos resinosos, fato que se torna fundamental quando o cirurgião dentista utiliza cimento a base de fosfato de zinco. Assim, concluem que a convergência ideal de 2° a 5° deve ser respeitada,

no entanto, um aumento da convergência do preparo para 20° não altera os resultados clínicos em dentes.

Vários fatores parecem ter relação com assentamento e retenção de coroas metálicas, dentre eles a rugosidade de superfície. Assim, Tuntiprawon em 1999 realizou um estudo com objetivo de avaliar o assentamento marginal e retenção de coroas metálicas cimentadas sobre dentes preparados com pontas diamantadas de diferentes granulações utilizando três agentes cimentantes distintos. Sessenta pré-molares humanos extraídos foram selecionados de acordo com o tamanho de suas coroas, limpos e armazenados em água desionizada. Em seguida suas raízes foram incluídas em blocos de resinas na altura da junção cimento esmalte e então tiveram as coroas preparadas de forma padronizada em uma máquina de preparo. As amostras foram divididas em dois grupos de 30 espécimes, sendo o grupo I preparado com pontas diamantadas mais grossas e o grupo dois preparado com pontas diamantadas mais finas, de modo que todos os preparamos possuam altura de 3 mm e ângulo de convergência de 6°. Após limpeza em ultrassom, os grupos foram avaliados quanto a sua rugosidade de superfície através de microscopia eletrônica de varredura e seguidos dos procedimentos de moldagem, enceramento das coroas e fundição. Cada grupo de 30 espécimes foi subdividido em três grupos de 10 para cimentação com cimentos a base de fosfato de zinco, cimento de ionômero de vidro e cimento resinoso. Foram realizadas medidas da altura das coroas antes e após cimentação e ensaio de tração realizado. Os resultados das medidas das coroas demonstraram pequenas diferenças, o que significa que as coroas foram assentadas muito próximas das margens do preparo. Os resultados também apontaram diferenças significativas de assentamento das coroas entre os diferentes cimentos utilizados, mas sem relação significante com a rugosidade de superfície. Já em relação a retenção, o estudo revelou diferenças significativas entre os cimentos utilizados e rugosidade de superfície, principalmente em relação ao cimento resinoso. Assim, os autores afirmam que as pontas diamantadas grossas promoveram maior retenção das

coroas para todos os tipos de cimentos, já que as mesmas promoveram uma superfície com maiores projeções observada através da microscopia, por outro lado não houve relação da rugosidade ou tipo de cimento com assentamento das estruturas.

Em 2001, Squier *et al.* realizaram um estudo com o objetivo de fornecer dados sobre a retenção relativa de coroas metálicas cimentadas com cinco diferentes cimentos sobre pilares de titânio com convergência de 8° e com superfície anodizada ou não anodizada. Para isso, foram utilizados 60 pilares padronizados em 5,5 mm de altura e 8° de convergência que receberam torque de 35 Ncm. A metade dos pilares representou o grupo sem tratamento de superfície, enquanto a outra metade constituiu o grupo de pilares anodizados. Assim, foram enceradas e fundidas 60 coroas metálicas sobre os respectivos pilares. Além disso, para a cimentação foram utilizados cinco cimentos diferentes (fosfato de zinco, resinoso, ionômero de vidro, ionômero de vidro modificado por resina e óxido de zinco sem eugenol) de maneira que para cada um foram utilizadas seis amostras em cada grupo de pilares (anodizado e não anodizado). Todas as coroas foram cimentadas de acordo com as recomendações do fabricante e em seguida armazenadas em umidade por 24 horas. Antes do ensaio de tração as 60 amostras foram termocicladas a uma temperatura que variou entre 5,1 °C e 56,1°C com intervalo de 34 s por período total de 24 horas. O ensaio de tração foi realizado a uma velocidade de 0,5 cm/min. Os resultados mostraram que houve diferenças significativas entre os cinco tipos de cimentos utilizados, no entanto não houve diferenças significantes entre os pilares com superfície não anodizada e anodizada, o que, segundo os autores, revela que as forças de retenção não foram alteradas pela superfície anodizada. Além disso, os resultados apontaram que o cimento resinoso apresentou os melhores resultados para as duas superfícies, seguidos do cimento a base de fosfato de zinco e cimento de ionômero de vidro modificado por resina, sendo que o cimento de ionômero de vidro e óxido de zinco sem eugenol apresentaram os menores valores de retenção. Apesar dos autores concluírem que a anodização da superfície do pilar não foi um fator

que influenciou na retenção da cimentação, os mesmos acreditam ser necessário mais estudos para determinar se o revestimento do pilar desempenha um papel importante ou interfere de alguma maneira no conjunto implante/pilar.

Michalakis *et al.* em 2003, ao realizarem uma revisão crítica comparando próteses sobre implantes cimentadas e parafusadas discutiram que os fatores responsáveis pela retenção das próteses cimentadas sobre implantes são basicamente os mesmo das próteses sobre dentes: convergência das paredes axiais, área de superfície e altura, rugosidade de superfície e tipo de cimento. Quanto ao tipo de cimento os autores afirmam que podem ser utilizados cimentos provisórios ou definitivos, sendo que os cimentos definitivos são utilizados para aumentar a retenção e promovem um bom selamento marginal para as restaurações, enquanto que os cimentos provisórios são utilizados em restaurações provisórias com o objetivo de facilitar sua remoção. No entanto, segundo os autores, os cimentos provisórios podem também ser utilizados na cimentação de restaurações sobre implantes permitindo sua reversibilidade. Assim, para as restaurações sobre implantes cimentadas, os autores afirmam que a escolha do cimento é um dos aspectos mais importantes que influencia a quantidade de retenção obtida.

Baseados no fato de que os estudos clínicos tem apontado a perda de retenção com principal fator na falha de próteses fixas, Ayad *et al.* em 2009 propuseram um estudo para determinar a relação entre o ângulo de convergência de preparamentos dentários para coroas totais metálicas e a resistência de cimentação com cimentos convencionais e adesivos. Cento e vinte coroas metálicas foram fundidas e cimentadas sobre 120 dentes humanos extraídos e preparados de forma padronizada, seguindo altura de 3,5 mm e diâmetro de 8 mm, sendo que o ângulo de convergência das paredes variou em 5°, 12° e 25 °(n = 40). As coroas em cada grupo foram subdivididas em 4 subgrupos (n = 10) de acordo com o tipo de cimento: cimento de fosfato de zinco, cimento de ionômero de vidro e dois cimentos resinosos. Assim, foi realizado ensaio de tração das coroas para avaliar a resistência da cimentação

e em seguida todas as coroas foram recimentadas e submetidas a novo teste. Os resultados apontaram uma diferença significativa para as diferentes angulações e tipo de cimento, bem como diferenças entre a primeira e a segunda cimentação. Para todos os tipos de cimento a angulação de 5° demonstrou os maiores valores de resistência a tração e independente da angulação, o cimento resinoso Panavia 21 apresentou os melhores resultados. Portanto os autores concluem que a angulação do preparo e o tipo de cimento utilizado influenciam a resistência inicial e de recimentação de coroas metálicas; que existe redução da força de união entre a cimentação inicial e a recimentação; que considerando as angulações utilizadas a de 5° promoveu melhores resultados de resistência e que os cimentos resinosos, especialmente o Panavia 21, resultaram em valores de resistência significantemente maiores quando comparados ao cimento de fosfato de zinco e de ionômero de vidro.

Em 2010 Heintze realizou uma revisão com objetivo de avaliar os fatores que influenciam os testes que avaliam a eficácia de agentes de cimentação em coroas cimentadas sobre dentes. Para isso, foi feito uma busca por estudos na base de dados MEDLINE de 1966 a 2008, sendo que após analisados os critérios de inclusão e exclusão foram selecionados 18 estudos para a revisão. Dentre os estudos selecionados, 10 utilizaram molares, 6 utilizaram pré-molares e 2 utilizaram ambos. Quanto ao preparo dentário a altura variou entre 3 mm e 6mm e o ângulo de convergência das paredes variou entre 4°,8° e 33°. Já a área de superfície dos preparos foi quantificada em apenas nove estudos. Em 16 estudos ligas metálicas foram utilizadas para confeccionar as coroas e em apenas duas foram utilizadas cerâmicas. Variáveis como armazenamento, ciclagem, força de tração, velocidade de tração, teste estatístico e coeficiente de variação também foram analizados. Assim, o autor apresenta como resultados que os fatores mais importantes que afetaram a retenção de coroas nos experimentos de laboratório foram o ângulo de convergência do preparo e a área de superfície à qual as coroas foram

cimentadas, sendo que este último é determinado principalmente pela altura e tipo de dente.

de Campos *et al.* em 2010 realizaram um estudo com objetivo de investigar se a topografia de superfície de pilares de implantes afetava a resistência retentiva de coroas metálicas unitárias cimentadas com fosfato de zinco, gerando a hipótese de que a força necessária para deslocar a peça metálica varia em função da superfície do pilar. Assim, três pilares cônicos de titânio com 5,5 mm de altura foram divididos em três grupos, sendo o grupo 1 referente a um pilar usinado, o grupo 2 referente a um pilar que recebeu jateamento com partículas de 80 µm de óxido de alumínio e o grupo 3 referente a um pilar pré-fabricado com ranhuras circunferenciais. Foi realizada análise da rugosidade de superfície de cada pilar com rugosímetro a fim de se estabelecer parâmetros. Três análogos de implante foram incluídos em resina acrílica e sobre eles instalados os respectivos pilares com torque de 35 Ncm. Para cada grupo experimental foram enceradas, fundidas e cimentadas com fosfato de zinco cinco coroas metálicas. Após remoção do excesso de cimento as amostras foram armazenadas em umidade por 24 horas. As amostras foram submetidas ao ensaio de tração a uma velocidade de 0,4 mm/min e os valores obtidos em N. Os resultados apresentados pelos autores revelaram valores de resistência superiores para o grupo de pilares que sofreram jateamento (822N) e para o grupo de pilares com ranhuras circunferenciais (871N), sendo que o grupo dos pilares usinados apresentou os menores valores de resistências (369N). No entanto não houve diferenças estatísticas entre o grupo 2 e o grupo 3. Portanto os autores, afirmam que, apesar das limitações do estudo, existe uma relação entre a alteração da superfície dos pilares e aumento da retenção.

2.4 Cimentos Odontológicos

Vários tipos de cimentos têm sido usados na odontologia, dentre eles podemos citar o fosfato de zinco, cimento de silicato, ionômero de vidro, ionômero de vidro modificado por resina, cimento de policarboxilato, cimento à base de óxido de zinco e eugenol e cimentos resinosos. Nesse contexto, esse

tópico da revisão de literatura abordará aspectos importantes de alguns cimentos odontológicos, principalmente fosfato de zinco e cimento resinoso.

Smith em 1968 discutiu a respeito do desenvolvimento de novos cimentos odontológicos que até então se concentravam em dois tipos apenas, sendo o fosfato de zinco e óxido de zinco e eugenol. Para o autor seria fundamental a criação de um cimento que associasse a facilidade de manipulação com boas propriedades retentivas e que, além disso, se aderisse aos substratos dentários com pouca toxicidade e capacidade anti-cariogênica. Assim, o objetivo do estudo se foca na descrição dos benefícios de um novo cimento proposto pelo autor, basicamente derivado do óxido de zinco e solução aquosa de ácido poliacrílico e que pode ser formulado com diferentes características para as várias aplicações clínicas. O cimento proposto parte do princípio da hidrofilia considerando as características diversas da dentina e do esmalte e possui três pontos fortes: resistência adequada, adesão aos substratos dentários e ausência de toxicidade. Após a realização de testes de resistência a tração por meio de compressão diametral de discos, foi determinado que os valores de resistência do novo cimento foram superiores aos valores encontrados para os cimentos de fosfato de zinco. Ainda, os resultados de ensaios de resistência adesiva de vários cimentos ao esmalte e a dentina após 24 horas armazenados em água a 37°C também revelaram valores satisfatórios para o cimento poliacrílico. Por fim, testes clínicos em cachorros e macacos por meio de avaliação histológica de caninos preparados e preenchidos com cimento poliacrílico e cimento de óxido de zinco (controle) e extraídos em intervalos de 1 a 7 dias demonstraram pouca reação inflamatória, sugerindo com todo esse contexto, um uso possível desse tipo de cimento.

Em 1971, Servais & Cartz discutiram sobre a estrutura do cimento de fosfato de zinco. Assim, segundo os autores a estrutura do cimento de fosfato de zinco consiste de partículas de óxido de zinco em uma matriz amorfa então cristalina de fosfato. Além disso, cristais de hopeite ($Zn_3(PO_4)_2 \cdot 4H_2O$) podem crescer a partir da superfície do cimento, se o excesso de água estiver presente e poros extensos e de cristais superficiais, que são dependentes das

condições de umidade, afetam a resistência e as propriedades adesivas do cimento. Para investigar a estrutura e comportamento desse cimento foi utilizado difração de raio-X, microscopia eletrônica de varredura e microssonda eletrônica. Várias amostras do cimento foram preparadas e armazenadas em diferentes condições de umidade em temperatura ambiente por quatro dias: amostra A, 30 % de umidade relativa; amostra B, 100% de umidade relativa; amostra C, imersão em água destilada e amostra D, enclausurada entre duas lâminas de vidro. Para a análise de difração de raio-X a amostra A apresentou apenas a presença de ZnO e pequena quantidade de MgO como fases cristalinas, com praticamente a mesma proporção original do pó. Para as outras amostras, todas continham além do ZnO a fase cristalina hopeite. A análise em microscopia eletrônica de varredura revelou para a amostra A ausência de formações cristalinas. A amostra B apresentou grupos de cristais de hopeite e a amostra C grupos de cristais cresceram na sua superfície. Assim, os autores concluem que a distribuição de partículas de ZnO e MgO dentro da matriz de fosfato foi claramente revelada pela microscopia eletrônica de varredura e pela microssonda eletrônica e que mesmo que o fosfato cristalino não esteja envolvido no processo de endurecimento do cimento, pode haver um subsequente crescimento de hopeite ($Zn_3(PO_4)_2 \cdot 4H_2O$) na presença de excesso de umidade. Portanto, a superfícies dos cimentos são definitivamente modificadas pelo crescimento de camadas de cristais de hopeite, assim como pelos poros que podem se fixar abaixo de sua superfície. Os cristais de hopeite são mantidos fracamente à superfície de cimento, de modo que sua presença reduz consideravelmente todas as propriedades adesivas do cimento.

Com objetivo de relatar as propriedades de novos cimentos de ionômero de vidro, Wilson *et al.* em 1977 compararam as propriedades dos cimentos ASPA II e ASPA IV com outros bons exemplos de agentes de união representados por cimentos de fosfato de sílica, policarboxilato de zinco, fosfato de zinco e óxido de zinco e eugenol. O cimento de ionômero de vidro ASPA é definido pela interação dos íons de Al³⁺ e Ca²⁺ extraídos do pó, com

poliânions em solução de ácido poliacrílico. As técnicas de manipulação e tempo foram seguidas de acordo com as orientações do fabricante e todos os procedimentos realizados em temperatura controlada de $23 \pm 1^\circ\text{C}$ e $50 \pm 2\%$ de umidade relativa. Foram medidas a espessura de cimento, solubilidade e resistência a compressão. A resistência a tração foi mensurada por meio de compressão diametral utilizando um disco de cimento de 6 mm de espessura e 6 mm de diâmetro que foi armazenado em água a 37°C por 24 horas. A opacidade também foi mensurada com goniofotômetro em discos de 1 mm de espessura envelhecidos por 24 horas. O cimento ASPA II apresentou altos valores de resistência compressiva apesar de ter se mostrado sensível a umidade enquanto toma presa. No entanto, os tamanhos demasiadamente grandes de suas partículas inviabilizam seu uso em determinadas situações. O ASPA IV se apresentou bem semelhante ao ASPA II a não ser pelo fato de possuir partículas mais finas que produzirem uma espessura de cimento mais favorável. Com isso, ao comparar esses resultados com os outros cimentos testados, os autores concluem que o cimento ASPA IV que foi desenvolvido do cimento de ionômero de vidro convencional tornando o pó mais fino, ao contrário dos outros cimentos, possui certo grau de translucidez que permite sua utilização em coroas de porcelana pura e onlays, isso, devido à ausência de óxido de zinco em sua composição. Sua resistência também se mostrou favorável em relação aos outros cimentos testados e a espessura de cimento foi equivalente ao fosfato de zinco com grãos finos. Assim como o fosfato de sílica, a solubilidade inicial desse cimento ionomérico foi maior do que os cimentos de óxido de zinco, e apesar disso não afetar a durabilidade clínica é necessário algum tipo de proteção enquanto o cimento toma presa.

Em 1989, Knibbs & Walls avaliaram a susceptibilidade a erosão de cimentos de fosfato de zinco (ZP), policarboxilato de zinco manipulado com pó e água (PC) e cimento de polialcenato de vidro também manipulado com pó e água (GI). Vinte e quatro espécimes de cada cimento foram confeccionadas a partir de uma matriz quadrada e a manipulação realizada de acordo com a recomendação do fabricante. Para avaliar quando o tempo após a presa do

cimento afetaria na sua susceptibilidade a erosão, 12 amostras de cada cimento foram testadas 15 min após e 12 amostras foram testadas 1 hora após. As amostras foram então imersas em lactato de sódio/ácido lático a 0,1 M e pH 4 e água destilada a pH 5,5 e um perfilômetro foi utilizado para medir a perda de material. Além disso, foi realizada uma investigação clínica, em que coroas foram confeccionadas e cimentadas em pacientes que foram acompanhados periodicamente e as restaurações avaliadas quanto a profundidade de sondagem em um período de 3 a 5 anos. Os resultados mostraram que todos os cimentos foram susceptíveis a erosão após 1 hora e após 15 min. O cimento GI foi o menos suscetível a erosão quando comparado com os outros dois cimentos para os dois períodos avaliados e não houve diferença significativa após 15 min para as perdas entre os cimentos ZP e PC. Após acompanhamento de 42 meses de 250 coroas a análise revelou diferenças significantes entre os grupos de cimentos, sendo que a inspeção visual da curva de sobrevivência apresenta o seguinte ranking de desempenho: ZP>PC≥GI. Os resultados divergentes entre as análises laboratoriais e avaliação clínica são justificadas pelos autores por vários fatores, dentre eles a possível presença de fendas marginais nas coroas cimentadas, a influência da umidade durante a presa do material e também a influência das forças de escovação.

Quase 10 anos depois com uma mudança dramática da prática odontológica pela introdução de novos materiais e novas técnicas, Rosenstiel *et al.* (1998) propuseram uma revisão de literatura com objetivo de sumarizar as pesquisas realizadas com os sistemas de cimentos disponíveis e ajudar o cirurgião dentista a escolher o material mais adequado. A presente revisão aponta os cimentos de policarboxilato e de óxido de zinco e eugenol ao invés de cimentos mais resistentes como o fosfato de zinco como sendo indicados se a irritação pulpar for uma preocupação, pois são cimentos mais biocompatíveis devido ao seu alto pH e restaurações cimentadas com esses cimentos apresentam menor infiltração bacteriana. Além disso, os artigos reportados pelos autores afirmam que a biocompatibilidade de agentes de cimentação resinosos está relacionada ao seu grau de conversão e queixas de

sensibilidade podem ocorrer devido à polimerização incompleta do cimento resinoso. Verificou-se que a polimerização por luz de cimentos resinosos não pode ser realizado previsivelmente através de uma restauração de resina superior a 2 mm de espessura com uma exposição de luz de 90 s ou menos, assim cimentos de presa química ou dual devem ser escolhidos para restaurações adesivas. Em relação inibição de cárie ainda é duvidoso os reais benefícios dos cimentos odontológicos. Apesar de muitos estudos in vitro confirmarem a redução da desmineralização e aumento do nível de flúor, ainda é duvidoso se a liberação de flúor in vitro é, de fato, um bom fator de proteção contra cárie clinicamente significante. Os cimentos resinosos parecem, em um aspecto geral, apresentarem propriedades mecânicas superiores aos cimentos convencionais. A temperatura é outro aspecto que pode influenciar no comportamento clínico dos cimentos, já que a maioria dos ensaios são realizados a temperatura ambiente (23°C) e os materiais são requeridos para função a 37°C. Os cirurgiões dentistas também devem se atentar para variação da proporção do material, já que essa revisão de literatura aponta que aumentos ou redução das proporções dos materiais podem alterar suas propriedades mecânicas positivamente em algumas vezes e negativamente em outras. A alteração na proporção dos cimentos pode afetar também sua solubilidade, o que muitas vezes explica resultados de performances clínicas ruins associadas a ensaios labororiais com bons achados. Avaliando os cimentos resinosos, muitos estudos identificaram a influência do tipo de liga metálica utilizada na confecção de uma coroa, o tipo de preparo e a utilização de primers como fatores que influenciam na resistência adesiva dos mesmos. Por fim, outro aspecto importante citado pelos autores está relacionado com o controle da umidade durante a presa inicial do material, fato bastante relevante no que se diz respeito ao cimento de fosfato de zinco que quando exposto a umidade resulta em erosão de sua estrutura.

Em 1999, Diaz-Arnold *et al.* revisaram a composição e as características de cinco tipos de cimentos odontológicos e suas principais vantagens, desvantagens e indicações, dentre eles o cimento de fosfato de

zincos e o cimento resinoso. O cimento de fosfato de zinco realiza sua presa por meio de uma reação ácido-base iniciada pela mistura do seu pó contendo 90% de ZnO e 10 % de MgO com o líquido que consiste aproximadamente de 67% de ácido fosfórico tamponado com alumínio e zinco. Os outros 33% do líquido compostos por água são significantes já que ela controla a ionização do ácido, que influência na taxa e reação de presa. Isso é importante para o clínico, pois se o frasco do líquido ficar destampado ocorrerá evaporação da água e, consequentemente, o retardamento da presa. Se o cimento for corretamente manipulado, ele exibe uma espessura de cimentação ideal e sua resistência normalmente é constante e depende da proporção pó/líquido, assim, quanto maior a quantidade de pó, maior sua resistência. O fosfato de zinco não adere quimicamente a nenhum substrato promovendo retenção exclusivamente mecânica, portanto, aspectos como ângulo de convergência, altura e área de superfície do preparo são fundamentais. A microinfiltração agravada por sua degradação em meio aos fluidos orais associado ao seu ph inicial baixo pode comprometer sua biocompatibilidade. Apesar disso, sua confiabilidade comprovada indica seu uso para cimentação de pinos pré-fabricados e fundidos, coroas metálicas e onlays e inlays metálicas, próteses parciais fixas e coroas totalmente cerâmicas a estruturas dentárias, amálgamas, resinas ou núcleos de ionômero de vidro. Os autores ainda relatam que os cimentos resinosos são variações de resina BIS-GMA e outros metacrilatos e polimerizaram por meio de mecanismos químicos, fotopolimerização ou ambos. A adesão ao esmalte ocorre por meio do embricamento micromecânico da resina aos cristais de hidroxiapatita e aos prismas de esmalte condicionado. Já a adesão a dentina é mais complexa envolvendo a penetração de monômeros hidrofílicos através da camada de colágeno cobrindo parcialmente a apatita desmineralizada da dentina condicionada. Os cimentos resinosos tem mostrado alta resistência de união a ligas metálicas jateadas, como resultado da retenção micromecânica e ainda os cimentos compostos por 4-META tem apresentado forte adesão devido a interação química da resina com a camada de óxidos da superfície metálica. A maioria dos cimentos resinosos possuem

em sua constituição de 50% a 70% em peso de vidro e sílica, gerando altos valores de resistência compressiva e resistência a tração além de serem virtualmente insolúveis em ambiente oral. Além de indicados para cimentação de restaurações estéticas incluindo inlays e onlays de resina composta e todas as restaurações de porcelana pura, os cimentos resinosos quimicamente ativados são especificamente recomendados para união de metais.

Com objetivo de prover uma discussão clínica relevante a respeito de agentes cimentantes definitivos e então melhorar a habilidade do cirurgião dentista de realizar escolhas e aplicações inteligentes, Hill em 2007 publicou um estudo que revisa e fornece considerações clínicas sobre os cimentos odontológicos. Para o autor, o travamento micromecânico com superfícies rugosas de um preparo de paredes paralelas é o principal meio de retenção dos agentes cimentantes, independente de sua composição química. Na união não adesiva o cimento preenche os espaços entre o dente e a restauração e se uni pelo envolvimento às pequenas irregularidades da superfície (todos os cimentos fazem isso). Na união micromecânica as irregularidades da superfície são reforçadas por meio de jateamento ou condicionamento ácido que promovem maiores defeitos para serem preenchidos pelo cimento, situação que funciona bem para cimentos com boa resistência a tração (resinosos ou ionomérico modificados por resina). Já a adesão molecular ocorre por meio das forças bipolares de Van der Waals, e formação de uma fraca união química entre o cimento e a estrutura dentária (policarboxilato e ionômero de vidro). Além disso, segundo o autor, a retenção de uma restauração indireta recebe a influência das propriedades mecânicas do cimento, no entanto, o cirurgião dentista não deve escolher o cimento baseado apenas nessas propriedades, pois o preparo dentário e o desenho da restauração tem grande influência na sua retenção. Dentre os cimentos discutidos pelos autores, o cimento de fosfato de zinco é abordado como o cimento mais antigo e que tem sido utilizado com altas taxas de sucesso para restaurações metálicas, metalocerâmica e de porcelana e é o padrão ao qual os outros cimentos são comparados. Apesar disso, é importante uma consistência de manipulação

adequada para obter boa resistência e permitir o completo assentamento da restauração. O fosfato de zinco funciona por união não adesiva e rapidamente alcança suas propriedades físicas máximas em 24horas, possui alta resistência compressiva e baixa resistência à tração comparado com os outros cimentos. Sua solubilidade inicial é alta, mas diminuiu com o passar do tempo, mesmo assim é significante, principalmente em meio ácido. Ainda, os autores ressaltam seu baixo ph na primeira hora, e mesmo que após 48horas ele se torne neutro seu uso não é indicado em casos em que a inflamação pulpar é uma preocupação. A classificação apresentada pelo estudo ainda aponta aspectos importantes sobre os cimentos resinosos, que são compostos a base de metacrilato e 20% a 80% em peso de partículas de carga de sílica coloidal ou vidro de bário. O cimento resinoso se une ao esmalte pelo embricamento micromecânico em uma superfície tratada com ácido. A união à dentina também é micromecânica, mas é mais complexa, normalmente necessitando de vários passos incluindo a remoção de *smear layer* e desmineralização da superfície, seguido da aplicação de um agente de união ou primer, ao qual a o cimento resinoso se uni quimicamente. O modo como o cimento resinoso toma presa e o sistema adesivo utilizado influenciam na qualidade da união a estrutura dentária, assim, cimentos resinosos fotoativados tomam presa de forma mais completa após o posicionamento inicial, enquanto cimentos resinosos com presa química ou dual adquirem resistência gradualmente. Suas propriedades incluem boa resistência à tração e compressão, tenacidade e resiliência igual ou superior aos outros agentes de cimentação e baixa solubilidade. Por outro lado, o cimento resinoso não oferece nenhuma liberação de flúor, a espessura de cimento pode ser relativamente alta e a compatibilidade pulpar pode ser um problema. No entanto, os autores afirmam que no início dos anos 80 o cimento resinoso convencional foi modificado pela adição de um éster fosfatado ao componente monomérico, introduzindo na odontologia um novo grupo de cimento que possui o grau de união química assim como a união micromecânica a estrutura dental e ligas metálicas. Nesse sentido, o primeiro produto comercializado foi o Panavia contendo o monômero

adesivo bifuncional 10-metacriloiloxidecil dihidrogeno fosfato (MDP). Atualmente, o Panavia F é um sistema pasta-pasta de presa dual, autocondicionante e autoadesivo com liberação de flúor. Assim, esse tipo de cimento representa um agente de união que pode ajudar a promover uma retenção adequada a coroas e próteses em que existe retenção menor do que a ideal.

Ainda em 2007, Pegoraro *et al.* relataram sobre o uso de agentes cimentantes na odontologia estética. Segundo os autores, tradicionalmente o cimento de fosfato de zinco é considerado o agente cimentante mais popular apesar de algumas desvantagens bem documentadas como a solubilidade e falta de adesão. Possui também grande aplicação que vai desde cimentação de coroas metálicas e de porcelana, além de depender essencialmente da forma geométrica do preparo dentário que limita o deslocamento da peça. Já os cimentos resinosos são geralmente utilizados para restaurações estéticas e tornaram-se populares por abordarem as desvantagens de solubilidade e falta de adesão observada em materiais anteriores, no entanto, seu sucesso depende de alguns aspectos relacionados com os mecanismos de união a estrutura dentária e os materiais restauradores. Esses cimentos podem ainda sofrer influência do tipo de mecanismo envolvido na sua presa, assim, os autores relatam que alguns cimentos de presa dual podem apresentar sua presa química de alguma forma limitada quando fotoativados, fato controverso quando se relaciona o grau de conversão desses cimentos com a alteração de suas propriedades mecânicas. Por fim, os autores chamam a atenção para o uso de cimentos resinosos de presa dual, que devem ter sua fotoativação adiada ao máximo para, dessa maneira, atingir o grau de conversão máximo após a fotoativação, diminuindo o risco de absorção de água em excesso.

Em 2009 Faria-e-Silva *et al.* avaliaram o grau de conversão (DC) e taxa de polimerização (Rp) do cimento resinoso Panavia F com polimerização química ou dual e a influência do uso ou não de primer contendo co-iniciadores misturados ao material. O cimento dual Panavia F e o primer autocondicionante ED Primer foram testados. O DC do cimento foi medido usando-se um

espectrômetro. Para isso, quantidades iguais das pastas foram pesadas (27 g) em uma balança analítica, misturadas por 15 s, colocadas sobre o cristal do aparelho e protegidas com tira de poliéster para evitar a inibição de polimerização pelo contato com oxigênio. Um disco de 2 mm de espessura e 10 mm de diâmetro de resina composta cor A2 foi preparado para simular uma restauração laboratorial tipo overlay. O disco foi colocado acima da tira de poliéster e a fotoativação foi conduzida por 20 s com a ponta do aparelho em contato com o disco. Adicionalmente, um grupo quimicamente ativado foi obtido protegendo o material da luz. Para avaliar o impacto do ED Primer na polimerização do Panavia F uma gota de cada líquido do primer A e B foram misturadas por 10 s e tiveram o solvente evaporado com um jato de ar suave por 5 s. Em seguida 1,4 mg dessa mistura foi dispensada sobre uma placa de vidro e então misturada a pasta base e catalizadora do cimento por 15 s. Os resultados demonstram que a utilização do primer é fundamental principalmente quando é utilizada apenas a polimerização química, sem luz. A mistura do primer aumenta a disponibilidade de amina terciária, melhorando a reação de polimerização e grau de conversão. A menor viscosidade do primer pode contribuir para melhor mistura dos co-iniciadores na pasta catalizadora do cimento e, além disso, o primer possui o t-isopropil benzeno sulfonato de sódio como co-iniciador no líquido do primer B, o que reage com os monômeros ácidos do líquido do primer A e com o cimento produzindo radicais livres que melhoraram a reação de polimerização. Além disso, independente utilização de ED Primer, após 5 min o cimento alcançou cerca de 60% de grau de conversão quando a presa dual foi analisada. Por outro lado, quando a fotoativação não foi utilizada nem o ED primer, após 5 a 10 min nenhum grau de conversão significante ocorreu, enquanto o DC aumentou de 52 para 65% entre 5 e 10 min quando o ED Primer foi utilizado. Os autores ainda ressaltam que o efeito de qualquer primer contendo co-iniciadores pode ocorrer principalmente na interface entre o cimento resinoso e a camada do primer, e assim, apenas pequena espessura do cimento terá seu DC aumentado, e o restante do

material será pobremente polimerizado quando não exposto a luz e que, portanto, a mistura do primer ao cimento supriria esse problema.

Para apontar os grandes grupos de cimentos utilizados para cimentação de restaurações livres de metal e discutir as vantagens e desvantagens de cada um, indicando as técnicas atuais e as tendências futuras, Haddad *et al.* em 2011 realizaram uma revisão de literatura incluindo 48 artigos e quatro livros. Assim, os autores dividiram os cimentos em três grupos: cimentos convencionais, cimentos resinosos e cimentos híbridos. Dentre os cimentos convencionais o cimento de fosfato de zinco apresenta uma técnica de manipulação crítica e nenhum tipo união química. Ainda possuí baixa resistência à tração, que dita a importância da geometria do preparo na redução do desenvolvimento de tensões destrutivas, resultando na perda de retenção da restauração, portanto, quando esse aspecto for comprometido, sistemas de cimentação adesiva são recomendados. Segundo essa revisão, o fosfato de zinco tem baixa solubilidade em água, mas a erosão lidera a perda de cimento e as falhas das restaurações não são normalmente associadas ao cimento propriamente dito, mas sim devido ao pobre desenho retentivo do preparo. O cimento de fosfato de zinco é indicado para cimentação de porcelanas que não podem receber o tratamento convencional com ácido hidrofluórico e restaurações em áreas de grandes esforços mastigatórios. Outro grupo de cimentos é representado pelos cimentos resinosos que são basicamente constituídos de uma matriz resinosa, como por exemplo, BIS-GMA ou dimetacrilato uretano e finas partículas inorgânicas. Mais uma vez é ressaltada a importância da polimerização desse tipo de cimento que pode ser quimicamente ativado, fotoativado ou duplamente ativado. Os cimentos resinosos possuem adequadas resistência a flexão e compressiva, e em termos, sua resistência ao cisalhamento e a tração são maiores do que os outros cimentos e sua natureza adesiva resultam em restaurações com retenção e resistência a fratura superiores. Outro aspecto ressaltado pelos autores a respeito dos cimentos resinosos remete ao tratamento de cerâmicas altamente cristalinas que não são tratadas com ácido hidrofluórico, portanto,

essas cerâmicas inertes a esse tipo de tratamento, devem ser cimentadas com resinas que possuam monômeros fosfatados como MDP encontrado no cimento Panavia F, por exemplo. Esse monômero forma uma ligação química aos óxidos metálicos como cromo, titânio, zircônia e alumínio, portanto, quando aplicado sobre uma alumina densamente sinterizada, um cimento resinoso contendo MDP aplicado sobre a superfície da cerâmica deve ter sua resistência de união aumentada.

2.5 Adesão a estrutura metálica

Considerando o fato importante de que cimentos resinosos não aderem fortemente a ligas metálicas sem modificação de sua superfície, diferentes métodos para modificar a superfície de ligas metálicas têm sido desenvolvidos para melhorar sua habilidade adesiva, no entanto, requerem equipamentos especiais com manuseio complicado. Assim, alterações químicas na superfície dessas estruturas se tornaram um novo aspecto envolvido na cimentação adesiva dessas peças. Portanto, segue-se uma breve revisão da literatura que aborda o efeito do tratamento de superfícies metálicas na união sua união adesiva.

Em 1990, Matsumura *et al.* descreveram a união adesiva ao titânio utilizando o agente de união titanato de metacrilato e resina opaca a base de 4-META/MMA-TBB e ainda avaliaram a durabilidade do sistema após repetidas termociclagens em água. Para isso, foram utilizados dois tipos de discos de titânio, um com 10 mm de diâmetro e 2,5 mm de espessura e outro com 6 mm de diâmetro e 2,5 mm de espessura. O primer consistia de dimetacriiloil isoestearil titanato isopropílico a 2% em metilmetacrilato (MMA) e o adesivo foi resina opaca 4-META/MMA-TBB, iniciada por derivados de tri-n-butilborane, tomando presa em temperatura ambiente. A resina opaca continha o monômero 4-META como promotor da união adesiva e o polimetilmetacrilato cobrindo o dióxido de titânio como um pigmento. Ainda, os discos de titânio foram jateados e uma fita circular de 5 mm de diâmetro utilizada sobre os discos de 10 mm de diâmetro para determinar a área de união. Os dois grupos

de discos receberam o tratamento com primer e os espécimes foram unidos com a resina opaca 4-META/MMA-TBB. Após 30 min as amostras foram imersas em água a 37°C por 24 horas e este foi considerado o ciclo zero. Em seguida uma máquina de termociclagem foi utilizada e as amostras mergulhadas por 1 min a uma temperatura de 4°C e 60°C alternadamente por 50000 ciclos. A resistência ao cisalhamento foi então mensurada com uma máquina de ensaio a uma velocidade de 0,5 mm/min e como grupo controle foram utilizados discos sem tratamento com primer e 4-META. Após, análise estatística, os resultados apontaram que a união da resina ao titânio aumentou consideravelmente com a adição de 4-META ao adesivo, fato justificado pelos autores devido à presença de uma camada superficial de óxido de titânio que pode ter sido adequada para união adesiva por meio do monômero 4-META. Além disso, a utilização do primer também aumentou os valores encontrados, apesar de não ter sido significante quando o monômero 4-META não foi utilizado. Assim, os autores concluem que diante da pequena diminuição da resistência ao cisalhamento com a termociclagem, a utilização conjunta do primer e da resina opaca 4-META/MMA-TBB podem ser úteis na união ao titânio durante procedimentos protéticos.

A respeito da união adesiva do titânio com primer a base de metacrilato e resinas adesivas auto polimerizáveis, Taira *et al.* em 1995 descreveram um estudo utilizando discos de titânio de dois tamanhos diferentes (10 mm de diâmetro e 2,5 mm de espessura e 6 mm de diâmetro e 2,5 mm de espessura) unidos com Ceased Opaque Primer, contendo MDP e os agentes de união Panavia EX também contendo MDP em sua formulação, Super Bond C&B contendo 4-META/MMA-TBB e um terceiro agente de união sem 4-META, para avaliar a efetividade do primer MDP e do monômero 4-META. Os discos de titânio foram jateados e uma fita circular de 5 mm de diâmetro utilizada sobre os discos de 10 mm de diâmetro para determinar a área de união. Os discos foram divididos em cinco grupos de acordo com a combinação de primer e agente de união (G1- sem primer e com MMA-TBB; G2- com primer e com MMA-TBB; G3- sem primer e com 4-META/MMA-TBB;

G4- com primer e com 4-META/MMA-TBB; G5- sem primer e com Panavia EX). Após 30 minas amostras foram imersas em água a 37°C por 24 horas e este foi considerado o ciclo zero. Em seguida uma máquina de termociclagem foi utilizada e as amostras mergulhadas por 1 min a uma temperatura de 4°C e 60°C alternadamente por 100000 ciclos. A resistência ao cisalhamento foi então mensurada com uma máquina de ensaio a uma velocidade de 0,5 mm/min e como grupo controle foram utilizados discos sem tratamento com primer e 4-META. Assim, a resistência de união foi consideravelmente aumentada com a utilização de MDP (G2) ou 4-META (G3). Também, após 100000 ciclos a resistência de união ao cisalhamento foi alterada, no entanto o MDP foi superior ao 4-META como agente promotor de união ao titânio (G2 e G3), e os resultado do G4 mostraram que a combinação de MDP e 4-META não teve influência significante nos valores encontrados. Já o G5, apesar de ter apresentado altos valores de resistência ao cisalhamento, demonstrou uma degradação gradual dos valores. Portanto, os autores afirmam que a união adesiva máxima bem como sua durabilidade é mais bem alcançada com a utilização do Ceased Opaque Primer (MDP) ao invés do agente de união Super Bond.

Ainda em 1995, May *et al.* testaram a hipótese nula de que não haveria diferença para a resistência ao cisalhamento entre o polimetilmetacrilato (PMMA) e o titânio sem tratamento e o titânio jateado e tratado com sistema Rocatec. Vinte hastes cilíndricas de titânio de 7,6 x 0,3 cm de diâmetro foram divididas em dois grupos de 10 amostras cada, sendo o Grupo A sem receber nenhum tratamento e o Grupo B recebendo jateamento com óxido de alumínio e sistema Rocatec, que por sua vez promove a formação de uma camada superficial de sílica e posterior aplicação de silano. Um PMMA termopolimerizável foi processado ao redor das hastes de titânio de acordo com as recomendações do fabricante. O ensaio de resistência ao cisalhamento foi realizado em uma máquina de ensaios universal a uma velocidade de 0,5 mm/min. Os resultados apontaram diferenças estatísticas significantes entre os dois grupos testados, sendo que o grupo tratado com o

sistema Rocatec apresentou valores de resistência ao cisalhamento 68% mais altos do que o grupo sem tratamento. Assim, de acordo com os autores, esse tratamento parece prover um sistema de união híbrida que usa mecanismos de retenção químicos e mecânicos que atuam juntos para melhorar a união dos materiais avaliados.

Em 1998, Ohno *et al.* avaliaram a adição de metais não nobres a ligas metálicas nobres e seu efeito sobre a melhora e durabilidade da adesão sem a necessidade de modificação de superfície do metal. Ligas binárias a base de Au, Ag, Cu ou Pd contendo In, Zn ou Sn foram confeccionadas para avaliar os efeitos dos metais básicos adicionados na habilidade adesiva. Para avaliar a durabilidade da união em água, foram confeccionados discos metálicos de 18 x 18 x 1,5 mm³ e filmes de PMMA de 0,2 mm de espessura foram cimentados aos discos metálicos com resina 4-META, recebendo uma carga estática de 20 Kgf por 5 min e mantidos a seco por um dia a 37°C. Em seguida as amostras foram submetidas a 20 ciclos térmicos que variaram de -196°C em nitrogênio líquido a 40°C em água com duração de 60 s cada. A durabilidade da interface de união em água foi medida por meio da área degrada traçada por um projetor de perfil, e 10 amostras foram medidas. Para avaliação da resistência de união, discos de aço inoxidável foram verticalmente posicionados sobre a superfície do metal e cimentados com resina 4-META. O ensaio de tração foi realizado após ciclagem térmica já descrita e a uma velocidade de 0,2 mm/min, e 5 amostras de cada tipo foram avaliadas. Ainda foi realizada análise por espectroscopia de elétrons por raio-X, em amostras de 4 mm de diâmetro de Au com 20% de In, 20% de Zn ou com 20% de Sn. Os resultados revelaram que as ligas a base de prata Ag-Zn-Sn e Ag-In-Zn apresentaram falhas basicamente coesivas e valores de resistência de união próximos a 40 Mpa e excelente durabilidade em água. Considerou-se que a adição de metais básicos pode ter sido a razão para a excelente capacidade adesiva e sem necessidade de modificação da superfície do metal. A habilidade adesiva do Au foi melhorada adicionando 15% de In, da Ag adicionando 20% de Zn e do Cu adicionando pequenas quantidades de In, Zn

ou Sn. Na análise espectroscópica foi detectada a formação de In_2O_3 , ZnO e SnO nas ligas de ouro e nas ligas de prata, óxidos que segundo os autores são extremamente importantes na adesão com 4-META. Para o Pd, não houve nenhuma influência na adição de metais básicos, já que o mesmo apresentou 100% de degradação.

Kibayashi *et al.* em 2005 investigaram os efeitos na resistência ao cisalhamento de resinas ao titânio puro exposto a plasma sobre diferentes gases atmosféricos. Foram confeccionados dois tipos de amostras: discos de 28 mm de diâmetro e 5 mm de espessura e lâminas de 7 x 7 x 3 mm. Todas as amostras foram polidas e limpas e então receberam o tratamento de superfície com gases atmosféricos (ar, CO_2 e C_3F_8) por meio de um aparelho de exposição a plasma. Para medição da energia livre de superfície foram utilizados água, tetrabromoetano e diiodometano que permitiram a obtenção dos ângulos de contato entre os líquidos e os discos. Antes e após a exposição ao plasma, as lâminas foram submetidas a análise espectroscópica de elétrons por raio-X. Para avaliação da resistência de união, hastes de titânio puro de 16 mm de diâmetro e 11 mm de altura, após expostas ao plasma, foram cimentadas com diferentes resinas e primers a fragmentos de aço inoxidável de 4 mm de diâmetro e 4 mm de espessura e em seguida submetidos a carga de 500 gf por 30 min. Todas as amostras foram armazenadas em água destilada por 24 horas a 37°C e submetidas ao ensaio de cisalhamento a uma velocidade de 0,5 mm/s. Os resultados para análise de energia livre de superfície mostraram que a exposição dos discos ao plasma em CO_2 apresentou valores aumentados similares a exposição ao plasma em ar, por outro lado a exposição ao plasma em C_3F_8 mostrou valores inferiores ao titânio sem exposição. Quando unidos com resinas a base de 4-META e MAC-10 os valores de resistência de união do titânio exposto ao plasma em ar e CO_2 aumentaram em relação ao titânio puro, enquanto as amostras expostas ao C_3F_8 diminuíram os valores de resistência de união quando comparadas ao titânio puro. A avaliação em microscopia eletrônica de varredura e análise da rugosidade de todas as amostras com os diferentes tratamentos, não mostrou

diferenças entre os grupos testados, ou seja, a exposição ao plasma não alterou as características geométricas da superfície do titânio. Portanto, os autores consideraram que a resistência de união não dependeu da ancoragem mecânica. Ainda, houve uma forte correlação entre a energia livre de superfície e resistência de união para resinas com monômero 4-META e MAC-10. Quando os monômeros HEMA e VBATDT foram utilizados, a exposição ao plasma em ar e CO₂ não promoveu aumentos nos valores de resistência de união significantes e considerando os monômeros VBATDT e MDP os mais fortes em comparação ao 4-META e MAC-10, o efeito do tratamento com plasma sobre a resistência de união foi ofuscado. Baseado nesses resultados, os autores concluem que a exposição ao plasma em um gás atmosférico particular pode regular a resistência de união de resina ao titânio puro, sendo um método de tratamento de superfície útil para cimentação de coroas metálicas na clínica odontológica.

O efeito da utilização de primers a base de 4-MET e 10-MDP na resistência de união de resinas ao titânio foi investigada em 2006 por Tsuchimoto *et al.* Lâminas de titânio com dimensões de 10 x 10 x 3 mm foram polidas e limpas e em seguida pré-tratadas com seis diferentes primers experimentais a base de 10-metacriloxidecil dihidrogeno fosfato (10-MDP) e 4-metacriloxietil ácido trimetílico (4-MET) em concentrações de 0,1; 1 e 10% (em etanol 50%) por 5 min a temperatura ambiente, e como grupo controle lâminas de titânio foram mantidas sem tratamento. Hastes de aço inoxidável foram cimentadas às lâminas de titânio tratadas e não tratadas com Super Bond C&Be Panavia Fluoro Cement. Após 15 min as amostras foram armazenadas em água a 37°C por 24 horas e então submetidas ao ensaio de tração a uma velocidade de 1 mm/min. Os testes foram realizados para 10 amostras de cada grupo e após análise estatística os resultados foram superiores para o Super Bond quando comparados aos outros grupos. Para o grupo cimentado com Super Bond não houve diferenças estatísticas quando o titânio recebeu ou não os seis tipos de tratamentos diferentes, apesar de ter havido uma tendência na obtenção de maiores valores quando o 10-MDP foi utilizado, independente da

concentração. Os maiores valores de resistência de união do Panavia ao titânio foram obtidos quando o titânio foi pré-tratado com 10-MDP 10%. Assim, os autores afirmam que o pré-tratamento do titânio utilizando primers a base de 10-MDP é efetivo na melhora da desempenho adesiva da resina ao titânio, especialmente quando Panavia é utilizado.

Novamente em 2006, Tsuchimoto *et al.* estudaram um método efetivo para pré-tratar o titânio como parte de um procedimento adesivo. Foram utilizadas lâminas de titânio de 10 x10 x 3 mm que após polidas e limpas foram imersas em ácido clorídrico em concentrações de 0,1 e 1N e ácido fosfórico 37% por 5 min em temperatura ambiente, e lâminas de titânio sem tratamento foram mantidas como grupo controle. Hastes de aço inoxidável de 7 mm de diâmetro e 20 mm de altura foram cimentados às lâminas de titânio com Panavia Fluoro Cement de acordo com as recomendações do fabricante, e após 15 min, armazenadas em águas a 37°C por 24 horas. Em seguida as amostras foram submetidas a termociclagem com 20000 ciclos alternando entre 5°C e 55°C por 1 min cada imersão e então o ensaio de tração foi realizado em uma máquina de ensaio universal a uma velocidade 1 mm/min. Foi realizado também análise de microscopia eletrônica de varredura por emissão de campo para obtenção de imagens das lâminas de titânio, análise da rugosidade de superfície do titânio não tratado, tratado e jateado com óxido de alumínio e por fim ainda foi realizada avaliação por espectroscopia de elétrons por raios-X que incluiu um grupo tratado com ácido clorídrico e 10-MDP. Os resultados apresentados pelos autores mostram que inicialmente não houve diferenças importantes entre os valores de resistência de união dos grupos que receberam diferentes tratamentos (HCL 0,1N e 1N e H₃PO₄ 37%) e o grupo não tratado. No entanto, após a termociclagem os valores diminuíram em todos os grupos exceto para o grupo tratado com HCL 1N. A Análise microscópica revelou ausência de diferenças morfológicas na superfície do titânio entre os tratamentos com HCL 1N e H₃PO₄ 37%. A rugosidade de superfície entre o titânio não tratado e tratado com ácido não foi significantemente diferente entre eles, mas significantemente menor do que a

rugosidade da superfície jateada com óxido de alumínio. Assim, o tratamento com HCL 1N pode efetivamente melhorar a desempenho adesiva da resina ao titânio, principalmente quando utilizada na concentração de 1N, fator atribuído ao efeito da descontaminação da superfície e a interação química aprimorada entre a resina e o titânio.

2.6 Resistência a tração de coroas metálicas sobre implante

O sucesso de coroas metálicas mantidas a um preparo cavitário é atribuído não só as propriedades mecânicas do cimento, mas também a designada cavidade e outros tantos fatores já abordados na revisão de literatura. Apesar disso, não existe consenso se a adesão desses cimentos seria dependente do tipo de preparo a fim de obter maiores valores de retenção físico-químicos. Dessa forma esse capítulo da revisão de literatura visa apresentar uma coletânea dos principais estudos a respeito da relação entre cimentação de coroas metálicas e resistência a tração das mesmas.

Para determinar a resistência de retenção de um cimento ionomérico modificado pela adição de resina em comparação com cimento à base de ionômero de vidro e um cimento resinoso autopolimerizável, Ernst *et al.* em 1998 utilizaram 50 dentes humanos extraídos e hígidos entre molares e pré-molares. Todos os dentes foram montados em resina ficando 3 mm da junção cimento-esmalte e divididos em 5 grupos de 10 dentes cada. As coroas foram preparadas com angulação de 5° e altura de 3 mm. Foram determinadas as superfícies de retenção de cada preparo e após moldagem, as coroas foram fundidas e jateadas. Para a cimentação foram utilizados os cimentos Ketac Cem, F21 e Dyract Cem, sendo que após cimentação as coroas foram armazenadas em águas a 37°C por uma semana, seguidas de ensaio de tração a uma velocidade de 1 mm/min. Os resultados apresentados pelos autores mostram que os valores encontrados para os cimentos Ketac Cem e Dyract Cem foram superiores aos valores encontrados para o F21, sugerindo utilização adicional de sistemas adesivos para os cimentos com menores valores de resistência a retenção.

Covey *et al.* em 2000 realizaram um estudo para determinar o efeito da dimensão de pilares de implante e do tipo de cimento na retenção da coroa protética. Para isso, utilizaram pilares CeraOne regulares, largos e experimentais de titânio e seus respectivos cilindros de ouro. As coroas foram fundidas sobre os cilindros de ouro e cimentadas com cimento a base de fosfato de zinco (permanente) e cimento a base de óxido de zinco e eugenol (temporário) que foram manipulados de acordo com as recomendações do fabricante. As coroas foram posicionadas sobre os pilares e submetidas a uma carga estática de 20N por 10min e em seguida armazenadas em 100% de umidade por 24horas. As amostras foram então testadas em uma máquina de ensaios universal a uma velocidade de 5 mm/min. Todo procedimento foi repetido 8 vezes para cada grupo experimental e os valores obtidos foram convertidos em Mpa. Após análise estatística foi determinado que tanto o tipo de cimento quanto o tipo de plataforma influenciaram nos valores de retenção encontrados. Dessa forma, o cimento a base de fosfato de zinco apresentou retenção até três vezes maior do que o cimento a base de óxido de zinco e eugenol, sendo que o tipo plataforma foi importante apenas quando o cimento permanente foi utilizado. Além disso, um resultado curioso apresentado pelos autores revela que os pilares de plataforma larga apresentaram os menores valores de retenção seguidos pela plataforma regular e experimental quando cimentados com o cimento de fosfato de zinco. Diante disso, os autores concluem que aspectos como altura e largura dos pilares seriam mais importantes do que a área total de superfície no que diz respeito a retenção de coroas metálicas.

Em 2002 com objetivo de testar a retenção de coroas metálicas cimentadas em pilares de titânio com uma face com sulco e outra lisa utilizando diferentes cimentos, Mansour *et al.* publicaram uma avaliação comparativa da retenção de coroas fundidas utilizando pilares ITI com seis diferentes cimentos. Os autores realizaram a inclusão de 10 implantes ITI 3,8 mm de diâmetro em bloco de resina acrílica autopolimerizável e sobre os mesmos foram instalados, com torque de 35 Ncm, 10 pilares de titânio com 5,5 mm de altura. Sobre os

pilares foram encerada coroas, que depois de fundidas foram cimentadas com os seguintes cimentos: Temp Bond NE, IRM, HY-Bond, Protec Cem, Durelon e Panavia 21. A manipulação dos cimentos seguiu as orientações do fabricante e sobre as coroas foi colocada uma carga estática de 5 kg por 10 min. Após serem armazenadas em 100% de umidade a 37°C por 24 horas, as amostras foram submetidas ao ensaio de tração a uma velocidade de 0,5 mm/min. As 10 coroas foram utilizadas para os seis cimentos, e os valores tabulados e analisados estatisticamente. Os resultados apresentados pelos autores revelam que os valores para o cimento temporário Temp Bond foram os menores encontrados e se igualou estatisticamente aos valores encontrados para o IRM. O cimento resinoso Panavia21 gerou os maiores valores de retenção que foram estatisticamente superiores a todos os outros cimentos testados. O cimento a base de fosfato de zinco Hy-Bond apresentou valores semelhante ao IRM e o Protec Cem e Durelon também se equipararam estatisticamente. Assim, os autores sugerem não um melhor ou um pior cimento, mas uma escala dos mesmos e sua capacidade de reter coroas metálicas, na situação proposta.

Com a finalidade de comparar a resistência uniaxial de cimentos utilizados em coroas sobre implantes, Akca *et al.* em 2002 lançaram mão de 21 implantes ITI regulares e sete implantes ITI largos, todos incluídos em resina acrílica autopolimerizável, sendo o grupo de implantes regulares subdivididos em mais três grupos de sete implantes cada: amarelo (4 mm de altura), cinza (5,5 mm de altura) e azul (7 mm de altura) com 6° e todos conectados aos respectivos implantes com 35Ncm de torque. Aos outros sete implantes largos foram instalados pilares WNI com 6° (verde, 4 mm de altura). O total de 28 coroas foram enceradas e fundidas e após desinclusão foram jateadas com óxido de alumínio. Para cimentação das coroas foram utilizados 10 cimentos diferentes: Aqualox, Durelon, Poly-F, Meron, Vitremer, ProTec-Cem, Sinegol, Procem, Temp-Bond e Poscal, todos manipulados seguindo as orientações do fabricante. Após a cimentação foi aplicada uma carga estática de 50N sobre as coroas e então as amostras foram armazenadas em placas

Petri com saliva artificial em temperatura ambiente por 24 horas. O ensaio de tração foi realizado com célula de carga de 1000N e a uma velocidade de 0,5 mm/s. Assim, os resultados apontaram que a altura do pilar e o tipo de cimento afetaram os valores de retenção encontrados. Além disso, apesar do aumento de retenção não ter sido significante estatisticamente para alguns grupos, o aumento da altura do pilar melhorou as propriedades retentivas de todos os cimentos. No presente estudo, os valores de retenção encontrados para os pilares do grupo verde foram um pouco maiores do que os valores encontrados para o grupo amarelo, devido ao diâmetro mais largo dos implantes do grupo verde. No entanto, como os valores de retenção dos pilares do grupo cinza e azul foram superiores, parece que a altura dos pilares possui um efeito mais forte sobre as propriedades de retenção do pilar do que a largura do mesmo. Além disso, os autores concluem que a composição química dos cimentos influencia nas propriedades retentivas dos mesmos e que o uso de cimentos a base de fosfato de zinco e ionômero de vidro podem reduzir as falhas de cimentação.

Ainda em 2002 Ergin & Gemalmaz avaliaram as propriedades retentivas de cinco cimentos em coroas feitas com metais nobres (AuAgPd) e não-nobres (NiCr) cimentados sobre preparos curtos e excessivamente cônicos. Portanto, foram necessários 80 pré-molares humanos recentemente extraídos e hígidos que foram incluídos em resina acrílica a 2 mm da junção cimento-esmalte. Os dentes receberam preparos padronizados para coroa metálica com ângulo de convergência total de 33°, altura de 3 mm e diâmetro oclusal de 3 mm. Após moldagem dos preparos com silicone, as coroas foram enceradas e fundidas com as respectivas ligas e depois de jateadas foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco (Phosphate), cimento de ionômero de vidro (Meron), dois cimentos de ionômero de vidro modificado por resina (Principle e Fuji Plus) e cimento resinoso (Avanto). As fundições foram divididas em 5 grupos de 16 amostras cada, sendo oito amostras para cada tipo de liga e os procedimentos de cimentação realizados de acordo com as orientações do fabricante. Uma carga estática de 5 kg por 10 min foi aplicada para cimentação

e as amostras armazenadas em água destiladas a 37°C por 24horas. Foram ainda termocicladas entre 5°C e 55°C por 5000 ciclos, com tempo de imersão de 30s e então submetidas ao teste de tração a uma velocidade de 1 mm/min. Após análise estatística dos valores encontrados, foram confirmadas pelos autores que o cimento de fosfato de zinco apresentou as menores médias de retenção para as duas ligas analisadas, sendo os valores estatisticamente similares ao Meron e Principle. Por outro lado, o Fuji Plus e Avanto apresentaram os maiores valores para a liga de AuAgPd. Ainda, os cimentos de fosfato de zinco, Meron e Fuji Plus apresentaram valores significantemente maiores para a liga de NiCr. Assim, os autores concluem que os cimentos resinosos e os ionoméricos modificados por resina são os mais indicados para preparam poucos retentivos.

No ano seguinte, Bernal *et al.* (2003) estudaram os efeitos da angulação do preparo, altura e tipo de cimento na resistência ao deslocamento de coroas cimentadas sobre implantes. Assim, foram confeccionados pilares de titânio com convergência oclusal total de 20° e 30° com alturas de 4 mm e 8 mm. Oito moldagens de cada pilar foram realizadas e então enceradas 32 coroas fundidas para serem então cimentadas sobre os pilares com quatro diferentes agentes cimentantes: Fleck's, Temp Bond, Improv a Temp Bond com vaselina. Em seguida as coroas foram cimentadas e submetidas a uma carga de 10 kg em umidade a 37°C por uma hora antes de serem testadas a uma velocidade de 5 mm/min. A análise estatística apresentada pelos autores mostrou que o cimento Improv obteve as maiores médias de retenção para os pilares com 20° de angulação e 8 mm de altura, seguido do cimento de fosfato de zinco Fleck's e Temp Bond. O Temp Bond manipulado com vaselina apresentou os menores valores. Para a angulação de 20° e altura de 8 mm não houve diferenças estatisticamente significantes observadas entre Temp Bond e Fleck's, apesar das médias de resistências para esses 2 cimentos terem sido diferentes em todos os outros grupos. Para os preparamos com 30° e 8 mm de altura houve diferenças estatísticas significantes para todos os cimentos testados, sendo que o Improv apresentou os maiores valores. Por outro lado,

não houve diferenças entre Improv e Fleck's para os grupo com 4 mm de altura independente da angulação do pilar. Por fim os autores concluem que altura de 8 mm do preparo associado a uma convergência oclusal total de 20° demonstrou um significante aumento na retenção quando comparados com os pilares de 30°. Além disso, a altura de 8 mm apresentou valores de retenção superiores aos pilares de 4 mm para todos os cimentos exceto para o Temp Bond com vaselina e o cimento Improv d Fleck's demonstraram valores de resistência significantemente melhores em comparação com os outros cimentos.

Consani *et al.* em 2003 realizaram um estudo com objetivo de verificar a resistência à tração de coroas metálicas fixadas com diferentes cimentos e submetidas à termociclagem. Setenta e duas coroas foram fundidas com liga de NiCr Verabond II e cimentadas em preparamentos dentários padronizados com 10° de paredes laterais e acabamento cervical com ombro reto, ombro biselado 20° e ombro chanfrado 45° e altura de 4 mm. As coroas foram separadas em três grupos de oito elementos de acordo com os cimentos: fosfato de zinco, ionômero de vidro modificado por resina Vitremer e resinoso Rely X, e submetidas a 500 ciclos térmicos em banhos de 5°C e 55°C. A retenção foi avaliada de acordo com a carga de tração (kgf) necessária para separar a coroa do preparo, numa máquina Instron com velocidade de 0,5 mm/min. Os resultados submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey (5%) mostraram que a retenção mais eficiente foi obtida com o cimento resinoso, independentemente do tipo de acabamento cervical.

Para medir, comparar e ranquear a habilidade retentiva de alguns materiais utilizados para cimentação de coroas metálicas sobre implantes 30 min após cimentação em ambiente seco e temperatura ambiente e após armazená-las em solução salinas por 72 horas a 37°C, Alfaro *et al.* em 2004 publicaram um estudo em que nove pilares de titânio com 6° de angulação das paredes axiais foram instalados sobre seus análogos regulares com torque de 35Ncm e então moldados para posterior enceramento e fundição de coroas com liga de Au. Após o procedimento de desinclusão das coroas, as mesmas

foram jateadas e então cimentadas com 11 diferentes agentes cimentantes, sendo que o cimento de fosfato de zinco foi utilizado como padrão ouro para as comparações com os cimentos temporários e permanentes utilizados. A cimentação seguiu as orientações do fabricante e em seguida as amostras foram submetidas a uma carga estática de 5 kg por 10min. As amostras foram mantidas em temperatura ambiente por mais 20min e então submetidas ao ensaio de tração em uma máquina de ensaio a uma velocidade de 0,5 mm/min, de maneira que esse procedimento foi repetido seis vezes para cada tipo de cimento considerando que sempre foram utilizadas as mesmas coroas para um tipo de cimento específico. Outro teste foi realizado após armazenamento em solução salina por 72horas. Após análise estatística dos dados, os autores encontraram que o tempo assim como o tipo de material utilizado influenciou nos valores de retenção encontrados e que as falhas encontradas foram do tipo adesiva entre a interface pilar-cimento. Os cimentos Improv e Fynal apresentaram os melhores valores de retenção quanto testados após 30min e ao contrário de todos os outros cimentos que tiveram os valores de resistência diminuídos em contato com a solução salina e envelhecimento, o fosfato de zinco e o Silastic demonstraram significante aumento dos valores de retenção quando armazenados por 72horas em solução salina.

Utilizando diferentes cimentos odontológicos com intuito de identificar a resistência de união de *copings* metálicos sobre pilares de implantes pré-fabricados, foi realizado um estudo por Maeyama *et al.* em 2005. Com esse objetivo, os autores lançaram mão de oito implantes estreitos de 4,5 mm de diâmetro montados em blocos metálicos e sobre os quais foram instalados oito pilares com 5 mm de altura e 6° de convergência das paredes axiais e com torque de 35Ncm. Em seguida, os *copings* plásticos foram colocados sobre os pilares e sobre eles encerados as coroas já com o dispositivo necessário para o ensaio de tração. Após a fundição e desinclusão das coroas, as mesmas foram inspecionadas e cimentadas com cinco tipos de cimentos: cimento provisório a base de óxido de zinco e eugenol (Temporary Pack); cimento a base de fosfato de zinco (Elite Cement); cimento de ionômero

de vidro (Fuji I); cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Fuji Luting) e cimento resinoso (Panavia F 2.0). Cada cimento foi manipulado de acordo com as recomendações do fabricante e após assentadas as coroas receberam uma carga estática de 100N por 10 min. Ainda, 1 hora depois da cimentação foram armazenadas em água a 37°C por 24 horas e então submetidas ao ensaio de tração a uma velocidade de 0,5 mm/min. Após análise estatística dos valores encontrados, os resultados apontados pelos autores mostram que o cimento de óxido de zinco e eugenol apresentou os menores valores de retenção e os cimentos de ionômero de vidro modificado por resina e o cimento resinoso apresentaram os maiores valores de retenção, enquanto o fosfato de zinco e ionômero de vidro apresentaram valores similares e intermediários, fatos explicados pelos autores devido as características superficiais do pilar estudado.

Para avaliar as propriedades retentivas de sete diferentes agentes cimentantes em coroas de implantes cimentadas sobre o conjunto análogo/pilar, Pan & Lin em 2005 publicaram um estudo em que foram utilizados 56 pilares de titânio com 3,8 mm de diâmetro instalados sobre seus análogos e divididos em sete grupos. As coroas foram enceradas sobre os pilares e fundidas com um dispositivo plano na superfície oclusal. Após a cimentação das coroas sobre os pilares com os diferentes cimentos: cimento de fosfato de zinco; Advance; All-Bond 2; Panavia F; Durelon; Temp Bond e ImProv, as amostras foram sujeitas a 1000 ciclos mastigatórios a 1,2 Hz e 75N e em seguida também submetidas a termociclagem com 1000 ciclos em intervalos de 5°C a 55°C e banhos de 1 min. Finalizados todos esses tratamentos, foi realizado o ensaio de tração a uma velocidade de 0,125 cm/min. Assim, o estudo demonstrou que houve diferenças significativas nos valores das falhas para os diferentes cimentos testados, sendo que os valores se diferenciaram significantemente em quatro grupos de cimentos: cimentos resinosos All Bond 2 e Panavia F, cimentos de fosfato de zinco e cimento de ionômero híbrido Advance, cimento de carboxilato Durelon e cimentos provisório Improv e Temp Bond sendo que os cimentos resinosos

apresentaram os maiores valores de resistência. Assim, os autores concluem que os cimentos provisórios tem como vantagem a possível reversibilidade das coroas cimentadas sobre implantes.

Ainda em 2005, Bresciano *et al.* investigaram a retenção de 4 tipos de cimentos usados na cimentação de coroas metálicas sobre pilares criados digitalmente com diferentes alturas e ângulos de convergência. Foram utilizados nesse trabalho 36 amostras que consistiam em um pilar e sua coroa metálica. Nove pilares foram confeccionados a partir do programa Procera® CAD v.1.93 3D simulando as dimensões de um pré-molar com 5, 7 e 9 mm de altura e 0°, 4° e 8° de ângulo de convergência. Quatro pilares de titânio idênticos foram confeccionados para cada altura e ângulo de convergência. Cada pilar foi então parafusado sobre o análogo de implante com 32Ncm que por sua vez estava parafusado sobre uma base de alumínio. As coroas foram enceradas e fundidas com um argola na parte oclusal para o ensaio de tração e então divididas em quatro grupos de nove amostras de acordo com o cimento utilizado: Temp Bond, fosfato de zinco e Improv com e sem vaselina. Os cimentos foram manipulados de acordo com as recomendações dos fabricantes, e após as coroas assentadas sobre os pilares foi aplicada uma carga estática de 10 kg por 10 min e então armazenadas em 100% de umidade por 24 horas. As amostras foram testadas em uma máquina de ensaios universal com célula de carga de 5000N para as coroas cimentadas com fosfato de zinco e célula de carga de 1000N para os outros cimentos a uma velocidade de 0,5 cm/min. As coroas foram reaproveitadas, sendo realizados seis repetições para cada cimento. Assim, os resultados revelaram que o cimento de fosfato de zinco apresentou os maiores valores de retenção, seguido pelo Improv, Improv com vaselina e Temp Bond. Em relação a angulação, fica claro que paredes paralelas geram maiores valores de retenção do que paredes cônicas e para cada angulação, os valores de falha aumentou com o aumento da altura do pilar, exceto para o pilar de 0° cimentado com fosfato de zinco. Portanto, os autores concluem que com certeza a altura do

pilar tem influência sobre a retenção da coroa, mas essa influência é menor do que a influência de sua angulação.

Dois anos mais tarde Schneider *et al.* (2007) avaliaram a resistência de união de cimentos resinosos duais ao titânio comercialmente puro em 10 min e 24horas após remoção da camada de óxidos. Portanto os autores utilizaram os cimentos resinosos Panavia F e Rely X ARC em associação a 120 discos de titânio comercialmente puro obtidos pela técnica da cera perdida. Após a fundição os discos de titânio foram incluídos em blocos de resina acrílica e receberam com lixas em três granulações. Uma área central de 4 mm de diâmetro dos discos foi jateada com óxido de alumínio por 5s a 5 mm de distância da superfície e em seguida os discos foram levados a ultrassom por 10 min e divididos em quatro grupos de 30 discos cada. Os procedimentos adesivos foram realizados imediatamente nos grupos 1 e 3 e 24horas após remoção da camada de óxidos nos grupos 2 e 4, sendo que o cimento Panavia F foi utilizado de acordo com as recomendações do fabricante nos Grupos 1 e 2 e o RelyX ARC utilizado nos Grupos 3 e 4. Nos grupos 1 e 2 ainda foi aplicado uma camada de primer contendo MDP e nos grupos 3 e 4 foi aplicado uma camada de silano. Seguidos da manipulação dos cimentos e união dos discos, os mesmos foram armazenados em água destilada a 37°C por 24horas e então levados a máquina de ensaios universal a uma velocidade de 0,5mm/s. Os resultados mostraram maiores valores de resistência de união para o Grupo 4 (Rely X ARC – 24horas), seguido do Grupo 2 (Panavia F – 24horas), Grupo 1 (Panavia F – 10 min) e Grupo 3 (RelyX ARC – 10 min). No entanto a análise estatística revelou que a resistência de união não foi afetada nem pelo tempo de armazenamento nem pelo tipo de agente de cimentação, assim não houve diferenças estatísticas entre os grupos testados. Com base nos resultados encontrados, os autores concluem que as características auto limitantes da formação da camada de óxidos, apesar de ter aumentado numericamente os valores de resistência de união, foi responsável por resultados estatisticamente iguais entre os grupos testados. Além disso, a similaridade dos resultados entre os dois cimentos é justificada pelos autores pela afinidade do silano aos íons

metálicos da camada de óxidos, promovendo resultados semelhantes com o Panavia F e também a influência negativa da alta viscosidade do Panavia F em comparação com o Rely X ARC, gerando maior número de bolhas que pode ter influenciado nos resultados encontrados.

Emms *et al.* em 2007 estudaram o efeito da variação da altura, diâmetro e método de fechamento de orifício de pilares de próteses cimentadas sobre implantes com a utilização de pilares de 15° de angulação. Quatro pilares estreitos, quatro regulares e quatro largos foram instalados sobre seus análogos e incluídos em resina acrílica de modo a permitirem aplicação da força de tração no seu longo eixo. As amostras foram posicionadas em uma máquina de preparo e receberam alterações padronizadas na região do orifício de acesso dos pilares. Originalmente os pilares possuíam nove mm de altura e foram alterados das seguintes maneiras: sem modificação, remoção de três mm, remoção de seis mm e remoção de nove mm. Diretamente sobre os pilares foram enceradas as coroas e fundidas e os orifícios de acesso dos parafusos foram completamente ou parcialmente fechados com silicone. Para cimentação foi utilizado o cimento Temp Bond e após sua manipulação as coroas foram submetidas a uma carga vertical de 5 kg por 5 min e armazenadas por 24 horas em 100% de umidade a 37°C. O ensaio de tração foi realizado a uma velocidade de 5 mm/min e repetido 20 vezes para cada tipo de fechamento de orifício. O método de fechamento, o diâmetro do pilar e alteração da altura dos mesmos foram relevantes para os valores retenção das coroas. Portanto, os valores respeitam a ordem decrescente de retenção seguindo a plataforma larga, regular e estreita e isso, segundo os autores, confirma o entendimento atual de que a diminuição do tamanho da plataforma e, portanto da área de superfície e diâmetro, resulta na queda de retenção. Por outro lado, o fechamento total do orifício de acesso promoveu menores valores de retenção do que os orifícios fechados parcialmente, o que fazem os autores sugerirem que em situações com perda de retenção mecânica, seria interessante associar o método de fechamento de orifício para aumenta-la ou vice-versa. Por fim, a remoção de parte da parede do pilar aumentou a retenção quando removida

em 3 mm, isso porque o paralelismo das paredes foi aumentado, já quando houve remoção total da parede do pilar o paralelismo não foi capaz de compensar a perda de área de superfície.

Sheets et al. em 2008 utilizaram 10 análogos de implantes incluídos em discos metálicos para comparar a natureza retentiva de cimentos dentários comuns que tem sido adaptado para cimentação de coroas sobre implantes com cimentos formulados especificamente para esse fim. Pilares de titânio com 6,38 mm de altura, cinco mm de diâmetro na base de 3° de convergência das paredes axiais foram instalados com torque de 30Ncm sobre os 10 análogos de implante. As coroas foram enceradas diretamente sobre os pilares e depois de fundidas, desincluidas e limpas foram cimentadas com Temp Bond (C1), UltraTemp de consistência regular (C2), Improv com e sem vaselina (C3 e C4), Premier Implant Cement com e sem KY (C5 e C6), TR-2 (C7), Fleck's cement (C8), Ketac Cem Aplicap (C9), Fuji Plus Capsule (C10), e Ultra Temp de consistência firme (C11). Foi aplicada uma carga de 2 kg no seu longo eixo e após 24 horas as amostras foram submetidas a ensaio de tração a uma velocidade de 5 mm/min. De acordo com os valores tabulados e analisados estatisticamente, os valores de resistência do cimento C2 (grupo A) foi superior a todos os outros. Os cimentos C4, C8, C9, C11 e C10 foram semelhantes entre si (grupo B), assim como os cimentos C11, C10, C6, C3 e C1 também foram semelhantes (grupo C) e os cimentos C7 e C5 formaram o grupo D em semelhança. Portanto o cimento temporário a base de policarboxilato C2 apresentou valores superiores ao cimento de fosfato de zinco e ao cimento resinoso e o cimento de fosfato de zinco por sua vez, apresentou valores superiores ao cimento resinoso. Assim, os autores concluem que essa surpresa nos resultados, em que o cimento temporário superou os cimentos definitivos em valores de retenção aconteceu, pois a cimentação de coroas metálicas em dentes naturais se comporta de maneira diferente em relação a cimentação sobre pilares de implantes, já que os substratos são diferentes e segundo os autores não podem ser comparados.

Para verificar a influência da ciclagem mecânica na retenção de coroas metálicas cimentadas sobre pilares de implantes StraumannsynOcta utilizando Panavia F, Ketac Cem e Temp Bond sem eugenol, Dudley *et al.* em 2008 realizaram um estudo em que 12 pilares regulares com 5,5 mm de altura e angulação axial de 8° e seus respectivos análogos foram necessários. As coroas foram construídas sobre um *coping* plástico pré-fabricado e em sua face oclusal foi confeccionado uma superfície plana para auxiliar no ensaio de tração. Após os procedimentos convencionais de inclusão, fundição e desinclusão, as coroas foram numeradas e associadas aos respectivos análogos que se encontravam com os pilares instalados. O conjunto análogo/pilar foi então fixado em uma base de resina acrílica e ao fim da manipulação dos três cimentos utilizados de acordo com a recomendação do fabricante, as coroas receberam uma carga compressiva de 5kg por 5 min. Imediatamente após a cimentação, as amostras foram armazenadas em 100% de umidade por 24horas a 37°C e em seguida submetidas a 500 ciclos de termociclagem entre 5°C e 55°C com imersão de 20 e intervalo entre eles de 5 a 10s. Além disso, amostras de cada grupo de cimento foram submetidas a cargas compressivas de 0 ciclos, 192 ciclos, 5000 ciclos e 10000 ciclos com carga de 5 kg e frequência de 80 ciclos/min em temperatura ambiente. Por fim, para o ensaio de tração foi utilizada uma célula de carga de 2000N e uma velocidade de 1 mm/min e o teste repetido oito vezes para cada coroa. Assim, a análise estatística demonstrou que houve influência do tipo de cimento utilizado ao contrário da ciclagem mecânica, que por sua vez não promoveu efeitos importantes nos valores de retenção. O cimento Panavia F apresentou valores de retenção superiores a todos os outros cimentos testados e o cimento Ketac Cem e Temp Bond apresentaram valores semelhantes entre si para todos os ciclos analisados. Esses resultados são justificados pelos autores devido à presença de monômero fosfatado na composição no Panavia F, que por sua vez facilita a união química com metais não preciosos. Além disso, a semelhança inesperada entre o Temp Bond e o Ketac Cem é explicada pela ausência de substrato dentário passível de condicionamento ácido e

remoção de smear layer que aumentaria embriamento mecânico no caso do cimento ionomérico Ketac Cem.

A resistência de união de agentes cimentantes sobre pilares de implantes levou Montenegro *et al.* em 2008 a publicarem um estudo que avaliou a retentividade de diferentes cimentos dentários a componentes protéticos do sistema CeraOne quando submetidos a ensaio de resistência de união. Para isso foram necessários 20 pilares de aço inoxidável e 20 cilindros de titânio do sistema CeraOne, divididos em quatro grupos de cinco amostras cada de acordo com o cimento utilizado (ionômero de vidro, fosfato de zinco, óxido de zinco sem eugenol e cimento resinoso). Após a cimentação dos cilindros seguindo as recomendações do fabricante, foi aplicada uma pressão de 5N por 2 min, e 72 horas após a cimentação foi realizado o ensaio de tração com célula de carga de 50 Kg a uma velocidade de 0,5 mm/min. O cimento de fosfato de zinco apresentou os maiores valores de retenção, seguido do cimento resinoso, ionômero de vidro e cimento provisório, sendo os dois primeiros semelhantes entre si e os dois últimos também semelhantes entre si. Portanto, os autores concluem que os resultados encontrados ocorreram devido ao fato de que espessuras muito finas de cimento falham por tensões de cisalhamento enquanto espessuras maiores falham por tensões de compressão/tração, assim o fosfato de zinco apresentou os presentes resultados por possuir resistência a tensões de cisalhamento 6 maior do que as tensões de compressão/tração considerando o contexto de espessura muito fina de cimento na interface criada nesse estudo.

Continuando no ano de 2008, Wahl *et al.* acessaram a resistência uniaxial de coroas cimentadas sobre pilares de implantes com diferentes agentes cimentantes após termociclagem. Para esse estudo foram necessários 40 réplicas de pilares hexagonais estreitos com seus cilindros de titânio cimentados com quatro tipos de cimentos: cimento provisório de óxido de zinco sem eugenol, cimento de óxido de zinco e eugenol, cimento ionomérico modificado por resina e cimento de fosfato de zinco. Os cimentos foram manipulados de acordo com a recomendação do fabricante e depois dos

cilindros posicionados sobre os pilares manualmente, receberam uma carga estática de 5 kg por 10 min e foram armazenados em água destilado a 37°C por 15 dias. Em seguida, as amostras foram submetidas a 1000 ciclos térmicos entre 5°C e 55°C com imersões de 30 s de duração. Quinze dias depois foi realizado o ensaio de tração com uma célula de carga de 200 kg e velocidade de 0,5 mm/min. Os resultados mostrados apontam os maiores valores de retenção para o cimento de fosfato de zinco seguido pelo cimento ionomérico modificado por resina e cimento de óxido de zinco e eugenol, sendo que o cimento temporário apresentou os menores valores de retenção. Então, os autores concluem que os valores superiores encontrados para o cimento de fosfato de zinco podem ser explicados pelo seu alto módulo de elasticidade bem como pelas suas propriedades mecânicas garantidas por suas partículas pequenas. Por outro lado, o cimento de ionômero de vidro modificado por resina apresentou valores inferiores ao fosfato de zinco devido ao seu baixo módulo de elasticidade e sua capacidade de realizar fenômenos de sinérese e embebição.

Em 2010 para avaliar a retenção uniaxial entre duas técnicas de cimentação e dois agentes de cimentação de coroas metálicas sobre pilares de titânio bem como medir o excesso de cimento promovido pelas duas técnicas, Santosa *et al.* utilizaram 40 implantes de 4,1 mm de diâmetro e 10 mm de altura divididos em dois grupos de acordo com o cimento utilizado: provisório (Temp Bond) ou permanente (RelyX). Pilares de 5,5 mm de altura e 8° de angulação axial das paredes foram instalados sobre os implantes com torque de 35Ncm e *copings* plásticos pré-fabricados foram usados para obtenção de 40 coroas metálicas com argola na face oclusal. Em seguida procedeu-se a cimentação das coroas de acordo com a orientação do fabricante para cada tipo de cimento de modo que em um dos grupos (teste) após a introdução do cimento no interior da coroa a mesma era levada sobre um pilar excedente para remover o excesso de cimento e só então a coroa foi levada sobre seu respectivo pilar com pressão manual e posteriormente aplicada uma carga de 10 kg por 10 min. Para o outro grupo (controle), imediatamente após a

introdução do cimento no interior da coroa, a mesma foi posicionada sobre seu pilar e recebeu a mesma carga estática. Ambos os grupo foram pesados para avaliar a quantidade de cimento em cada técnica utilizada. Em seguida, as amostras foram armazenadas em 100% de umidade a 37°C por 24horas e submetidas ao ensaio de tração com célula de carga de 50 kg e velocidade de 0,5 mm/min. Os resultados mostraram que o cimento Rely X do grupo controle apresentou os maiores valores de retenção enquanto os menores valores de retenção foram representados pelo Temp Bond no grupo teste e assim não houve influência da técnica de cimentação utilizada nos valores de retenção obtidos. Além disso, houve diferenças entre as quantidades de excessos de cimento, sendo que o Temp Bond do grupo controle apresentou as maiores quantidades e o Rely X do grupo teste apresentou as menores quantidades. Apesar da técnica de cimentação não ter influenciado nos resultados, os autores não recomendam a utilização da técnica utilizada no grupo teste para os cimentos temporários devido aos baixos valores de retenção obtidos e sim para os cimentos como Rely X para remover o excesso de cimento sem influenciar na retenção.

3 PROPOSIÇÃO

- ***Geral***

Avaliar comparativamente a resistência de união de coroas metálicas fixadas com diferentes agentes de cimentação sobre pilares personalizáveis (retos e angulados) de implantes.

- ***Específicos***

1. Investigar a influência da angulação do pilar e do agente cimentante na resistência de união;
2. Analisar as características microestruturais da interface criada entre pilar-cimento-coroa, e;
3. Determinar o padrão de falha das amostras tracionadas.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Confecção das amostras

Para este experimento foram utilizados 91 pilares sobre análogos de implantes regulares (\varnothing 4,1) (Neodent, Curitiba, Brasil) divididos em sete grupos de acordo com o tipo de pilar e o agente cimentante utilizado. Três tipos de pilares com diferentes alturas, ângulo de convergência oclusal e área de superfície foram utilizados assim como disponibilizado pelo fabricante (Tabela 1). Pilares do tipo munhão personalizável, pilares angulados personalizáveis de 17° e pilares angulados personalizáveis de 30° (Figura 1) foram utilizados em associação com os cimentos definitivos de fosfato de zinco (SS White, Rio de Janeiro, Brasil), cimento resinoso Panavia F (Kuraray, Okayama, Japão) e cimento resinoso autoadesivo RelyX U100 (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) e ainda foi utilizado o primer Alloy Primer (Kuraray, Okayama, Japão) contendo monômero ácido fosfatado 10-metacriloiloxidecil dihidrogeno fosfato (MDP) para o tratamento da superfície interna das coroas metálicas nas quais o cimento Panavia F foi utilizado. Dessa forma, dividiram-se os grupos em Grupo Rf (controle): pilares retos cimentados com cimento fosfato de zinco (n=10); Grupo A17f: pilares angulados de 17° cimentados com cimento de fosfato de zinco (n=10); Grupo A17rm: pilares angulados de 17° cimentados com cimento resinoso com MDP (n=10); Grupo A17r: pilares angulados de 17° cimentados com cimento resinoso autoadesivo (n=10); Grupo A30f: pilares angulados de 30° cimentados com cimento de fosfato de zinco (n=10); Grupo A30rm: pilares angulados de 30° cimentados com cimento resinoso com MDP (n=10) e Grupo A30r: pilares angulados de 30° cimentados com cimento resinoso autoadesivo (n=10). Além disso, três amostras representativas de cada grupo foram necessárias para análise das características microestruturais da interface criada entre pilar-cimento-coroa.

Para inclusão dos análogos em posições ideais foram criados e confeccionados três dispositivos de alumínio que permitiram o correto posicionamento dos análogos previamente a sua inclusão em resina de poliestireno (Aerojet, São Paulo, Brasil) (Figura 2). O dispositivo consistia de

barras de alumínio com dimensões de 12,5 x 1 x 2,5 cm e com cinco orifícios confeccionados na mesma largura do análogo e com uma angulação prévia de acordo com o grupo de pilares, ou seja, foi confeccionada uma barra com orifícios retos, uma segunda barra com orifícios previamente angulados em 17° e uma terceira barra com orifícios previamente angulados em 30°. Portanto, essa angulação prévia permitiu a inclusão dos análogos em posições ideais que foram corretamente compensadas após a instalação do seu respectivos pilar, posicionando o conjunto análogo-pilar perpendicular ao solo, permitindo que ensaio de tração fosse realizado precisamente seguindo ao longo-eixo das amostras

Tabela 1. Valores de altura, área de superfície e ângulo de convergência oclusal dos pilares.

Pilar	Altura	Área de superfície	Ângulo de convergência
Reto	8,7 mm	123,23 mm ²	2°,50'
Angulado 17°	7,7 mm	72,39 mm ²	5°
Angulado 30°	7,7 mm	76,42 mm ²	5°

*dados fornecidos pelo fabricante



Figura 1. Pilares de 17°, 30° e reto respectivamente.

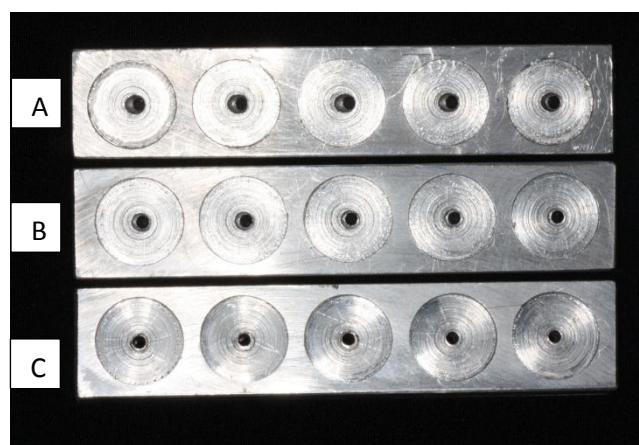


Figura 2. Dispositivos de alumínio para inclusão dos análogos (A- reto; B-17°; C- 30°).

Os análogos foram posicionados nos orifícios dos dispositivos e estabilizados por meio de um parafuso longo aparafulado no seu interior e que

ultrapassava a espessura da barra de alumínio (Figura 3). Em seguida cilindros de PVC de 20 mm de diâmetro e 20 mm de altura foram posicionados de maneira centralizada sobre os análogos fixados na barra de alumínio e então a resina de poliestireno foi vertida no interior dos cilindros (Figura 4). Após o tempo de cura da resina, os cilindros de PVC foram removidos e os análogos já incluídos foram separados do dispositivo de alumínio e os parafusos longos removidos (Figura 5).

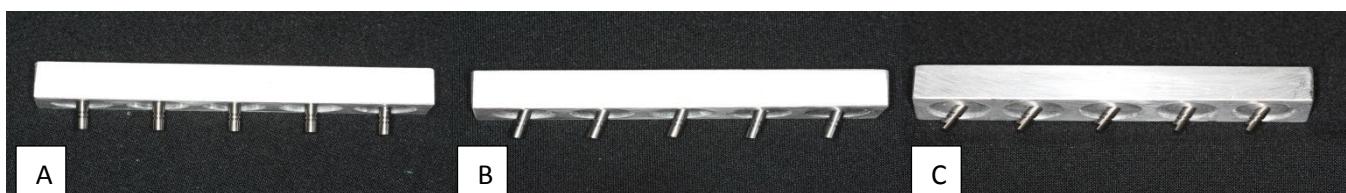


Figura 3. Análogos posicionados nos dispositivos de inclusão. A: análogos retos; B: análogos em 17°; C: análogos em 30°.

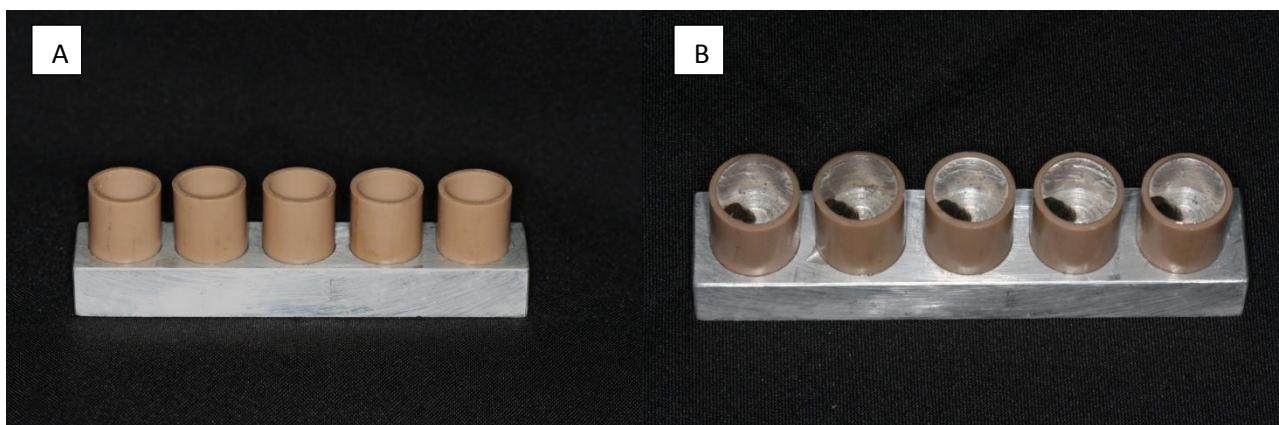


Figura 4. Inclusão dos análogos. A: cilindros de PVC encaixados sobre o dispositivo de maneira centralizada; B: cilindros de PVC com resina de poliestireno em seu interior.

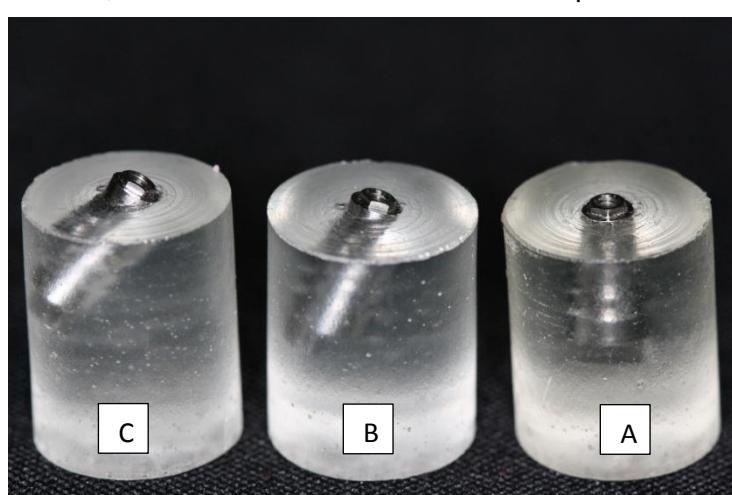


Figura 5. Amostras incluídas após tempo de cura da resina (A- reto; B-17°; C-30°).

Na sequência, os pilares foram posicionados de maneira que ficassem perpendiculares ao solo e seus parafusos foram apertados, inicialmente, de forma manual e sem atingir o torque recomendado pelo fabricante, apenas para manter os pilares em posição. As amostras foram então selecionadas de forma aleatória compondo os respectivos grupos já descritos. Diretamente sobre os pilares instalados foi realizado o enceramento das coroas para sua posterior fundição.

4.2 Procedimentos Laboratoriais

Sobre os pilares foram enceradas coroas com resina acrílica autopolimerizável Duralay (Reliance Dental Mfg Co, Worth, IL, EUA) (Figura 6). Ainda foram confeccionadas argolas em cera orgânica Thowax (Yeti Dentalprodukte, Engen, Alemanha) padronizadas por meio de uma matriz de silicone (Figura 7) que posteriormente foram acopladas sobre as coroas enceradas funcionando como dispositivo para o futuro ensaio de tração (Figura 8).

Depois de enceradas as coroas foram numericamente identificadas de acordo com seu análogo e fixadas no *sprue* da base formadora do cadinho e adicionados os condutos de alimentação necessários (Figura 9). Um anti-bolha (Waxit, Degussa AG, Hanau, Alemanha) foi pincelado sobre as estruturas a serem fundidas e o revestimento Micro Fine 1700 (Talladium, Curitiba, Brasil) foi manipulado de acordo com as recomendações do fabricante e vertido no anel de silicone sob vibração constante (Figura 10). Decorrido o tempo de reação de presa do revestimento, o anel de silicone e a base formadora de cadinho foram devidamente removidos. Os blocos com os cadinhos voltados para baixo e utilizados na fusão da liga de NiCr (Fit Cast, Talladium, Curitiba, Brasil) (25% Cr, 10% Mo e 60,75% Ni) foram colocados em um forno elétrico semiautomático M2 BRAVAC (Bravac, São Paulo, Brasil) previamente programado, conforme Tabela 2.

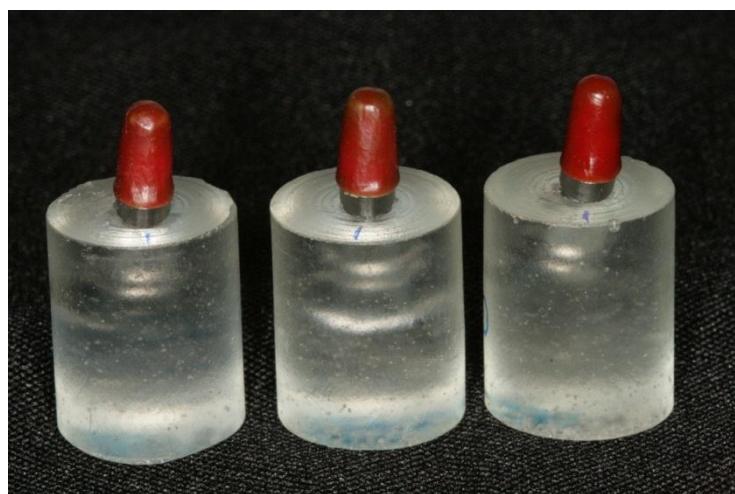


Figura 6. Vista do enceramento das coroas em resina acrílica autopolimerizável.



Figura 7. Argolas de cera confeccionadas em matriz de silicone.



Figura 8. Argola de cera acoplada sobre o enceramento da coroa.



Figura 9. Coroas fixadas no sprue da base formadora do cadinho com condutos de alimentação acessórios.



Figura 10. Manipulação do revestimento sob vibração.

Tabela 2. Programação dos ciclos de temperatura, potência e tempo de aquecimento.

Ciclo	Temperatura Máxima	Potência	Tempo de Aquecimento em Temperatura Máxima
1	0°C - 300°C	Mínima	60 minutos
2	300°C - 500°C	Média	40 minutos
3	500°C - 950°C	Máxima	60 minutos

Após os ciclos de aquecimento, as fundições foram executadas por centrifugação convencional. O cadinho de zircônia, previamente aquecido, foi posicionado no braço da centrífuga. A liga (NiCr) foi fundida por meio da chama redutora produzida por maçarico de gás-oxigênio (EDG, São Carlos, Brasil) e injetada nos moldes pelo processo de centrifugação. Após as fundições, os blocos foram imediatamente esfriados em água, por recomendação do fabricante.

Na sequência, o bloco foi fraturado manualmente e o conjunto metálico, removido e obtido. As amostras foram desincluídas do revestimento com um desinclusor pneumático (Silfradent, F LLI Manfredi, Itália) e jateadas com microesferas de vidro em jateador elétrico Multijet III (EDG, São Carlos, Brasil) regulado com pressão de 5,6 kg/cm². Os condutos de alimentação das peças foram seccionados com discos de óxido de alumínio(Dentorium, Nova York, EUA). Em seguida, foram realizados procedimentos de acabamento utilizando brocas em baixa rotação (30000 rpm) tipo *carbide*, com ponta ativa em formato cilíndrico e corte cruzado, adaptadas a motor de baixa rotação para a eliminação de excessos grosseiros localizados na superfície das amostras, utilizando-se refrigeração em água (Figura 11).



Figura 11. Coroas após desinclusão e acabamento.

4.3 Protocolo de cimentação

As coroas metálicas obtidas foram limpas em ultrassom de bancada por 10 min (Figura 12) e então os parafusos dos pilares receberam torque final de 32 N.cm recomendado pelo fabricante (Figura 13). Os orifícios de acessos dos pilares retos e angulados foram totalmente fechados com material elastomérico denso (Optosil P Comfort, Heraeus Kulzer, Hanau, Alemanha) com o cuidado de não impedir o assentamento passivo das coroas (Figura 14). As amostras foram submetidas à cimentação com cimentos a base de fosfato de zinco (SS White) (Figura 15) e os cimentos resinosos Panavia F (Kuraray) (Figura 16) e RelyX U100 (3M ESPE) (Figura 17). A composição dos cimentos é apresentada na Tabela 3. Seguindo a divisão dos grupos procedeu-se a manipulação dos agentes cimentantes de acordo com a recomendação do fabricante. Assim, para os grupos cimentados com fosfato de zinco foi utilizada a medida pequena de pó (o lado do cabo com três marcações) para quatro gotas de líquido. O pó foi então dividido em quatro partes iguais sobre uma placa de vidro, sendo que um dos quartos foi posteriormente dividido em duas partes e uma dessas partes ainda dividida em mais duas, totalizando uma divisão em seis partes que foram manipuladas cada uma por 10 s, usando uma espátula 24 e uma ampla área da placa de vidro. Após o tempo de manipulação, o cimento foi aplicado nas paredes axiais internas das coroas. Para a cimentação com Panavia F, as coroas metálicas e os pilares passaram

por um tratamento prévio em que foi aplicado em todas as paredes axiais internas das coroas um primer para metal Alloy Primer (Kuraray) (Figura 18) com auxílio do aplicador que acompanha o cimento. Sobre os pilares foi aplicada uma mistura do ED PRIMER (uma gota do líquido A e uma gota do líquido B), contido no kit do cimento, após 60 s os excessos foram removidos com papel absorvente, por capilaridade. Medidas iguais das pastas A e B foram dispensadas sobre o bloco de manipulação e com auxílio de uma espátula foram misturadas por 20 s, sendo então inserido no interior das coroas quantidade suficiente para cobrir as paredes axiais internas das mesmas. Optou-se pela fotoativação de cada face da linha de cimentação por 20 s conforme o fabricante sugere na bula como um dos meios de polimerização. Já a cimentação com cimento resinoso autoadesivo RelyX U100 (3M ESPE) não necessitou de nenhum tratamento prévio nem das coroas nem dos pilares e medidas iguais oferecidas pelo sistema de *clicker* foram misturadas por 20 s e inseridas nas paredes axiais internas das coroas metálicas e a linha de cimentação fotoativada por 20 s em cada face. Após a inserção dos cimentos no interior das coroas e antes da fotoativação dos cimentos resinosos, as coroas foram posicionadas sobre seus respectivos pilares inicialmente com uma pressão manual por 10 s e em seguida houve aplicação de uma carga de cimentação estática de 5 Kg por 10 min (Figura 19). Por fim as amostras foram armazenadas por 24 horas em água destilada a 37°C e em seguida submetidas ao teste de tração.



Figura 12. Limpeza das coroas em ultrassom.



Figura 13. Torque de 32Ncm recomendado pelo fabricante.

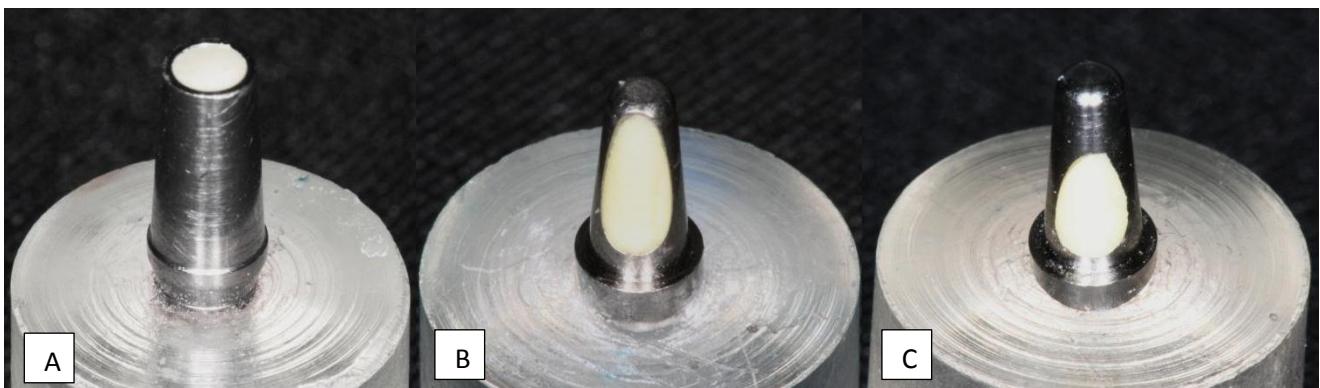


Figura 14. Orifícios de acesso do parafuso fechados com silicone. A: pilar reto; B: pilar de 17°; C: pilar de 30°.



Figura 15. Cimento de fosfato de zinco.



Figura 16. Kit do cimento resinoso Panavia F.

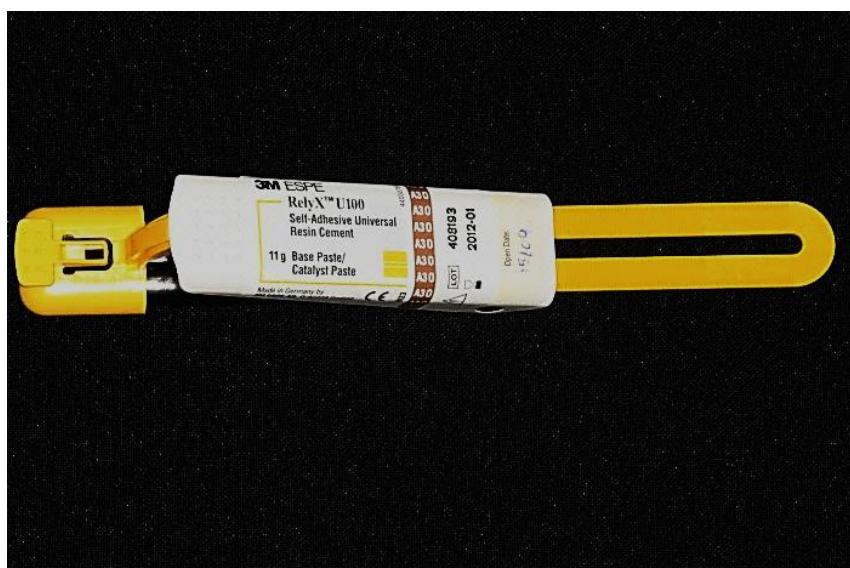


Figura 17. Cimento resinoso autoadesivo RelyX U100.

Tabela 3. Composição química dos cimentos e primer utilizados

Cimento	Composição
Fosfato de Zinco	<p><i>Pó:</i> Óxido de Zinco, óxido de magnésio, corantes CI77288, CI77268, CI77491.</p> <p><i>Líquido:</i> Ácido Fosfórico, Hidróxido de Alumínio, Óxido de Zinco, Água destilada.</p>
Panavia F	<p><i>Paste A:</i> sílica coloidal, Bis-GMA, dimetacrilato hidrofóbico e hidrofílico, peróxido benzóico.</p> <p><i>Paste B:</i> vidro de bário silanizado, óxido de titânio, fluorido de sódio, sílica coloidal, dimetacrilato hidrofóbico e hidrofílico, dietanol-<i>p</i>-toluidina, T-isopropil benzeno sulfonato de sódio.</p> <p><i>ED Primer A:</i> hidroxietilmacrilato (HEMA), 10-metacrioloxydecil dihidrogeno fosfato (MDP), ácido NM-aminossalicílico, dietanol-<i>p</i>-toluidina, água.</p> <p><i>ED Primer B:</i> ácido NM-aminossalicílico, T-isopropil benzeno sulfonato de sódio, dietanol-<i>p</i>-toluidina, água.</p> <p><i>Alloy Primer:</i> 6-<i>n</i>-4-vinilbenzil propilamino ditione triazina (VBATDT), 10-metacrioloxydecil dihidrogeno fosfato (MDP).</p>
RelyX U100	Éster de ácido fosfórico metacrilato, TEGMA, partículas de carga, dimetacrilatos, sílica.



Figura 18. Alloy Primer.

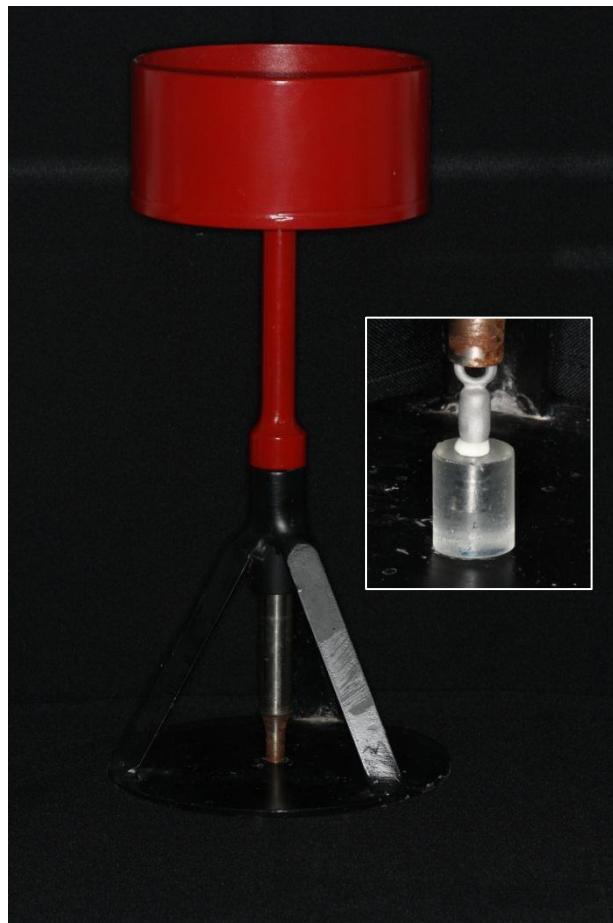


Figura 19. Dispositivo para aplicação de carga de cimentação.

4.4 Ensaio de tração

Com os análogos incluídos e as coroas cimentadas, as amostras foram posicionadas na máquina de ensaio mecânica (DL 2000, EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil) com auxílio de um dispositivo (Figura 20) de forma que ficassem perpendiculares ao solo e a força fosse aplicada paralela ao seu longo eixo. Foi utilizada uma célula de carga de 100 kgf e uma velocidade de 0,5 mm/min até a falha do cimento. Os valores foram obtidos em N (Tabela 3).



Figura 20. Dispositivo para ensaio de tração.

4.5 Análise Estatística

O software SPSS (SPSS Statistics 18.0; SPSS Inc, Chicago, IL) foi utilizado para todas as análises estatísticas. A força de deslocamento das coroas entre o grupo controle e os grupos testes foi comparada por meio da análise de variância (ANOVA – One way) ao nível de significância $p \leq 0,05$. As diferenças entre os grupos testes também foram avaliados por meio de análise de variância (ANOVA – Two way). O teste de Tukey foi realizado para determinar as diferenças significantes entre cada grupo estudado e o teste de Dunnet determinou as diferenças entre o grupo controle e os grupos testes, todos ao nível de significância de $p \leq 0,05$.

4.6 Análise do Padrão de Falha

Após o ensaio de tração, foi realizado análise do padrão de falha das amostras. Cada amostra testada foi classificada de acordo com a estrutura remanescente predominante sobre a superfície do pilar seguindo a seguinte descrição para o padrão de falha: falha adesiva – nenhum cimento remanescente na superfície do pilar (tipo 1); falha mista – cimento remanescente na superfície do pilar e superfície de adaptação da coroa (tipo 2). Os resultados da classificação do padrão de falha, entre cada grupo, foram submetidos à distribuição em porcentagem.

4.7 Avaliação em MEV

Para avaliar o nível de embricamento mecânico, homogeneidade e continuidade da união ao longo da interface cimento-pilar, três espécimes de cada grupo ($n=3$) foram cortadas longitudinalmente à interface de união após inclusão em resina epóxi (Buehler, Lake Bluff, IL, USA) (Figura 21) com objetivo de expor a interface interna entre coroa-cimento-pilar. As superfícies foram seccionadas em cortadeira de precisão com disco de diamante de dupla face (Figura 22), foram polidas sequencialmente utilizando lixas de carbeto de silício com granulações de 600, 1200 e 2000. Debris foram removidos com banhos de ultrassom durante 5 min após cada passo de polimento. Após secagem final em estufa a 37 °C por 2 horas, os corpos de prova foram cobertos com ouro e examinados em microscópio eletrônico de varredura (Phenom G2 PRO, Phenom World BV, Eindhoven, Netherlands) focando-se na profundidade do cimento, imbricação mecânica, homogeneidade e continuidade ao longo da interface de união. Foram obtidas 10 imagens de cada amostra e uma imagem representativa foi escolhida considerando a similaridade dos padrões observados.

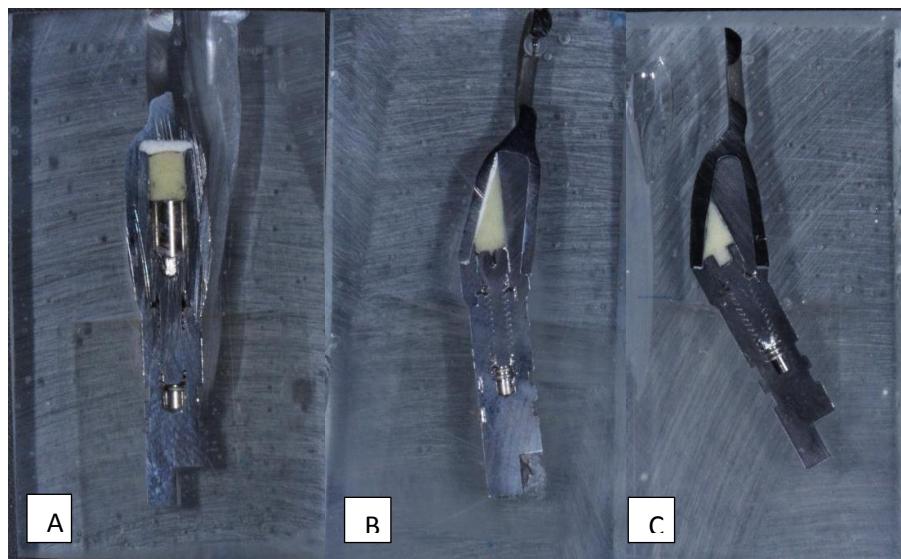


Figura 21. Cortes longitudinais das amostras incluídas em resina epóxi. A: pilar reto; B: pilar de 17; C: pilar de 30.

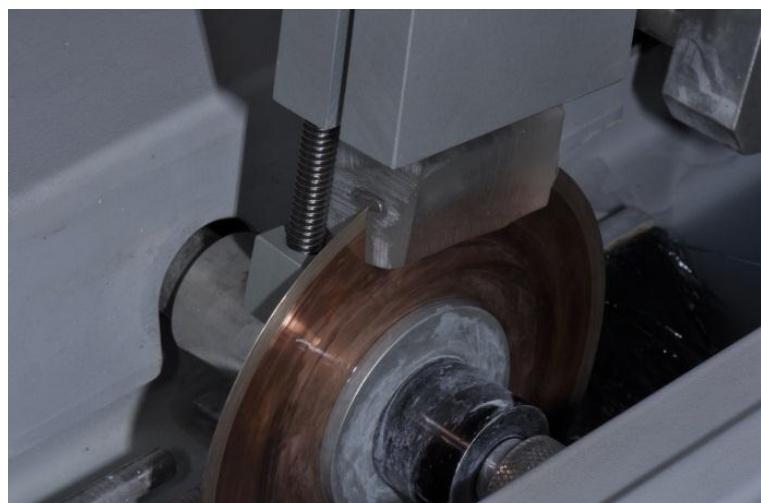


Figura 22. Amostra fixada em cortadeira de precisão e cortada com disco de diamante.

4.8 Avaliação em MVCL

Para avaliação em Microscopia de Varredura Confocal a Laser (MVCL), o cimento de fosfato de zinco, Panavia F e RelyX U100 foram marcados com 0.01% (em peso) de corante laranja de acridina - LA (Sigma Aldrich, St Louis, MO, EUA) e o Alloy Primer marcado com 0,01% (em peso) do corante Alexa Fluor – AF (Invitrogen, Carlsbad, CA, EUA) (Figura 23). Após o processo de marcação dos cimentos, as amostras ($n = 3$) foram cimentadas e preparadas de acordo com os mesmos procedimentos descritos acima. A análise em MVCL (510 Meta; Zeiss, Germany) foi realizada com dupla

fluorescência (feixes de laser Argon/2 e HeNe) para o Panavia F + Alloy Primer, e em laser Argon/2 (filtro de frequência de excitação: 488nm e emissão: 525/50nm) para fosfato de zinco e RelyX U100. Magnificação de ×20 para objetiva e ×2 para zoom eletrônico foram utilizados. A análise foi procedida focando-se na profundidade do cimento, imbricação mecânica, homogeneidade e continuidade ao longo da interface de união. Foram obtidas 10 imagens de cada amostra e uma imagem representativa foi escolhida considerando a similaridade dos padrões observados.

Ainda foi realizada uma análise entre as características micro estruturais da interface criada entre pilar-cimento-coroa por meio das imagens obtidas em MEV e MVCL.



Figura 23. Captura de marcador com pipeta de precisão.

5 RESULTADOS

5.1 Ensaio de Tração

A análise descritiva dos valores de falha (N) dos sete grupos está ilustrada na Figura 24. As médias (DP) necessárias para o deslocamento das coroas no grupo C, A17F, A17RM, A17R, A30F, A30RM e A30R foram, respectivamente, 357,26 (62,21); 251,50 (20,13); 397,05 (88,48); 328,71 (79,87); 276,70 (17,96); 377,81 (90,61) e 335,42 (88,34). A análise de variância (ANOVA – One way) revelou diferenças significantes entre os grupos testes e o grupo controle ($df = 6$, $f = 5,54$, $p < 0,001$). Na avaliação intergrupos (Teste de Dunnet) apenas o grupo A17F foi significativamente menor em comparação ao grupo controle ($p = 0,007$) (Tabela 4). Uma subsequente análise de variância (ANOVA - Two way) revelou ainda a influência apenas do cimento nos valores de resistência de união ($p < 0,001$) e a análise intergrupo (Teste de Tukey) apresentou o grupo A17RM como o mais retentivo, sendo que a inclinação das paredes axiais dos pilares não influenciou nos valores de resistência de união obtidos ($p = 0,821$) (Tabela 5).

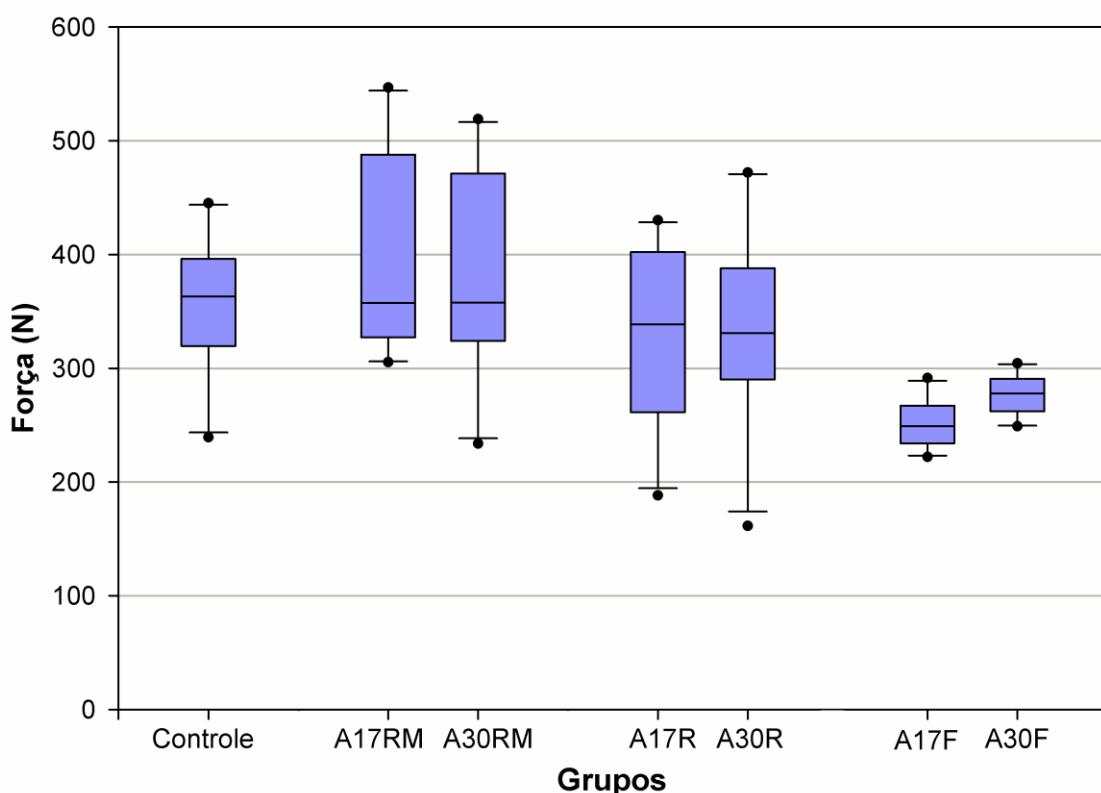


Figura 24. Box plot dos valores de resistência à tração (N) para todos os grupos.

Tabela 4. Média ± DP - valores de resistência de união dos grupos testados comparados ao grupo controle (N).

Grupo	Média ± DP
Controle	357,26 ± 62,21 ^a
A17RM	397,05±88,48 ^a
A17R	328,71±79,87 ^a
A17F	251,50±20,13 ^b
A30RM	377,81±90,61 ^a
A30R	335,41±88,34 ^a
A30F	276,70±17,96 ^a

*Grupos identificados com letras diferentes representam diferenças estatisticamente significantes em relação ao grupo controle (Teste de Dunnet - p≤0,05).

Tabela 5. Média ± DP - valores de resistência de união (N) entre os grupos testados.

Pilares	Cimento		
	Panavia F + MDP	RelyX U100	Fosfato de Zinco
17°	397,05±88,48 ^{Aa}	328,71±79,87 ^{Ba}	251,50±20,13 ^{Ca}
30°	377,81±90,61 ^{Aa}	335,42±88,34 ^{ABa}	276,70±17,96 ^{Ba}

* Letras MAIÚSCULAS diferentes indicam diferença estatisticamente significante nas linhas, enquanto letras minúsculas diferentes indicam diferença estatisticamente significante nas colunas (Teste de Tukey - p≤0,05).

5.2 Análise do Padrão de Falha

Padrões de falha de dois tipos foram observados: falha adesiva e falha mista (adesiva e coesiva). Amostras dos grupos A17RM e A30RM apresentaram apenas falhas mistas (adesiva e coesiva). Os grupos A17F, A17R, A30F e A30R apresentaram diferentes quantidades dos dois tipos de padrões de falha e o grupo controle demonstrou exclusivamente falhas

adesivas. Altos valores de resistência à tração foram associados a falhas mistas. A Tabela 6 lista o percentual de distribuição dos padrões de falha entre os grupos avaliados.

Tabela 6. Distribuição dos padrões de falha em cada grupo [% (n = 10)].

Grupos	Padrão de Falha	
	Adesiva	Mista
Control	100 (10)	0 (0)
A17RM	0 (0)	100 (10)
A17R	80 (8)	20 (2)
A17F	70 (7)	30 (3)
A30RM	0 (0)	100 (10)
A30R	50 (5)	50 (5)
A30F	70 (7)	30 (3)

5.3 Avaliação em MEV

As interfaces do cimento de fosfato de zinco analisadas em MEV estão representadas nas Figuras 25A, 25B, 25C e 25D. As amostras analisadas apresentam penetração completa do cimento nas irregularidades da coroa de NiCr. Alguns espaços vazios foram eventualmente detectados. Descontinuidades ao longo da interface de união também foram observadas e foram mais frequentes no lado do pilar de Ti. Trincas internas (setas) no cimento são apresentadas na Figura 25D.

As micrografias em MEV representativas das interfaces do cimento Panavia F são definidas pelas Figuras 25E e 25F. O perfil longitudinal desse grupo demonstrou os padrões mais elevados de entrelaçamento micromecânico e homogeneidade, integridade e continuidade ao longo da interface de união.

Para o cimento RelyX U100 as interfaces são representadas pelas micrografias em MEV nas Figuras 25G e 25H. Assim, o cimento autoadesivo revelou um padrão de interface bastante similar ao Panavia F, apesar de exibir alguns espaços vazios e não preenchidos pelo cimento em algumas regiões.

5.4 Avaliação em MVCL

As micrografias em MVCL são representadas pela Figura 26. Analisando as interfaces de união é possível afirmar que a fluorescência das imagens não foi completamente uniforme. No entanto, a ausência de homogeneidade foi mais evidente para as imagens do fosfato de zinco (setas na Figura 26A) e RelyX U100 (setas na Figura 26C). O Alloy Primer (em vermelho - setas) e Panavia F (em verde) foram diferenciados por cores na Figura 26B.

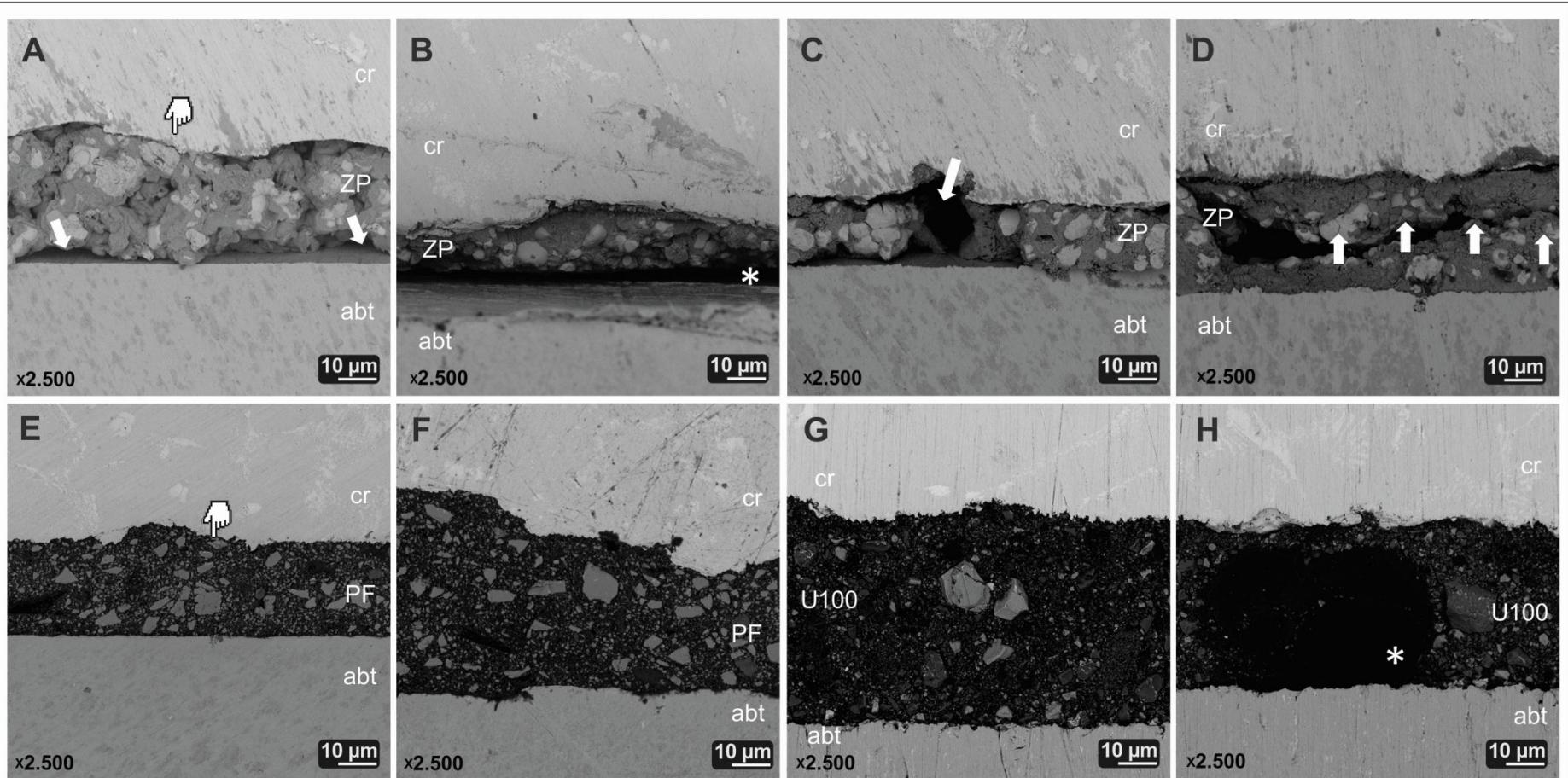


Figura 25. (cr:coroa de NiCr; abt: pilar de Ti; ZP: Fosfato de Zinco; PF: Panavia F; U100: RelyX U100) micrografias em MEV para as interfaces com fosfato de zinco são representadas nas imagens A,B, C e D. **A:** completo preenchimento das irregularidades do lado da coroa de NiCr (ponteiro),regiões não preenchidas e espaços vazios são algumas vezes detectados (setas). **B:** Descontinuidade ao longo da interface de união (asterisco) também foi detectada e foi mais frequente e extensa em relação ao pilar de Ti; **C:** espaços vazios na interface (seta); **D:** trincas internas (setas) no cimento. Micrografias em MEV para as interfaces com Panavia F são representadas nas imagens E e F. **E:** o perfil dos corte longitudinal desse grupo apresenta os maiores padrões de embricamento micromecânico (ponteiro) e integridade, homogeneidade e continuidade ao longo da interface de união; **F:** a linha de cimentação interna apresentou algumas variações dimensionais, provavelmente devido a variações intrínsecas do processo de fundição. O cimento Panavia F apresentou interface homogênea até mesmo quando as dimensões internas variaram. Micrografias em MEV para as interfaces com RelyX U100 são representadas nas imagens G e H. **G:** o cimento autoadesivo apresentou um padrão de interface bastante similar ao Panavia F, apesar de alguns espaços vazios serem detectados algumas vezes (asterisco em H).

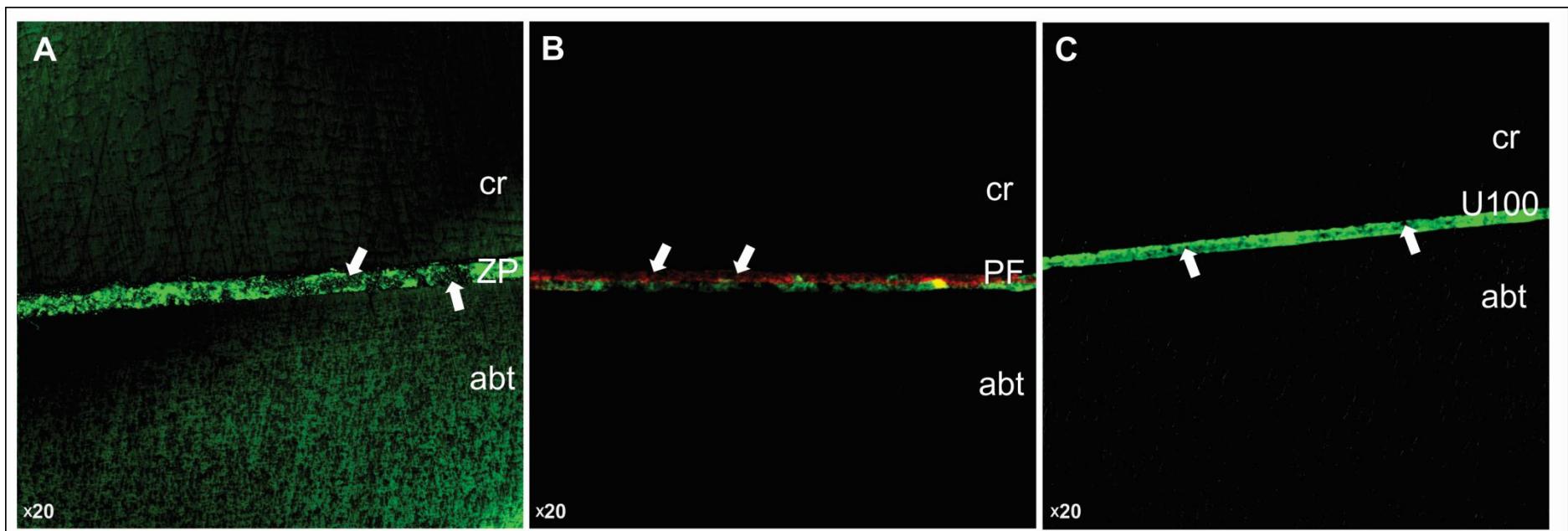


Figura 26. (cr: coroa de NiCr; abt: pilar de Ti; ZP: Fosfato de Zinco; PF: Panavia F; U100: RelyX U100) **A:** falta de homogeneidade percebida para o cimento de fosfato de zinco (setas em 26A); **B:** Alloy Primer (em vermelho – setas) e Panavia F (em verde) são diferenciados por diferentes cores em 26B; **C:** linha de cimentação com RelyX U100 também apresenta alguma descontinuidade ao longo da interface (setas).

6 DISCUSSÃO

O estudo demonstrou que para coroas metálicas cimentadas em diferentes pilares com diferentes alturas, área de superfície e inclinação de paredes e ainda cimentadas com diferentes agentes de cimentação e tratamentos, as cimentadas com Panavia F e pré-tratadas com Alloy Primer ofereceram maiores valores de resistência de união sendo, entretanto, estatisticamente similares ao grupo controle. Por outro lado, a cimentação com fosfato de zinco apresentou os menores valores de resistência de união comparados aos grupos testes. Além disso, a associação dos fatores maior área de superfície do pilar (pilar de 30°) com inclinação das paredes axiais de 5° parece ter sido mais relevante do que quando essa associação é feita entre pilares que apresentam menor área de superfície (pilar de 17°) para cimentação com fosfato de zinco, apesar da influência da inclinação das paredes axiais do pilar não ter sido estatisticamente significativa para a resistência de união, devido a pequena diferença que os dois pilares angulados apresentam em relação a área se superfície disponível.

Os dois mecanismos primários de adesão dos cimentos dentários são embricamento micromecânico e união físico-química (Hill, 2007). O cimento de fosfato de zinco é um agente de união que se une por embricamento mecânico as irregularidades das estruturas dentárias e metálicas (Diaz-Arnold et al., 1999; Hill, 2007). Nesse estudo, o cimento de fosfato de zinco foi utilizado como padrão ouro nos pilares retos com maior área de superfície (grupo controle) e também em pilares angulados. Os resultados mostraram que todos os grupos quando comparados ao grupo controle foram semelhantes ao mesmo, menos o grupo A17F, que apresentou valores de resistência à tração inferiores e diferentes estatisticamente (Tabela 4). Alguns estudos reportam que o fosfato de zinco possui baixa resistência a tração, fato que determina a importância da geometria do preparo, inclinação das paredes axiais, altura e área de superfície na redução do desenvolvimento de tensões destrutivas no interior do cimento, resultando em perda de retenção da restauração (Diaz-Arnold et al., 1999; Pegoraro et al., 2007; Haddad et al.,

2011). No grupo A17F os pilares possuem área de superfície reduzida, mas a mesma inclinação de paredes axiais dos pilares do grupo A30F também cimentado com fosfato de zinco, revelando que a associação entre área de superfície e altura do pilar parece mais relevante, para a variável analisada, quando comparada a inclinação das paredes axiais do pilar (Akca et al., 2002; Bernal et al., 2003). Em um estudo semelhante realizado por Bresciano *et al.* em 2005, diferenças estatisticamente significantes foram encontradas entre pilares com diferentes conicidades, alturas e com a utilização de diferentes agentes de cimentação. O fosfato de zinco se apresentou como o cimento mais retentivo em todos os grupos em comparação com cimentos provisórios, e os autores sugerem que a altura é importante para a retenção da coroa, apesar de representar menor influência do que a inclinação das paredes axiais do pilar, já que foram utilizados maiores intervalos entre os níveis de inclinação das paredes dos pilares.

Anteriormente foi demonstrado que o paralelismo das paredes axiais do preparo influencia positivamente na retenção de coroas cimentadas (Jorgensen, 1955; Kaufman et al., 1961; Gilboe & Teteruck, 1974). Essa situação parece influenciar os resultados apresentados pelo grupo controle, em que o fosfato de zinco, que depende basicamente de retenção mecânica (Diaz-Arnold et al., 1999; Hill, 2007), demonstrou resultados similares aos cimentos resinosos testados. Alguns autores demonstraram a superioridade do cimento de fosfato de zinco em situações de altura adequada e pouca conicidade do preparo, mas comparando-o com cimentos provisórios (Covey et al., 2000; Bernal et al., 2003). Por outro lado, o fosfato de zinco revelou baixos valores de retenção comparado aos cimentos resinosos nos pilares angulados (Tabela 5), provavelmente devido a forma de resistência do pilar (geometria e conicidade) e as propriedades dos cimentos (Ergin & Gemalmaz, 2002; Maeyama et al., 2005).

No presente estudo, o teste de Tukey mostrou que apenas o tipo de cimento afetou a resistência de união de coroas metálicas, comparando os pilares angulados (Tabela 5). Isso ocorre devido a pequena diferença entre a

inclinação das paredes axiais dos pilares testados como apresentado na Tabela 1. Kaufman *et al.* (1961), Sato *et al.* (1998) e Ayad *et al.* (2009) demonstraram que um ângulo de convergência de 5° seria ideal para retenção, e que um intervalo entre 2° e 5° deveria ser respeitado para o cimento a base de fosfato de zinco mas não é imprescindível para os cimentos resinosos. Isso também suporta os maiores valores de resistência de união para os dois cimentos resinosos comparados ao cimento de fosfato de zinco. Assim, a eficácia da união dos cimentos resinosos não depende exclusivamente de embricamento micromecânico, mas depende também de outros mecanismos físico-químicos (Hill, 2007; Pegoraro *et al.*, 2007). Essa afirmação ainda ajuda a explicar porque o Panavia F apresentou os maiores valores de resistência de união mesmo quando comparado ao grupo controle ou aos outros grupos testados. Por outro lado, quando o cimento RelyX U100 foi utilizado com pilares angulados de 30° (grupo A30R), esse grupo apresentou-se estatisticamente semelhante ao Panavia F (grupo A30RM). No entanto, o grupo A17R foi diferente estatisticamente do grupo A17RM.

Diferentes métodos de tratamento de superfície para substratos metálicos têm sido desenvolvidos para melhorar sua capacidade de união (Matsumura *et al.*, 1990; May *et al.*, 1995; Ohno *et al.*, 1998; Kibayashi *et al.*, 2005; Tsuchimoto *et al.*, 2006a; Tsuchimoto *et al.*, 2006b). A utilização de monômeros ácidos, como MDP contido no Alloy Primer do cimento Panavia F, podem ser capazes de produzir uma efetiva e duradoura interface de união entre as resinas compostas e metais básicos (Matsumura *et al.*, 1990; Taira *et al.*, 1995; Schneider *et al.*, 2007). Essa união ocorreria por meio de ligações químicas entre monômeros ácidos fosfatados e a camada de óxidos básicos de metal. Ohno *et al.* em 1998 descreveram o mecanismo de *Bolger* que seria responsável por essa união. Nesse mecanismo, uma interação entre os polímeros ácidos ou básicos e os grupos hidroxila da superfície do metal ocorreria, dependendo do ponto isoelétrico dos óxidos metálicos e da dissociação ácida constante dos monômeros ácidos do adesivo. O uso do Alloy Primer como pré-tratamento para as coroas metálicas cimentadas com Panavia

F resultou em altos valores de resistência de união da resina as coroas metálicas para o grupo A17RM e isso pode ser explicado devido a esse potencial do MDP de se unir a substratos metálicos (Tsuchimoto et al., 2006a). O resultado da presença de P nas superfícies metálicas indica que por meio do seu grupo fosfato o monômero funcional MDP é fortemente adsorvido na superfície metálica (Taira et al., 1995; Tsuchimoto et al., 2006a). Por outro lado, apesar da diferente área de superfície entre os pilares angulados de 30° e 17°, a mesma não influenciou nos valores de retenção entre o mesmo tipo de cimento, assim, o condicionamento prévio com MDP parece ter sido relevante apenas quando uma menor área de superfície estava disponível. Portanto, em certas situações em que se torna necessário um desgaste excessivo e alterações na configuração geométrica do pilar original, modificações na angulação das paredes axiais e redução da área de superfície disponível para união, o mecanismo de união química exerceeria uma função ainda mais importante quando comparada a situações ideais em que essas modificações não seriam necessárias (Matsumura et al., 1990; Taira et al., 1995; Tsuchimoto et al., 2006a). No presente estudo os pilares foram utilizados assim como recebidos do fabricante, entretanto, é valido lembrar que esses pilares são personalizáveis, passíveis de modificação por preparo.

O grupo do cimento RelyX U100 mostrou resultados similares ao grupo controle e menores valores de resistência de união do que o Panavia F apenas para o grupo A17R. Os grupos A30RM e A30R apresentaram valores estatisticamente iguais, e por essa razão, quando uma maior área de superfície é disponível o cimento resinoso sem o tratamento prévio com MDP pode ser usado apresentando os mesmos resultados.

O padrão de falha em todas as amostras cimentadas com Panavia F (grupos A17RM e A30RM) foi misto após o ensaio de tração. Para as coroas cimentadas com RelyX U100 falhas mistas ocorreram, no entanto, houve a predominância de falhas adesivas em mais de 50% das amostras (Tabela 6). Essas diferenças nos padrões de falha parecem estar ligadas a maior capacidade de molhamento do cimento Panavia F, devido ao MDP presente no

Alloy Primer e ED PRIMER (Tabela 3), resultando em maior área de contato entre o Panavia F e as coroas metálicas e superfície de Ti do pilar. Outra razão para a predominância de falhas coesivas para o Panavia F seria sua alta capacidade adesiva que supera sua própria resistência coesiva (Matsumura et al., 1990; Taira et al., 1995; Schneider et al., 2007). Nos grupos cimentados com fosfato de zinco a padrão de falha foi apenas adesivo para o grupo controle e para o grupo de pilares angulados falhas mistas ocorreram, mas também com predominância de falhas adesivas. O cimento de fosfato de zinco apresenta uma técnica crítica de manipulação e nenhum tipo de união química (apenas embricamento mecânico) e ainda possui baixa resistência à tração, o que determina a importância da geometria do preparo em reduzir o desenvolvimento de tensões de tração destrutivas dentro da interface do cimento, resultando em perda de retenção da restauração, e talvez, por esta razão os pilares angulados apresentaram algumas falhas coesivas (Hill, 2007; Haddad et al., 2011). A predominância de falhas adesivas para o fosfato de zinco pode também ser explicada pelas características dos pilares, considerando que os mesmos não receberam nenhum tipo de tratamento de superfície como jateamento, permanecendo lisos e inalterados.

O uso de múltiplos marcadores fluorescentes, simultaneamente analisados em modo de dupla fluorescência, permite a observação individualizada de diferentes componentes marcados se os picos de emissão e excitação forem bem separados. Na presente investigação, o uso de filtros apropriados para os marcadores LA e AF, e a obtenção de imagens dos cortes sequenciais das interfaces de cimentação marcadas, foi aplicada para garantir uma emissão de sinal bem definida. Essa abordagem permitiu a observação eficaz do relacionamento do Alloy Primer com a coroa metálica e também com o cimento Panavia F.

A fluorescência das imagens não foi completamente uniforme ao longo das interfaces de união. No entanto, a ausência de homogeneidade foi mais evidente para as imagens dos cimentos de fosfato de zinco e RelyX U100. Essa informação corrobora com os achados da avaliação em MEV. Além disso,

essas imagens contribuem para a explicação a cerca dos achados relacionados aos dados de resistência a tração e análise do padrão de falha. As falhas adesivas, que foram predominantes para os grupos cimentados com fosfato de zinco, podem ser explicadas pela inabilidade do cimento de fosfato de zinco de se reter a superfícies lisas ou sem nenhum tipo de tratamento (asterisco na Figura 25B). Falhas coesivas podem ser resultado de falhas internas ou espaços vazios (setas na Figura 25C e 25D; asterisco na 25H) que diminuem a resistência a tração dos materiais avaliados. Outra possível explicação pode se relacionar ao fato de que quando a resistência de união excede a resistência coesiva, falhas do cimento ocorrem deixando resíduos do mesmo tanto no lado da coroa quanto no lado do pilar após o ensaio de tração. O contato íntimo (ponteiro na Figura 25E) e a união química fornecida pelo condicionamento com MDP (setas na Figura 26B) aumentam a probabilidade desse tipo de falha.

Nesse estudo, a superfície do pilar permaneceu inalterada. Os autores decidiram testar a resistência de união à superfície de titânio lisa assim como fornecido pelo fabricante objetivando prevenir qualquer influência da modificação física da superfície. Tratamentos como jateamento ou abrasionamento são responsáveis por considerável aumento da resistência de união (de Campos et al., 2010), fato que poderia se sobrepor aos resultados investigados no presente estudo.

Baseado no presente estudo, recomenda-se que os três cimentos testados possam ser utilizados satisfatoriamente quando preparados de acordo com as recomendações do fabricante. O uso de cimentos resinosos e primers para metal parecem ser vantajosos quando problemas extremos de retenção existem como preparos excessivamente curtos em pilares personalizáveis e com grande conicidade.

Novos estudos devem ser realizados com objetivo de determinar o ponto critico de desgaste em que cada cimento pode ser usado e também analisar o comportamento do agente de união frente às ciclagens térmica e mecânica.

7 CONCLUSÕES

Dentro das limitações desse estudo *in vitro* e baseado na literatura consultada, pode-se concluir que:

1. Diferentes cimentos sobre as mesmas condições podem prover diferentes níveis de retenção;
2. A associação entre maior área de superfície e inclinação das paredes axiais de 5° parece ser mais relevante para a retenção micromecânica do que a associação da mesma inclinação com área de superfície menor do pilar para o cimento de fosfato de zinco;
3. O cimento Panavia F promoveu os maiores valores de resistência a tração quando as coroas foram pré-tratadas com Alloy Primer; e
4. No geral, quando analisados por MEV e MVCL, os cimentos resinosos apresentaram interfaces mais homogêneas e contínuas comparadas ao fosfato de zinco.

REFERÊNCIAS

1. Akca K, Iplikcioglu H, Cehreli MC. Comparison of uniaxial resistance forces of cements used with implant-supported crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(4):536-42.
2. Alfaro MA, Papazoglou E, McGlumphy EA, Holloway JA. Short-term retention properties of cements for retrievable implant-supported prostheses. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2004;12(1):33-7.
3. Assenza B, Artese L, Scarano A, Rubini C, Perrotti V, Piattelli M, et al. Screw vs cement-implant-retained restorations: an experimental study in the beagle. Part 2. Immunohistochemical evaluation of the peri-implant tissues. *J Oral Implantol.* 2006;32(1):1-7.
4. Assenza B, Scarano A, Leghissa G, Carusi G, Thams U, Roman FS, et al. Screw- vs cement-implant-retained restorations: an experimental study in the Beagle. Part 1. Screw and abutment loosening. *J Oral Implantol.* 2005;31(5):242-6.
5. Ayad MF, Johnston WM, Rosenstiel SF. Influence of tooth preparation taper and cement type on recrementation strength of complete metal crowns. *J Prosthet Dent.* 2009;102(6):354-61.
6. Ayad MF, Rosenstiel SF, Salama M. Influence of tooth surface roughness and type of cement on retention of complete cast crowns. *J Prosthet Dent.* 1997;77(2):116-21.
7. Bernal G, Okamura M, Munoz CA. The effects of abutment taper, length and cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *J Prosthodont.* 2003;12(2):111-5.
8. Bresciano M, Schierano G, Manzella C, Screti A, Bignardi C, Preti G. Retention of luting agents on implant abutments of different height and taper. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(5):594-8.
9. Carter GM, Hunter KM, Herbison P. Factors influencing the retention of cemented implant-supported crowns. *N Z Dent J.* 1997;93(412):36-8.¹

* De acordo com a norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver.
Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

10. Consani S, Santos JG, Correr Sobrinho L, Sinhoreti MA, Sousa-Neto MD. Effect of cement types on the tensile strength of metallic crowns submitted to thermocycling. *Braz Dent J.* 2003;14(3):193-6.
11. Covey DA, Kent DK, St Germain HA, Jr., Koka S. Effects of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implant-supported crowns. *J Prosthet Dent.* 2000;83(3):344-8.
12. de Campos TN, Adachi LK, Miashiro K, Yoshida H, Shinkai RS, Neto PT, et al. Effect of surface topography of implant abutments on retention of cemented single-tooth crowns. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2010;30(4):409-13.
13. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1999;81(2):135-41.
14. Dudley JE, Richards LC, Abbott JR. Retention of cast crown *copings* cemented to implant abutments. *Aust Dent J.* 2008;53(4):332-9.
15. 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.
16. Ergin S, Gemalmaz D. Retentive properties of five different luting cements on base and noble metal *copings*. *J Prosthet Dent.* 2002;88(5):491-7.
17. Ernst CP, Wenzl N, Stender E, Willershausen B. Retentive strengths of cast gold crowns using glass ionomer, compomer, or resin cement. *J Prosthet Dent.* 1998;79(4):472-6.
18. Faria-e-Silva AL, Moraes RR, Ogliari FA, Piva E, Martins LR, Panavia F: the role of the primer. *J Oral Sci.* 2009;51(2):255-9.
19. Gilboe DB, Teteruck WR. Fundamentals of extracoronal tooth preparation. Part I. Retention and resistance form. *J Prosthet Dent.* 1974;32(6):651-6.
20. 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.

21. Haddad MF, Rocha EP, Assuncao WG. Cementation of prosthetic restorations: from conventional cementation to dental bonding concept. *J Craniofac Surg.* 2011;22(3):952-8.
22. 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.
23. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(4):466-73.
24. Heintze SD. Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents. *Dent Mater.* 2010;26(3):193-206.
25. Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dent Clin North Am.* 2007;51(3):643-58, vi.
26. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Jr., Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(1):29-36.
27. Jorgensen KD. The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. *Acta Odontol Scand.* 1955;13(1):35-40.
28. Kaufman EG, Coelho DH, Colin L. Factors influencing the retention of cemented gold castings. *J Prosthet Dent.* 1961;11(3):487-502.
29. Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implants abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(3):369-78.
30. Keller W, Bragger U, Mombelli A. Peri-implant microflora of implants with cemented and screw retained suprastructures. *Clin Oral Implants Res.* 1998;9(4):209-17.
31. Kent DK, Koka S, Banks SB, Beatty MW. Factors influencing retention of a CeraOne gold cylinder. *Implant Dent.* 1996;5(2):96-9.
32. Kent DK, Koka S, Froeschle ML. Retention of cemented implant-supported restorations. *J Prosthodont.* 1997;6(3):193-6.

33. Kibayashi H, Teraoka F, Fujimoto S, Nakagawa M, Takahashi J. Surface modification of pure titanium by plasma exposure and its bonding to resin. *Dent Mater J.* 2005;24(1):53-8.
34. Knibbs PJ, Walls AW. A laboratory and clinical evaluation of three dental luting cements. *J Oral Rehabil.* 1989;16(5):467-73.
35. Lewis S, Avera S, Engleman M, Beumer J, 3rd. The restoration of improperly inclined osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4(2):147-52.
36. Lewis S, Beumer J, 3rd, Hornburg W, Moy P. The "UCLA" abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988;3(3):183-9.
37. Loe H, Silness J. Periodontal Disease in Pregnancy. I. Prevalence and Severity. *Acta Odontol Scand.* 1963;21(533-51).
38. Maeyama H, Sawase T, Jimbo R, Kamada K, Suketa N, Fukui J, et al. Retentive strength of metal *copings* on prefabricated abutments with five different cements. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(4):229-34.
39. Mansour A, Ercoli C, Graser G, Tallents R, Moss M. Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(4):343-8.
40. Matsumura H, Yoshida K, Tanaka T, Atsuta M. Adhesive bonding of titanium with a titanate coupler and 4-META/MMA-TBB opaque resin. *J Dent Res.* 1990;69(9):1614-6.
41. May KB, Fox J, Razzoog ME, Lang BR. Silane to enhance the bond between polymethyl methacrylate and titanium. *J Prosthet Dent.* 1995;73(5):428-31.
42. 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.
43. Montenegro AC, Machado AN, Depes Gouvea CV. Tensile strength of cementing agents on the CeraOne system of dental prosthesis on implants. *Implant Dent.* 2008;17(4):451-60.

44. Ohno H, Yamane Y, Endo K, Araki Y, Iizuka Y. Adhesion of adhesive resin to dental precious metal alloys. Part I. New precious metal alloys with base metals for resin bonding. *Dent Mater J.* 1998;17(4):275-84.
45. Pan YH, Lin CK. The effect of luting agents on the retention of dental implant-supported crowns. *Chang Gung Med J.* 2005;28(6):403-10.
46. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am.* 2007;51(2):453-71, x.
47. Pellizzer EP, Tonella BP, Ferraco R, Falcon-Antenucci RM, de Carvalho PS, Alves-Rezende MC. Photoelastic stress analysis in screwed and cemented implant-supported dentures with external hexagon implants. *J Craniofac Surg.* 2010;21(4):1110-3.
48. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998;80(3):280-301.
49. Santosa RE, Martin W, Morton D. Effects of a cementing technique in addition to luting agent on the uniaxial retention force of a single-tooth implant-supported restoration: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(6):1145-52.
50. Sato T, Al Mutawa N, Okada D, Hasegawa S. A clinical study on abutment taper and height of full cast crown preparations. *J Med Dent Sci.* 1998;45(3):205-10.
51. Scheller H, Urgell JP, Kultje C, Klineberg I, Goldberg PV, Stevenson-Moore P, et al. A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(2):212-8.
52. Schneider R, de Goes MF, Henriques GE, Chan DC. Tensile bond strength of dual curing resin-based cements to commercially pure titanium. *Dent Mater.* 2007;23(1):81-7.
53. Servais GE, Cartz L. Structure of zinc phosphate dental cement. *J Dent Res.* 1971;50(3):613-20.
54. Sheets JL, Wilcox C, Wilwerding T. Cement selection for cement-retained crown technique with dental implants. *J Prosthodont.* 2008;17(2):92-6.
55. Smith DC. A new dental cement. *Br Dent J.* 1968;124(9):381-4.

56. Squier RS, Agar JR, Duncan JP, Taylor TD. Retentiveness of dental cements used with metallic implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(6):793-8.
57. Taira Y, Matsumura H, Yoshida K, Tanaka T, Atsuta M. Adhesive bonding of titanium with a methacrylate-phosphate primer and self-curing adhesive resins. *J Oral Rehabil*. 1995;22(6):409-12.
58. Tosches NA, Bragger U, Lang NP. Marginal fit of cemented and screw-retained crowns incorporated on the Straumann (ITI) Dental Implant System: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(1):79-86.
59. Tsuchimoto Y, Yoshida Y, Mine A, Nakamura M, Nishiyama N, Van Meerbeek B, et al. Effect of 4-MET- and 10-MDP-based primers on resin bonding to titanium. *Dent Mater J*. 2006a;25(1):120-4.
60. Tsuchimoto Y, Yoshida Y, Takeuchi M, Mine A, Yatani H, Tagawa Y, et al. Effect of surface pre-treatment on durability of resin-based cements bonded to titanium. *Dent Mater*. 2006b;22(6):545-52.
61. Tuntiprawon M. Effect of tooth surface roughness on marginal seating and retention of complete metal crowns. *J Prosthet Dent*. 1999;81(2):142-7.
62. 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.
63. Wahl C, Franca FM, Brito RB, Jr., Basting RT, Smanio H. Assessment of the tensile strength of hexagonal abutments using different cementing agents. *Braz Oral Res*. 2008;22(4):299-304.
64. Wilson AD, Crisp S, Lewis BG, McLean JW. Experimental luting agents based on the glass ionomer cements. *Br Dent J*. 1977;142(4):117-22.

ANEXOS

ANEXO 1

One Way Analysis of Variance

Data source: Data 1 in Notebook1

Dependent Variable: Força

Normality Test: Passed (P = 0,186)

Equal Variance Test: Failed (P < 0,050)

Group Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
Controle	10	0	357,263	62,209	19,672
17º Fosfato	10	0	251,495	20,135	6,367
17º Panavia	10	0	397,053	88,480	27,980
17º U100	10	0	328,710	79,865	25,256
30º Fosfato	10	0	276,697	17,960	5,679
30º Panavia	10	0	377,809	90,607	28,653
30º U100	10	0	335,415	88,341	27,936

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Groups	6	165305,117	27550,853	5,539	<0,001
Residual	63	313370,783	4974,139		
Total	69	478675,901			

The differences in the mean values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <,001).

Power of performed test with alpha = 0,050: 0,982

Multiple Comparisons versus Control Group (Dunnett's Method):

Comparisons for factor: **Angulação**

Comparison	Diff of Means	q'	P	P<0,050
Controle vs. 17º Fosfato	105,768	3,353	--	Yes
Controle vs. 30º Fosfato	80,566	2,554	--	No
Controle vs. 17º Panavia	39,790	1,262	--	Do Not Test
Controle vs. 17º U100	28,553	0,905	--	Do Not Test
Controle vs. 30º U100	21,848	0,693	--	Do Not Test
Controle vs. 30º Panavia	20,546	0,651	--	Do Not Test

Note: The P values for Dunnett's and Duncan's tests are currently unavailable except for reporting that the P's are greater or less than the critical values of .05 and .01.

A result of "Do Not Test" occurs for a comparison when no significant difference is found between two means that enclose that comparison. For example, if you had four means sorted in order, and found no difference between means 4 vs. 2, then you would not test 4 vs. 3 and 3 vs. 2, but still test 4 vs. 1 and 3 vs. 1 (4 vs. 3 and 3 vs. 2 are enclosed by 4 vs. 2: 4 3 2 1). Note that not testing the enclosed means is a procedural rule, and a result of Do Not Test should be treated as if there is no significant difference between the means, even though one may appear to exist.

ANEXO 2

Two Way Analysis of Variance

Data source: Data 1 in Notebook1

Balanced Design

Dependent Variable: Força

Normality Test: Passed (P = 0,069)

Equal Variance Test: Failed (P < 0,050)

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Angulação	1	267,253	267,253	0,0518	0,821
Cimento	2	152644,254	76322,127	14,796	<0,001
Angulação x Cimento	2	4984,894	2492,447	0,483	0,619
Residual	54	278541,127	5158,169		
Total	59	436437,528	7397,246		

The difference in the mean values among the different levels of Angulação is not great enough to exclude the possibility that the difference is just due to random sampling variability after allowing for the effects of differences in Cimento. There is not a statistically significant difference (P = 0,821).

The difference in the mean values among the different levels of Cimento is greater than would be expected by chance after allowing for effects of differences in Angulação. There is a statistically significant difference (P = <0,001). To isolate which group(s) differ from the others use a multiple comparison procedure.

The effect of different levels of Angulação does not depend on what level of Cimento is present. There is not a statistically significant interaction between Angulação and Cimento. (P = 0,619)

Power of performed test with alpha = 0,0500: for Angulação : 0,0500

Power of performed test with alpha = 0,0500: for Cimento : 0,999

Power of performed test with alpha = 0,0500: for Angulação x Cimento : 0,0500

Least square means for Angulação :

Group Mean

17° 325,753

30° 329,974

Std Err of LS Mean = 13,113

Least square means for Cimento :

Group Mean

Fosfato 264,096

Panavia 387,431

U100 332,063

Std Err of LS Mean = 16,060

Least square means for Angulação x Cimento :

Group Mean

17° x Fosfato 251,495

17° x Panavia 397,053

17° x U100 328,710

30° x Fosfato 276,697

30° x Panavia 377,809
 30° x U100 335,415
 Std Err of LS Mean = 22,712

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Holm-Sidak method): Overall significance level = 0,05

Comparisons for factor: **Angulação**

Comparison	Diff of Means	t	Unadjusted P	Critical Level	Significant?
30° vs. 17°	4,221	0,228	0,821	0,050	No

Comparisons for factor: **Cimento**

Comparison	Diff of Means	t	Unadjusted P	Critical Level	Significant?
Panavia vs. Fosfato	123,335	5,430	<0,001	0,017	Yes
U100 vs. Fosfato	67,966	2,993	0,004	0,025	Yes
Panavia vs. U100	55,368	2,438	0,018	0,050	Yes

Comparisons for factor: **Cimento within 17°**

Comparison	Diff of Means	t	Unadjusted P	Critical Level	Significant?
Panavia vs. Fosfato	145,558	4,532	<0,001	0,017	Yes
U100 vs. Fosfato	77,215	2,404	0,020	0,025	Yes
Panavia vs. U100	68,343	2,128	0,038	0,050	Yes

Comparisons for factor: **Cimento within 30°**

Comparison	Diff of Means	t	Unadjusted P	Critical Level	Significant?
Panavia vs. Fosfato	101,112	3,148	0,003	0,017	Yes
U100 vs. Fosfato	58,718	1,828	0,073	0,025	No
Panavia vs. U100	42,394	1,320	0,192	0,050	No

Comparisons for factor: **Angulação within Fosfato**

Comparison	Diff of Means	t	Unadjusted P	Critical Level	Significant?
30° vs. 17°	25,202	0,785	0,436	0,050	No

Comparisons for factor: **Angulação within Panavia**

Comparison	Diff of Means	t	Unadjusted P	Critical Level	Significant?
17° vs. 30°	19,244	0,599	0,552	0,050	No

Comparisons for factor: **Angulação within U100**

Comparison	Diff of Means	t	Unadjusted P	Critical Level	Significant?
30° vs. 17°	6,705	0,209	0,835	0,050	No