



BAHIANA
ESCOLA DE MEDICINA E SAÚDE PÚBLICA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO - IMPLANTODONTIA

**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL E RESISTÊNCIA À TRAÇÃO DE
COROAS EM ZIRCÔNIA CONFECCIONADAS POR DUAS TÉCNICAS E
CIMENTADAS SOBRE MUNHÕES COM TRÊS TIPOS DE CIMENTOS**

PRISCILA COSTA CHAGAS

SALVADOR

2013

PRISCILA COSTA CHAGAS

**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL E RESISTÊNCIA À TRAÇÃO DE
COROAS EM ZIRCÔNIA CONFECCIONADAS POR DUAS TÉCNICAS E
CIMENTADAS SOBRE MUNHÕES COM TRÊS TIPOS DE CIMENTOS**

Dissertação apresentada ao Curso de Odontologia da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública, na área de concentração em Implantodontia, como requisito para a obtenção do título de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. Luiz G. C. Bastos

SALVADOR

2013

Ficha Catalográfica elaborada pela

Biblioteca Central da EBMSP

C426 Chagas, Priscila Costa

Avaliação da adaptação marginal e resistência à tração de coroas em zircônia confeccionadas por duas técnicas e cimentadas sobre munhões com três tipos de cimentos. Priscila Costa Chagas. – Salvador. 2013.

60f. il.

Dissertação (Mestrado) apresentada á Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública. Programa de Programa de Pós - graduação em Odontologia, área de concentração Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Luiz G. C. Bastos

Inclui bibliografia

1. Implante Dentário. 2. Cimentação. 3. Resistência à Tração. I. Título.

CDU: 616.314.11

**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL E RESISTÊNCIA À TRAÇÃO DE
COROAS EM ZIRCÔNIA CONFECCIONADAS POR DUAS TÉCNICAS E
CIMENTADAS SOBRE MUNHÕES COM TRÊS TIPOS DE CIMENTOS**

PRISCILA COSTA CHAGAS

Comissão Julgadora

Membros titulares

Prof. Dr. Luiz Gustavo Cavalcanti Bastos – Orientador

Doutor em Odontologia

Professor Adjunto Curso de Odontologia - Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública
EBMSP-FBDC

Prof^a. Dr^a. Andréa Fabiana de Lira

Doutora em Clínica Odontológica

Professora Adjunta Curso de Odontologia - Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública
EBMSP-FBDC

Prof^a. Dr^a. Carolina Baptista Miranda

Doutora em Odontologia Restauradora

Professora Adjunta Curso de Odontologia – União Metropolitana de Educação e Cultura -
UNIME

Prof^a. Dr^a. Daniela Castilio

Doutora em Materiais Dentários

Professora Adjunta Curso de Odontologia - Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública
EBMSP-FBDC

Membro Suplente

Prof^a. Dr^a. Emilena M^a Castor Xisto Lima

Doutora em Clínica Odontológica

Professora Adjunta Curso de Odontologia – Universidade Federal da Bahia - UFBA

SALVADOR

2013

**“Que os vossos esforços desafiem as
impossibilidades, lembrai-vos de que as
grandes coisas do homem foram
conquistadas do que parecia impossível.”**

Charles Chaplin

DEDICATÓRIA

Dedico esta dissertação de mestrado aos meus pais e a todos que fizeram parte desta conquista.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao maior responsável por tudo isso: Deus! Se não fosse ele, eu não teria alcançado todas as minhas conquistas.

Aos meus pais pelo apoio, força, confiança e incentivo. Sem eles, eu jamais teria chegado aqui.

Ao meu orientador Prof. Dr. Luiz Gustavo Cavalcanti Bastos pela oportunidade e pelo aprendizado.

Ao Prof. Dr. Anderson Pinheiro de Freitas pela grande contribuição. Muito obrigada pelas palavras, dedicação, pelos ensinamentos e exemplo de conduta. E também por ceder o Laboratório de Prótese da Faculdade de Odontologia – UFBA. À Prof^ª. Dr^ª. Gabriela Botelho Martins, Prof. Dr. Roberto Paulo Correia de Araújo e Prof. Dr. Max José Pimenta Lima por disponibilizarem o Laboratório de Bioquímica Oral do Instituto de Ciências da Saúde (ICS) – UFBA, possibilitando a realização desta pesquisa.

À minha amiga e colega Mirella Aguiar de Freitas, pela amizade, atenção, apoio e confiança. E, principalmente, por ter sido de fundamental importância nesta jornada e no desenvolvimento deste trabalho.

Ao meu grande amigo Renato Chaves Marques pelo estímulo nos momentos difíceis e pelo companheirismo.

À minha grande amiga Joanna Ferreira Cafezeiro por estar sempre disposta a me ajudar, em qualquer momento que eu precise.

A meus familiares por acreditarem no meu potencial e por estarem sempre ao meu lado.

À colega Viviane Pereira Andrade, pela ajuda, conselhos, orientações e paciência.

Aos meus verdadeiros amigos, que apostaram no meu sucesso e estão hoje vibrando com minha vitória.

À minha Dinda por ser minha segunda mãe, me orientando e estando disposta a me ajudar de forma incondicional.

À aluna de iniciação científica Chimene Belarmino Carvalhal, pelo suporte.

Aos técnicos em prótese dentária Giovani Heckert e Braulino de Jesus Santos, por colaborarem na concretização desta pesquisa.

Aos colegas de mestrado pelos momentos felizes, pelo companheirismo e cumplicidade.

INSTITUIÇÕES ENVOLVIDAS

Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública - EBMSP

Instituto de Ciências da Saúde da Universidade Federal da Bahia – ICS-UFBA

Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia - FOUFBA

SUMÁRIO

APRESENTAÇÃO.....	9
INTRODUÇÃO.....	10
MANUSCRITO I.....	12
RESUMO.....	13
1. INTRODUÇÃO.....	14
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	15
2.1. COMPOSIÇÃO DOS CIMENTOS RESINOSOS.....	15
2.2. INDICAÇÃO DOS CIMENTOS RESINOSOS.....	16
2.3. CLASSIFICAÇÃO DOS CIMENTOS RESINOSOS.....	16
2.3.1. MÉTODOS DE ATIVAÇÃO.....	16
2.3.2. MECANISMOS DE ADESÃO.....	17
2.4. TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE E RESISTÊNCIA DE UNIÃO.....	18
3. DISCUSSÃO.....	23
4. CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	25
ABSTRACT.....	26
REFERÊNCIAS.....	27
MANUSCRITO II.....	31
RESUMO.....	32
1. INTRODUÇÃO.....	33
2. METODOLOGIA.....	38
2.1. DELINEAMENTO DO ESTUDO.....	38
2.2. OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA.....	38
2.3. ESTABELECIMENTO DOS GRUPOS.....	42
2.4. AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL.....	42
2.5. CIMENTAÇÃO.....	43
2.6. ENSAIOS MECÂNICOS DE TRAÇÃO.....	45
2.7. ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	46
3. RESULTADOS.....	47
4. DISCUSSÃO.....	51
5. CONCLUSÃO.....	54
ABSTRACT.....	55
REFERÊNCIAS.....	56

APRESENTAÇÃO

Este trabalho consiste em uma dissertação de mestrado, com área de concentração em Implantodontia, apresentada ao programa de pós-graduação em Odontologia da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública, que se compõe de duas partes. A primeira é uma revisão de literatura sobre o tema proposto sob a forma de Manuscrito I intitulado: União de cimentos resinosos à zircônia. A segunda parte do trabalho consiste na pesquisa científica, apresentando informações acerca de resultados preliminares, sob a forma do Manuscrito II intitulado: Avaliação da adaptação marginal e resistência à tração de coroas em zircônia confeccionadas por duas técnicas e cimentadas sobre munhões com três tipos de cimentos. Trata-se de um estudo laboratorial, cujo objetivo é comparar o desempenho de 3 tipos de cimentos na resistência de união em coroas de zircônia confeccionadas manualmente e pelo método computadorizado CAD/CAM.

INTRODUÇÃO

Desde que o pesquisador Per-Ingvar Brånemark descobriu o fenômeno da osseointegração na década de 60, na Suécia, pacientes puderam ser reabilitados através de próteses fixas implantossuportadas. A escolha do material para a composição das infraestruturas implica diretamente na estética e resistência das próteses, sendo determinante para a longevidade das reabilitações.^{R1,P1}

Buscando obter uma melhor estética associada à resistência mecânica, cerâmicas como a zircônia reforçada por ytrio (Y-TZP), também conhecida como “aço cerâmico”, tem ganhado espaço nas reabilitações orais. Suas propriedades como estética, boa adaptação e biocompatibilidade favorecem sua utilização em pacientes.^{R3,P9}

Para uma maior precisão, na confecção dos componentes protéticos, sistemas pré-usinados tornaram-se mais relevantes em relação aos métodos tradicionais de fundição. A fresagem consiste em um método de usinagem mecânica, que promove a remoção do excesso de material de um bloco de metal ou outro material, com a finalidade de determinar o formato e o acabamento desejados.^{P3,7} Ela pode ser realizada através de métodos convencionais ou computadorizados.

O pantógrafo é uma máquina de fresagem não computadorizada, que permite a duplicação de uma peça através do envio do movimento de forma manual pelo operador. Recursos mais modernos como os métodos computadorizados CAD/CAM, fazem a usinagem precisa de infra-estruturas estéticas.^{P3}

Fatores como a presença de orifício de acesso ao parafuso, a oclusão do paciente, a estética, a passividade de assentamento e a reversibilidade da prótese são determinantes na escolha do sistema de retenção das próteses sobre implantes (cimentada ou parafusada). Além de ser um modelo mais passivo, as próteses cimentadas também possuem outras vantagens como melhor distribuição de cargas oclusais, tempo e custo reduzidos, e o aperfeiçoamento da estética.^{P12}

Um cimento considerado ideal deve possuir baixa solubilidade e propriedades mecânicas capazes de resistir às cargas funcionais, a fadiga ocasionada pelo estresse,

assim como as fraturas também. Além destas, biocompatibilidade, estética, radiopacidade, não possuir sorção de água, prevenir microinfiltração, fácil manipulação, baixo custo, adesividade mecânica e química, a resistência ao cisalhamento, o módulo de elasticidade e a resistência de união quando submetidos às forças de compressão e tração, também são características fundamentais a um agente de cimentação final.^{R23}

Um fator que pode minimizar a fenda e a infiltração bacteriana é a adaptação passiva. A ausência de passividade pode ocasionar uma série de complicações como desaparafusamentos, fratura do pilar ou do implante, distribuição inadequada das forças ao osso de suporte, proliferação bacteriana na interface, perda óssea e fracasso da osseointegração. A adaptação passiva depende do material e da precisão de sua fabricação, além do torque adequado aplicado nos pilares protéticos.^{P3,37}

O objetivo do manuscrito I foi fazer uma revisão de literatura sobre o mecanismo de união dos cimentos resinosos à zircônia, enfatizando suas propriedades, vantagens e composição. E do manuscrito II, avaliar a resistência ao deslocamento por tração de coroas em zircônia (Y-TZP) confeccionadas por duas técnicas diferentes: uma por método computadorizado CAD/CAM e outra por não computadorizado, cimentadas sobre munhões com três tipos de cimentos.

R: referente a citações das referências do manuscrito 1

P: referente a citações das referências do manuscrito 2

MANUSCRITO I

UNIÃO DE CIMENTOS RESINOSOS À ZIRCÔNIA

RESUMO

O mecanismo de união entre os cimentos resinosos e a zircônia ainda não é bem definido na literatura. Devido à composição da zircônia, existe uma maior dificuldade destes cimentos em estabelecer uma interação química, conferindo um dilema clínico na Odontologia moderna. A adesão química, estabelecida pelos cimentos resinosos, é a maior responsável pela união com a zircônia se comparada aos tratamentos mecânicos; o que torna imprescindível a seleção do tipo de cimento. O objetivo deste trabalho foi realizar uma revisão de literatura referente à adesão dos cimentos resinosos à zircônia, enfatizando suas vantagens, composição, propriedades e tratamentos de superfície. Concluiu-se que, fatores que auxiliam na adesão e mecanismos de retenção micromecânica, são fundamentais para conferir uma união duradoura e resistente. Cimentos resinosos quimicamente ativados parecem ser mais indicados para cimentação em zircônia do que os cimentos duais. Já os cimentos auto-adesivos promovem resistência adesiva adequada à zircônia.

Em relação aos tratamentos de superfície mecânicos, o jateamento com óxido de alumínio indica grande eficácia na descontaminação da cerâmica. Entretanto, para garantir uma maior resistência de união, alguns revestimentos podem ser utilizados previamente a silanização, como a aplicação de sílica.

Palavras-Chave: Cimentos de resina, zircônio, resistência à tração.

1. INTRODUÇÃO

As propriedades estéticas, adesivas e mecânicas das cerâmicas influenciam diretamente no êxito e na durabilidade das reabilitações orais.¹ Diante da grande exigência estética, as cerâmicas têm sido o material de eleição para a confecção das reabilitações.² A fim de associar estética e resistência mecânica que a zircônia foi introduzida na Odontologia.³ Devido às inúmeras vantagens da zircônia, como melhor estética, eliminação da cinta metálica, excelente biocompatibilidade, boas propriedades mecânicas e ópticas, além da resistência flexional, este material tornou-se uma alternativa frequente na substituição dos metais na confecção de infraestruturas.⁴

A zircônia é um dióxido de zircônio⁵ cristalino compactado sob altas temperaturas, muito próximas ao seu ponto de fusão, em um processo chamado “sinterização”.⁶ É composta basicamente por este óxido, estando livre da sílica inerente às cerâmicas convencionais,⁷ que é responsável pela rugosidade superficial adquirida durante o condicionamento ácido; contribuindo para aperfeiçoar a adesão com os agentes cimentantes. A ausência de sílica também dificulta o procedimento de silanização, devido à afinidade do silano em estabelecer ligações moleculares com a mesma.⁸

Para potencializar a força de união entre a zircônia e os agentes cimentantes, deve-se observar o tratamento de superfície (químico ou mecânico) e as propriedades inerentes ao cimento.⁹ Uma possibilidade de favorecer esta união, é a utilização do jateamento; que é um tratamento mecânico com óxido de alumínio ou sílica, que promove rugosidade superficial além da descontaminação de sua superfície, facilitando o contato mais íntimo com o agente cimentante.²

Em reabilitações cerâmicas livres de metal, um dos cimentos mais utilizados é o cimento resinoso e este ganhou enorme importância diante de sua resistência elevada, coloração semelhante aos dentes, e, principalmente, por sua insolubilidade em meio oral e sua habilidade de união a variados substratos.¹⁰

Devido à sua composição, resistência coesiva, fluidez e capacidade de molhamento, os cimentos resinosos têm mostrado maior potencialidade na união à zircônia do que os demais. Os cimentos resinosos duais possuem uma matriz resinosa contendo

“metacrilatos de acidez multifuncional” que contribuem para uma maior adesão reagindo com a superfície cerâmica.¹¹

Assim, o presente trabalho visa realizar uma revisão da literatura sobre os cimentos resinosos abrangendo:

- a. Composição
- b. Indicação
- c. Classificação:
 - ✓ Métodos de ativação (químico, fotoativado ou dual)
 - ✓ Mecanismos de adesão (condicionamento total, auto-condicionante ou auto-adesivo)
- d. Tratamentos de superfície:
 - ✓ Mecânico: jateamento com óxido de alumínio ou sílica
 - ✓ Químico: silano ou primer

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Composição dos cimentos resinosos:

Os cimentos resinosos são basicamente resinas compostas fluidas de baixa viscosidade. São variações de resina Bis-Gma e outros metacrilatos. Sua composição consiste em um sistema monomérico Bis-Gma (Bisfenol-A metacrilato de glicidila) ou UEDMA (Uretano dimetacrilato) acrescida de partículas de carga inorgânica (alumínio, lítio e partículas de vidro, sílica ou sílica coloidal) tratadas com um agente de união, o silano. São incorporadas também partículas cerâmicas e sílica coloidal, comumente utilizada em resinas microparticuladas. Pode ser constituído também por um monômero de baixa viscosidade TEGDMA (Trietilenoglicol dimetacrilato), EGDMA (Etilenoglicol dimetacrilato).¹² A quantidade destes polímeros que determina a fluidez do material¹³ e sua polimerização pode ser feita por processos químicos, por fotoativação ou pela junção destes dois, sendo então caracterizados como duais.¹⁴ Suas indicações englobam

cimentação de próteses fixas parciais ou totais, colagem de brackets ortodônticos e próteses adesivas.¹⁵

Sua matriz resinosa pode ser constituída também por um monômero adesivo que compreende o 4-metacriletil trimetílico anidrido (4-META), o hidroxietilmetacrilato (HEMA) ou um organofosfato que normalmente pode ser o ácido fosfórico 10-metacriloiloxidecametileno (MDP). O sistema composto com o 4-META, é um adesivo líquido que através da inclusão de pérolas de polímeros, obtém a consistência dos cimentos. Portanto, não há necessidade em aplicar outros sistemas adesivos.¹³

2.2. Indicação dos cimentos resinosos:

O êxito das próteses adesivas está diretamente relacionado à união química ou micromecânica estabelecida entre o cimento e a superfície interna da prótese. Os cimentos resinosos possuem a grande vantagem da insolubilidade em meio bucal,¹⁶ contribuindo para a redução da infiltração marginal e o aumento da resistência à fratura,¹⁰ o que associado aos resultados clínicos, pode promover sua vasta aplicação.¹⁶

2.3. Classificação dos cimentos resinosos:

2.3.1. Métodos de ativação:

Quando utilizados em restaurações com infraestrutura cerâmica como, por exemplo, a zircônia, deve ser selecionado o método de ativação química, pois a opacidade impede a transmissão adequada de luz através deste material, impedindo a ativação total dos agentes fotossensíveis, acarretando em uma polimerização deficiente.^{17,18} A polimerização inadequada pode ocasionar uma série de intercorrências tais como, disponibilidade à degradação, microinfiltração, recorrência de cáries, descoloração a longo prazo, sensibilidade pós-operatória, redução da resistência ao desgaste e das propriedades mecânicas.^{19,20}

Contudo, diante da complexidade que envolve o domínio do tempo de trabalho e da polimerização, os cimentos quimicamente ativados estão sendo gradualmente substituídos por cimentos duais, que garantem a polimerização mesmo nos locais de

difícil acesso pela luz halógena ou LED. Além de possuir vantagens a exemplo da fina película de cimentação, bom escoamento e baixa viscosidade,²¹ facilidade de manuseio, melhor dissipação das tensões, maior resistência compressiva e flexional, menor possibilidade de falha, estética, biocompatibilidade (em virtude da conversão dos monômeros em polímeros²²) e melhor desempenho clínico.²³

2.3.2. Mecanismos de adesão:

- a) Cimentos de condicionamento total: Consiste no condicionamento ácido das superfícies e posterior aplicação de adesivo e cimento. Promove uma maior resistência de união, entretanto, requer um maior tempo de trabalho. Podem ser fotoativados ou duais.²⁴ Exemplos: Calibra (Dentsply, York, Pensilvânia, EUA), Variolink II (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Choice 2 (Bisco, Schaumburgo, BS, Alemanha), RelyX ARC (3M ESPE, Seefeld, FB, Alemanha).

- b) Cimentos auto-condicionantes: Consiste na utilização de um primer autocondicionante para o condicionamento das superfícies e posterior aplicação do cimento preparado. Sua força de união é similar à do cimento de condicionamento total.²⁵ Exemplos: Multilink (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) e Panavia (Kuraray America, New York, NY, EUA).

- c) Cimentos auto-adesivos: Geralmente são de polimerização dual, e dispensam a utilização de condicionamento ácido e adesivos. Sua resistência de união varia de acordo com as marcas comerciais e normalmente são superiores às dos cimentos de condicionamento total.²⁶ Exemplos: Maxcem Elite (Kerr, Washington, D.C., EUA); BisCem (Bisco, Schaumburgo, BS, Alemanha); SpeedCEM (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein); Smart Cem 2 (Dentsply Caulk, Milford, DE, EUA); RelyX Unicem 2 Automix, RelyX Unicem, RelyX U100, RelyX U200 (3M ESPE, Seefeld, FB, Alemanha).

Devido ao intenso crescimento de opções oferecidas pelo comércio acerca de infraestruturas de zircônia, e diante do seu sucesso clínico, houve uma grande evolução

no desenvolvimento dos cimentos resinosos até os auto-adesivos.² A reação que ocorre entre os cimentos auto-adesivos e a zircônia é a mesma que ocorre com a superfície dentária, o que implica valores mais elevados de resistência de união quando comparada às encontradas por outros cimentos. Entretanto, a literatura ainda carece de maiores esclarecimentos de como ocorre esta ligação.²⁷

2.4. Tratamentos de superfície e resistência de união:

Os tratamentos de superfície são um recurso na tentativa de auxiliar o mecanismo de adesão e união entre cimentos resinosos e zircônia, e podem ser de 2 tipos: o tratamento mecânico que proporciona uma melhor adesão entre cimento e a superfície da prótese, e o jateamento com óxido de alumínio com tamanhos de partículas variados, que promove microrretenções que aumentam a área de contato com o agente cimentante.² Contudo, de acordo com o tipo de partícula, a intensidade e o tempo de utilização, o jateamento poderá estabelecer microfissuras na superfície da zircônia, o que reflete diretamente na resistência do material, sendo impossível qualquer reparo por métodos compensatórios. São formadas pequenas trincas, que através do esforço mastigatório favorecerão a fratura das coroas.²⁸ Uma alternativa seria o uso de partículas menores com menor pressão de ar, possibilitando a descontaminação e a rugosidade superficial necessária. Partículas de óxido de alumínio revestidas por sílica (técnica “sílica coating”) ou de sílica pura,² são utilizadas também, sendo que até então não foi relatada diferença significativa entre as duas.²⁷ A silicatização consiste em um método de deposição de sílica na superfície da próteses, o que favorece a interação destas partículas com o silano, promovendo uma maior adesão dos cimentos resinosos.²⁹

Em contrapartida, o tratamento químico foi elaborado visando aperfeiçoar a união química dos cimentos resinosos à zircônia. Diversos sistemas adesivos cerâmicos têm surgido com este objetivo, especialmente os compostos por monômeros ácidos.³⁰ O cimento Metal/Zircônia Primer[®], da marca comercial Multilink[®], possui primer exclusivo para utilização em zircônia, cuja base é constituída de metacrilatos ácidos. Um outro agente de união é o silano, recomendado para cimentação de cerâmicas constituídas por sílica ou de superfícies previamente tratadas pelo sistema sílica coating.^{17,18} Contudo, a zircônia não possui em sua composição a sílica que constitui a fase vítrea, dificultando a união.⁷ O agente silano promove melhor molhamento,

ampliando a superfície de contato entre cimento e zircônia, resultando em uma melhor adesão, propriedade também inerente aos adesivos.³¹

Além dos inúmeros tratamentos de superfície que vêm sendo utilizados, outros mecanismos estão sendo testados como a utilização de cimentos constituídos por monômeros fosfatados (MDP),³² organosilanos, entre outros. Entre eles, a silicatização ainda é a mais importante, por proporcionar uma maior durabilidade além da elevada resistência adesiva, apesar de esta técnica garantir apenas 11% de deposição de sílica na superfície da cerâmica.³³ Contudo, esta durabilidade tem sido mais comumente conferida pelo cimento utilizado do que pela rugosidade superficial, devido à uma maior adesão química.²⁷

A eficácia do método de limpeza na descontaminação da saliva na adesão em zircônia foi analisada por Yang *et al*³⁴, em um estudo. Discos de zircônia foram polidos e depois jateados com óxido de alumínio. As amostras foram imersas em saliva durante 1 minuto e em seguida limpas de quatro formas: (WA) água e seca ao ar; (AL) imersas em isopropanol e enxaguadas com água; (PA) condicionadas com ácido fosfórico e em seguida água; (AA) jateamento com óxido de alumínio; (CL) não tratadas com saliva, grupo controle. Os espécimes foram examinados em espectroscopia de raios X de fotoelétrons (XPS) para identificar a contaminação química e avaliar a eficácia dos métodos de limpeza. Tubos de resina composta foram cimentados à zircônia utilizando o cimento Panavia F, em seguida foram armazenados em água a 37°C durante 3 ou 150 dias sob ciclagem térmica. A resistência a tração foi realizada em máquina de ensaio universal. As falhas foram analisadas em MEV. Concluíram que o jateamento com óxido de alumínio foi o método mais eficaz na remoção de agentes contaminantes e saliva para proporcionar uma superfície de cerâmica adequada a uma estabilidade de união duradoura.

Valandro *et al*³⁵ avaliaram o efeito de diferentes tratamentos de superfície sobre a resistência de união de resina com zircônia-alumina: teste de microtração x cisalhamento. Em 27 blocos e 27 discos de alumina-zircônia infiltrada por vidro (In-Ceram Zircônia) foi aplicado o vidro por infiltração, jateados com óxido de alumínio e divididos em 3 grupos. Grupo 1: jateamento com óxido de alumínio e silano. Grupo 2: jateamento com óxido de alumínio, óxido de alumínio revestido por sílica e silano.

Grupo 3: jateamento com óxido de alumínio revestido por partículas menores de sílica e silano. O cimento Panavia F foi aplicado e as amostras foram armazenadas em água destilada por 24 horas a 37°C. Os blocos foram seccionados e o teste de microtração realizado, contendo cada grupo 50 espécimes. Para o teste de resistência ao cisalhamento, o cimento foi aplicado sobre as superfícies, novamente armazenadas e submetidas ao ensaio. Foram então utilizados 150 espécimes para o teste de microtração e 27 espécimes para o teste de cisalhamento. Concluíram que não houve diferença estatística entre os 2 métodos de ensaio. Com relação aos tratamentos de superfície, a resistência apresentou resultados superiores da sílica e silano quando comparada ao óxido de alumínio e silano, independente do método de ensaio.

Piasek *et al*³⁶ analisaram as superfícies da zircônia modificadas por silanização. Blocos de zircônia, leucita acrescida de porcelana, e resina foram jateados com óxido de alumínio. Nas amostras, foi depositada uma película de tetracloreto de silício e em seguida realizado um pré-tratamento com cloro-silano e divididas em grupos. No grupo 1 (controle), as amostras de porcelana foram submetidas a aplicação do silano; e então cimentadas às amostras de resina através de um cimento resinoso (Cimento C&B). No grupo 2, a zircônia não foi submetida a tratamento superficial. No grupo 3, a zircônia não obteve tratamento de superfície; foi aplicada sílica com alumina modificada por ácido salicílico. No grupo 4, na zircônia foi acrescentada uma película de sílica de 2,6 µm. No grupo 5, a zircônia recebeu 23 µm de película de sílica. No grupo 6, barras de compósito foram testadas para calcular seu limite de resistência. As amostras foram submetidas a uma força de tração. Concluíram que a utilização do tratamento de superfície com cloro-silano aumentou os sítios de ligação da superfície da zircônia, podendo melhorar a adesão da resina à zircônia utilizando silanização tradicional.

Em outro estudo, Kitayama *et al*³⁷ analisaram o efeito de uma técnica de revestimento interno sobre a resistência de união de cimentos resinosos à zircônia. Foram utilizados 56 lingotes de zircônia; e 28 lingotes de cerâmica à base de sílica, buscando investigar os efeitos do agente silano. Para o tratamento de silanização, as amostras jateadas com partículas de óxido de alumínio. Os espécimes de zircônia foram divididos em 2 subgrupos: nenhum tratamento (Zr); e a técnica de revestimento interno (INT), revestimento com micro pérolas de porcelana fundidas. O pó de porcelana foi aplicado às superfícies expostas da zircônia que seriam revestidas por porcelana. As cerâmicas à

base de sílica foram divididas em 2 subgrupos: nenhum tratamento (controle); e com aplicação de agente silano. Cada subgrupo foi dividido em 2 novos grupos de acordo com o cimento utilizado: Panavia F (PF) e Superbond C&B (SB). Hastes de aço inoxidável foram cimentadas às amostras. A resistência à tração foi medida. Concluíram que a técnica de revestimento INT seguido por silanização pode aumentar com sucesso a resistência da união dos cimentos de resina com a zircônia.

Aboushelib *et al*³⁸ analisaram união para a zircônia utilizando um novo tratamento de superfície. 54 discos de zircônia CAD/CAM foram divididos em 3 grupos: grupo 1, como controle negativo; o grupo 2, foi jateado com partículas de óxido de alumínio; e o grupo 3, recebeu o tratamento de superfície SIE: revestimento com um agente de condicionamento de vidro, basicamente composto por sílica. Os discos de zircônia foram então revestidos com o cimento Panavia F e em seguida, discos de resina foram sobrepostos. Cada espécime foi submetido a cortes em microbarras, que foram examinadas por um microscópio. Uma microbarra de cada amostra recebeu a aplicação de uma carga axial na interface zircônia/resina. As microbarras fraturadas foram então submetidas ao MEV para análise do padrão de fratura. As demais microbarras foram termocicladas e depois submetidas ao teste de resistência à tração e repetido após 4 e 26 semanas de termociclagem. Foi também avaliada a nanoinfiltração através da imersão da interface de união em solução de nitrato de prata e depois examinados em MEV. Concluíram que a resistência de união entre zircônia e resina pode ser significativamente melhorada utilizando a técnica do SIE.

Dias de Souza *et al*³⁹ analisaram o efeito de primers de metal na resistência de união entre zircônia e cimentos resinosos. Discos de resina composta foram envelhecidos em água deionizada por 30 dias. Cem amostras foram divididas em 20 grupos de acordo com o sistema de cimentação [Panavia F2.0 (PA) ou RelyX Unicem (RU)], primer e tempo de armazenamento. O grupo controle não recebeu aplicação de primer. Para o cimento PA, o primer foi aplicado com a superfície previamente seca; para o RU, a superfície não recebeu nenhum tratamento. Após a manipulação, o cimento foi aplicado sobre a superfície da zircônia e em seguida um disco de resina foi colocado sobre o cimento. Foram então armazenados em água deionizada a 37°C por 24 horas e posteriormente seccionados perpendicularmente à interface do adesivo e tracionadas após 2 períodos de envelhecimento: 48 horas ou 150 a 155 dias. Concluíram que a

utilização de primer aumentou significativamente a resistência de união entre a zircônia e o RU. Os valores de resistência de ligação iniciais foram maiores para o PA, assim como a redução desta força após o envelhecimento. Ambos cimentos obtiveram estatísticas semelhantes após este fenômeno.

Attia *te al*⁴⁰ investigaram a durabilidade da força de ligação entre cimentação adesiva e zircônia, após a aplicação de um novo primer universal. Discos de zircônia foram jateados com partículas de óxido de alumínio (AB) ou com partículas revestidas por sílica (SC). Em seguida, foram limpos com ar isento de óleo (A) ou com ultrassom (U). Um silano convencional (S) (EspeSil) ou um primer universal (P) (Monobond Plus) foi aplicado em sua superfície. Foram testados 6 grupos: SC-AS; SC-US; SC-AP; SC-UP; AB-AP; e AB-UP. Tubos de resina composta foram cimentados aos discos através de cimentação adesiva (Automix Multlink). Cada grupo foi dividido em 2 subgrupos: armazenados em água durante 3 dias, sem aplicação de ciclos térmicos ou armazenados em água por 150 dias e expostos a ciclos térmicos; para testar a estabilidade hidrolítica após o envelhecimento. Os espécimes foram submetidos à resistência à tração. Concluíram então, que após 150 dias de armazenamento, o primer universal demonstrou maior força de cisalhamento para SC-A que o silano convencional, além de apresentar uma ligação resistente a longo prazo, independente dos métodos de jateamento e limpeza. Os métodos de limpeza proporcionaram um pequeno efeito sobre a durabilidade da cimentação após 150 dias de armazenamento.

Em um estudo, Aboushelib⁴¹ avaliou a resistência de união e a sua durabilidade entre zircônia e resina utilizando a nova técnica do condicionamento e infiltração seletiva (SIE). Foram confeccionados discos de zircônia através de sistema CAD/CAM, divididos em 3 grupos e cimentados à discos de resina composta com cimento resinoso. O grupo 1 (controle), possuía a superfície apenas sinterizada. O grupo 2, possuía tratamento de superfície com partículas de óxido de alumínio. O grupo 3, possuía tratamento de superfície com a técnica do condicionamento infiltração seletiva. Em seguida foram tracionados axialmente. Concluiu que mecanismos de retenção micromecânica e fatores que promovem adesão são determinantes para constituir uma união resistente e duradoura quando utilizados materiais à base de zircônia.

3. DISCUSSÃO

Os cimentos resinosos, através de suas inúmeras vantagens, determinaram sua vasta aplicação em restaurações *metal-free*. Além da estética, insolubilidade em meio bucal e resistência elevada, sua capacidade de adesão a múltiplos substratos é uma característica de fundamental relevância.¹⁰ A adesão química presente na interface protética permite o melhoramento mecânico, uma maior durabilidade do procedimento adesivo³², reduz as imperfeições existentes na face interna das próteses, limitando a probabilidade de falhas.³³ Contudo, ainda permanece a dificuldade em estabelecer interação entre estes cimentos e a zircônia, devido à sua deficiência fase vítrea (sílica).⁷

Composição:

Para Ben-Amar *et al*¹³ e Blatz *et al*¹⁴ o sistema composto com o 4-META, apresenta-se como um adesivo líquido que através da inclusão de pérolas de polímeros, obtém a consistência dos cimentos. Portanto, não há necessidade em aplicar outros sistemas adesivos. Já para Diaz-Arnold *et al*¹², a matriz resinosa é constituída por Bis-Gma ou UEDMA, e as partículas de carga inorgânica podem ser de alumínio, lítio e óxido de silício; outros componentes também podem ser incorporados, como as partículas cerâmicas e monômeros de baixa viscosidade, como o TEGDMA, EGDMA.

Propriedades biológicas:

A biocompatibilidade deve-se à capacidade dos cimentos em converter monômeros em polímeros. Qualquer sensibilidade pós-operatória pode ser justificada por sua incorreta polimerização, devido à opacidade da zircônia, que impede a transmissão da luz halógena.^{17,18} Dessa forma, os mais indicados são os cimentos quimicamente ativados ou duais para a cimentação das próteses.²³

Com relação à microinfiltração, os cimentos resinosos promovem substancialmente a sua redução, o que contribui para a longevidade das reabilitações²³, evitando a cáries

recorrentes, alterações em sua coloração, sensibilidade, comprometimento da resistência e de suas propriedades mecânicas.²⁰

Propriedades mecânicas:

Para os cimentos resinosos destacam-se os elevados valores de resistência flexural e à tração, resistência à fratura, compressão e união; módulo de elasticidade, e dureza.^{22,23,27}

Devido à sua baixa solubilidade, erosões na interface adesiva são dificilmente obtidas, o que promove uma limitação da infiltração marginal e conseqüente melhoria da resistência à fratura; são susceptíveis à sorção de água, principalmente os à base de UEDMA: quanto menor o teor de carga inorgânica, maior será a sorção, comprometendo as propriedades mecânicas. Embora este fenômeno possa compensar a contração de polimerização.^{10,23}

Segundo Söderholm *et al*¹⁶ e Rosenstiel *et al*²³ com relação à adesividade, cimentos resinosos têm mostrado um aumento na retenção, por aderirem ao preparo. Sua adesão à porcelana possui melhores resultados quando utilizados primers para metal ou silano.

De acordo com Jacobsen *et al*¹⁹ e Rosenstiel *et al*²³, a contração de polimerização sofrida pelos cimentos resinosos pode originar falhas na interface, provocar dificuldade no assentamento do material acarretando em sensibilidade, microinfiltração e colonização bacteriana. Os cimentos quimicamente ativados promovem menor estresse em relação aos fotoativados.

Tratamentos de superfície:

Aboushelib *et al*^{38,41} concluíram que, avaliando a resistência de união e a sua durabilidade entre zircônia e resina utilizando a nova técnica do condicionamento e infiltração seletiva (SIE), mecanismos de retenção micromecânica e fatores que promovem adesão favorecem uma união resistente e duradoura.

Para Valandro *et al*³⁵ a resistência à tração apresentou resultados superiores da sílica e silano quando comparada ao óxido de alumínio e silano. Entretanto, a influência da contaminação da saliva na adesão em zircônia analisada por Yang *et al*³⁴, concluiu que o jateamento com óxido de alumínio foi mais eficaz na descontaminação para proporcionar uma superfície adequada a uma união duradoura.

O efeito do uso de primers de metal aumentou a resistência de união entre zircônia e cimentos resinosos, proporcionando durabilidade da força de ligação e demonstrando melhor desempenho que o silano convencional.^{39,40}

4. CONSIDERAÇÕES FINAIS

O mecanismo de adesão entre os cimentos resinosos e a zircônia ainda não é concretamente explicado na literatura. Entretanto, é sabido que a capacidade da zircônia em constituir interação química com os cimentos é reduzida. Os cimentos resinosos de ativação dual são mais indicados para cimentação em zircônia do que os cimentos de ativação química ou os fotoativados. Já os cimentos auto-adesivos promovem resistência adesiva adequada à zircônia.

Para promover uma união resistente e duradoura entre cimentos resinosos e zircônia, aspectos como os fatores que promovem a adesão e os mecanismos de retenção micromecânica são considerados determinantes. Dentre os tratamentos de superfície mecânicos, o jateamento com óxido de alumínio indica grande eficácia na descontaminação da cerâmica. Entretanto, para garantir uma maior resistência de união, alguns revestimentos podem ser utilizados previamente a silanização. Melhores resultados são obtidos quando aplicada a sílica ao invés do óxido de alumínio. O uso do cloro-silano, da técnica de revestimento INT, e da técnica da infiltração seletiva (SIE) também pode promover uma adesão superior.

ABSTRACT

The bonding mechanism between zirconia and resin cements is not well defined in the literature. Due to the composition of zirconia, there is greater difficulty in establishing these cements, a chemical reaction, giving a clinical dilemma in modern dentistry. The chemical bonding established by resin cements, is largely responsible for union with zirconia compared to mechanical treatments, which necessitates the selection of the type of cement. The aim of this study was to review the literature concerning the adhesion of resin cements to zirconia, emphasizing its advantages, composition, properties and surface treatments. It was concluded that factors that aid in adhesion and micromechanical retention mechanisms are essential to provide a sturdy and lasting union. Cured resin cements seem to be more suitable for cementation of zirconia than dual cements. Already the self-adhesive cements promote adequate adhesive to zirconia.

Regarding mechanical surface treatments, blasting with aluminum oxide indicates very effective in decontamination of pottery. However, to ensure increased bonding strength, certain coatings can be utilized prior to silanization such as the application of silica.

Keywords: Resin cements, zirconium, tensile strength.

REFERÊNCIAS

1. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2008; 19(3):326-8.
2. Özcan M, Cura C, Valandro LF. Early Bond strength of two resin cements to Y-TZP ceramic using MPS or MPS/4-META silanes. *Odontology.* 2011; 99(1):62-7.
3. Gomes AL, Montero J. Zirconia implant abutments: A review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011; 16(1): e50-e55.
4. Blatz MB. Cementation of zirconium-oxide ceramic restorations. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2004; 16(1):14-7.
5. Piconi C, Maccauro G. Review: zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomater.* 1999; 20:1-25.
6. Guazzato M, Albakry M, Ringer S, Swain M. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater.* 2004; 20(5):449-456.
7. Piascik JR, Swift EJ, Thompson JY. Surface modification for enhanced silanation of zirconia ceramics. *Dent Mater.* 2009; 25:1116-21.
8. Amaral R, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: The effect of surface conditioning. *Dent Mater.* 2006; 22:283-290.
9. Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater.* 2003; 19:725-31.
10. Valentino TA, Borges GA, Borges LH, Vishal J, Martins LRM, Correr-Sobrinho L. Dual resin cement knoop hardness after different activation modes through dental ceramics. *Braz Dent J.* 2010; 21(2):104-110.
11. Passos SP, May LG, Barca DC, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. Adhesive quality of self-adhesive and conventional adhesive resin cement to Y-TZP ceramic before and after aging conditions. *Oper Dent.* 2010; 35(6):689-96.

12. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1999; 81(2):135-41.
13. Ben-Amar A, Liberman R, Apatowsky U, Pilo R. PH changes of glass-ionomer lining materials at various time intervals. *J Oral Rehabil.* 1999; 26(11):847-52.
14. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003; 89:268-74.
15. Scherrer SS, De Rijk WG, Belser VC, Meyer JM. Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass ceramic. *Dent Mater.* 1994; 10:172-177.
16. Söderholm KM, Reetz EA. Factors affecting reliability of a resin-based cement joint. *Gen Dent.* 1996; 44(4):296-302.
17. Sadan A, Blatz MB, Lang B. Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: part 1. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2005; 25(3):212-19.
18. Sadan A, Blatz MB, Lang B. Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: part 2. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2005; 25(4):342-9.
19. Jacobsen PH, Riss JS. Luting agents for ceramic and polymeric inlays and onlays. *Int Dent J.* 1992; 42(3):145-149.
20. Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil.* 2002; 29(1):257-262.
21. El-Badrawy WA, El-Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent.* 1995; 73(6):515-524.
22. Piwowarczyk A, Lauer HC. Mechanical properties of luting cements after water storage. *Oper Dent.* 2003; 28(5):535-42.
23. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: a review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998; 80(3):280-301.
24. Pavan S, Berger S, Bedran-Russo AKB. The effect of dentin pretreatment on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. *J Prosthet Dent.* 2010; 104(4):258-264.

25. Guarda GB, Gonçalves LS, Correr AB, Moraes RR, Sinhoreti MAC, Correr-sobrinho L. Luting glass ceramic restorations using a self-adhesive resin cement under different dentin conditions. *J Appl Oral Sci.* 2010; 18:244-248.
26. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent.* 2008; 10:251-258.
27. Oyagüe RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dent Mater.* 2009; 25(2):172-9.
28. Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont.* 2006; 19(5):442-8.
29. Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dent Mater J.* 2008; 27(3):44-54.
30. Attia A. Bond strength of three luting agents to zirconia ceramic – influence of surface treatment and thermocycling. *J Appl Oral Sci.* 2011; 19(4):388-95.
31. Oliveira AS, Ramalho ES, Oglari FA, Moraes RR. Bonding self-adhesive resin cements to glass fibre posts: to silanate or not silanate? *Int Endod J.* 2011; 44(8):759-63.
32. Luthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater.* 2006; 22(2):195-200.
33. Matinlinna JP, Heikkinen T, Ozcan M, Lassila LV, Vallittu PK. Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. *Dent Mater.* 2006; 22(9):824-31.
34. Yang B, Lange-Jansen HC, Scharnberg M, Wolfart S, Ludwig K, Adelung R et al. Influence of saliva contamination on zirconia ceramic bonding. *Dent Mater.* 2008; 24:508–513.
35. Valandro LF, Özcan M, Amaral R, Vanderlei A, Bottino MA. Effect of testing methods on the bond strength of resin to zirconia-alumina ceramic: microtensile versus shear test. *Dent Mater J.* 2008; 27(6):849–855.
36. Piascik JR, Swift EJ, Thompson JY, Grego S, Stoner BR. Surface modification for enhanced silanation of zirconia ceramics. *Dent Mater.* 2009; 25:1116–1121.

37. Kitayama S, Nikaido T, Maruoka R, Zhu L, Ikeda M, Watanabe A et al. Effect of an internal coating technique on tensile bond strengths of resin cements to zirconia ceramics. *Dent Mater J.* 2009; 28(4):446–453.
38. Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bonding to zirconia using a new surface treatment. *J Prosthodont.* 2010; 19:340–346.
39. Dias de Souza GM, Thompson VP, Braga RR. Effect of metal primers on microtensile bond strength between zirconia and resin cements. *J Prosthet Dent.* 2011; 105(5):296-303.
40. Attia A, Kern M. Long-term resin bonding to zirconia ceramic with a new universal primer. *J Prosthet Dent.* 2011; 106(5):319-327.
41. Aboushelib MN. Evaluation of zirconia/resin bond strength and interface quality using a new technique. *J Adhes Dent.* 2011; 13(3):255-260.

MANUSCRITO II

**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL E RESISTÊNCIA À TRAÇÃO
DE COROAS EM ZIRCÔNIA CONFECCIONADAS POR DUAS TÉCNICAS E
CIMENTADAS SOBRE MUNHÕES COM TRÊS TIPOS DE CIMENTOS**

RESUMO

O presente estudo teve por finalidade comparar a adaptação marginal entre coroas de zircônia confeccionadas por fresagem manual (pantógrafo) e computadorizada (CAD/CAM) no momento antes e após a cimentação; e avaliar a retenção destas coroas quando utilizados 3 tipos de cimentos: Fosfato de Zinco, cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Rely-X Luting 2) e o cimento resinoso (Rely-X U200). Foram confeccionadas 30 coroas em zircônia, das quais 15 coroas foram fresadas por pantógrafo; e outras 15 coroas foram fresadas pelo método CAD/CAM. Cada grupo foi dividido em 3 subgrupos de acordo com o cimento utilizado. A cimentação das coroas foi realizada sobre análogos de componentes pré-fabricados medindo 4,5 mm x 4 mm. A avaliação e mensuração da interface marginal com o auxílio de uma lupa estereoscópica (20x) foi realizada nos momentos: pré e pós-cimentação; observando as faces vestibular, lingual, mesial e distal. Posteriormente, as coroas foram testadas quanto à sua retenção em uma máquina de ensaio universal (EMIC), sendo submetidas a uma tração axial com velocidade de 0,5 mm/min até o seu deslocamento. Os valores encontrados para as coroas CAD/CAM no momento pré-cimentação (47,60; 40,20; 43,40 μ m) demonstraram maior discrepância marginal em relação às coroas fresadas por pantógrafo (28,20; 35,60; 30,40 μ m). O cimento RelyX Luting 2 apresentou menores valores de desajuste marginal pós-cimentação para as coroas fresadas por CAD/CAM (53,80 μ m \pm 8,43) e por pantógrafo (39,80 μ m \pm 12,696), quando comparado aos cimentos fosfato de zinco (62,00 μ m \pm 12,86; 45,20 μ m \pm 24,035. Para CAD/CAM e pantógrafo, respectivamente) e RelyX U200 (73,80 μ m \pm 44,49; 53,00 μ m \pm 10,817). O RelyX Luting 2 também obteve o melhor desempenho na resistência ao deslocamento por tração (9,48 Kgf \pm 2,49; 24,54 Kgf \pm 6,73), na comparação com o fosfato de zinco (8,71 Kgf \pm 4,00; 11,85 Kgf \pm 3,15) e com o RelyX U200 (8,08 Kgf \pm 0,62; 14,78 Kgf \pm 5,94). Os resultados encontrados indicaram menores valores de discrepância marginal para as coroas fresadas por pantógrafo em comparação às coroas computadorizadas; e que o RelyX Luting 2 obteve além de uma menor discrepância marginal, um melhor desempenho na resistência à tração entre os três cimentos utilizados, para ambos os tipos de coroa. Entretanto, não houve diferença estatística significativa que comprovasse a influência da desadaptação na resistência ao deslocamento por tração.

Palavras-Chave: Implante Dentário, Cimentação, Resistência à Tração.

1. INTRODUÇÃO

Diante da grande exigência estética acrescida ao aspecto da biocompatibilidade, coroas cerâmicas tornaram-se o material eletivo para restauração de dentes anteriores. Entretanto, as cerâmicas possuem baixa tenacidade e resistência à tração, devido a falhas inerentes ao material. São frágeis, e por isso ainda constituem um dilema clínico nas reabilitações orais de dentes posteriores, onde há uma carga mastigatória mais intensa.¹ A carência por novos materiais que possuam propriedades mecânicas superiores, determinou a utilização da zircônia na Odontologia.²

A zircônia possui propriedades mecânicas similares às dos metais, com uma coloração próxima à dos dentes.² Recentemente, a mais estudada tem sido a zircônia estabilizada por ítrio, também conhecida como Y-TZP, por possuir melhores propriedades. Sua indicação abrange áreas posteriores que exigem uma maior capacidade de evitar propagações de trincas,³ como na interface infra-estrutura/porcelana que possui maior concentração de estresses.^{4,5} A opacidade da zircônia é um aspecto importante por proporcionar o mascaramento de pilares discrômicos.⁶ Em reabilitações implanto-suportadas, uma melhor estética pode ser obtida através da utilização de pilares em zircônia, porém uma avaliação clínica dos tecidos periodontais e dos pilares deve ser feita previamente a sua utilização.² Os pilares e as coroas em zircônia possuem inúmeras vantagens, como melhor estética,⁷ eliminação da cinta metálica, excelente biocompatibilidade,⁸ boas propriedades mecânicas e ópticas,^{4,9} alta resistência flexional, e baixa adesão de bactérias.⁷

Para a obtenção das peças cerâmicas podem ser utilizados métodos de fresagem manual ou computadorizado. A fresadora pantográfica (pantógrafo) reproduz peças através de um processo de “cópia de chave”, enquanto que métodos computadorizados são mais precisos. Com a finalidade de obter-se uma melhor precisão visando à eliminação dos metais, surgiu a tecnologia CAD/CAM (*Computer Assisted Designing/ Computer Assisted Machining*) e os pilares cerâmicos Procera: são esculpidos pilares plásticos em cera objetivando a reprodução da forma desejada, e em seguida, escaneados por aparelho específico. As imagens armazenadas são enviadas para um laboratório-matriz,

no qual blocos cerâmicos pré-fabricados são fresados, para reproduzir angulação, perfil de emergência e forma do pilar encerado.^{3,10}

Os sistemas CAD/CAM oferecem uma maior resistência às próteses devido à confecção de infra-estruturas usinadas, únicas em monobloco, reduzindo o surgimento de pontos de solda que são considerados elos frágeis por possuírem maior susceptibilidade à fratura. Previne também a perda das propriedades químicas com fundições descontroladas.¹¹

O sucesso da utilização destas restaurações depende da solubilidade e das características mecânicas dos cimentos. Além de serem de fundamental importância para a retenção em próteses fixas implantossuportadas. A altura e a conicidade do pilar influenciam diretamente na retenção das coroas. A retenção é proporcional à sua altura e inversamente proporcional à sua conicidade. Uma conicidade ideal juntamente com uma altura adequada dos pilares beneficiam a utilização dos cimentos. Outro mecanismo que pode favorecer a retenção são os tratamentos de superfície, que promovem uma rugosidade superficial através da utilização de brocas diamantadas ou jateamento.^{12,13}

Atualmente, existem diversos tipos de cimentos odontológicos, sendo eles à base de fosfato de zinco, cimento de ionômero de vidro e cimentos resinosos. O cimento fosfato de zinco é o agente cimentante mais antigo utilizado na Odontologia. É um dos cimentos de maior utilização em próteses unitárias e parciais fixas. A adesão principal ocorre pelo embricamento mecânico nas interfaces e não através de interações químicas, ou seja, dependem exclusivamente da biomecânica do preparo. Possui excelente desempenho clínico; boas propriedades mecânicas; facilidade de trabalho; baixo custo; e bom escoamento, que favorece o assentamento final da prótese com pequena espessura de película, limitando a colonização de bactérias. Entretanto, este cimento possui limitações em relação à cor e à transmissão de luz, em consequência de sua alta opacidade. Assim, são indicados apenas para situações na qual não há influência direta da coloração dos cimentos, como no caso da zircônia, que possui elevada opacidade. Outro aspecto crítico consiste em sua acidez e alta solubilidade, o que favorece a infiltração marginal.^{14,15}

Os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina foram desenvolvidos com a finalidade de melhorar o desempenho clínico dos cimentos de ionômero de vidro convencionais, através da incorporação de uma matriz resinosa em sua composição,¹⁶ visando facilitar a técnica e melhorar a estética. São cimentos auto-adesivos, e possuem facilidade em sua manipulação e utilização, estética, adequada espessura de película, baixa solubilidade em meio bucal, boa resistência à tensão e à compressão, e resistência à fratura superior aos CIVs convencionais. Suas desvantagens consistem em baixa resistência coesiva; e uma maior viscosidade que pode ocasionar um incorreto assentamento da prótese e, em consequente interferência oclusal e desadaptação marginal.¹⁷

Os cimentos resinosos tornaram-se os materiais de primeira escolha para cimentação de reabilitações estéticas livres de metal devido a sua coloração similar à dos dentes, sua alta resistência, insolubilidade em meio bucal e capacidade de adesão a múltiplos substratos.¹⁸ Contudo, a contração sofrida pelos cimentos resinosos pode gerar dificuldade no assentamento do material, bem como falhas na união entre as superfícies cimentadas, que por sua vez podem causar sensibilidade e colonização bacteriana devido à infiltração de fluidos bucais.^{17,19} Sua característica principal é a insolubilidade em fluidos orais, reduzindo substancialmente a infiltração marginal das restaurações cerâmicas, elevando sua resistência à fratura quando comparados a outros cimentos.²⁰

Os agentes de cimentação influenciam na retenção por tipo e composição, variações em sua viscosidade, espessura da película de cimentação, variações no assentamento das forças, bem como a duração da força aplicada.^{12,17,21}

Consani *et al*²² avaliaram o efeito de tipos de cimento na resistência à tração de coroas metálicas submetidas à termociclagem. Concluíram que o cimento resinoso (RelyX, 3M ESPE) obteve melhor retenção quando comparado com os cimentos ionômero de vidro modificado por resina (Vitremmer, 3M ESPE) e fosfato de zinco (S.S. WHITE). Em outros estudos,²³⁻²⁷ também foi documentada a superioridade do cimento resinoso em relação ao fosfato de zinco e ao ionômero de vidro convencional.²⁷

Toledo *et al*²⁸, analisaram a resistência à tração de coroas de NiCr cimentadas sobre munhões de liga de titânio, com 4 diferentes tipos de cimentos (fosfato de zinco,

ionômero de vidro convencional e modificado por resina, e resinoso). Constataram que o cimento resinoso também apresentou melhor desempenho, e que os cimentos de ionômero de vidro e o fosfato de zinco obtiveram resultados similares.

Nos estudos de Ayad *et al*²⁶ e Tuntiprawon²⁷ foi relatada a superioridade dos cimentos ionoméricos quando comparados aos cimentos de fosfato de zinco ou similaridade entre estes agentes cimentantes.

Outros autores Zidan *et al*²⁹ também verificaram que não houve nenhuma diferença estatisticamente significante na força de retenção média entre ionômero de vidro e fosfato de zinco em cimentação de dentes naturais. Wahl *et al*³⁰ avaliaram a resistência à tração de pilares hexagonais utilizando diferentes agentes de cimentação, e comprovaram que também não houve diferença significante entre fosfato de zinco (S.S. WHITE) e ionômero de vidro modificado por resina (RelyX Luting).

Squier *et al*³¹ realizaram um estudo avaliando espécimes após ciclagem térmica através de teste de tração. Eles observaram que o fosfato de zinco apresentou maior retenção do que o ionômero de vidro. Em outro estudo, realizado por Güncü *et al*¹², no qual compararam os valores de retenção para coroas metálicas implantossuportadas cimentadas sobre diferentes pilares, observaram que o cimento fosfato de zinco apresentou melhor desempenho em relação ao ionômero de vidro.

Piwowarczyk *et al*³², comprovaram melhor desempenho do cimento resinoso (RelyX Unicem) em relação ao fosfato de zinco e ao ionômero de vidro modificado por resina, quando verificaram a resistência à força de cisalhamento de agentes cimentantes para materiais restauradores utilizados em prótese fixa, como liga metálica com alto conteúdo de ouro e cerâmicas (Procera, IPS Empress, IPS Empress 2).

Em outro estudo, Ayad *et al*³³ avaliaram a influência da conicidade do preparo dentário e do tipo de cimento na resistência de cimentação de coroas totais metálicas. Concluíram que o cimento resinoso apresentou melhores valores de resistência do que os cimentos de ionômero de vidro convencional e o fosfato de zinco. Tendo obtido este último o pior desempenho entre os três cimentos.

A retenção promovida por vários agentes de cimentação usados em próteses implanto-suportadas foi analisada por Garg *et al*³⁴ em um estudo *in vitro*. Concluíram que o cimento ionômero de vidro convencional demonstrou a melhor retenção em relação ao fosfato de zinco.

Autores como Mitchell *et al*³⁵ e Momoi *et al*³⁶ comprovaram através de estudos, que melhores propriedades mecânicas são desempenhadas por cimentos modificados por resina do que por cimentos convencionais.

A adaptação marginal é um dos critérios mais importantes para o sucesso a longo prazo das restaurações cerâmicas.³⁷ Discrepâncias marginais muito significativas podem provocar a exposição do material de cimentação para o meio bucal,³ ocasionando sua dissolução,³⁷ além de retenção de placa bacteriana e consequente infiltração; o que compromete a confiabilidade mecânica sob carga funcional.³ São considerados clinicamente aceitáveis valores de desadaptação inferiores a 120 µm.^{3,37,38,39}

Grenade *et al*⁷, em um estudo *in vitro*, comparou a discrepância marginal de coroas em zircônia confeccionadas por método de fresagem manual (Ceramill; Amann Girrbach) e computadorizada CAD/CAM (Procera; Nobel Biocare). Os valores médios encontrados foram de 142 µm e 86 µm, respectivamente.

Clayton *et al*⁴⁰ observaram a adaptação marginal de cilindros de ouro pré-fabricados cimentados com fosfato de zinco sobre pilares CeraOne[®], e constataram gaps de aproximadamente 5 µm antes da cimentação e 64 µm após, valores clinicamente aceitáveis. Em outro estudo, Nascimento *et al*⁴¹, avaliaram a adaptação entre pilar esteticone metálico pré-usinado em ouro e níquel-cromo após a sobrefundição e cocção de porcelana. Os valores obtidos antes da sobrefundição foram menores para o NiCr, em torno de 12,20 µm, o que determina sua melhor adaptação em relação ao ouro que obteve 14,99 µm. Entretanto, após a sobrefundição, os resultados se inverteram, de forma que o NiCr apresentou 17,90 µm e o ouro 9,41 µm. Constatando em um melhor desempenho para o ouro pós-sobrefundição.

Diante disso, o objetivo deste estudo foi verificar através de testes laboratoriais:

1. Qual tipo de coroa em zircônia, confeccionada por técnica de fresagem manual ou computadorizada, possui melhor adaptação marginal.
2. Qual cimento (Fosfato de Zinco, S.S.WHITE, EUA; um novo cimento autocondicionante - RelyX U200, 3M ESPE, Alemanha; e o cimento ionômero de vidro modificado por resina – RelyX Luting 2, 3M ESPE, Alemanha) confere melhor adaptação marginal para cada tipo de coroa.
3. O desempenho desses três tipos de cimentos na resistência ao deslocamento por tração.
4. Se a desadaptação marginal das coroas pode influenciar na performance destes cimentos.

2. MATERIAIS E MÉTODO

2.1. DELINEAMENTO DO ESTUDO

Trata-se de um estudo experimental “laboratorial”.

2.2. OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Primeiramente, foi utilizada uma régua de nível e prumo (Tramontina – ref. 43100/012, Garibaldi, Brasil) para aplanar a mesa porta-modelos de um delineador B2 (Bio-Art, São Carlos, Brasil). Posteriormente, foi confeccionada uma muralha quadrangular de resina acrílica incolor (Jet, Clássico, Brasil) e acoplada a esta mesa, para evitar qualquer deslocamento do corpo de prova no momento da inserção dos análogos.

Em seguida, com o auxílio do delineador, foram instalados os 15 análogos do munhão universal em titânio (Neodent – ref. 101.040, Curitiba, Brasil) com diâmetro de 4,5 mm e altura de 4 mm em tubos de PVC (Tigre – ref. 22.17.020.1, Camaçari, Brasil) contendo bases de resina acrílica incolor (Jet, Clássico, Brasil), através de seu

respectivo transferente acoplado na ponta ativa, assegurando uma inserção única, livre de angulações. (Figura 01)

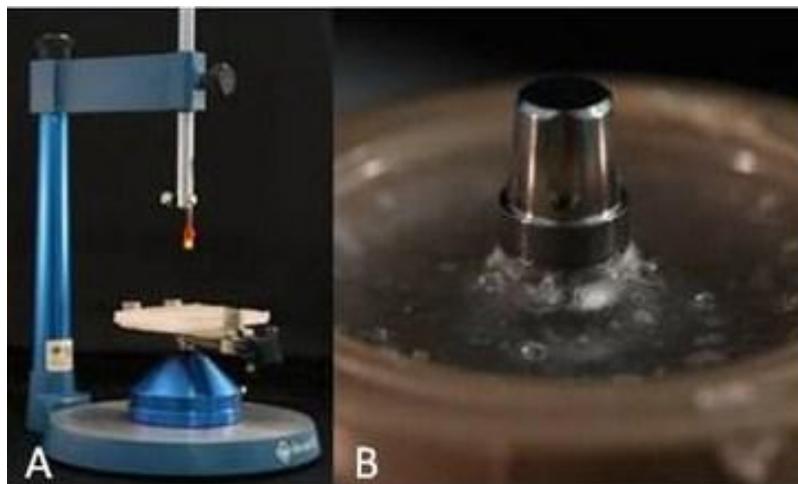


Figura 01 – (A) Delineador com transferente acoplado em sua ponta, (B) Análogo do componente instalado na sua base.

A confecção dos padrões em resina acrílica foi realizada em uma sala com temperatura de $22 \pm 2^{\circ}\text{C}$ e umidade estável. Posteriormente, os respectivos cilindros calcináveis (Neodent – ref. 108.062) foram acoplados aos análogos. (Figura 02)

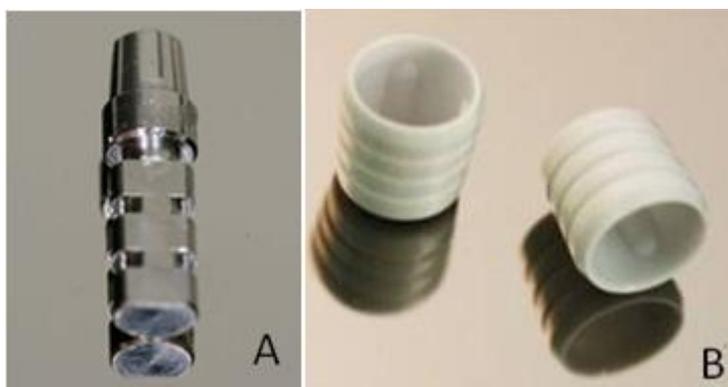


Figura 02 - (A) Análogo do munhão universal, (B) Cilindro calcinável (Neodent, Curitiba, Brasil).

Para que fosse possível a execução dos testes de deslocamento por tração, foi encerada uma alça com cera azul (Kota, São Paulo, Brasil) sobre um dos cilindros calcináveis, com secção circular de 2mm de diâmetro e 6mm de diâmetro interno, para auxiliar na confecção da alça em resina acrílica vermelha Duralay (Reliance Dental, Worth, EUA). Em seguida, foi observada individualmente a adaptação dos cilindros calcináveis aos análogos, de forma visual; buscando eliminar aqueles que a possuíssem de forma

inadequada, como riscos, fraturas, bolhas ou porosidades, e então capacitando os demais para a etapa seguinte (Figura 03A).



Figura 03 - (A) Adaptação do cilindro calcinável ao análogo do munhão universal. Enceramento da alça de resina acrílica para auxiliar nos testes de tração.

Foram fabricadas 15 coroas de zircônia através do Pantógrafo (Zirkonzahn, Tirol do Sul, Itália), máquina de fresagem manual, com este modelo padrão das coroas travado em uma de suas partes. Sendo utilizado um único bloco de zircônia de dimensões 15x15x5cm (Zirkonzahn, Tirol do Sul, Itália) pelo processo de “cópia de chave”, seguindo orientações do fabricante.

Após a fresagem, as coroas foram direcionadas para a sinterização, onde passaram 12 horas em uma máquina (Zirkonofen 600/V2, Tirol do Sul, Itália) à temperatura de 1280°C. Somente após perder o calor, foram removidas do sinterizador. Foi realizada então, uma inspeção visual detalhada das coroas para conferir sua integridade física.

Com a utilização deste mesmo modelo padrão, foram fabricadas outras 15 coroas de zircônia através da tecnologia CAD/CAM (*Computer Assisted Designing/ Computer Assisted Machining*). Os modelos foram escaneados por aparelho específico (CAD/CAM Ceramill, Amann Girrbach, Caltini, Brasil), e suas imagens enviadas para um laboratório-matriz (Figura 04).

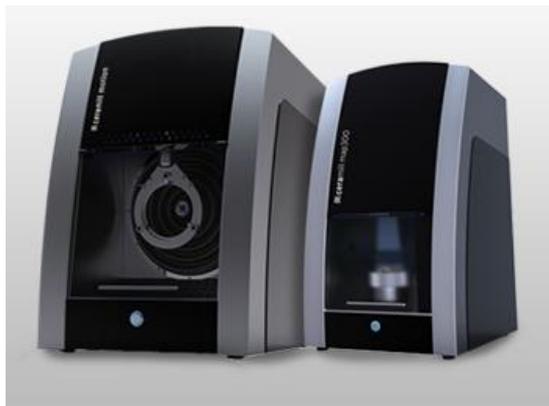


Figura 04 – Sistema CAD/CAM Ceramill, Amann Girrbach, Caltini, Brasil.

Trata-se de um método computadorizado, que proporciona uma usinagem precisa, única em monobloco, no qual, blocos cerâmicos pré-fabricados são fresados. Para a confecção destas coroas, foi utilizado um outro bloco de zircônia com a mesma dimensão anterior, seguindo as orientações do fabricante.

Após a fresagem, as coroas foram novamente direcionadas para a sinterização, onde permaneceram nas mesmas condições anteriores de período de tempo e temperatura, e somente removidas do sinterizador após perder o calor. Uma nova inspeção visual detalhada das coroas foi realizada, a fim de conferir sua integridade física: presença de trincas e/ou fraturas. Nenhum corpo de prova foi descartado. (Figura 05)



Figura 05 – Coroas de zircônia confeccionadas.

2.3. ESTABELECIMENTO DOS GRUPOS

	Fosfato de Zinco	RelyX Luting 2	RelyX U200	Total
CAD/CAM	5	5	5	15
Pantógrafo	5	5	5	15

Tabela 01 – Quadro esquemático da divisão dos grupos e subgrupos das coroas em zircônia.

2.4. AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL

Depois de concluídas as coroas de zircônia, iniciou-se o procedimento de avaliação da adaptação das coroas sobre os munhões. Para a avaliação da adaptação marginal e espessura de linha de cimentação, foi utilizado um microscópio estereoscópio Opton TNE-10B (Opton microscópios, China) do Laboratório de Bioquímica Oral do Instituto de Ciências da Saúde (ICS) – UFBA, com aumento de 20x. Uma câmera de vídeo CCD (*chargecoupled device*), modelo MDCE-5A (*Sumbow Medical Instruments*, Ningbo, China), foi acoplada à lupa e ligada a um computador, permitindo que as imagens obtidas fossem transmitidas a este, onde eram armazenadas. As coroas foram posicionadas horizontalmente na base de observação através de um molde de silicone, com a finalidade de assegurar sua fixação. As faces observadas (vestibular, lingual, mesial e distal) foram então direcionadas perpendicularmente ao eixo axial de coleta da imagem. As amostras foram visualizadas com magnificação de 200x. A partir do programa de coleta de dados acoplados a um aparelho de medição CorelDRAW 12 (*Corel Corporation*, Ottawa, Canadá), foram feitas as mensurações a partir das imagens captadas pela lupa estereoscópica. Esta avaliação foi realizada em 2 momentos: antes e após a cimentação, obtendo-se uma média das faces de cada corpo de prova para cada momento (Figura 06).

Para a mensuração dos valores de desadaptação marginal, foram confeccionados aleatoriamente com broca esférica diamantada nº 1014, dois pontos paralelos em cada face dos espécimes: um na coroa em zircônia e outro no munhão universal. Em seguida, através das imagens coletadas, as medições foram realizadas antes e após a cimentação. No momento pré-cimentação, foram obtidas duas medidas em milímetros (mm) para cada face, uma medindo o intervalo da fenda marginal e outra medindo a distância entre

os dois pontos confeccionados. Uma régua do programa CorelDRAW 12 foi utilizada para traçar uma linha tangenciando a borda mais externa de cada ponto. Posteriormente, uma linha perpendicular foi traçada ligando estas duas linhas paralelas entre si, obtendo-se então o valor da distância entre os dois pontos. A mesma metodologia foi utilizada para a mensuração da fenda marginal. Dos resultados encontrados, foram calculadas as médias das faces de cada corpo de prova, adquirindo-se um único valor tanto para a fenda marginal quanto para a distância entre pontos. No momento pós-cimentação, foi realizada apenas a medida da distância entre pontos, em virtude da difícil visualização das margens da fenda, obtendo-se uma média para cada espécime. Estas médias foram divididas por 200 para encontrar o valor real da imagem, já que houve uma magnificação de 200x. Foi então calculada a diferença das distâncias entre pontos no momento antes e após cimentação, e acrescida à fenda marginal encontrada para cada espécime. Ao final, os valores foram divididos por 1000, para serem convertidos de milímetros (mm) para micrômetros (μm).

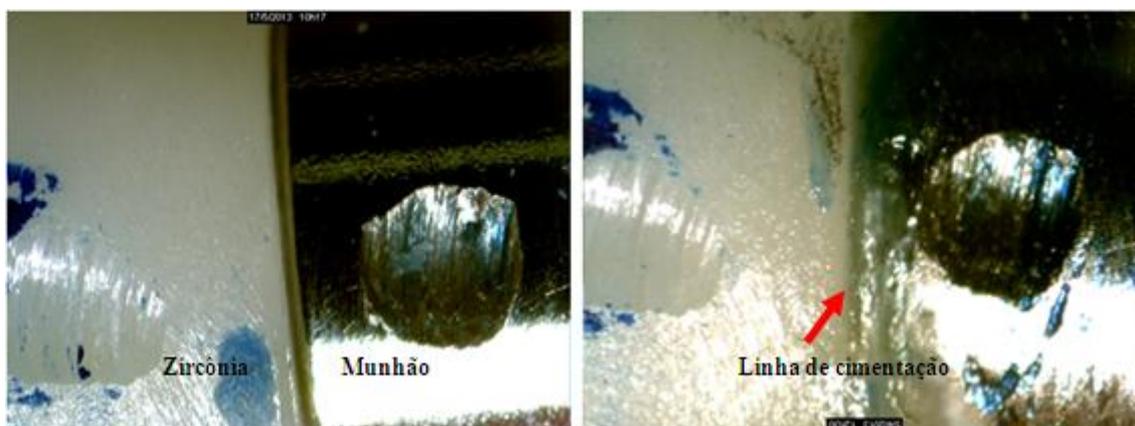


Figura 06 – Avaliação da adaptação marginal em lupa estereoscópica, antes e após a cimentação.

2.5. CIMENTAÇÃO

A cimentação foi executada em uma sala com temperatura de 23 ± 2 °C e umidade estável. As instruções do fabricante dos três tipos de cimentos empregados foram seguidas para a limpeza das superfícies, proporção, manipulação, inserção e tempo de presa.

O cimento de fosfato de zinco, o Cimento de Zinco (S.S. WHITE, Petrópolis, RJ) teve o pó proporcionado e dispensado em uma placa de vidro. Em seguida, foi dividido em 6

partes: 1/16, 1/16, 1/8, 1/4, 1/4 e 1/4, e então manipuladas progressivamente com o auxílio de uma espátula de manipulação de aço inoxidável nº 24, incorporando as porções de pó das menores para as maiores por 10, 10, 10, 15, 15 e 30 segundos, respectivamente. Isto com o intuito de promover uma maior quantidade de atrito, utilizando a maior área possível da placa até que se obtenha aspecto de fio. Foi então inserido na coroa com uma espátula de inserção nº 1, em fina camada, recobrando toda a sua superfície interna axial. Em seguida, foi pressionada digitalmente sobre o análogo por 2 segundos e posteriormente pela ponta ativa da prensa de um delineador B2 (Bio-Art, São Carlos, Brasil) com carga total de 5 kg atuando por 5 minutos. O excesso de cimento foi removido após 2 minutos, com o auxílio de uma sonda exploradora nº 5. As coroas foram então imediatamente imersas em água destilada sendo armazenadas em um frasco plástico e inseridas em uma estufa a 37°C durante 10 dias, até o momento do ensaio de tração.

O cimento de ionômero de vidro modificado por resina, o RelyX Luting 2 (3M ESPE, Alemanha), foi manipulado sobre um bloco de papel por um minuto, e aplicado no interior da coroa com uma espátula de inserção nº 1, formando uma fina camada capaz de cobrir toda superfície interna axial da coroa. Em seguida, foi pressionada digitalmente por 2 segundos sobre o análogo, já previamente situado no dispositivo de cimentação. Através deste, foi aplicada sobre a coroa uma carga total de 5 kg durante 5 minutos pela ponta ativa da prensa. O excedente do material cimentante foi retirado após aguardar 2 minutos, com o auxílio de uma sonda exploradora nº 5. As coroas foram então armazenadas novamente nas mesmas condições anteriores até o momento do ensaio de tração.

O cimento resinoso dual, o RelyX U200 (3M ESPE, Alemanha), teve sua porção inicial dispensada. Foi espatulado por 20 segundos e inserido nas coroas com a utilização de uma espátula de inserção nº 1. As coroas então foram direcionadas ao dispositivo de cimentação, para que fossem prensadas com iguais requisitos. Para facilitar a remoção do excesso do material com a sonda exploradora nº 5, logo após sua aplicação, o cimento foi fotopolimerizado por 2 segundos em suas faces vestibular e lingual, através de um fotopolimerizador Optilight LD Max (Gnatus, Ribeirão Preto, Brasil), com comprimento de onda na faixa de 470 nm. Posteriormente, o cimento foi mais uma vez fotopolimerizado através da interface marginal, por um período de 20 segundos em

todas as suas quatro faces. As coroas foram novamente armazenadas nas mesmas condições até a execução dos testes. (Figura 7)

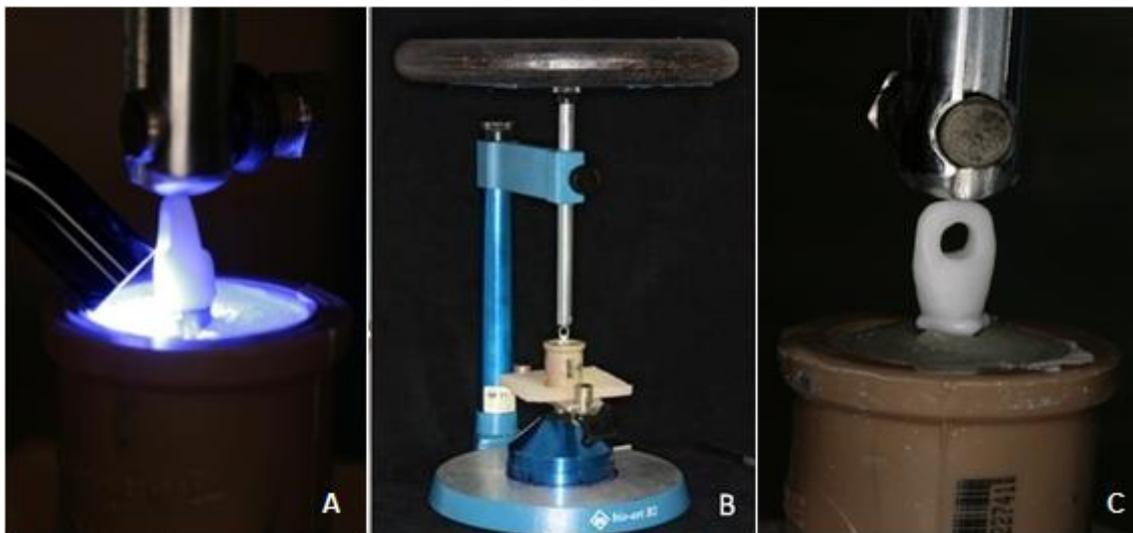


Figura 07 – (A) Fotopolimerização em uma das faces da coroa, (B) Dispositivo de cimentação: delineador B2 (Bio-Art, São Carlos, Brasil), (C) Coroa sob a ponta ativa da prensa, sendo cimentada.

2.6. ENSAIOS MECÂNICOS DE TRAÇÃO

Foram executados mediante a máquina de ensaio universal EMIC DL 2000 (EMIC, Equipamentos e Sistemas de Ensaio LTDA, PR – Brasil), do Laboratório de Prótese da Faculdade de Odontologia – UFBA; programada para imprimir uma velocidade de 0,5 mm/min, com uma célula de carga de 2000N. As coroas foram submetidas a uma força de tração axial através da adaptação de um anzol (Maguro – ref. 1930, tamanho 6/0) preso na garra de acionamento mecânico até que fosse promovido o seu deslocamento. Os valores de resistência de união foram fornecidos pelo próprio computador da EMIC, e obtidos em Quilograma Força (Kgf) individualmente para cada espécime. (Figura 08)



Figura 08 – Máquina de ensaio universal EMIC DL 2000.

2.7. ANÁLISE ESTATÍSTICA

O banco de dados foi criado no Excel 2003 e analisado no software R (versão 3.0.1). Foi feita uma análise descritiva (média, desvio padrão e mediana) com a finalidade de identificar as características gerais e específicas da amostra estudada.

Para verificar a existência de diferenças significativas na resistência à tração e na adaptação marginal de acordo com o tipo de coroa e tipo de cimento foi utilizada a ANOVA seguidos pelo post-hoc de Tukey ou o teste Exato de Kruskal-Wallis seguidos pelo post-hoc de Dunn quando com três ou mais grupos e o teste t-student ou Exato de Mann-Whitney quando com dois grupos a serem comparados. Para identificar a existência de relação linear entre a adaptação e resistência à tração foi aplicada a Correlação de Spearman. Para comparar a adaptação antes e após a cimentação foi empregado o teste t-student para amostras emparelhadas. Os pressupostos de normalidade foram testados usando o teste de Shapiro-Wilk e a homogeneidade de variâncias usando o teste de Levene.

O nível de significância estabelecido para este trabalho é de 5%. Os resultados obtidos foram apresentados de forma descritiva em tabelas comparativas formuladas em MS Word.

3. RESULTADOS

Na tabela 1 são indicados os valores descritivos (média, desvio padrão e mediana) da variável desadaptação, medida em micrômetros (μm) para cada tipo de coroa, de acordo com cada tipo de cimento, antes e após cimentação. Pode-se observar que o cimento RelyX Luting 2 proporcionou os menores valores de fenda, tanto para as coroas fresadas manualmente quanto para as fresadas por sistema computadorizado após cimentação; sendo que as coroas confeccionadas por pantógrafo demonstraram menores valores de fenda após cimentação em relação às CAD/CAM. Contudo, ao serem comparados os momentos pré e pós-cimentação, não houve diferença estatisticamente significativa da utilização deste cimento em relação às coroas confeccionadas por método manual.

O cimento RelyX U200 obteve os maiores valores de desajuste pós-cimentação, independente do tipo de coroa; e também apresentou menores valores de desadaptação quando utilizado em coroas fresadas através de método manual em comparação às CAD/CAM. Entretanto, este cimento não demonstrou diferença estatística significativa para as coroas fresadas por pantógrafo, quando comparados os momentos antes e após a cimentação.

O cimento fosfato de zinco também forneceu menores valores de fenda marginal para as coroas confeccionadas por pantógrafo do que para as coroas CAD/CAM.

Tabela 1. Adaptação marginal: Comparação entre antes e depois da cimentação.

Variáveis (μm)	Momento						p-valor
	Antes da Cimentação			Depois da Cimentação			
	Média	Dp	Mediana	Média	Dp	Mediana	
CAD/CAM							
Fosfato de zinco	47,60	17,75	42,00	62,00	12,86	65,00	0,090
RelyX U200	40,20	12,35	41,00	73,80	44,49	62,00	0,163
RelyX Luting 2	43,40	15,85	46,00	53,80	8,43	58,00	0,049
Pantógrafo							
Fosfato de zinco	28,20	20,216	20,00	45,20	24,035	39,00	0,052
RelyX U200	35,60	11,305	41,00	53,00	10,817	54,00	0,005
RelyX Luting 2	30,40	13,867	29,00	39,80	12,696	40,00	0,121

Teste t-student para amostras emparelhadas. Nível de significância de 5%.

Na tabela 2, valores descritivos (média, desvio padrão e mediana) da variável desadaptação (μm) são apresentados para cada tipo de coroa, de acordo com cada tipo de cimento após cimentação. Demonstrando que o cimento ionômero de vidro modificado por resina, o RelyX Luting 2, obteve menor desajuste marginal depois da cimentação, independente do tipo de coroa utilizada. E que o cimento RelyX U200 apresentou os maiores valores de desadaptação para ambos os tipos de coroa.

As coroas confeccionadas através de pantógrafo obtiveram menor fenda marginal, independente do tipo de cimento, quando comparadas às coroas computadorizadas. Entretanto, os valores de discrepância marginal não demonstraram diferença estatisticamente significativa entre os cimentos para ambos os tipos de coroa.

Tabela 2. Adaptação marginal: Correlação entre tipo de cimento x tipo de coroa.

Variáveis (μm)	Tipo de Cimento									p-valor
	Fosfato de Zinco			RelyX U200			RelyX Luting 2			
	Média	Dp	Mediana	Média	Dp	Mediana	Média	Dp	Mediana	
CAD/CAM	62,00	12,86	65,00	73,80	44,49	62,00	53,80	8,43	58,00	0,523
Pantógrafo	45,20	24,03	39,00	53,00	10,81	54,00	39,80	12,69	40,00	0,484

Teste ANOVA seguidos pelo post-hoc de Tukey ou o teste Exato de Kruskal-Wallis seguidos pelo post-hoc de Dunn quando com três ou mais grupos.

Teste t-student ou Exato de Mann-Whitney quando com dois grupos a serem comparados.

Durante a realização do teste de resistência ao deslocamento por tração, 1 espécime teve sua alça fraturada. Isto devido a um erro em sua confecção, que a deixou extremamente delgada. Desta forma, o valor de resistência para este espécime foi suprimido deste estudo.

Os valores descritivos (média, desvio padrão e mediana) da variável resistência à tração, medidas em Quilograma Força (Kgf), são apresentados na tabela 3, para cada tipo de coroa, de acordo com cada tipo de cimento. Evidenciando que o cimento ionômero de vidro modificado por resina, o RelyX Luting 2, obteve melhor desempenho na retenção independente do tipo de coroa. E que, quando utilizado com coroas confeccionadas por pantógrafo, os valores de resistência tornam-se superiores. Para as coroas CAD/CAM, os valores médios de resistência à tração, não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre os cimentos. Para as coroas fresadas manualmente, foram obtidos valores estatisticamente significantes apenas quando comparados os cimentos fosfato de zinco e RelyX Luting 2.

Tabela 3. Resistência ao deslocamento por tração.

Variáveis (Kgf)	Resistência			p-valor
	Média	Dp	Mediana	
CAD/CAM				
Cimento				0,405
Fosfato de Zinco	8,71	4,00	6,97	
RelyX U200^A	8,08	0,62	7,67	
RelyX Luting 2^C	9,48	2,49	9,06	
Pantógrafo				
Cimento				0,013
Fosfato de Zinco^a	11,85	3,15	10,46	
RelyX U200^B	14,78	5,94	11,85	
RelyX Luting 2^{bD}	24,54	6,73	25,80	

*Letras minúsculas distintas indicam diferença significativa pelo teste Post-Hoc de Dunn na comparação de cimentos de acordo com o tipo de coroa.

*Letras maiúsculas distintas indicam diferença significativa pelo teste t-student ou Exato de Mann-Whitney na comparação de coroas de acordo com o tipo de cimento.

Também são demonstrados os valores descritivos da resistência à tração para cada tipo de cimento, de acordo com cada tipo de coroa. Foi encontrada diferença estatisticamente significativa apenas para os cimentos RelyX U200 e RelyX Luting 2, quando comparados individualmente entre as coroas CAD/CAM e as coroas fresadas por pantógrafo.

São apresentados na tabela 4, os valores descritivos (coeficiente de correlação) da variável desadaptação (μm) para cada tipo de coroa, de acordo com os valores da resistência à tração. Comprovando que os valores de desajuste marginal não influenciaram nos valores de resistência destes cimentos.

Tabela 4. Correlação entre fenda após cimentação x resistência.

Variáveis (μm)	Resistência	
	Coefficiente de Correlação	p-valor
CAD/CAM	0,176	0,546
Pantógrafo	-0,140	0,619

Teste: Correlação de Spearman.

4. DISCUSSÃO

Com a finalidade de avaliar somente as propriedades dos cimentos, uma padronização foi determinada para garantir que outros aspectos não abrangessem este estudo; como observado por Güncü *et al*¹² e Hamad *et al*¹³, os munhões utilizados foram de mesma conicidade e altura, assim como não foi empregado nenhum tipo de tratamento de superfície.

O cimento de ionômero de vidro modificado por resina e o cimento resinoso, parecem possuir um menor escoamento e podem apresentar uma maior espessura de película de cimentação, o que pode impedir o correto assentamento da peça protética, promovendo desadaptações marginais em consequência de sua maior viscosidade em relação ao cimento fosfato de zinco como observado por Güncü *et al*¹², Rosenstiel *et al*¹⁷ e Ben-Amar *et al*²¹. No presente estudo, entretanto, o cimento de ionômero de vidro modificado por resina, o RelyX Luting 2, obteve menor desajuste marginal depois da cimentação, independente do tipo de coroa utilizada.

Como parte integrante desse estudo, foi analisado o desajuste marginal de coroas em zircônia confeccionadas pelo sistema de fresagem manual através de pantógrafo e pelo sistema computadorizado CAM/CAM (Ceramill; Amann Girrbach), e cimentadas com cimento fosfato de zinco. Os resultados encontrados para o desajuste antes da cimentação foram de 28 μm e 47 μm , respectivamente. E, após a cimentação, foram de 45 μm e 62 μm , respectivamente. O que evidencia que a precisão da adaptação marginal

dos sistemas CAD/CAM é relativamente deficiente em relação à fresagem manual. Clayton *et al*³⁸, em um estudo semelhante, observaram cilindros de ouro pré-fabricados cimentados com fosfato de zinco sobre pilares CeraOne[®], e constataram gaps de aproximadamente 5 µm antes da cimentação e 64 µm após. Sendo estes valores considerados então, como clinicamente aceitáveis.

Através da mensuração das fendas marginais das coroas, foram identificados neste estudo, valores melhores de adaptação para as coroas fresadas manualmente do que para as computadorizadas. Embora Grenade *et al*⁷ tenham comparado a adaptação de copings unitários em zircônia entre diferentes processos de fabricação (fresagem manual e computadorizada) e tenham concluído que o sistema computadorizado obteve valores menores de desajuste marginal do que o sistema manual, além de ambos apresentarem resultados clinicamente aceitáveis.

Através da análise da média da desadaptação marginal existente entre as coroas de zircônia no presente estudo, pode-se perceber que no momento antes da cimentação, as coroas fresadas por pantógrafo apresentaram valores menores em relação às coroas CAD/CAM. Os valores encontrados para o cimento de ionômero de vidro modificado por resina, o RelyX Luting 2, foram de 30 µm e 43 µm, respectivamente. Enquanto que para o cimento resinoso RelyX U200, os valores foram de 35 µm e 40 µm. Confirmando uma maior precisão na confecção das coroas através do método de fresagem manual. No momento pós-cimentação, observa-se que o RelyX Luting 2, possuiu os menores valores de desajuste marginal, independente do tipo de coroa: fresada manualmente (39µm) ou computadorizada (53 µm). Entretanto, o cimento que demonstrou pior desempenho em relação aos três cimentos utilizados, foi o RelyX U200, que exibiu valores de 53 µm e 73 µm, respectivamente. Estando os resultados de acordo com os estudos de Martínez-Rus *et al*³⁷ e McLean *et al*^{40,41}, já que valores inferiores a 120 µm são considerados clinicamente aceitáveis.

No presente estudo, não foram encontrados valores estatisticamente significantes que indiquem correlação entre desajuste marginal e resistência. O que demonstra que os valores das fendas pós-cimentação não influenciaram nos valores de resistência ao deslocamento.^{3,37,40,41}

Foram analisados através deste estudo, o desempenho de três tipos de cimentos: o fosfato de zinco (S.S.WHITE), o cimento resinoso (RelyX U200, 3M ESPE) e o ionômero de vidro modificado por resina (RelyX Luting 2, 3M ESPE) na resistência ao deslocamento por tração de coroas em zircônia confeccionadas por método de fresagem manual e computadorizada. Os valores mais elevados foram encontrados para o cimento de ionômero de vidro modificado por resina. Entretanto, Consani *et al*²², Tjan *et al*²³ e Brukl *et al*²⁴, entre outros^{25,26,27,28,32}, concluíram que o cimento resinoso obteve melhor retenção quando comparado com os cimentos ionômero de vidro modificado por resina, fosfato de zinco e ionômero de vidro convencional. Esta divergência se deve, muito provavelmente, aos diferentes materiais que compõem as coroas.

Nos estudos de Güncü *et al*¹² e Squier *et al*³¹, as próteses cimentadas com fosfato de zinco apresentaram maior retenção do que o ionômero de vidro. Entretanto neste estudo foi evidenciado que o cimento ionômero de vidro modificado por resina, o RelyX Luting 2, obteve melhor desempenho independente do tipo de coroa, e que as coroas fresadas por pantógrafo possuíram melhor desempenho. Contudo, outros estudos relataram a superioridade dos cimentos ionoméricos quando comparados aos cimentos de fosfato de zinco^{26,27,33} ou similaridade entre estes agentes cimentantes.^{26,33}

O cimento de ionômero de vidro modificado por resina (RelyX Luting 2), apresentou maior resistência ao deslocamento por tração, e também uma menor discrepância marginal observada em ambos os tipos de coroas, tanto nas confeccionadas por método manual quanto nas computadorizadas. Isto, clinicamente, pode implicar em uma menor exposição do cimento ao meio oral, o que minimiza a possível solubilidade do agente cimentante e sua conseqüente degradação, comprometendo suas propriedades mecânicas. Uma menor desadaptação é proveniente de um melhor assentamento da peça protética, conferindo uma fina espessura de película de cimentação, devido ao melhor escoamento e a menor viscosidade do cimento. Um fator curioso se deve à composição dos CIVMRs. Eles são compostos por pó de vidro de sílica, ácido acrílico e monômeros tratados com o agente de união silano.³⁰ O silano possui afinidade pela sílica (fase vítrea) comumente presente nas cerâmicas convencionais e dificilmente existente na composição do material cerâmico proposto: a zircônia. É possível que o pó de vidro de

sílica inerente a este cimento possa desempenhar um papel similar aos tratamentos de superfície como a silicatização, favorecendo a união. Como foi igualmente verificado no presente trabalho.

O cimento fosfato de zinco (S. S. WHITE), por sua vez, deteve discrepâncias marginais intermediárias, eventualmente pelo fato de estabelecer apenas retenção mecânica ou friccional e não química.^{14,15} O cimento resinoso (RelyX U200), demonstrou o maior desajuste marginal entre os três cimentos utilizados neste estudo. Provavelmente pela sua maior viscosidade, que reduz o escoamento e aumenta a espessura da película de cimentação, impedindo o correto assentamento da prótese e limitando seus valores de resistência. Além de sua maior dificuldade em estabelecer interação com a zircônia; em virtude da sua deficiência de fase vítrea, o que dificulta a formação de ligações moleculares com o silano que reveste os monômeros existentes em sua composição. Contudo, não houve diferença estatisticamente significante entre os cimentos fosfato de zinco e resinoso em relação à resistência.^{17,19,20}

5. CONCLUSÃO

Diante das limitações deste estudo, conclui-se que:

1. As coroas fresadas por pantógrafo resultaram em menores valores de desadaptação marginal em relação às coroas usinadas por CAD/CAM.
2. O cimento de ionômero de vidro modificado por resina, o RelyX Luting 2, resultou em menores valores de desajuste marginal, independente do tipo de coroa (fresada manualmente ou através do método CAD/CAM).
3. O cimento RelyX Luting 2 também promoveu o melhor valor de resistência ao deslocamento por tração para ambos os tipos de coroa.
4. Não foi observada correlação entre discrepâncias marginais pós-cimentação e resistência à tração.

ABSTRACT

The present study aimed to compare the marginal adaptation between zirconia crowns made by manual milling (pantograph) and computerized (CAD/CAM) at the time before and after cementation and to evaluate the retention of these crowns when used 3 types of cements: Phosphate Zinc, ionomer resin modified glass (Rely-X Luting 2) and resin cement (Rely-X U200). Thirty crowns were made of zirconia, of which 15 were milled crowns per pantograph, and 15 other crowns were milled by the method CAD/CAM. Each group was divided into 3 subgroups according to the cement used. The cementing of crowns analogs was carried out on prefabricated components measuring 4.5 mm x 4 mm. The assessment and measurement of marginal interface with the aid of a stereomicroscope (20x) was performed in stages: pre-and post-cementation; watching the buccal, lingual, mesial and distal. Subsequently, the crowns were tested for their retention in a universal testing machine (EMIC), being subjected to an axial tensile speed of 0.5 mm/min to its displacement. The values found for the crowns CAD/CAM in the pre-cementation (47.60, 40.20, 43.40 μm) had the highest marginal discrepancy regarding milled crowns per pantograph (28.20, 35.60, 30.40 μm). The RelyX Luting 2 showed lower values of misfit post-grouting crowns milled CAD/CAM (53.80 $\mu\text{m} \pm 8.43$) and pantograph (39.80 $\mu\text{m} \pm 12,696$) compared to zinc phosphate cements (62.00 $\mu\text{m} \pm 12.86$, 45.20 $\mu\text{m} \pm 24.035$. For CAD/CAM and pantograph, respectively) and RelyX U200 (73.80 $\mu\text{m} \pm 44.49$, 53.00 $\mu\text{m} \pm 10,817$). The RelyX Luting 2 also had the best performance in resistance to displacement by traction (9.48 Kgf ± 2.49 , 24.54 Kgf ± 6.73), compared with zinc phosphate (8.71 Kgf $\pm 4, 00$; 11.85 Kgf ± 3.15) and RelyX U200 (8.08 Kgf ± 0.62 , 14.78 Kgf ± 5.94). The results indicated lower values of marginal discrepancy for milled crowns per pantograph compared to computerized crowns, and the RelyX Luting 2 obtained in addition to a lower marginal discrepancy, a better performance in tensile strength between the three cements used for both types of crown. However, there was no statistically significant difference that confirms the influence of mismatch in resistance to displacement by traction.

Keywords: Dental Implant, Cementation, Tensile Strength.

REFERÊNCIAS

1. Yucel MT, Yondem I, Aykent F, Eraslan O. Influence of the supporting die structures on the fracture strength of all-ceramic materials. *Clin Oral Investig.* 2012; 16(4): 1105-10.
2. Hjerppe J, Lassila LVJ, Rakkolainen T, Närhi T, Vallittu PK. Load-bearing capacity of custom-made versus prefabricated commercially available zirconia abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011; 26(1):132-8.
3. Kohorst P, Junghanns J, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Different CAD/CAM-processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy. *Clin Oral Invest.* 2011; 15:527–536.
4. Magne P, Oderich E, Boff LL, Cardoso AC, Belser UC. Fatigue resistance and failure mode of CAD/CAM composite resin implant abutments restored with type III composite resin and porcelain veneers. *Clin Oral Impl.* 2011; 22:1275–1281.
5. Yilmaz H, Nemli SK, Aydin C, Bal BT, Tıraş T. Effect of fatigue on biaxial flexural strength of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Dent Mater.* 2011; 27:786–795.
6. Aboushelib MN. Fatigue and fracture resistance of zirconia crowns prepared with different finish line designs. *J Prosthodont.* 2012; 21:22–27.
7. Fernandes JCS, Correia ARM, Cardoso JA, Fernandes PFS, Almeida TC, Pinto MG. CAD-CAM all-ceramic fully sintered zirconia crowns for the oral rehabilitation of an amelogenesis imperfecta case. *Rev Odonto Ciênc.* 2009; 24(3):323-326.
8. Baldassarri M, Hjerppe J, Romeo D, Fickl S, Thompson VP, Stappert CFJ. Marginal accuracy of three implant–ceramic abutment configurations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012; 27:537–543.
9. Magne P, Paranhos MPG, Burnett Jr LH, Magne M, Belser UC. Fatigue resistance and failure mode of novel-design anterior single-tooth implant restorations: influence of material selection for type III veneers bonded to zirconia abutments. *Clin Oral Impl Res.* 2011; 22:195–200.
10. Grenade C, Mainjot A, Vanheusden A. Fit of single tooth zirconia copings: comparison between various manufacturing processes. *J Prosthet Dent.* 2011; 105(4):249-255.

11. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006; 137(9):1289-1296.
12. Güncü MB, Çakan U, Canay Ş. Comparison of 3 luting agents on retention of implant-supported crowns on 2 different abutments. *Implant Dent.* 2011; 20:349–353.
13. Hamad KQA, Rashdan BAA, Abu-Sitta EH. The effects of height and surface roughness of abutments and the type of cement on bond strength of cement-retained implant restorations. *Clin Oral Impl Res.* 2011; 22:638–644.
14. Smith DC. Dental cements: current status and future prospects. *Dent Clin North Am.* 1983; 6:763-92.
15. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1999; 81(2):135-41.
16. Mendonça AAM, Oliveira CF, Hebling J, Souza Costa CA. Influence of thicknesses of smear layer on the transdentinal cytotoxicity and bond strength of a resin-modified glass-ionomer cement. *Braz Dent J.* 2012; 23(4):379-386.
17. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: a review of the current literature. *J Prosth Dent.* 1998; 80(3):280-301.
18. Valentino TA, Borges GA, Borges LH, Vishal J, Martins LRM, Correr-Sobrinho L. Dual resin cement knoop hardness after different activation modes through dental ceramics. *Braz Dent J.* 2010; 21(2):104-110.
19. Jacobsen PH, Riss JS. Luting agents for ceramic and polymeric inlays and onlays. *Int Dent J.* 1992; 42(3):145-149.
20. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent.* 2006; 95:430-6.
21. Ben-Amar A, Liberman R, Apatowsky U, Pilo R. PH changes of glass-ionomer lining materials at various time intervals. *J Oral Rehabil.* 1999; 26(11):847-52.
22. Consani S, Santos JG, Correr Sobrinho L, Sinhoreti MAC, Sousa-Neto MD. Effect of cement types on the tensile strength of metallic crowns submitted to thermocycling. *Braz Dent J.* 2003; 14(3):193-196.

23. Tjan AHL, Li T. Seating and retention of complete crowns with a new adhesive resin cement. *J Prosthet Dent.* 1992; 67:478-483.
24. Brukl CE, Nicholson JW, Norling BK. Crown retention and seating on natural teeth with a resin cement. *J Prosthet Dent.* 1992; 53:618-622.
25. El Mowafy OM, Fenton AH, Forrester N, Milenkovic M. Retention of metal ceramic crowns cemented with glass ionomer cements: effects of preparation taper and height. *J Prosthet Dent.* 1996; 76:524-529.
26. 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; 77:116-121.
27. Tuntiprawon M. Effect of tooth surface roughness on marginal seating and retention of complete metal crowns. *J Prosthet Dent.* 1999; 81:142-147.
28. Toledo FL, Freitas MFA, Oliveira RM, Guastaldi AC, Freitas CA. Tensile strength of NiCr crowns cemented upon usinated titanium alloy abutments with 4 different types of cements. *Innov Implant J, Biomater Esthet.* 2010; 5(3):13-18.
29. Zidan O, Ferguson GC. The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. *J Prosthet Dent.* 2003; 89:565-571.
30. Wahl C, França FMG, Brito Jr RB, Basting RT, Smanio H. Assessment of the tensile strength of hexagonal abutments using different cementing agents. *Braz Oral Res.* 2008; 22(4):299-304.
31. Squier RS, Agar JR, Duncan JP et al. Retentiveness of dental cements used with metallic implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001; 16:793-798.
32. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2004; 92(3):265-73.
33. Ayad MF, Johnston WM, Rosenstiel SF. Influence of tooth preparation taper and cement type on recementation strength of complete metal crowns. *J Prosthet Dent.* 2009; 102:354-361.
34. Garg P, Gupta G, Prithviraj DR, Pujari M. Retentiveness of various luting agents used with implant-supported prostheses: a preliminary in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2013; 26:82-84.

35. Mitchell CA, Orr JF, Connor KN, Magill JPG, Maguire GR. Comparative study of four glass ionomer luting cements during post pullout tests. *Dent Mater.* 1994; 10:88-91.
36. Momoi Y, Hirosaki K, Kohno A, McCabe JF. Flexural properties of resin-modified hybrid glass-ionomer in comparison with conventional acid-base glass-ionomer. *Dent Mater.* 1995; 14:109-119.
37. Martínez-Rus F, Suárez MJ, Rivera B, Pradíes G. Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings. *J Prosthet Dent.* 2011; 105(2):108-14.
38. McLean JW. Polycarboxylate cements. Five years' experience in general practice. *Br Dent J.* 1972; 132:9-15.
39. McLean JW, Von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971; 131:107-11.
40. Clayton GH, Driscoll CF, Hondrum SO. The effect of luting agents on the retention and marginal adaptation of the CeraOne implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997; 12(5):600-665.
41. Nascimento ML, Ribeiro GR, Salles MA, Moraes LMC. Comparison of the adaptation between estheticone abutment prefabricated in gold and nickel-chromium after overcasting procedure and porcelain firing. *Innov Implant J, Biomater Esthet.* 2010; 5(2):14-18.