



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

ROSELI DE FREITAS ARAUJO PINATTI

**EFEITO DO TIPO DE SISTEMA DE CIMENTAÇÃO NA FORÇA
DE UNIÃO DE MATERIAIS UTILIZADOS PARA COROAS LIVRES
DE METAL EMPREGADOS A PILARES INTERMEDIÁRIOS**

2023

ROSELI DE FREITAS ARAUJO PINATTI

**EFEITO DO TIPO DE SISTEMA DE CIMENTAÇÃO NA FORÇA DE UNIÃO DE
MATERIAIS UTILIZADOS PARA COROAS LIVRES DE METAL EMPREGADOS A
PILARES INTERMEDIÁRIOS**

Dissertação apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (UNESP), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS APLICADAS À SAÚDE BUCAL.

Área: Odontologia Restauradora - Dentística. Linha de pesquisa: Desempenho de materiais e técnicas em odontologia restauradora

Orientador: Prof. Assoc. Carlos Rocha Gomes Torres

São José dos Campos

2023

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2024]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Pinatti, Roseli de Freitas Araujo

Efeito do tipo de sistema de cimentação na força de união de materiais utilizados para coroas livres de metal empregados a pilares intermediários / Roseli de Freitas Araujo Pinatti. - São José dos Campos : [s.n.], 2023.
79 f. : il.

Dissertação (Mestrado) - Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Saúde Bucal - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2023.

Orientador: Carlos Rocha Gomes Torres.

1. Adesão. 2. Cimento resinoso. 3. Resina composta. 4. Dissilicato de lítio. 5. Zircônia. I. Torres, Carlos Rocha Gomes, orient. II. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. III. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. IV. Universidade Estadual Paulista (Unesp). V. Título.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Assoc. Carlos Rocha Gomes Torres (Orientador)

Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” - UNESP

Instituto de Ciência e Tecnologia

São José dos Campos

Prof. Assoc. Cesar Rogério Pucci

Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” - UNESP

Instituto de Ciência e Tecnologia

São José dos Campos

Profa. Dra. Natália Cortez Gutierrez

Centro Universitário Braz Cubas

Mogi das Cruzes

São José dos Campos, 15 de março de 2023

DEDICATÓRIA

Aos meus queridos pais, Rosalvo e Sueli, que são meus exemplos de perseverança e comprometimento, e que sempre acreditaram em mim e me ajudaram de infinitas formas! Chegar aonde estou hoje, só foi possível porque vocês estavam ao meu lado!

Ao meu esposo Eric, que a todo momento me apoia e me incentiva com palavras de ânimo! A caminhada durante este curso, ao seu lado, certamente foi mais leve!

AGRADECIMENTOS

A Deus, que sempre me sustentou e manteve meu coração cheio de esperança e grato por todo o aprendizado e oportunidades durante esses dois anos.

Ao ICT – UNESP, local a que devo toda a minha formação e desenvolvimento profissional!

Aos docentes da Dentística do ICT-UNESP, que desde a minha graduação me ensinaram a exercer a Odontologia com muita responsabilidade e dedicação.

Ao meu orientador, Professor Carlos Rocha Gomes Torres, por toda dedicação ao ensinar, e por todas as oportunidades durante esse curso.

Aos meus queridos amigos de mestrado, Douglas Ferreira, Gabriela Chagas, Maria Holanda, Pedro Barros, Rebeqa Cristiane e Victor Bottesini por todo companheirismo e amizade!! Vocês foram essenciais nessa caminhada!! Muito obrigada!!

À Dra. Regina Célia Santos Pinto Silva, de maneira especial, que me ensinou muito além da Odontologia! E me inspirou a trilhar os caminhos acadêmicos!! Muito obrigada!!!

À banca examinadora, Professor Cesar Rogério Pucci e Professora Natália Cortez Gutierrez pelo aceite ao convite e pelas considerações a este trabalho!

"O mais importante e bonito, do mundo, é isto: que as pessoas não estão sempre iguais, mas que elas vão sempre mudando". Guimarães Rosa

RESUMO

Pinatti, RFA. Efeito do tipo de sistema de cimentação na força de união de materiais utilizados para coroas livres de metal empregados a pilares intermediários. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (UNESP), Instituto de Ciência e Tecnologia, 2023.

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência do sistema de cimentação, do tipo de material empregado para confecção do pilar intermediário e do tipo de material empregado para a confecção da coroa na força de união de próteses cimentadas sobre implantes. Para simular o desempenho do pilar noventa espécimes de zircônia (IPS E.MAX ZirCAD, Ivoclar Vivadent) e noventa espécimes de titânio (O'ring Capsule, Peclab) foram obtidos. A rugosidade superficial foi padronizada utilizando-se uma polítrix circular com lixa de granulação 600 durante 1 minuto. Os espécimes que simularam as coroas foram confeccionados a partir de blocos de resina (Grandio Blocs, Voco), dissilicato de lítio (IPS E.MAX eCAD, Ivoclar Vivadent) e de zircônia translúcidos (Zirkom, OdontoMega) com 3mm de diâmetro e 4 mm de altura. Cada tipo de material de pilar recebeu a cimentação de todos os três tipos de materiais que simulam as coroas. Para cada combinação foram testados três diferentes cimentos, sendo eles Bifix Hybrid Abutment (Voco), Multilink Abutment (Ivoclar Vivadent) e Vita Adiva (VITA). Os espécimes foram submetidos a um ensaio de cisalhamento a uma velocidade de 1 mm/min. Os dados foram analisados usando ANOVA a três fatores (pilar x coroa x cimento) seguido pelo teste de Tukey ($\alpha = 5\%$). Os resultados mostraram que houve diferenças significativas para o tipo de pilar e de coroa ($p < 0.05$) e para o tipo de cimento ($p < 0.05$). Pode-se observar que o cimento Bifix propiciou uma resistência adesiva significativamente menor que o Vita, enquanto o Multilink resultou em valores intermediários. Observou-se também que a resistência de união ao titânio foi menor do que à zircônia para infraestrutura. A resistência de união entre a zircônia e a zircônia de infraestrutura obtiveram valores significativamente maiores. Podemos concluir que o tipo de sistema de cimentação, o tipo de pilar e o tipo de coroa influenciaram significativamente na força de união entre os espécimes de simularam as coroas e os espécimes que simularam o pilar intermediário. O cimento Bifix Abutment proporcionou os menores valores enquanto o Vita Adiva os maiores. A resistência de união ao pilar de titânio foi menor do que à zircônia para infraestrutura, enquanto a adesão à coroa de resina composta foi menor do que ao dissilicato de lítio, que por sua vez foi menor do que à zircônia translúcida.

Palavras-chave: Adesão; Cimento resinoso; Resina composta, Dissilicato de lítio; Zircônia; Titânio.

ABSTRACT

Pinatti, RFA. Effect of the type of cementation system on the bond strength of materials used for metal free crowns to employed for intermediate abutments. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (UNESP), Institute of Science and Technology; 2023.

The aim of this study was to evaluate the influence of the cementation system, the type of material used to make the intermediate abutment and the type of material used to make the crown on the bond strength of implant-cemented prostheses. To simulate the performance of the abutment, ninety zirconia specimens (IPS E.MAX ZirCAD, Ivoclar Vivadent) and ninety titanium specimens (O'ring Capsule, Peclab) were obtained. Surface roughness was standardized using a circular polisher with 600-grit sandpaper for 1 minute. The specimens that simulated the crowns were made from resin blocks (Grandio Blocs, Voco), lithium disilicate (IPS E.MAX eCAD, Ivoclar Vivadent) and translucent zirconia blocks (Zirkom, OdontoMega) with 3 mm in diameter and 4 mm height. Each type of abutment material was cemented from all three types of crown-simulating materials. For each combination, three different cements were tested, Bifix Hybrid Abutment (Voco), Multilink Abutment (Ivoclar Vivadent) and Vita Adiva (VITA). Specimens were secured to a shear test at a speed of 1 mm/min. Data were analyzed using three-way ANOVA (abutment x crown x cement) followed by Tukey's test ($\alpha = 5\%$). The results showed significant differences for the type of abutment and crown ($p < 0.05$), and for the type of cement ($p < 0.05$). It can be observed that Bifix cement provided significantly lower bond strength than Vita, while Multilink evolved in intermediate values. It was observed the tensile bond strength was lower than backbone zirconia. The bond strength between zirconia crown and zirconia infrastructure obtained significantly higher values. We can conclude that the type of cementation system, the type of abutment and the type of crown significantly influenced the bond strength between the crowns and the intermediate abutment. Bifix Abutment cement introduced the lowest values while Vita Adiva presented the highest values. The strength adhesion to the titanium abutment was lower than to the infrastructure zirconia, while the adhesion to the composite resin crown was lower than to the lithium disilicate, which in turn was lower than to the translucent zirconia.

Keywords: Adhesion; Resin cement; Composite resin, Lithium disilicate; Zirconia; Titanium

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	10
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	10
2.1 Cimentos resinosos.....	10
2.2 Cerâmicas odontológicas.....	22
2.3 Tratamentos de superfície.....	32
3 PROPOSIÇÃO	48
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	49
4.1.1 Unidades experimentais	49
4.1.2 Fatores em estudo.....	49
4.2 Preparo dos espécimes	50
4.2.1 Simulação dos pilares intermediários	50
4.3.2 Simulação das coroas.....	53
4.4 Cimentação	56
4.5 Mensuração da força de adesão	62
4.6 Planejamento Estatístico	64
5 RESULTADOS.....	65
6 DISCUSSÃO.....	67
7 CONCLUSÃO.....	69
REFERÊNCIAS.....	74

1 INTRODUÇÃO

A odontologia atual dispõe de uma grande variedade de materiais de cimentação desenvolvidos para melhorar o processo de união de próteses aos tecidos dentais preparados e/ou materiais de núcleo. Por anos, o material padrão ouro para cimentação de peças protéticas foi o cimento à base de fosfato de zinco, que embora apresentasse baixa solubilidade e alta resistência, não exibia qualquer adesão ao dente (Oliveira C. et al., 2017). A retenção da peça protética, portanto, era limitada a aspectos mecânicos relacionados à forma do preparo. Com o tempo, o uso de cimentos de ionômero de vidro se tornou mais difundido, o que representou um avanço pela adesão proporcionada ao tecido dentário, através da união química ao cálcio, embora não apresentasse união à parte interna da prótese (Namoratto et al., 2013.). Atualmente o mercado odontológico dispõe de uma variedade de cimentos resinosos, que tem sido os materiais mais utilizados nos últimos anos devido ao seu fácil manuseio e aplicação, boas propriedades mecânicas, possibilidade de escolha de cor e, principalmente, adesão aos substratos dentais e pilares e à porção interna da prótese (Guedes et al., 2008.). A adesão permite a transferência de carga através da interface dente/restauração, permitindo um aumento da retenção, conseqüentemente contribuindo para o aumento da longevidade do tratamento.

Diversos estudos analisaram alternativas para melhorar a adesão e a longevidade dos trabalhos protéticos, sendo que o uso correto do sistema adesivo juntamente com os cimentos resinosos de alta resistência tem sido considerada a melhor opção (Blanc et al., 2019.; Oro, Carlini, 2008.; Rego, Schanuel, 2016.). No caso das próteses sobre implante cimentadas, a união é feita entre a porção interna da coroa e o material do pilar intermediário. Em geral, as coroas atualmente são fabricadas em cerâmica pura, como o dissilicato de lítio, a zircônia translúcida ou até mesmo resina composta pré-polimerizada, disponibilizada na forma de blocos usináveis pelo sistema CAD/CAM. Por outro lado, os pilares intermediários podem ser de titânio ou de cerâmicas de alta resistência, como a zircônia para infraestrutura. Dessa forma, o cimento resinoso deverá aderir adequadamente aos materiais da coroa e do pilar, embora eles possam apresentar constituições muito diferentes (Millan Cardenas et al., 2019.; Ventura et al., 2018.). A capacidade de se aderir

simultaneamente a diferentes substratos é, portanto, a característica mais importante desses sistemas de cimentação (Campos et al, 2019, Velo et al 2012). Para tal, diferentes monômeros resinosos e variados tratamentos de superfícies podem ser utilizados. Cada fabricante em geral opta por um diferente protocolo e desenvolve uma formulação única de sistema adesivo, primer cerâmico ou metálico, assim como cimento resinoso, e podem apresentar resultados completamente diferentes. Espera-se, portanto, que cada cimento, dependendo da sua formulação, se comporte de forma única, ainda que tenham sido desenvolvidos para o mesmo propósito.

Um grande desafio ainda presente é a obtenção de resultados satisfatórios do ponto de vista estético, quando coroas de cerâmica pura são cimentadas à pilares intermediários metálicos. Nesses casos, o aspecto escuro do metal interfere com a cor final da restauração, produzindo resultados aquém do desejado. Pilares intermediários cerâmicos, tem sido comumente utilizados em reabilitações em dentes anteriores, devido a melhores condições estéticas tanto para tecidos gengivais quanto para a cor final da restauração (Naveau et al., 2019.; Sivaraman et al., 2018.; Totou et al., 2021). Para a região posterior, pilares intermediários a base de titânio são escolhidos devido as boas propriedades mecânicas (Al-Thobity, 2022.; Loops et al., 2013.; Sghaireen, 2015.), onde a estética com relação a cor final da restauração ou dos tecidos gengivais não é prioridade. Tanto em pilares intermediários cerâmicos ou metálicos, o uso do cimento resinoso para adesão das peças protéticas é possível. Recentemente, cimentos resinosos ultra opacos foram desenvolvidos especialmente para essa aplicação, sendo seu desempenho ainda alvo de investigação (Reis et al., 2013.). Não se sabe o quanto o maior conteúdo de agentes opacificante poderia interferir com as características mecânicas do material, ou ainda se uma menor interação química com o sistema adesivo poderia ocorrer e prejudicar a força de união. Sendo assim, o objetivo deste estudo foi avaliar a influência do sistema de cimentação, do tipo de material empregado para confecção do pilar intermediário e do tipo de material empregado para a confecção da coroa na força de união de próteses cimentadas sobre implantes.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Para a melhor compreensão deste trabalho, a revisão da literatura foi dividida em três tópicos, onde serão abordados os temas: cimentos resinosos, cerâmicas odontológicas e tratamentos de superfície, que serão apresentados em ordem cronológica.

2.1 Cimentos resinosos

Nejatidanesh et al, em 2011, avaliaram a força de retenção de copings cerâmicos de óxido de zircônio suportados por implantes usando diferentes agentes de cimentação. Para tal vinte pilares sólidos de titânio de 5,5mm de comprimento e 8° de conicidade (048,541, ITI, Dental Implant System, Straumann AG) com vinte análogos de implante (048.124, ITI Dental Implant) foram montados verticalmente em blocos de resina acrílica autopolimerizável (Meliodente, Heraeus Kulzer, Hanau, Germany) usando um topógrafo odontológico. Cada pilar foi apertado a um análogo de implante a 35 Ncm e anexado a um mandril especial no braço vertical de um examinador dentário para garantir o alinhamento vertical dos pilares em bloco de resina. Um dos pilares e seu análogo de implante correspondente foi escaneado usando um scanner (Cercon Eye, Degudent, Hanau Germany) e 90 copings cerâmicos foram confeccionados por uma máquina CAD/CAM (Cercon Brain, Degudent). Todos os copings foram sinterizados (Cercon Heat, Degudent) a 1350° C por sete horas após o preparo. Todos os espécimes foram jateados com partículas de óxido de alumínio de 110µm, a uma pressão de 2 bar, com uma distância de 10mm e direção perpendicular a cada superfície, durante 10 segundos. Em seguida, os espécimes foram limpos em banho ultrassônico com álcool isopropílico a 96%, durante 5 minutos. Nove tipos de agentes cimentantes foram avaliados neste estudo (n=10) Os cimentos estudados foram: cimentos convencionais: Fleck's (Mizzy Co, Cherry Hill, NJ, USA) Poly F (Dentsply, Weybridge, England), Fuji (GC Co, Tokyo, Japan); cimentos resinosos: Clearfill AS (Kurary Co, Kurashiki, Japan), Panavia F2.0 (Kurary Co, Kurashiki, Japan), Fuji Plus (GC Co, Tokyo, Japan); cimentos temporários: Temp Bond

(Kerr, Romulus, Mich), GC Free Eugenol (GC Co, Tokyo, Japan), TempSpan (Pentron, Wallingford, CT). Os cimentos foram manipulados de acordo com as recomendações dos fabricantes e aplicados nos copings. Em seguida, os copings foram delicadamente assentados sobre os pilares e mantidos sob carga de 5kg por 10 minutos. Após a presa inicial do cimento, o excesso foi removido. Todos os espécimes foram armazenados a 37°C por 24 horas, em seguida foram acondicionados em saliva artificial por 7 dias e termociclada por 5000 ciclos de 5° a 55°C. Os espécimes foram acoplados em uma máquina universal de ensaios a uma velocidade de 5mm/minuto. A análise estatística realizada foi através dos testes de Kruskal-Wallis, Bonferroni, e teste U de Mann-Whitney. Eles observaram que houve diferença significativa entre os valores médios de retenção dos diferentes agentes cimentantes ($p < 0,001$). Os cimentos resinosos apresentaram maior retenção (Clearfil SA, 203,49 ± 52,86; Fuji Plus, 190,61 ± 48,00; Panavia F 2,0, 172,16 ± 70,76 N), que os cimentos convencionais, que por sua vez obtiveram maior retenção dos que os cimentos temporários. Eles concluíram que a retenção de restaurações de cerâmica de zircônia sobre pilares sólidos titânio, pode ser influenciada pelo tipo de cimento. Os cimentos temporários são menos retentivos, podendo não serem adequados para cimentação de restaurações de zircônia. Os cimentos resinosos foram mais retentivos comparado aos cimentos convencionais e temporários.

Kim et al., em 2014, avaliaram em seu estudo a resistência de união entre cimento resinoso e cerâmica de zircônia, divididos em três métodos de cimentação. Para tal, 120 discos de cerâmica de zircônia (10mmx10mmx3mm) foram feitos a partir da fresagem de blocos (Cerconbase, DeguDent, Hanau, Germany), sendo posteriormente sinterizados de acordo com as instruções do fabricante. Os espécimes de zircônia foram embutidos em blocos de resina acrílica e polidos sequencialmente com lixas de carvão de silício até a granulação 600, utilizando uma máquina de polimento sob resfriamento a água. Em seguida, os espécimes de zircônia foram submetidos a um banho em ultrassom com álcool isopropílico durante 3 minutos. Os espécimes foram divididos aleatoriamente em quatro grupos (n=30), sendo que cada grupo recebeu um tipo de tratamento de superfície (C: grupo controle; A: jateamento de óxido de alumínio; P: aplicação de primer (Alloy primer, Kuraray Medical Co., Osaka, Japan); AP: aplicação de jateamento com óxido de alumínio e primer). Dentro

de cada grupo, os espécimes foram divididos de acordo com o método de cimentação a ser realizado (n=10): Método 1 – um molde de Teflon (4mm de diâmetro e 3 mm de altura) foi confeccionado, e posicionado sobre o disco de zircônia. O cimento resinoso Multilink N (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), foi injetado diretamente no molde através de uma ponta automix da seringa do cimento resinoso. O cimento foi fotopolimerizado em quatro direções dentro do molde, por 20 segundos cada lado, com uma unidade de fotopolimerização LED (Elipar Free Light 2, 3M ESPE, St Paul, MN, USA). Após 30 minutos em temperatura ambiente, o molde foi cuidadosamente removido do espécime; Método 2 - o mesmo molde foi preenchido com resina composta (Filtek Z-250, A3, 3M ESPE) e fotopolimerizado em quatro direções por 20 segundos cada lado. Após a polimerização, o cilindro de resina composta foi removido do molde. O cimento resinoso foi preparado de acordo com as recomendações do fabricante, e aplicado no cilindro confeccionado em resina composta, em seguida foi posicionado sobre o espécime de zircônia, e nele foi aplicado uma carga fixa de 10 N. O excesso de cimento foi removido com um microbrush e um explorador odontológico. Ao redor de toda a superfície aderida foi aplicado gel inibidor de oxigênio (Liquistrip, Ivoclar Vivadent), em seguida iniciou-se a fotopolimerização, em quatro direções por 20 segundos de cada lado. Os espécimes cimentados foram armazenados em água destilada a 37°C por 24 horas antes do teste. O teste de cisalhamento foram realizados através de uma máquina universal de ensaio. A força foi aplicada a uma velocidade 0,5mm/minuto, até ocorrer a falha; Método 3 - cilindros de resina composta (Filtek Z250, A3, 3M ESPE) foram fabricados utilizando um molde de polietileno (Tygon R-3603), Saint-Gobain Co., Courbevoie, France). O espécime de resina composta confeccionado foi fotopolimerizado em quatros direções por 20 segundos, em seguida, removida do molde. O cimento resinoso foi preparado e aplicado no cilindro de resina composta, e posicionado sobre o espécime de zircônia sob uma carga fixa de 0,4N. O procedimento de cimentação incluindo fotopolimerização foi realizado da mesma maneira descrita no Método 2. Os espécimes cimentados foram armazenados em água destilada a 37°C por 24 horas antes do teste. Para medir a força de união, um fio ortodôntico de aço inoxidável (0,2mm de diâmetro) foi utilizado para aplicar uma força de cisalhamento na interface de união. O fio foi conectado à máquina universal de ensaios e em seguida conectado em torno do cilindro de resina composta, próximo a interface de união. A força de cisalhamento foi aplicada a uma

velocidade de 0,5mm/minuto, até ocorrer a falha. A interface fraturada dos espécimes foram analisadas através de um estereomicroscópio (SZ4045, Olympus Optical Co. Ltd, Tokyo, Japan) em um aumento de 40 vezes para determinar o modo de falha. A análise estatística foi feita através dos testes de ANOVA a dois fatores e Dunnett. Para comparar a sensibilidade dos três métodos de cimentação, foram utilizados o coeficiente de variação e os parâmetros de Weibull. Eles observaram que tanto o método de cimentação quanto o tratamento de superfície influenciaram significativamente os valores de resistência de união. No método 3, à medida que os valores de resistência de união aumentam, os coeficientes de variação diminuem, e os parâmetros de Weibull aumentam. O grupo que recebeu a aplicação de primer e jateamento por óxido de alumínio, apresentaram os maiores valores de resistência de união. Apenas no método 3, o grupo que recebeu a aplicação somente de primer, apresentou maiores valores de resistência de união, que o grupo que recebeu somente o jateamento de óxido de alumínio. Eles concluíram que os cilindros pré-fabricados em resina composta e posteriormente cimentados com cimento resinoso, foram mais confiáveis e reprodutíveis de avaliar a resistência de união, do cimento à cerâmica. Embora pareça que a união da resina à zircônia dependa principalmente de ligações químicas, a combinação de jateamento com partículas abrasivas de ar e primers contendo monômeros de fosfato é recomendada para melhorar a resistência de união de cimentos resinosos às cerâmicas.

Sellers et al., em 2017, avaliaram a força de retenção de coroas IPS e.max CAD/CAM suportadas por implantes de zircônia personalizadas, com diferentes cimentos. Para tal, uma varredura ótica foi feita com um scanner intraoral (E4D Dentist, Planmeca) de uma réplica de pilar personalizado de implante de zircônia de um pré-molar (Atlantis, Dentsply Intl). Um total de 120 réplicas personalizadas de pilares de implantes de zircônia (Wieland Zenotec ZR Brigde, Ivoclar Vivadent) foram obtidos. Todos os espécimes foram embutidos em anel e pvc e preenchido com resina acrílica autopolimerizável (SamplKwick, Buehler) utilizando um delineador para estabelecer a pressão adequada. A pressão do dedo foi usada para assentar as coroas e a carga axial de 20N foi colocada por 10 minutos. Cento e vinte coroas de dissilicato de lítio foram fresadas a partir de blocos IPS e.max CAD/CAM (Ivoclar Vivadent AG) usando uma fresadora CAD/CAM (PlanMill 40, Planmeca, USA). A

superfície interna das coroas foram tratadas com óxido de alumínio de 50µm a 100kPa, foram higienizadas a vapor e secas com jato de ar isento de óleo. Em seguida foi realizado o condicionamento das peças com ácido fluorídrico a 5% (Ivoclar Vivadent, AG) durante 20 segundos. Após o condicionamento, as coroas foram higienizadas a vapor novamente e secas com jato de ar isento de óleo. Os espécimes que simularam os pilares também foram higienizados a vapor e secos com jato de ar isento de óleo. Seis cimentos foram testados: Panavia 21 (P21), Multilink Hybrid Abutment (MHA), RelyX Unicem 2 (RXU), RelyX Luting (RXL), Ketac Cem (KC) e Premier Implant (PI). As coroas que foram cimentadas com os cimentos MHA e RXU foram tratadas com um agente de união (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, AG) por 60 segundos. As coroas cimentadas com P21, foram tratadas com silano (Clearfil Ceramic Primer, Kuraray) por 60 segundos. Os pilares e zircônia nos grupos de cimento MHA, RXU e P21 foram tratados com o agente de união Monobond Plus (Ivoclar Vivadent, AG). Para todos os outros grupos, os pilares não foram tratados. Dez espécimes foram distribuídos em 12 grupos experimentais, metade foram armazenados por 24h e a outra metade foi armazenada por 24h e então submetidos a termociclagem. Para cada cimento, as coroas foram coladas aos pilares de acordo com as instruções do fabricante. Os grupos que foram termociclados por 500 ciclos de acordo com o protocolo ISO/TS 11405. A resistência de união foi mensurada através do teste de cisalhamento, em uma máquina universal de ensaios (Instron Universal Testing Machine Model 8501, Instron Corp). A haste de ensaio foi movida a uma velocidade de 0,5mm/minuto. Os testes estatísticos utilizados foram análise de variância (ANOVA) a dois fatores e Tukey. O modo de falha também foi observado, para indicar se o cimento permaneceu na coroa ou no pilar, após o descolamento. Um microscópio de luz foi utilizado para avaliar o padrão de fratura dos espécimes, e em qual superfície o cimento permaneceu. Eles observaram que o grupo que recebeu a cimentação com Panavia 21, após somente 24 de armazenamento obteve valores maiores de resistência de união. Após a termociclagem, o grupo que recebeu a cimentação com Multilink Hybrid Abutment apresentou os maiores valores de resistência de união. Observou-se também que após o teste de cisalhamento os resíduos do cimento Panavia 21 ficaram retidos principalmente nos espécimes que simularam os pilares de zircônia, enquanto os outros cimentos a predominância de resíduos nos espécimes que simularam a coroa de dissilicato de lítio. Eles concluíram

que o cimento Multilink Hybrid Abutment foi o que obteve maiores resultados para resistência de união após a termociclagem. A termociclagem afetou significativamente os cimentos Panavia 21 e RelyX Unicem diminuindo a sua resistência de união.

Mazioli et al. em 2017 avaliaram a resistência de união de diferentes cimentos resinosos a cerâmica a base de dissilicato de lítio. Para tal foram fabricados dez discos de cerâmica à base de dissilicato de lítio (IPS E.max, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) recortados com auxílio de uma cortadeira de alta precisão (Isomet, Buhler LTD, Lake Bluff, IL, EUA), com 10mm de diâmetro e 2 mm de altura. Esses espécimes foram sinterizados em forno de acordo com as recomendações do fabricante. Após sinterizados, foram embutidos em resina acrílica incolor (Clássico, São Paulo, SP, Brasil), utilizando uma matriz de formato quadrado. Em seguida foram divididos aleatoriamente em dois grupos, de acordo com o tipo de cimento resinoso utilizado: Grupo CRC - cimento resinoso convencional (RelyX ARC, 3M, ESPE, MN, EUA); Grupo CRA - cimento resinoso autoadesivo (RelyX U200, 3M, ESPE, MN, EUA). Para cada disco, foram confeccionados quatro cilindros de cimento resinoso, com 0,7 mm de diâmetro e 1,0 mm de altura. As superfícies dos espécimes de cerâmica foram polidas com lixa d'água com granulação 300, 600, 1200 e 1500, em polítriz sob refrigeração constante com água, sendo posteriormente imersas em água destilada durante cinco minutos em cuba ultrassônica (Thornton Inpec Eletrônica LTDA, Vinhedo, SP, Brasil). Esse processo de polimento e limpeza objetivou a padronização inicial da superfície da cerâmica, como também para eliminação de qualquer resíduo de resina acrílica. As superfícies dos espécimes de cerâmicas foram tratadas inicialmente com jateamento de óxido de alumínio com 50 μm , por 13 segundos a 1 cm de distância. Após o jateamento, foi feita a lavagem com água por 3 minutos e secagem com jato de ar. Em seguida foi realizado o condicionamento com ácido hidrofúorídrico a 10% por 20 segundos, e lavagem por 60 segundos, seguida por aplicação de silano por 3 minutos. No grupo CRC, o sistema adesivo utilizado foi o Adder Single Bond 2 (3M, ESPE, MN, EUA). No grupo CRA, o sistema adesivo utilizado foi o Single Bond Universal (3M, ESPE, MN, EUA). A aplicação do sistema adesivo foi realizada de acordo com a recomendação dos fabricantes. Para a confecção dos tubos de cimento foram utilizados tubos tygon, onde o cimento após manipulado foi inserido dentro do tubo e fotoativado sobre a superfície do espécime

de dissilicato de lítio, pelo tempo recomendado pelo fabricante. Após a polimerização final do cimento, os tubos tygon foram delicadamente removidos com o bisturi. Após a cimentação, os espécimes foram armazenados em ambiente com umidade controlada por 24 horas. Passadas as 24 horas, os espécimes foram submetidos aos ensaios de microcisalhamento, em uma máquina universal de ensaios. Para isso cada espécime contendo os quatro cilindros de cimento, foram encaixados no dispositivo que se acopla ao cabeçote do equipamento. A força foi aplicada na base dos cilindros com um cinzel pré-fabricado (0,2 mm de espessura), a uma velocidade de 0,5mm/min até o rompimento da união. A resistência de união foi calculada e expressa em MPa. Os dados obtidos no ensaio de foram submetidos à análise estatística empregando o testes de ANOVA e Tukey. Os resultados observados foram que o grupo CRC apresentou maiores valores de resistência de união (15,29 MPa) em relação ao grupo CRA (12,41 MPa). Com relação ao tipo de fratura, nenhuma amostra obteve fratura do tipo adesiva. Em ambos os grupos, CRC e CRA, obtiveram-se mais falhas do tipo mista. Eles concluíram que o cimento resinoso convencional apresentou maior adesão a cerâmica à base de dissilicato de lítio que o cimento resinoso autoadesivo.

Güngör e Nemli, em 2017, avaliaram o efeito do tipo de cimento resinoso na resistência de união de pilares de zircônia personalizados, cimentados ao titânio. Para tal sessenta implantes de 4,3mm de diâmetro e 11,5mm de comprimento (Nobel Replance, Nobel Biocare) foram embutidos em resina acrílica autopolimerizável usando um dispositivo de posicionamento feito sob medida para padronizar a posição do implante dentro da resina acrílica. Os pilares de zircônia foram especialmente projetados para os testes de tração, em forma de um tubo com altura de 15mm e espessura de parede de 2mm. Sessenta peças de zircônia idênticas foram fresadas a partir de um material Y-TZP pré-sinterizado (Mesoblocs inCoris ZI, Sirona Dental Systems). Após o processo de fresagem (CEREC MC XL, Sirona Dental Systems) os pilares de zircônia foram secos e sinterizados em um forno calibrado (InFired HTC, Sirona Dental Systems) por 3,5 horas. A seguir, sessenta pares de peças de zircônia/espécimes de titânio foram divididos aleatoriamente em 6 grupos (n=10). Três cimentos resinosos diferentes foram utilizados para unir os pilares de zircônia aos espécimes de titânio: Panavia F 2.0 (Kuraray-Noritake Dental Inc, Kurashiki, Japan), Zirconite (BJM Lab Ltd, Yehuda, Israel), Multilink Hybrid Abutment (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein). A superfície dos espécimes de titânio receberam

jateamento com partículas de óxido de alumínio de 50µm a 2,0 bar de pressão por 20 segundos a uma distância de 10mm. Os espécimes de titânio e os pilares de zircônia foram lavados em banho ultrassônico com água destilada e secos a temperatura ambiente antes da cimentação. Um primer para metal (Alloy Primer, Kuraray), recomendado pelo fabricante do Panavia F 2.0 para aumentar a resistência de união de materiais a base de resina e metais, foi aplicado na superfície dos espécimes de titânio. Os cimentos foram preparados e utilizados de acordo com as recomendações do fabricante. Os dois componentes foram assentados e pressionados manualmente um contra o outro, usando uma pressão constante. Em seguida, conforme recomendado pelos fabricantes, os espécimes dos grupos Panavia F 2.0 e o Zirconite foram fotopolimerizados por 20 segundos de cada lado, e os espécimes do grupo Multilink Hybrid Abutment foram deixados para autopolimerização por 7 minutos. Os espécimes foram armazenados em umidificador em temperatura ambiente por 24 horas. Cada grupo de cimento foi dividido em grupo controle, e grupos envelhecidos termomecanicamente (n=10). Os espécimes do grupo controle foram submetidos ao teste de tração até a falha, usando uma máquina universal de ensaios a uma velocidade de 5mm/minuto. Os espécimes do grupo envelhecido foram submetidos a carga mecânica (500.00 x 100N) e ciclagem térmica (2.000 x 5°C a 55°C) em um simulador de mastigação (Chewing Simulator, Esotren Smart Robottechnologies) seguindo o ensaio de tração até a falha. Após os testes, cada espécime foi analisado usando uma lupa (Loupe opt-on, Orange Dental) e o tipo de padrão de falha foi determinado. As análises estatísticas foram feitas através de ANOVA a dois fatores, tendo como variáveis independentes o cimento resinoso e o envelhecimento termomecânico. Eles observaram a partir do teste ANOVA diferenças significativas sobre o tipo de cimento e envelhecimento termomecânico. Independentemente do cimento, os grupos controle mostraram maior resistência retentiva do que os grupos envelhecidos. Comparando os cimentos resinosos, a resistência retentiva do Zirconite, passado pelo processo de envelhecimento ou não, foi superior aos Panavia F 2.0 e o Multilink Hybrid Abutment; não foram encontradas diferenças significativas entre os dois últimos cimentos. No grupo Zirconite, a falha adesiva ocorreu principalmente entre o titânio e o cimento resinoso. Nos grupos Panavia e Multilink as falhas adesivas foram observadas entre a zircônia e o cimento resinoso. Eles concluíram que o tipo de cimento resinoso teve efeito na resistência retentiva de pilares de zircônia,

cimentados ao titânio. O envelhecimento termomecânico teve efeito negativo na resistência de união.

Rohr et al., em 2018, avaliaram a retenção de coroas de cerâmicas infiltradas com polímeros em implantes de zircônia de uma peça, utilizando uma ampla gama de cimentos. Para tal cem implantes de zircônia (Ceramic.implant CI, Vitaclinical, Vita Zahnfabrik) de 4,5mm de diâmetro, e 10 mm de comprimento foram embutidos em resina epóxi (Aladite, RenCast CW20/RenHY49, Bodo Muller Chemie), e inseridos com uma folga de 3 mm entre o colo do implante e a superfície da resina. Um implante foi digitalizado com um scanner óptico (inEos Blue, Denstply Sirona). A coroa de primeiro molar inferior direito foi projetada (inLab SW4.0, Dentsply Sirona). Cem coroas de cerâmica infiltradas com polímero (Vita Enamic, Vita Vita Zahnfabrik) foram fresadas (inLab MCXL, Dentsply Sirona). Todas as coroas e implantes foram limpos em banho ultrassônico de etanol 96% por quatro minutos (TPC-15, Telsonic) A superfície da zircônia que irá aderir ao titânio, foi condicionada com ácido fluorídrico (Ceramics Etch, Vita Zahnfabrik) por 60 segundos. Sessenta e cinco coroas foram cimentadas sobre os implantes usando 13 cimentos diferentes, de acordo com a recomendações dos fabricantes (n=5). Os cimentos foram selecionados para cobrir uma ampla gama de classificações, composições e fabricantes de cimento. Os cimentos utilizados foram Ketac Cem (3M ESPE), Harvard Implant semipermanente (cimento provisório), Temp Bond (Kerr), Perma Cem 2.0 (DMG), RelyX Unicem 2 Automix (3M/ESPE), Panavia SA (Kuraray), Multilink Implantar (Ivoclar Vivadent), Multilink Automix (Ivoclar Vivadent), Vita Adiva F-Cem (Vita Zahnfabrik), RelyX Ultimate (3M ESPE), Panavia F 2.0 (Kuraray, Noritake Dental), Panavia v5 (Kuraray), Panavia 21 (Kuraray). O preparo dos espécimes que receberam cimentos resinosos foi feito com os respectivos primers: Cimentos Multilink - Monobond plus (Ivoclar Vivadent, AG); Cimento RelyX U: Scotchbond Universal (3M ESPE); Cimento Vita Adiva: Vita Adiva (Zr-Prime, Vita); Cimentos Panavia: Clearfil Ceramic Primer (Kuraray) (n=5). As coroas foram preenchidas com cimento, colocadas sobre os implantes e carregadas com 25 N por 10 minutos em temperatura ambiente. O excesso de cimento foram removidos com pincel microbrush. Após a o processo de cimentação, os espécimes foram armazenados em água destilada a 37°C durante 24 horas. O teste de retenção da coroa foi realizado usando uma máquina universal de ensaios a uma velocidade de 1mm/minutos. A força de retenção da coroa à tração foi

registrada. Os padrões de fratura das coroas foram avaliados por um único indivíduo. A análise estatística foi realizada por análise de variância a um fator e a dois fatores, seguida pelo teste de Fisher, para determinar as diferenças entre os grupos de força de retenção. Eles observaram que os cimentos resinosos adesivos e autoadesivos apresentaram valores de resistência ao cisalhamento de 0,0 a 5,3 MPa e revelaram forças de retenção semelhantes. Os cimentos contendo MDP demonstraram valores de resistência ao cisalhamento significativamente maiores e maior retenção. Os maiores valores de retenção foram registrados para Panavia F 2.0 (318 ± 28 N) e Panavia 21 (605 ± 82 N). Todos os outros cimentos resinosos adesivos e autoadesivos atingiram valores de retenção entre 222 ± 16 N (Multilink Automix) e 270 ± 26 N (Panavia SA), que foram significativamente maiores ($p < 0,05$) do que o ionômero de vidro (Ketac Cem 196 ± 34 N) ou no cimento provisório (Harvard Implant semipermanente 43 ± 6 N, Temp Bond; 127 ± 13 N). A aplicação do primer cerâmico específico do fabricante aumentou significativamente a retenção da coroa apenas para o Panavia SA. Eles concluíram que produtos contendo MDP forneceram uma alta ligação química à zircônia. Os cimentos resinosos autoadesivos com baixa capacidade de adesão química à zircônia forneceram valores de força de retenção dentro de uma pequena faixa (220 a 290N).

Santos-Neto et al., em 2021, avaliaram a influência de cimentos resinosos e ionômeros de vidro na resistência à tração e tipos de falhas de copings cimentados sobre pilares de titânio. Para tal, foram confeccionadas 42 espécimes, formados por implantes cone morse Strong SW (SIN, São Paulo, São Paulo, Brasil) que foram fixados a uma base de aço para receber do tipo de implante utilizado. Para cada espécime que simula o pilar de titânio, foi fabricado um coping de zircônia feito de maneira padronizada utilizando o sistema CAD/CAM, com 6 mm de altura e 6 mm de espessura. O coping foi confeccionado em formato cilíndrico, com reentrância de 4mm de espessura e 2mm de altura em direção ao pilar, possibilitando a adaptação do suporte do dispositivo de tração nesta região. Os espécimes ($n=42$) foram distribuídos aleatoriamente de acordo com as duas variáveis do estudo: 1) Agente cimentante: RelyX Luting 2 (cimento de ionômero de vidro modificado por resina), RelyX U200 (cimento resinoso autoadesivo) e Multilink N (cimento resinoso autopolimerizável); 2) Termociclagem: sem termociclagem (após 24 horas da cimentação) e com

termociclagem. Após a fresagem, todos os copings receberam tratamento em sua superfície com jateamento de partículas de óxido de alumínio (Al_2O_3) de $50\mu\text{m}$ a uma pressão de 1,0 bar por 10 segundos. Os espécimes de zircônia foram fixados e jateados manualmente em um ângulo de 45° e a uma distância de 3cm do ponto de disparo do jato. Em seguida foram lavados em banho ultrassônico em água destilada por 180 segundos, limpos com etanol 96% e secos com jato de ar. Os espécimes de zircônia receberam tratamento da superfície com primer, de acordo com as recomendações dos fabricantes. Para o grupo que recebeu a cimentação com RelyX U200, foi aplicado o Single Bond Universal (3M ESPE), e para o grupo que recebeu a cimentação com Multilink N, foi aplicado o Monobond N (Ivoclar Vivadent). Posteriormente os cimentos foram manipulados de acordo com as recomendações dos fabricantes, e aplicados sobre o espécime de zircônia e fixado manualmente ao espécime de titânio. Inicialmente foi aplicada pressão digital e o excesso de cimento foi removido. Em seguida cada amostra foi submetida a uma pressão constante de 20 N no centro da superfície por 10 minutos. A fotopolimerização seguiu o tempo recomendado de acordo com o recomendado pelo fabricante de cada cimento, e foi realizada com aparelho de luz de LED de alta intensidade a $1200\text{mW}/\text{cm}^2$ (VALO Cordless, Ultradent, South Jordan, UT, USA). Os espécimes foram armazenados em água destilada a 37°C por 24 horas. Metade dos espécimes de cada grupo ($n=7$) foram submetidos a 5.000 ciclos de termociclagem em banho-maria, nas temperaturas de 5°C , 37°C e 55°C . Os testes de tração foram feitos em uma máquina universal de ensaios a uma velocidade de $1\text{mm}/\text{minuto}$ até a falha da cimentação ou parafuso ocorrer. Após o ensaio, os espécimes foram analisados quanto à localização do resíduo de cimento em cada componente, por meio de microscópio óptico (SZH-131, Olympus Ltd, Tokyo, Japan) com um aumento de 10 vezes. A análise estatística foi feita através dos testes de Shapiro Wilk, ANOVA a dois fatores (cimento e termociclagem), e o teste de Tukey. Eles observaram que a menor média de resistência a tração foi observada para o cimento RelyX Luting 2, independentemente do período de avaliação. Após a termociclagem, foi verificada uma redução significativa nos valores de resistência a tração, para todos os cimentos avaliados. Concluiu-se que os cimentos resinosos apresentam melhor resistência a tração em comparação aos cimentos de ionômero de vidros resinosos, na cimentação de cerâmicas sobre pilares de metal.

2.2 Cerâmicas odontológicas

Weyhrauch et al., em 2016, avaliaram em seu estudo as diferenças de resistência a fratura de coroas cimentadas em pilar intermediário de titânio usando sete diferentes tipos de materiais cerâmicos nas coroas, e cinco diferentes cimentos resinosos. Para tal foram fabricadas o total de 525 coroas feitas pelo sistema CAD/CAM, separadas em grupos com 75 espécimes de cada material, como os descritos a seguir: Cerâmica Feldspática - Vita Mark II (FSC); Cerâmica vítrea reforçada por leucita – Ivoclar Empress CAD (LrGC); Dissilicato de lítio – Ivoclar e.max CAD (LiDS); Zircônia reforçada com silicato de lítio – Vita Suprinity (PSZirLS); Polímero reforçado por cerâmica feldspática – Vita Enamic (PolyFSP); Resina nanocerâmica – Lava Ultimate (ResNC); Zircônia reforçada com silicato de lítio – Celtra Duo (FcZirLC). Na superfície de cada pilar intermediário de titânio foi realizado o jateamento de partículas abrasivas, a 10mm de distância e pressão de 1bar, durante 60 segundos, e posteriormente foi aplicado silano Monobond S (Ivoclar Vivadent Clinical), durante 60 segundos. As cerâmicas LiDS e PSZirLS foram sinterizadas. E a cerâmica FcZirLS recebeu um glaze final. As superfícies internas das coroas foram tratadas com ácido fluorídrico e silanizadas com Monobond S. Esse processo resultou em quinze diferentes combinações. As cimentações foram realizadas de acordo com a recomendação dos fabricantes. No caso dos cimentos duais, foi utilizado a fotopolimerização, de acordo com o fabricante. O excesso de cimento foi removido imediatamente após a cimentação, antes da fotopolimerização. Glicerina em gel foi aplicado na margem das restaurações, entre a coroa e o pilar intermediário. Para simular o ambiente bucal o conjunto implante-pilar intermediário-coroa foi colocado em um recipiente úmido a 37° C por 30 minutos. Os resíduos dos cimentos foram removidos completamente após esse processo. Os espécimes então foram armazenados em um recipiente com água a 37°C por uma semana e então submetidos a 5 mil ciclos térmicos a temperatura variando entre 5 e 55°C, com tempo de permanência de 30 segundos. Os espécimes foram a seguir colocados em uma máquina universal de ensaios para realização do teste de cisalhamento a uma velocidade de 1mm por minuto. Os resultados foram avaliados por ANOVA a dois

fatores e Bonferroni. Eles observaram que entre os agentes cimentantes não houve diferença significativa na resistência a fratura quando comparado às cimentações à cerâmica. Os materiais cerâmicos LiDS, PSZirLS, PolyFSP e o ResNC apresentaram resistência a fratura maior comparados ao DSC, FcZirLS e o LrGC. Eles concluíram que especificamente a cerâmica PSZirLS, mostrou resistência à fratura significativamente maior, em comparação aos outros materiais testados.

Roberts et al., em 2018, avaliaram a resistência a fratura de um novo material de pilar a base de dissilicato de lítio. Para isso, os implantes foram cimentados em um gabarito de acrílico e restaurados com quatro grupos de combinações de cerâmica híbrida. Uma coroa em forma de pré-molar foi projetada usando um software BlueCam (V4.3, Sirona). Os quatro grupos de combinações de implantes com dez espécimes cada, foram fabricados usando um sistema de base de titânio. Ao todo foram 40 espécimes cimentados (n=10) em cada grupo. Os grupos foram divididos da seguinte maneira: Grupo 1 – Coroa e pilar intermediário híbrido de dissilicato de lítio; Grupo 2 – Pilar intermediário híbrido de dissilicato parafusado e coroa de dissilicato com canal de parafuso; Grupo 3 – pilar intermediário híbrido de dissilicato e coroa de dissilicato; Grupo 4: Pilar intermediário híbrido de zircônia/coroa de dissilicato (controle). Os espécimes foram cimentados sobre implantes de titânio. Os espécimes de pilares intermediários e coroas de dissilicato de lítio foram sinterizados em forno de cerâmica (Programat P500, Ivoclar Vivadent), e os pilares intermediários híbridos de zircônia, foram sinterizados em forno para zircônia (Zyrcomat 6000 MS, Vita, YorbaLinda, CA) seguindo as instruções do fabricante. Dez dos espécimes que simularam coroas de dissilicato de lítio tiveram um acesso oclusal criado com uma ponta diamantada cônica de 2mm para técnica parafusada. Os implantes de titânio (TiBase, Sirona) foram jateados utilizando óxido de alumínio de 50µm a 2,0 bar e depois higienizados a vapor. O primer Monobond Plus (Ivoclar Vivadent) foi aplicado a superfície do titânio, e deixou-se reagir por 60 segundos, e foi seco com jato de ar. Os espécimes de pilar intermediário de dissilicato de lítio e os espécimes de coroa de dissilicato de lítio foram condicionados por 20 segundos com ácido fluorídrico (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent), lavadas em água abundante e secas com jato de ar. O primer Monobond Plus foi aplicado nas superfícies condicionadas e deixou-se reagir por 60 segundos e foi seco suavemente com uma seringa tríplice. A superfície dos espécimes dos grupos 2, 3, e 4 foram preparadas da mesma maneira descrita acima, porém cada

grupo foi cimentado com cimentos resinosos diferentes. No grupo 1, foi utilizado o cimento Multilink Hybrid Abutment, (Ivoclar Vivadent), nos grupos 2 e 3, foi utilizado o cimento SpeedCEM, (Ivoclar Vivadent) e no grupo 4, foi utilizado o cimento Panavia F 2.0 (Kuraray). Os espécimes de todos os grupos foram armazenados em água destilada a 37°C por 24 horas. Em seguida os espécimes foram termociclados em água destilada por 2000 ciclos a 5°C e 55°C com um tempo de permanência de 30 segundos em cada temperatura (Sabri Dental Enterprise, Downers Grove, IL). Testes de cisalhamento também foram realizados através de uma máquina universal de ensaios, a uma velocidade de 1mm/minuto, utilizando um cilindro de ponta arredondada de 6 mm de diâmetro, apoiada sobre as cúspides vestibular e lingual, aplicando a força até ocorrer a fratura. Os dados foram analisados através de ANOVA a um fator, e Teste de Tukey. Eles observaram que os espécimes que simulavam as coroas de dissilicato de lítio híbrido, apresentaram resistência de união significativamente maior do que todos os outros grupos, que não apresentaram diferença uns dos outros. Eles concluíram que com base na resistência de união, o novo material do espécime de pilar híbrido de dissilicato de lítio pode servir como uma alternativa viável ao uso de zircônia como material para utilização em pilar intermediário em implantes.

Lopes et al., em 2019, avaliaram a resistência de união de coroas feitas pelo sistema CAD/CAM à pilares intermediários de implantes de titânio empregando agentes cimentantes provisórios e definitivos. Para tal 60 coroas com anatomia idênticas aos de incisivos centrais superiores foram fabricadas pelo software CAD. As coroas foram fresadas da seguinte forma: a) [PR] resina acrílica temporária (VIPI, Pirassununga, Brasil); b) [Co-Cr] Liga de cobalto cromo; c) [Zr] Zircônia policristalina; e d) [Ti] Titânio (S.I.N. Sistemas de implantes, São Paulo, Brasil). Foram utilizados pilares intermediários de titânio, assim como o seu análogo, que foram embutidos em resina acrílica quimicamente ativada. Dois tipos de cimentos foram analisados: (I) cimento temporário (RelyX Temp NE, 3M ESPE, St Paul, MN, EUA), e um cimento resinoso autoadesivo (RelyX U200, 3M ESPE, St Paul, MN, EUA). Foram avaliados quatro grupos, sendo eles: grupo 1 - teste de cisalhamento realizado em coroas sem cimento, para avaliar a retenção friccional da coroa recém confeccionada; grupo 2 – teste de cisalhamento em coroas cimentadas com cimento provisório Relyx Temp NE; grupo 3 – teste de cisalhamento em coroa cimentadas com cimento resinoso RelyX

U200; grupo 4 – teste de cisalhamento em coroas sem cimento, para avaliar a retenção friccional de coroa, cimentadas anteriormente com o cimento resinoso RelyX Temp NE. O teste de tração foi realizado através de uma máquina universal de ensaios (Kratos, São Paulo, São Paulo, Brasil) numa velocidade de 1.0mm/min até o deslocamento da coroa. A análise estatística foi realizada através de ANOVA a dois fatores (cimento x pilar) seguido pelo teste de Tukey. Os resultados mostraram que o grupo cimentado com RelyX U200, obteve maior retenção que os grupos cimentados com cimentos provisórios. Quanto às coroas, aquelas feitas de Co-Cr apresentaram os maiores valores de força de união, enquanto a resina acrílica apresentou os menores valores ($p < 0,001$). Dados de retenção em função de ambos os fatores demonstraram resistência ao deslocamento semelhante entre os grupos sem cimento ($p < 0,001$). Eles concluíram que tanto o material da coroa quanto o tipo de cimento influenciaram a resistência ao deslocamento das coroas suportadas por implantes CAD/CAM em pilares de implantes à base de Ti. O cimento resinoso autoadesivo apresentou comportamento superior quando comparado ao cimento provisório e grupos sem cimento, independentemente do material da coroa.

Upadhyaya et al, em 2019, buscaram avaliar e comparar a resistência de união ao cisalhamento de três diferentes cimentos resinosos, condicionamento total, autocondicionante e autoadesivo, usados para unir restaurações de dissilicato de lítio à dentina humana. Para tal, 45 espécimes de dissilicato de lítio (IPS E.max Press Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) com 4 mm de diâmetro e 3 mm de largura, foram confeccionados a partir de uma matriz metálica retrátil personalizada, utilizada para confeccionar padrões de cera para os discos; e IPSEmax Pressingots (Ivoclar Vivadent) empregando a técnica de prensagem a quente por cera perdida. Quarenta e cinco pré-molares superiores humanos recém-extraídos foram armazenados em água destilada à temperatura ambiente desde o dia da extração até o teste. Os dentes foram montados até 1mm abaixo da junção amelocementária em resina acrílica autopolimerizável (DPI RR Cold Cure, The Bombay Brumah, Trading Corporation Ltd, Mumbai, Índia) em um molde metálico personalizado (2cm x 1,5cm x 2cm) com auxílio de delineador protético. Os espécimes montados foram divididos aleatoriamente em três grupos: Grupo VN (Variolink N), Grupo MN (Multilink N) e Grupo MS (Multilink Speed) (n=15). A superfície oclusal dos espécimes foram montadas de forma plana e

paralela à base do molde com a ajuda de um disco diamantado, montado em uma fresadora, onde foi realizado o preparo do dente. A superfície de todos os espécimes de dissilicato foram condicionados com ácido fluorídrico a 4,5% (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent) por 20 segundos, em seguida bem lavados e secos. Um agente de união (Monobond N, Ivoclar Vivadent) foi aplicado em toda a superfície do espécime de dissilicato de lítio durante 60 segundos. Para o Grupo VN que recebeu a aplicação do cimento Variolink N, os espécimes de dentina foram tratados com ácido fosfórico a 37% (Nyetch, Ivoclar Vivadent) por 15 segundos e lavados. Em seguida, recebeu a aplicação de sistema adesivo (Syntac Primer e Syntac Adhesive, Ivoclar Vivadent), segundo as recomendações do fabricante. O cimento Variolink N foi preparado também de acordo com as instruções do seu fabricante, e aplicado sobre a superfície do espécime de dissilicato de lítio, e assentado na superfície do espécime de dentina sob pressão constante. O cimento resinoso foi curado de acordo com as recomendações do fabricante. O Grupo MN que recebeu a aplicação do cimento Multilink N, utilizou-se do Multilink N Primer A e Primer B, para tratamento da superfície de dentina, sendo aplicado sobre toda a superfície do espécime. Posteriormente o cimento resinoso foi aplicado sobre a superfície do espécime de dissilicato, e assentado sobre a superfície do espécime de dentina, sob pressão constante. De maneira semelhante ocorreu a cimentação do espécime de dissilicato de lítio sobre o espécime de dentina, com o cimento Multilink Speed. A cura do cimento ocorreu de acordo com as instruções do fabricante. Todos os espécimes cimentados foram armazenados em água destilada por 1 semana a uma temperatura constante de 37°C. O teste de cisalhamento foi realizado através de uma máquina universal de ensaios (Autograph, AG-IS, Shimadzu). O espécime foi posicionado a um ângulo de 90° em relação a haste de corte da máquina, que iniciou o teste com velocidade de 1mm/min. O padrão de fratura foi verificado em todos os espécimes, após o teste de cisalhamento. A análise estatística foi realizada através dos testes de ANOVA a um fator, e Bonferroni. Eles observaram que o valor médio para o teste de cisalhamento foi maior para o grupo que recebeu o cimento resinoso Variolink N, seguido pelo cimento Multilink N, e os menores valores ocorreram no grupo do cimento Multilink Speed. Após a análise em estereomicroscópio, as falhas coesivas foram significativamente mais prevalentes no grupo VN, seguido pelas falhas adesivas, predominantemente no grupo MN. Eles concluíram que o cimento resinoso Variolink

N (Grupo VN) produziu resistência de união significativamente maior às estruturas de dissilicato e dentina, que os cimentos autocondicionantes e autoadesivos, ou seja, Multilink N e Multilink Speed, respectivamente.

Zarone et al., em 2019, investigaram na literatura a situação atual do uso de cerâmicas à base de dissilicato de lítio e zircônia, com o objetivo de fornecer uma revisão narrativa quanto as suas propriedades físico-químicas, mecânicas e ópticas, bem como as aplicações odontológicas adequadas, a fim de buscar informações atualizadas sobre as indicações e limitações à luz das evidências científicas. Para isso, uma extensa pesquisa na literatura foi realizada, limitando-se exclusivamente a artigos em inglês disponíveis nos principais buscadores (Pubmed, Embase, Scopus) e publicados nas mais importantes revistas indexadas, com e sem fator de impacto. Os resultados destacados nesta revisão narrativa foram a partir de pesquisa bibliográfica, com referência à experiência clínica dos autores. Através dessa busca pela literatura, observaram características como biocompatibilidade, abrasividade, desgaste, tratamentos de superfície, cimentação, adesão tanto do dissilicato de lítio quanto da zircônia. O dissilicato de lítio é classificado com uma vitrocerâmica, que apresenta propriedades mecânicas valiosas (resistência a flexão: 350Mpa, tenacidade à fratura: 3,3 Mpa, temperatura extrusão térmica: 920°C, expansão térmica coeficiente: $10,6 + 0,25\text{ppm}/^\circ\text{C}$). A fim de obter uma reprodução mais atraente das características ópticas dos dentes naturais, o dissilicato de lítio foi posteriormente revestido com uma cerâmica de fluorapatita de alta translucidez, contendo 19-23% de cristais de fluorapatita embutidos em matriz vítrea. O dissilicato de lítio também apresenta propriedades bastante favoráveis com relação ao desgaste e abrasividade, que dependem das características da superfície da restauração. Quando polido com precisão em sua superfície, o material apresenta comportamento conveniente *in vitro*, em termo de atrito e desgaste das restaurações. Porém por outro lado, tem sido relatado que o revestimento de dissilicato de lítio pode aumentar o desgaste de dentes antagonistas, e com o tempo a rugosidade de superfície também pode ser aumentada, além da redução do brilho, na presença de pH básico e após escovação com creme dental abrasivo. Um dos pontos fortes do dissilicato de lítio é a excelente qualidade de resposta aos tecidos moles. *In vitro* esse material apresenta altos níveis de biocompatibilidade, devido à baixa retenção de placa, principalmente quando a

superfície é polida, e apresentam também resposta teciduais favoráveis, quando na presença de margens subgingivais. O tratamento da superfície do dissilicato de lítio é realizado para melhorar as propriedades de adesão da peça aos tecidos dentais, ou a estruturas de implantes. Para a classe vitrocerâmica, até o momento, o condicionamento com ácido fluorídrico é o procedimento mais estabelecido a ser realizado de acordo com protocolos já estabelecidos. Outro sistema que promove micro irregularidades superficiais é o jateamento com partículas de óxido de alumínio, porém esse procedimento, assim como a ataque a laser, pode determinar perda excessiva de material, com modificações superficiais menos uniformemente distribuídas do que com o condicionamento ácido. A ligação adesiva do dissilicato pode ser eficientemente aumentada pelo silano, garantindo uma interação química entre o agente de base da resina e a cerâmica. A zircônia, na classificação cerâmica é considerada uma cerâmica policristalina heterogênea, altamente resistente, caracterizada por propriedades mecânicas favoráveis (dureza: 5-10 Mpa, resistência a flexão: 500-1200 Mpa, módulo de Young: 210GPa), boas características ópticas. Tanto *in vitro*, quanto *in vivo* possui excelente biocompatibilidade, menor retenção de placa e boa radiopacidade, além disso, não é solúvel em água, e sua susceptibilidade à corrosão no ambiente bucal é insignificante. Entre vários materiais cerâmicos livres de metal, após acabamento e polimento convencionais, a zircônia monolítica exibe o menor comportamento de desgaste em relação aos dentes antagonistas. Devido à ausência de qualquer matriz vítrea, a zircônia é isenta de sílica e conseqüentemente, não pode ser condicionada com técnicas convencionais de condicionamento ácido, diferentemente das vitrocerâmicas. Vários tratamentos de superfície destinados a obter uma ligação confiável ao substrato são relatados na literatura, mas até o momento esse tópico é controverso. O jateamento em zircônia, pode causar perda dos óxidos estabilizadores com um subseqüente aumento do risco de envelhecimento do material. Como alternativa seria realizar o jateamento com partículas de óxido de alumínio menores. O uso de agentes de ligação como o silano pode ser adotado somente após o tratamento com partículas de óxido de alumínio. A combinação de tratamentos mecânicos e químicos da superfície da zircônia provou oferecer melhores resultados, particularmente, o uso de *primer* e agentes promotores de união, contendo monômeros ácidos (10-MDP) pode ter efeito sinérgico com o silano, melhorando a eficácia das técnicas adesivas no momento da cimentação desses materiais.

Concluiu-se que as cerâmicas a base de silicato e zircônia estão entre os materiais livres de metal mais versáteis disponíveis na odontologia atual. Nos últimos anos, uma quantidade crescente de dados *in vitro* e *in vivo* disponíveis tem lançado uma luz preciosa sobre o delineamento de diretrizes para um uso consciente e focado nas vantagens e limitações específicas de cada material, levando em consideração as propriedades mecânicas, ópticas e biológicas desses materiais.

Woo et al., em 2021, buscaram em seu estudo, comparar a resistência de união de dois cimentos resinoso às cerâmicas de zircônia e dissilicato de lítio. Para isso, 68 cilindros de resina composta (Tetric EvoCeram, Ivoclar Vivadent) com diâmetro de 2,38mm e 3mm de altura foram preparados através de um molde em Teflon (Ultradent Products, Inc). Eles foram fotopolimerizados por 20 segundos utilizando um fotopolimerizador de amplo espectro (Bluephase Style 20i, Ivoclar Vivadent). Foram confeccionados também 48 placas policromáticas de zircônia monolítica, com medidas 15 x 18 x 1,5mm (IPS E.max ZirCAD MT Multi, Ivoclar Vivadent). Vinte e quatro placas foram submetidas à sinterização, e as outras vinte e quatro placas foram também sinterizadas e submetidas a um ciclo de vitrificação sem aplicação de esmalte. Doze placas de dissilicato de lítio foram fresadas com medidas 15 x 15 x 1,5mm, e sinterizadas. Todas as placas foram embutidas em resina acrílica autolimerizável com 26mm de diâmetro e 24mm de altura (Bosworth Fastray, Keystone Industries). As superfícies de união foram polidas através de uma lixa de carbetto de silício, com granulação 400 (EcoMet 250 grinder-polisher system, Buehler) com irrigação com água. Foi realizado também jateamento de partículas de óxido de alumínio com 50 μ a uma pressão de 0,1 Mpa. As placas foram limpas em banho de ultrassom por 10 minutos. (Cristófoli Equipamentos de Biossegurança). As placas foram divididas em dois grupos, o cimento resinoso SpeedCem Plus (Ivoclar Vivadent AG) foi utilizado em metade dos espécimes, e o cimento G-Cem Link Force (GC America) foi utilizado na outra metade. Para o preparo as superfícies das placas dissilicato de lítio foram condicionadas com ácido fluorídrico a 4,5% por 20 segundos, lavadas com água abundante e seca em temperatura ambiente. Em seguida foi aplicado uma pasta para limpeza (Ivoclean, Ivoclar Vivadent AG), durante 20 segundos, sendo então lavadas e secas a temperatura ambiente. O primer G-multi Primer (GC America) foi aplicado nas placas de zircônia monolítica, e secas ao ar.

Para as placas de dissilicato de lítio foi utilizado o primer Monobond Plus (Ivoclar Vivadent) e seco ao ar. Três espécimes de resina foram cimentados sobre a placa de zircônia, e dois espécimes de resina foram cimentados sobre a placa de dissilicato de lítio. Uma força constante foi aplicada ao espécime de resina por meio de um dispositivo de colagem modificado (Ultradent Products, Inc). O excesso de cimento foi removido com um microbrush (GC Corp) e a luz para a polimerização foi aplicada durante 20 segundos. Os espécimes foram armazenados em um ambiente úmido a 37°C por 24 horas, porém não tiveram contato com água. O teste de cisalhamento foi realizado através de uma máquina universal de ensaios (3300, Instron Corp) a uma velocidade de 1mm/minuto. O modo de falha também foi avaliado através do uso de lupa de magnificação de 3,5x juntamente com análise tátil, um microscópio de luz estéreo MZ APO (Leica) e um microscópio eletrônico de varredura (EVO VP, Zeiss). Os testes estatísticos foram realizados por ANOVA a dois fatores, e pelo teste T. Eles observaram que de acordo com os resultados de ANOVA a dois, fatores não houve diferença entre os cimentos utilizados em zircônia e em dissilicato de lítio. A resistência de união foi maior nos espécimes não vitrificados da zircônia. Falhas coesivas e mistas foram encontradas nos espécimes de zircônia. No entanto, as falhas adesivas foram observadas em maior predominância nos espécimes de zircônia não vitrificado. Eles concluíram que não houve diferença entre os cimentos, porém nos espécimes de zircônia não vitrificada houve maior resistência de união.

Bjelopavlovic et al., em 2022. avaliaram a resistência de união de coroas monolíticas totalmente cerâmicas cimentadas sobre pilares de implantes de titânio. Para isso, 450 pilares de implantes (Bego Implant Systems, Bremen, Germany) foram aparafusados em implantes análogos de laboratório (Bego Implant, linha S-RI 4,1mm de diâmetro; 0,5mm de ombro usinado) usando uma chave de torque de 25Ncm. Setenta e cinco coroas de primeiro pré-molar inferior direito foram fresadas em CAD/CAM, feitas com diferentes materiais cerâmicos, sendo eles: Vita Mark II - FSC (VITA Zahnfabrik H Rauter GmbH & Co. KG, Bad Sackingen, Germany), Empress CAD – LrCC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), e.max CAD – LiDS (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Vita Enamic – PolyFSP (VITA Zahnfabrik H Rauter GmbH & Co. KG, Bad Sackingen, Germany), Vita Suprinity – PsZirLS (VITA Zahnfabrik H Rauter GmbH & Co. KG, Bad Sackingen, Germany), Celtra Duo –

FcZirLS (Dentsply Detrey GmbH, Konstanz, Germany). As superfícies externas dos pilares do implante de titânio foram jateadas com óxido de alumínio de 50 μ m, a uma distância de 10mm, a 1 bar de pressão, durante 60 segundos. Em seguida, foi aplicado em sua superfície um agente de união (Monobond P, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). A superfície interna das coroas foram condicionadas com ácido fluorídrico 5% (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), e silanizadas com Monobond P. Cada grupo de coroas cerâmicas resultou em 15 espécimes, que receberam a cimentação de cinco agentes cimentantes diferentes, sendo eles: Multilink Implant (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), RelyX Unicem (3M ESPE, St Paul, MN, USA), GC FujiCem (GC Corporation, Tokyo, Japan), Panavia 2.0 (Kuraray-Noritake Dental Inc, Kurashiki, Japan), que foram utilizados de acordo com as recomendações dos fabricantes. Os excessos de cimento após a cimentação foram removidos com uma esponja adequada para a limpeza dos espécimes. Em seguida, um gel de glicerina foi aplicado na margem das coroas. A polimerização foi realizada sob luz (Bluephase, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Para simular o ambiente oral, os espécimes foram armazenados em um recipiente com água por 30 minutos, a 37°C. Após os 30 minutos, os espécimes foram colocados em água por uma semana, também a 37°C. A termociclagem foi realizada após este período, por 5.000 ciclos, de 5° a 55°C, durante 30 segundos. Todos os experimentos foram realizados sob uma temperatura ambiente constante de 21°C. Para a realização dos testes de cisalhamento, os espécimes foram acoplados a um dispositivo, que permitia o encaixe preciso a máquina universal de ensaios. Os testes foram realizados a uma velocidade de 1mm/min da haste de corte. Após os testes, foram avaliados os resíduos de agentes cimentantes, por inspeção visual. A análise estatística foi feita através de ANOVA a três fatores, com a correção de Bonferroni para avaliar as diferenças de resistência de união dependendo do material da coroa e do agente cimentante. Eles observaram que não houve diferenças significativas entre os cimentos usados para as cerâmicas Vita Mark II e a Empress CAD. Para a cerâmica e.max CAD a resistência de união foi maior utilizando o cimento RelyX em comparação ao cimento Panavia. Para a cerâmica Vita Enamic, a resistência de união foi maior quando utilizada com os cimentos Multilink, FujiCem e RelyX. Os resíduos dos agentes cimentantes foram observados predominantemente na porção interna das coroas. Eles concluíram que o

material cerâmico influencia na resistência de união, e que a combinação de materiais cerâmicos com certos agentes cimentantes resultam em mais resistência de união.

2.3 Tratamentos de superfície

Abi-Rached et al., em 2012, avaliaram o efeito dos tratamentos de superfície no titânio comercialmente puro, na resistência de união ao cisalhamento de cimentos resinosos e de ionômero de vidro modificado por resina. Para tal duzentos e quarenta discos foram fundidos em titânio grau 2, e embutidos em tubo pvc com resina acrílica autopolimerizável (Jet, Clássico Artigos Odontológicos Ltda, São Paulo, Brasil). As superfícies dos espécimes de titânio foram polidas através de uma lixa de carbetto de silício, com granulação 150, 400 e 600 em polidora (Metaserv 2000, Buehler UK Ltd, Cventry, UK) respectivamente. Os espécimes foram divididos em 8 grupos de acordo com o tratamento de superfície aplicado (n=30): Grupo 1 – partículas de Al_2O_3 de 50 μ m; Grupo 2 – partículas de Al_2O_3 de 120 μ m; Grupo 3 – partículas de Al_2O_3 de 250 μ m; Grupo 4 – partículas de Al_2O_3 de 50 μ m + silano; Grupo 5 – partículas de Al_2O_3 de 120 μ m +silano; Grupo 6 – partículas de Al_2O_3 de 250 μ m + silano; Grupo 7 – partículas de Al_2O_3 modificadas com sílica 30 μ m (Cojet Sand) + silano; Grupo 8 – partículas de Al_2O_3 de 120 μ m, seguidas de partículas de Al_2O_3 modificadas com sílica de 110 μ m (Rocatec). Para cada tratamento de superfície, os seguintes cimentos foram utilizados (n=10): 1) RelyX Luting 2; 2) RelyX ARC; 3) RelyX U100. O jateamento das partículas de óxido de alumínio foi realizada por 10 segundos, a uma pressão de 2,8 bar, com uma distância de 10mm da superfície do espécime. Todos os espécimes foram lavados em banho em ultrassom, com água destilada por 10 minutos. Nos espécimes tratados adicionalmente com silano (RelyX Ceramic Primes; 3M ESPE, St Paul, Minnesota, USA), o agente de união foi aplicado na superfície do titânio, com um pincel descartável e deixado secar por 60 segundos em temperatura ambiente. Para cimentação, uma matriz feita sob medida (5,0mm de diâmetro e 2,0mm foi posicionada na superfície do espécime de forma centralizada, e os cimentos foram dispensados no interior da matriz, utilizados de acordo com a recomendação do fabricante e fotoativados. Após o preparo, todos os espécimes foram armazenados

em água destilada a 37°C por 24 horas. A ciclagem térmica foi realizada, após o armazenamento, entre 5°C e 55°C por 5000 ciclos, com um tempo de permanência de 30 segundos. O cisalhamento foi realizado com uma máquina universal de ensaios (EMIC DL2000, EMIC Equipamentos e Testes de Sistemas Ltda, São José dos Pinhais, Brazil) com uma célula de carga 1kN. A haste de ensaio se moveu a uma velocidade de 0,5mm/minuto. Após a realização dos testes, os espécimes foram analisados segundo o seu padrão de fratura, através de um estereomicroscópio (M80, Leica Microsystems, Ltd, Heerbrugg, Switzerland). Os dados foram analisados por ANOVA a dois fatores, e os valores médios foram comparados pelo teste de Tukey. Eles observaram que os tratamentos de superfície, cimentos e sua interação obtiveram valores significativos com relação ao teste de cisalhamento. Os cimentos RelyX Luting 2, e o RelyX U100 exibiram comportamento semelhante para todos os tratamentos de superfície. Para ambos os cimentos, apenas o grupo que recebeu jateamento com partículas de 50µm de Al₂O₃ apresentou resultados menores que os outros grupos. Para o RelyX ARC, independentemente da aplicação do silano, o jateamento com partículas de Al₂O₃ de 50µm, os resultados foram menores do que os grupos com partículas de 120µm e 250µm, que por sua vez exibiram resultados estatisticamente semelhantes entre si. Todos os grupos apresentaram predominância do modo de falha adesiva. Eles concluíram que o cimento RelyX U100 apresentou maiores valores de resistência de união, independentemente do tratamento de superfície aplicados. Para o cimento RelyX ARC, o grupo que recebeu tratamento de superfície com o Rocatec juntamente com o silano, promoveu maior resistência de união. Para os cimentos RelyX Luting 2 e RelyX U100, todos os tratamentos de superfície resultaram em valores de resistência de união estatisticamente semelhantes, exceto para o jateamento por partículas de Al₂O₃ de 50µm que obteve menor resistência de união.

Usumez et al., em 2013, propuseram avaliar a influência de tratamentos de superfície na resistência de união do cimento resinoso à cerâmica de zircônia tetragonal estabilizada com ítrio (Y-TZP). Para tal setenta e cinco espécimes de zircônia medindo 7,5mm de comprimento e 5mm de largura foram produzidos em uma fresadora (Zirconzahn, Bruneck, Italy) a partir de blocos pré-fabricados (Ice Zircon Transluceni, Zirconzahn) e em seguida sinterizados de acordo com as recomendações dos fabricantes. Os espécimes de zircônia obtidos foram embutidos

em blocos de resina acrílica autopolimerizável. As superfícies dos espécimes foram polidas através de lixas de carvão de silício, de granulação 240, 400 e 600 sob irrigação de água corrente. Após a padronização da superfície, os espécimes receberam banho em ultrassom, por 3 minutos em etanol e água deionizada, e secagem em temperatura ambiente. Posteriormente, todos os espécimes foram distribuídos em cinco grupos cada, composto por 15 espécimes. O grupo A recebeu o seguinte tratamento de superfície: um pó de cerâmica feldspática misturado com líquido de coloração foi aplicado com um pincel em uma camada fina, sobre toda a superfície do espécime. Após esse processo os espécimes foram colocados em forno (Programat 300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). A temperatura do forno iniciou-se em 400°C com 6 minutos de pré-aquecimento. Em seguida, a temperatura foi aumentada em 55°C/minutos sob vácuo. Os espécimes foram mantidos na temperatura final de 820°C por 1 minuto antes do início do resfriamento. Em seguida os espécimes receberam condicionamento com ácido fluorídrico gel a 9,5% (Ultradent, South Jordan, UT, USA) por 60 segundos e enxaguados com água por 90 segundos. Em seguida, foram neutralizados com solução diluída por pó neutralizante, lavados com grande quantidade de água por 20 segundos e secos. O grupo B recebeu como tratamento de superfície aplicação de jateamento de óxido de alumínio por 15 segundos a 2,8 bar de pressão, a uma distância aproximadamente de 10mm da superfície da cerâmica. O grupo C, foi o grupo controle, e não recebeu nenhum tipo de tratamento de superfície. No grupo D, a superfície dos espécimes foram revestidas com grafite antecedendo a irradiação a laser, para aumentar a absorção de energia. O laser Nd:YAG (Fidelis Plus III, Fotona, Ljubljana, Slovenia) utilizando uma fibra ótica de 300µm de diâmetro, perpendicularmente a superfície do espécime, com a duração do pulso de 180µs. Nenhum resfriamento de ar ou água foi utilizado durante a irradiação do laser. O grupo E recebeu a aplicação de grafite na superfície do espécime, e recebeu irradiação de laser Nd:YAG, porém a duração do pulso foi de 320µs. A rugosidade superficial foi avaliada em cada espécime, utilizando um perfilômetro de superfície (Perthometer, Mahr, Gottingen, Germany). Três traçados em locais diferentes em cada espécime foram obtidos e um valor médio foi calculado. A cimentação foi feita sobre a superfície do bloco de zircônia com um auxílio de um molde em formato cilíndrico, onde o cimento resinoso foi preenchido e na sequência fotopolimerizado por 20 segundos. Os testes de cisalhamento foram feitos a partir de

uma máquina universal de ensaios a uma velocidade de 1,0mm/minuto até que ocorresse a falha da cimentação. A superfície fraturada foi avaliada através de um estereomicroscópio (M165C, Leica Microsystems, Wetzlar, Germany) com ampliação de 22 vezes. A análise estatística foi feita com os testes de ANOVA a um fator e Tukey. O nível de significância estabelecido foi de 5%. Eles observaram que o grupo controle apresentou os menores valores de rugosidade superficial (0.16), sendo comparável com o grupo B (0.19) enquanto o grupo A apresentou maior valor para rugosidade superficial (0.67). Foi observado também que os tratamentos de superfície modificaram significativamente a superfície da cerâmica Y-TZP. Os espécimes irradiados com laser Nd:YAG resultaram em aumento da rugosidade da superfície e resistência de união, alcançados através do pulso curta duração. Eles concluíram que a irradiação a laser Nd:YAG com pulsos curtos e longos, aumentou significativamente a rugosidade das superfícies. Os grupos que receberam a irradiação a laser, obtiveram resultados melhores com relação a resistência de união, quando comparados aos outros grupos avaliados.

Cheung, Botelho, em 2015, avaliaram a resistência de união da resina à zircônia tratada com diferentes métodos de condicionamento de superfície. Para tal, discos de 3mm de espessura e 25mm de diâmetro foram recortados de blocos de zircônia (Cercon Base, DeguDent; Hanau, Germany). Esses espécimes passaram por uma padronização da superfície com o auxílio de lixas de granulação 1000, para produzir uma superfície polida para receber a cimentação do espécime de resina. A rugosidade de superfície foi medida através de um medidor de rugosidade (Surtronic 3+, Taylor Hobson, Leicester, UK). Os espécimes foram limpos em banho em ultrassom, e posteriormente sinterizados em forno (Cercon heat, DeguDent) conforme as recomendações do fabricante, e então divididos aleatoriamente em sete grupos igualmente. Nos primeiros três grupos, foram aplicados sobre a superfície do espécime com um pincel uma pasta para revestimento (Cercon Ceram Kiss, DefuDent), e levadas ao forno de acordo com as recomendações do fabricante. Os três grupos posteriormente receberam tratamentos de superfícies diferentes, sendo eles: jateamento de partículas de óxido de alumínio de 110 μm a 0,25 Mpa de pressão e a uma distância de 10mm por 15 segundos, jateamento de partículas de óxido de alumínio seguido de condicionamento com ácido fluorídrico a 5% por dois minutos,

realizado duas vezes, e por fim somente condicionamento com ácido fluorídrico por 2 minutos, realizado duas vezes, respectivamente. A superfície dos espécimes nos três grupos recebeu adicionalmente a aplicação de silano (Clearfill Ceramic Primer, Kuraray Noritake Dental, Tokyo, Japan) imediatamente antes da cimentação. No quarto grupo, os espécimes de zircônia foram tratados com a técnica de condicionamento de infiltração seletiva, que consistia em um preparado com pó de vidro (Glaze, DeguDent) e um líquido corante (Ducera Stain Liquid, DeguDent), aplicado com pincel sobre a superfície do espécime. Posteriormente esses espécimes do grupo 4 foram levados ao forno de cerâmica ao ar livre (Programat P500, Ivocal Vivadent, Schaan, Liechtenstein) a 750°C por 3 minutos. Após o resfriamento a 450°C, foram retirados do forno para resfriamento total a temperatura ambiente. Os espécimes então foram lavados a banho em ultrassom, por 15 minutos, seguidos de aplicação de ácido fluorídrico a 5% sobre toda a superfície, lavagem em água corrente por 15 minutos para remoção do glaze. Posteriormente, os espécimes receberam aplicação de silano imediatamente antes da cimentação. O quinto e sexto grupos receberam apenas o jateamento de óxido de alumínio como tratamento de superfície, sem aplicação de silano. O sétimo grupo foi um controle, consistindo apenas em receber a sinterização inicial da cerâmica, sem qualquer outro tratamento. Os espécimes de todos os grupos foram embutidos com resina acrílica em um anel de 25mm de diâmetro. Posteriormente foram banhados em ultrassom com acetona, seguida de álcool 96% por 15 segundos. Em seguida foram lavados em ultrassom com água deionizada e seco com jato de ar. Botões de resina composta (Esthet X HD, Dentsply Caulk Konstanz, Germany) foram confeccionados através de um molde de 5mm de diâmetro e 3mm de altura, e em seguida fotoativados por 60 segundos. Antes da cimentação sobre os espécimes de cerâmica, os botões de resina composta receberam a aplicação de silano (Clearfil Ceramic Primer, Kuraray Noritake Dental) sobre toda superfície por 30 segundos e secos em temperatura ambiente, com exceção do grupo que recebeu somente o jateamento por óxido de alumínio (grupo 5) e o grupo controle (grupo 7). O cimento resinoso contendo MDP foi utilizado de acordo com a recomendação do fabricante (Panavia F2.0, Kuraray Noritake Dental), e aplicado na superfície do botão de resina composta e colocado sobre a superfície do espécime de zircônia. O excesso de cimento foi retirado com um microbrush. Uma carga de 5 N foi aplicada no momento da cimentação por aparelho de assentamento.

Foi aplicado sobre o espécime recém-cimentado um gel bloqueador de oxigênio, e em seguida deixado em repouso por 3mm, sendo posteriormente removido com spray de água. Os espécimes foram submetidos a duas condições de armazenamento: (1) em água deionizada a 37°C por 24 horas e (2) em água deionizada a 37°C por 21 dias e 6000 ciclos de termociclagem entre 5 °C a 55°C com um tempo de permanência de 20 segundos. Os espécimes foram inseridos em uma máquina universal de testes centralizando a interface perpendicularmente à carga na unidade de fixação. A lâmina iniciou os testes a uma velocidade de 1mm/minuto até atingir o espécime. Os espécimes testados foram observados em um estereomicroscópio (Carl Zeiss, Jena, Germany) com um aumento de oito vezes, para avaliar o padrão de falhas. As análises estatísticas utilizadas foram, os testes de Kolmogorov-Smirnov (normalidade), Levene (homocedasticidade) e ANOVA a um fator, usada para comparar as médias dos grupos após 24 horas e 21 dias mais termociclagem. As comparações múltiplas post hoc foram realizadas realizando o teste de Student-Newman-Keuls, com nível de significância estabelecida em 5%. Eles observaram que após 21 dias de termociclagem, os grupos que receberam somente o jateamento por óxido de alumínio como tratamento e o grupo controle se descolaram espontaneamente antes do teste. Os demais grupos apresentaram diminuição da resistência média ao cisalhamento 11,7 % e 58,5% após a termociclagem, exceto o grupo que recebeu a aplicação de ácido fluorídrico, que aumentou 11, 7%. Este grupo apresentou maior resistência de união em ambos os intervalos de teste e aos 21 dias foi significativamente maior que o grupo que recebeu jateamento e silano e o grupo que recebeu jateamento e ácido fluorídrico, que por sua vez foram maiores que o grupo que recebeu apenas jateamento com óxido de alumínio. Eles concluíram que a zircônia sinterizada utilizada com um cimento adesivo tem resistência de união limitada em comparação com a zircônia que recebe tratamento em sua superfície. A zircônia que recebeu jateamento em sua superfície de maneira semelhante pode ter uma resistência de união imprevisível ao longo do tempo.

Altan et al, em 2019, avaliaram a resistência de união após o teste de cisalhamento entre um cimento resinoso e materiais CAD/CAM a base de zircônia, após tratamentos de superfície. Para tal, foram testadas zircônia monolíticas (Vita YZ HT, Sirona InCoris TZI), cerâmicas de zircônia Y-TZP (IPS e.max ZirCAD) e cerâmicas

de silicato de lítio reforçado com zircônia (Vita Suprinity). Os blocos foram preparados uma serra diamantada de baixa velocidade com refrigeração a água (Isomet 1000, Buehler, Germany). Espécimes com 2,5mm de espessura foram embutidos em blocos de resina acrílica autopolimerizável. Após esse processo, os espécimes embutidos passaram pela padronização da superfície através de uma polidora, utilizando-se lixas de carbeto de silício com granulação 600, 800, 1200 respectivamente, sob resfriamento a água, e lavadas posteriormente em banho em ultrassom por 5 minutos. Os espécimes foram divididos em seis grupos (n=10) de acordo com o tratamento de superfície utilizado. O grupo 1, foi estabelecido ser o controle, onde nenhum preparo foi realizado na superfície do espécime. O grupo 2, recebeu condicionamento com ácido fluorídrico a 9,5% por 60 segundos nos espécimes de zircônia monolítica e zircônia Y-TZP, e durante 20 segundos para o espécime zircônia reforçada por silicato de lítio. Em seguida, esses espécimes foram lavados com água e secos em temperatura ambiente. O grupo 3, recebeu jateamento de partículas de óxido de alumínio de 50 μm , sob uma pressão de 2 bar a uma distância de 10mm durante 15 segundos. Em seguida, os espécimes foram lavados com água e secos em temperatura ambiente. O grupo 4, recebeu jateamento de partículas de óxido de alumínio (sob as mesmas condições que o grupo 3) e irradiação a laser através do laser Er:YAG. Os parâmetros do laser foram os seguintes: potência de 4W, pulso de 10Hz, energia de 400mJ, e duração do pulso de 100 μs . Uma sonda sem contato foi usada perpendicularmente à superfície com uma distância de 10mm, para irrigação com água durante 15 segundos. O grupo 5, recebeu como tratamento de superfície somente a irradiação a laser, conforme descrito para o protocolo de laser para o grupo 4. O grupo 6, recebeu como tratamento de superfície, revestimento triboquímico de sílica (CoJet Sand, 3M ESPE, St Paul, Minnesota, USA), aplicado por 15 segundos a 2,8 bar de pressão de ar e a uma distância de 10mm da superfície da cerâmica. Em seguida, o silano (ESPE Sil, 3M ESPE, St Paul, Minnesota, USA) foi aplicado, e deixado secar ao ar, por 5 minutos. Foram preparados também cilindros de resina composta a serem posteriormente cimentados sobre os espécimes de cerâmica. A resina composta (Filtek Z250, 3M ESPE, St Paul, Minnesota, USA) foi colocada em um molde de plástico cilíndrico, com diâmetro de 5mm e altura de 3mm e fotopolimerizado por 40 segundos, utilizando unidade de fotopolimerização com 1200mW/cm². Os cilindros de resina composta foram cimentados sobre a superfície

dos espécimes de cerâmica, com cimento resinoso (Theracem, Bisco, USA), sob uma força de 50N. O excesso de cimento foi removido dos espécimes, e em seguida foi fotopolimerizado por 40 segundos, em duas direções laterais. Os espécimes foram armazenados a 37°C em água destilada, e após 24 horas foram submetidos a termociclagem entre 5° e 55°C, por 5000 ciclos, com tempo de permanência de 30 segundos (DTS B1 Dentester, Salubris Technica, Massachusetts, USA). O teste de cisalhamento foi realizado com máquina universal de ensaios a uma velocidade de 0,5mm/minuto. Foi feita a análise do padrão de fratura, com o auxílio de microscopia eletrônica de varredura, com um aumento de 30 vezes. Os espécimes foram revestidos com ouro (Quorum SC 7620 Sputter Coater, Esat Sussex, England) e avaliados sob microscópio eletrônico de varredura (Zeiss Evo LS 10, Germany) em ampliação de 1000 vezes para observar mudanças na superfície após os diferentes tratamentos de superfície. A análise estatística foi realizada através dos testes de ANOVA a dois fatores, Kolmogorovy Smirnov, e o teste Tukey. Eles observaram diferenças significativas de força de união quando ao tratamento de superfície e tipo de blocos de cerâmica. O tratamento de superfície com o revestimento triboquímico apresentou resistência de união significativamente maior em comparação com o jateamento em zircônia Y-TZP e a zircônia monolítica. Eles concluíram que o revestimento triboquímico forneceu resistência de união satisfatória para zircônia monolítica e a zircônia Y-TZP. O revestimento triboquímico de sílica pode ser o tratamento de escolha no lugar do jateamento de partículas de óxido de alumínio na prática clínica. O condicionamento com ácido fluorídrico obteve resultado de maior significância comparado ao jateamento de partículas de alumina. Os blocos de zircônia monolítica apresentaram maiores valores de resistência de união em comparação ao bloco de zircônia Y-TZP nos grupos de jateamento e tratamento com o CoJet. Este resultado é promissor para o sucesso clínico de restaurações com zircônia monolítica.

Akar et al., em 2021, avaliaram a resistência de união de um cimento resinoso autoadesivo utilizado com zircônia pré-sinterizada e sinterizada, após o tratamento de superfície das cerâmicas, com jateamento de abrasivos e irradiação a laser de ND:Yag em diversos níveis de potência. Para tal foram preparados no sistema CAD-CAM 99 espécimes de zircônia com 7 mm de diâmetro e 3 mm de altura, que foram

divididos em três grupos, sendo eles: o grupo controle de zircônia pré-sinterizada (sem preparo de superfície); o grupo de zircônia pré-sinterizada (com tratamento de superfície); o grupo de zircônia sinterizada (também com tratamento de superfície). O tratamento de superfície para o grupo da zircônia pré-sinterizada foi realizado antes da sinterização. Para o grupo da zircônia sinterizada, o preparo da superfície foi realizado após a sinterização. O protocolo de preparo das superfícies foi o seguinte: para o grupo controle não foi realizado nenhum preparo sobre a superfície da zircônia; os grupos da zircônia pré-sinterizada e da zircônia sinterizada foram divididos ainda em quatro subgrupos. O primeiro subgrupo (zircônia pré-sinterizada e sinterizada) recebeu o protocolo de jateamento de óxido de alumínio (Al_2O_3) com partículas de 120 μm , a uma pressão de 200 kPa por 20 segundos, a 10 mm de distância. Cada um dos três subgrupos restantes (pré-sinterizada e sinterizada) recebeu a irradiação do laser Nd:YAG (Smarty A10 – DEKA Laser, Calezano, Italy), variando a potência de irradiação em cada grupo, em 1W, 2W e 3W respectivamente. O laser produziu pulsos a um comprimento de onda de 1.06 μm . A fibra ótica do laser foi de 300 μm de diâmetro e foi posicionada perpendicularmente a superfície da zircônia, durante 20 segundos a 1 mm de distância. Para os parâmetros da irradiação a laser com energia de 100mJ, e taxa de repetição de 10, 20 e 30Hz, e duração do pulso em 320 μs . Após o processo de preparo das superfícies seguindo as recomendações de cada fabricante, a cimentação foi feita utilizando o cimento resinoso autoadesivo Bifix SE (VOCO, Cuxhaven, Germany) sobre a zircônia, em cada um dos grupos e subgrupos. Os espécimes de cimento resinoso-zircônia foram armazenados em água destilada a 37° por 72 horas, antes do início dos testes de cisalhamento, que foram realizados através de uma máquina universal de ensaios utilizando uma velocidade de 1mm/min, até ocorrer a fratura do espécime. A análise estatística foi realizada através dos testes de Welch F a um fator e Games-Howell, com nível de significância de $p < 0.05$. Os resultados obtidos mostraram que a zircônia pré-sinterizada, que recebeu a irradiação do laser com 1W, 2W, e 3W apresentou resultados significantes com relação ao teste de cisalhamento, enquanto os grupos de zircônia pré-sinterizadas e sinterizadas que receberam jateamento por óxido de alumínio obtiveram os menores valores com relação ao teste de cisalhamento. Foi concluído que o grupo da zircônia pré-sinterizada que recebeu irradiação a laser obtiveram maiores valores de resistência de união, enquanto os grupos que receberam o jateamento por óxido de alumínio,

tanto da zircônia pré-sinterizada quanto da zircônia sinterizada, obtiveram os menores resultados com relação a resistência de união.

Nagasawa et al., em 2021, avaliaram os efeitos do tratamento de superfície na força de união entre blocos de resina fresadas em CAD/CAM e uma resina composta utilizada para construção de núcleo, empregado cimento resinoso autoadesivo. Para tal, cinco grupos foram estabelecidos, cada um com um tratamento de superfície diferente: (C) Controle; (S) Jateamento; (P) Primer; (SP) Jateamento com primer; (HFP) e o grupo que recebeu condicionamento com ácido hidrófluorídrico e primer. Sete marcas comerciais de blocos em resina composta para CAD/CAM (Cerasmart 300 (GC); Cerasmart 270 (GC); Shofu Block HC (Shofu); KZR-CAD HR2 (Yamakin); Katana Avencia Block (Kuraray-Noritake); Estelite Block (Tokuyama Dental); Vita Enamic (Vita) e uma resina composta para núcleo (Unifil Core EM, GC, Tokyo, Japan) foram usadas. O cimento resinoso autoadesivo utilizado foi G-CEM ONE (GC, Tokyo, Japan). Os espécimes feitos a partir de resina composta CAD/CAM, foram recortados de uma placa através de uma fresa diamantada. Os blocos foram embutidos em resina acrílica com um auxílio de um molde plástico, e em seguida armazenados em temperatura ambiente por 24h. Após esse período o espécime de resina foi removido do molde, sendo realizado o polimento da superfície que recebeu a cimentação com uma lixa de granulação 600 sob irrigação de água. Os espécimes de blocos de resina foram banhados em ultrassom, por 10 minutos, com água deionizada para limpeza. Os espécimes com resina composta para construção de núcleo foram preparados em forma de discos (6mm de diâmetro e 4 mm de espessura) através de um molde de Teflon. Para a polimerização, foi aplicada luz através de uma lâmpada (G-light Prima-II Plus, GC) por seis segundos, e após isso este processo o espécime foi colocado novamente sob luz de laboratório (LAVO LIGHT LV-III, GC) para finalizar a polimerização, durante dez minutos. Os discos foram removidos dos moldes, e passaram por padronização da superfície através de polimento com lixas de granulação 600 sob irrigação. Os espécimes foram lavados com água corrente, e levados ao banho em ultrassom com água deionizada, por dez minutos. Foram utilizados cinco tipos de tratamentos de superfícies diferentes. Cada grupo foi identificado da seguinte forma: C – grupo controle, onde foi utilizado ácido fosfórico por 30 segundos em toda a superfície do compósito de resina CAD/CAM, a lavagem

do espécime foi feita com água deionizada e seco a temperatura ambiente; S – grupo que recebeu jateamento de óxido de alumínio, durante 5 segundos a uma pressão de 0,3 Mpa, após o jateamento os espécimes foram lavados em água corrente, e em seguida colocados em banho de ultrassom por 10 minutos. O ácido fosfórico foi então aplicado em toda a superfície durante 30 segundos, e lavados novamente com água deionizada e seco a temperatura ambiente; P- grupo que recebeu a aplicação de primer. Inicialmente a superfície do espécime recebeu a aplicação de ácido fosfórico por 30 segundos, lavado com água deionizada e seco a temperatura ambiente, e assim, aplicado a primer sob toda a superfície, de acordo com a recomendação do fabricante; SP – grupo que recebeu aplicação de primer e jateamento, onde inicialmente o jateamento foi realizado, durante 5 segundos a uma pressão de 0,3 Mpa, lavados em água corrente, e em seguida levados a banho em ultrassom com água deionizada. Após esse processo o primer foi aplicado por toda superfície do espécime seguindo as recomendações do fabricante; HFP – grupo em que foi usado ácido fluorídrico e primer, onde uma solução aquosa de ácido fluorídrico a 9% foi aplicado sobre a superfície do espécime por 90 segundos, e enxaguado em água corrente, sendo levado a banho em ultrassom com água deionizada por 10 minutos. O primer foi aplicado sobre a superfície segundo as recomendações do fabricante. Quinze espécimes foram preparados em cada grupo. A rugosidade da superfície dos espécimes foi medida através de um rugosímetro (Surfcom 470A, TOKYO SEIMITSU, Tokyo, Japan). Para os espécimes que receberam o primer como parte do preparo de superfície, a rugosidade superficial foi medida antes da aplicação do mesmo. Antes da cimentação, os discos de resina composta para núcleo foram tratados com ácido fosfórico por 30 segundos, e enxaguados com água deionizada e secos. As superfícies dos discos foram tratadas com primer antes da cimentação, com exceção do grupo controle – C. O cimento resinoso foi espatulado durante 10 segundos, de acordo com as recomendações do fabricante, e foi aplicado sobre o espécime recordado do bloco de resina CAD/CAM, e o disco de resina composta para núcleo foram colocados sobre o cimento, iniciando o processo de cimentação dos espécimes. Os excessos de cimento, foram removidos com um explorador odontológico após uma fotopolimerização prévia por 6 segundos (G-Light Prima II Plus, GC), e adicionado mais 6 segundos de fotoativação, para finalizar a polimerização. Os espécimes foram armazenados em um recipiente a temperatura de 37°C para seguirem para o início

dos testes 24 horas após a cimentação. O teste de cisalhamento entre o cimento, resina composta CAD/CAM e a resina composta para núcleo foi realizado através de uma máquina universal de ensaios a uma velocidade de 1,0 mm/min. A análise estatística foi realizada empregando ANOVA a dois fatores e teste Bonferroni. A análise de Weibull foi realizada para os dados de resistência de união. Eles observaram que não houve diferenças significativas na resistência de união entre os grupos C, o S e P, exceto para o grupo SP que apresentou maior resistência de união que S. As forças de união do grupo HFP foram semelhantes ao grupo SP. O primer após o jateamento pode aumentar a resistência de união em blocos de resina CAD/CAM. Eles concluíram que o apenas o uso do jateamento ou apenas o uso do primer não foi suficiente para aumentar a resistência de união entre o cimento resinoso, resina para construção de núcleo, e o bloco de resina. As forças de união obtidas com o condicionamento através do ácido fluorídrico a 9% e o uso do primer, foram semelhantes ao grupo que recebeu jateamento e primer.

Karaokutan et al, em 2022, avaliaram o efeito do tratamento de superfície e o tipo de cimento resinoso na resistência adesiva de duas cerâmicas ao pilar de titânio puro. Para tal, foram preparados 160 discos de titânio (10mm de diâmetro por 3mm de altura), que foram fabricados por métodos de fresagem (Premium 5030 CNC milling machine, Eiterfeld, Germany) e embutidos em resina acrílica quimicamente ativada (Meliodent; Heraeus Kulzer, Douth Bend, IN, USA). Os discos de titânio foram levados a banho em ultrassom, por 5 minutos, e divididos em 4 grupos que receberam diferentes tratamentos de superfície e cimentos resinosos (n=40). O primeiro grupo não recebeu nenhum tratamento (controle). O segundo grupo recebeu jateamento com óxido de alumínio com partículas de 50 µm com 2 bar de pressão, em um ângulo de 45°. O terceiro grupo recebeu jateamento de óxido de alumínio a 100 µm com 2 bar de pressão, em um ângulo de 45°. O quarto grupo recebeu revestimento triboquímico com 30 µm silicalizado com partículas de Al₂O₃ (CoJet System; 3M ESPE, Seefeld, Alemanha) a 2 bar de pressão por 15 segundos, conforme recomendação do fabricante. Após a finalização dos tratamentos, os espécimes foram levados ao banho de ultrassom por 180 segundos em uma solução de etanol a 10%. Cada grupo foi dividido em dois subgrupos (n=20) que receberam a cimentação das duas cerâmicas: (1) dissilicato de lítio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan,

Liechtenstein) e (2) zircônia reforçada por silicato de lítio (Celtra Duo, Dentsply Sirona, Konstanz, Germany). Os espécimes de cerâmica foram fresados a partir de blocos nas dimensões de 5mm de diâmetro por 3 mm de altura, sendo então sinterizados (Programat P130, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) seguindo as recomendações do fabricante. Os espécimes de zircônia foram condicionados com gel de ácido fluorídrico a 4,8% por 30 segundos, e o dissilicato de lítio com o mesmo gel, por 20 segundos. Os espécimes de cerâmica foram divididos em dois grupos que receberam a cimentação com os agentes cimentantes Multilink Hybrid Abutment (Ivoclar Vivadent, Chaan, Liechtenstein), ou Panavia V5 (Kuraray Noritake Den- tal, Tokyo, Japan). As cerâmicas foram cimentadas sobre a superfície dos discos de titânio sob uma pressão com um dispositivo de Gillmore. Os espécimes que receberam o cimento resinoso Panavia V5 foram fotopolimerizados por 5 segundos. Os espécimes cimentados com o Multilink Hybrid Abutment foram autopolimerizados por 7 minutos. O excesso de material foi removido com bisturi, sendo todos os procedimentos foram realizados pelo mesmo operador. Todos os espécimes foram armazenados em um umidificador por 24 horas, a 37°C e envelhecido por ciclagem térmica (5000 ciclos, 5° - 55°C) com um tempo de permanência de 20 segundos em água destilada. Os espécimes foram levados a uma máquina universal de ensaios e carregados com uma velocidade de 1 mm/min. O efeito do tratamento de superfície, agente cimentante à base de resina e cerâmica na resistência de união ao cisalhamento foi examinado por uma análise de variância de 3 fatores. O teste de Bonferroni foi usado para examinar os principais efeitos, enquanto comparações múltiplas foram examinadas com o teste Tukey para interações ($p \leq 0,05$). A carga máxima de cisalhamento foi registrada. Os resultados mostraram que os maiores valores de força de união foram obtidos com os grupos que receberam jateamento a 50 μm , e foram cimentados com os agentes cimentantes Panavia V5. Eles concluíram que dentre os materiais cerâmicos estudados, o grupo cerâmico de zircônia apresentou maior resistência de união do que o grupo de dissilicato de lítio. O agente de cimentação à base de resina de cura dupla forneceu maior resistência de união entre a superfície de titânio e a cerâmica do que o agente de cimentação à base de resina de autopolimerização.

Simasetha et al., em 2022, avaliaram a união ao cisalhamento do dissilicato de lítio e um cimento resinoso, utilizando tratamento de superfície. Para tal espécimes de dissilicato de lítio (Vintage LD Press, Shofu Inc., Kyoto, Japan) foram preparados com 5mm de diâmetro e 3mm de comprimento, através de uma prensa circular, em um forno de prensagem automática (PANAMAT 640/620, DEKEMA, Dental-Keramikofen GmbH, Freilassing, Germany). Os espécimes foram observados em estereomicroscópio com um aumento de 40 vezes para avaliar defeitos da superfície de cerâmica, sendo os defeituosos foram excluídos. Os espécimes foram divididos aleatoriamente em sete grupos (n=10), cada espécime foi embutido em tubo de PVC, utilizando resina acrílica autopolimerizável (Ortho-Jet, Lang Illinois, USA). As superfícies dos espécimes foram polidas através de uma polidora utilizando lixa de granulações 320, 600 e 800 respectivamente. Após a padronização da superfície, os espécimes foram lavados em banho em ultrassom por 10 minutos para remoção de detritos. Novamente os espécimes foram observados em estereomicroscópio, após o ciclo de polimento, os espécimes defeituosos foram excluídos. Após esse processo, os espécimes foram condicionados com ácido fluorídrico 4,5% por 20 segundos, e enxaguados com água e secos com jato de ar. Por fim, foram novamente banhados em ultrassom por 10 segundos. Os grupos obtiveram os seguintes tratamentos de superfície, seguindo as especificações de cada fabricante: Grupo1: controle (sem aplicação de silano); Grupo 2: aplicação do silano Kerr Silane Primer; Grupo 3: aplicação do silano Signum Ceramic Bond I; Grupo 4: aplicação dos silanos - Signum Ceramic Bond I e Signum Ceramic Bond II; Grupo 5: aplicação de um silano experimental; Grupo 6: aplicação de dois silanos - Signum Ceramic Bond II e um silano experimental; Grupo 7: aplicação de dois silanos – Adper Scotchbond Multi-purpose Adhesive e um silano experimental. O silano experimental utilizado neste estudo foi preparado através de uma mistura de proporção de 70% de etanol e 30% de água destilada em um recipiente de vidro. O pH da solução foi alterado para a faixa de 4,5 e 5,5 usando ácido acético. A solução foi então transferida para um novo recipiente plástico, onde foi adicionado o agente silano: 3-trimetoxi silil propil metacrilato (Gama-MPS) (Sigma-Aldrich, Missouri, USA). O processo de mistura consiste em adicionar lentamente o agente, utilizando-se um procedimento de agitação para produzir uma solução concentrada a 2%. A mistura foi deixada por 60 minutos sem ações, para permitir que a hidrólise ocorresse e formasse o produto de silano. Nesse estágio, um

agitador magnético e uma barra foram utilizados para misturar suavemente a solução por 10 minutos. Os blocos de resina composta (Filtek Z350XT, 3M ESPE, St Paul, Minnesota, USA) foram confeccionados a partir de um molde de silicone com 3 mm de diâmetro e 3mm de comprimento, utilizando um fotopolimerizador com a intensidade de 12mW/cm², de acordo com as instruções do fabricante. A seguir a cimentação dos blocos de resina sobre o espécime de dissilicato foi realizada. O cimento utilizado foi o RelyX U200, segundo as instruções do fabricante. Os excessos do cimento foram removidos com um aplicador descartável, seguido da fotopolimerização utilizada por 40 segundos. Após a cimentação os espécimes foram armazenados em um recipiente com água destilada a 37°C durante 24 horas. Os espécimes foram submetidos a 5000 ciclos térmicos com o tempo de permanência de 30 segundos com um tempo de transferência de 5 segundos entre 5 e 55°C e submetidos ao teste de cisalhamento. Os testes de cisalhamento foram feitos através de uma máquina universal de ensaios tendo sua lâmina posicionada paralelamente ao local de cimentação dos espécimes, com seu deslocamento a 1,0mm por minuto. A análise estatística utilizada foi o teste ANOVA a dois fatores. Eles observaram que os grupos que recebam o silano experimental se comportaram de forma semelhante, como o caso dos grupos 6 e 7. O grupo 1 (controle), obteve resultados menores dentre todos os grupos. Eles concluíram que os diferentes tratamentos de superfície influenciaram significativamente os resultados dos testes de cisalhamento entre o dissilicato e a resina composta. A aplicação do silano pré-hidrolisado convencional com ou sem a aplicação de um adesivo melhora o valor do teste de cisalhamento e a qualidade da união.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência do sistema de cimentação, do tipo de material empregado para confecção do pilar intermediário e do tipo de material empregado para a confecção da coroa na força de união de próteses cimentadas sobre implantes.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Delineamento Experimental

4.1.1 Unidades experimentais

- Espécimes simulando os pilares intermediários sobre os quais foram cimentados cilindros simulando as coroas dentais.

4.1.2 Fatores em estudo

Cimentos resinosos em 3 níveis

- Bifix Hybrid Abutment;
- Multilink Abutment;
- Vita Adiva.

Pilares intermediários em 2 níveis

- zircônia para infraestrutura;
- titânio.

Coroas protéticas em 3 níveis

- zircônia translúcida;
- dissilicato de lítio;
- resina composta.

4.1.3 Variável de resposta

Resistência adesiva

4.2 Preparo dos espécimes

4.2.1 Simulação dos pilares intermediários

Para simulação dos pilares intermediários de titânio foram utilizadas 90 cápsulas de titânio (Capsula O´ring, Peclab, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil), que apresentam uma superfície plana circular com 4,8mm de diâmetro como apresentado na Figura 1. O conjunto tem formato cilíndrico, com diâmetros diferentes na parte superior e inferior. No total a peça tem 4mm de altura.

Figura 1 – Peça utilizada para a simulação dos pilares intermediários de titânio



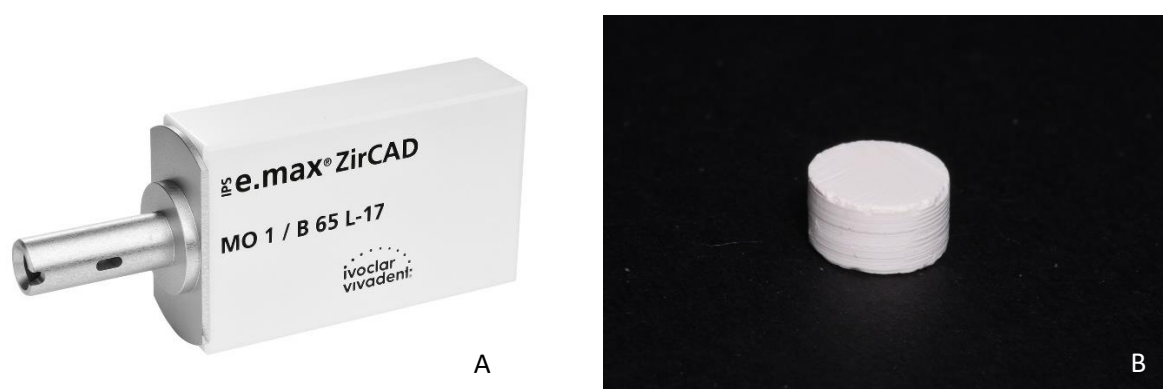
Legenda: a) embalagem mostrando detalhes sobre o do botão de titânio utilizado; b) botão de titânio.

Fonte: elaborado pelo autor.

Para simulação dos pilares intermediários de zircônia foi utilizado o bloco de zircônia Y-TZP de infraestrutura para utilização no sistema CAD/CAM, da marca IPS E.MAX ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Chaan, Liechtenstein) como mostra a Figura 2 A. O bloco foi posicionado na base de uma máquina para obtenção de espécimes circulares, munida de uma broca tipo trefina diamantada com 6mm de diâmetro

interno. A superfície do bloco foi posicionada perpendicularmente à extremidade da broca. A máquina foi acionada e a broca foi deslocada no sentido vertical por 4mm. Esse procedimento foi repetido em toda a superfície do bloco. O espaço do corte foi preenchido com alginato (Jeltrate – Dentsply, Nova York, EUA) para estabilização dos cilindros na etapa subsequente. Na sequência o espécime foi levado a uma cortadeira munida de disco diamantado (Labcut, Extec, Enfield, EUA), de tal forma que a superfície do bloco ficasse paralela ao disco. A seguir a máquina foi acionada e o bloco seccionado, separando os cilindros anteriormente cortados, resultando em espécimes com 3mm de altura (Figura 2B). No total foram obtidos 90 espécimes.

Figura 2 – Simulação dos pilares intermediários de zircônia



Legenda: A) Bloco de zircônia Y-TZP de infraestrutura; B) Cilindro de zircônia obtido.

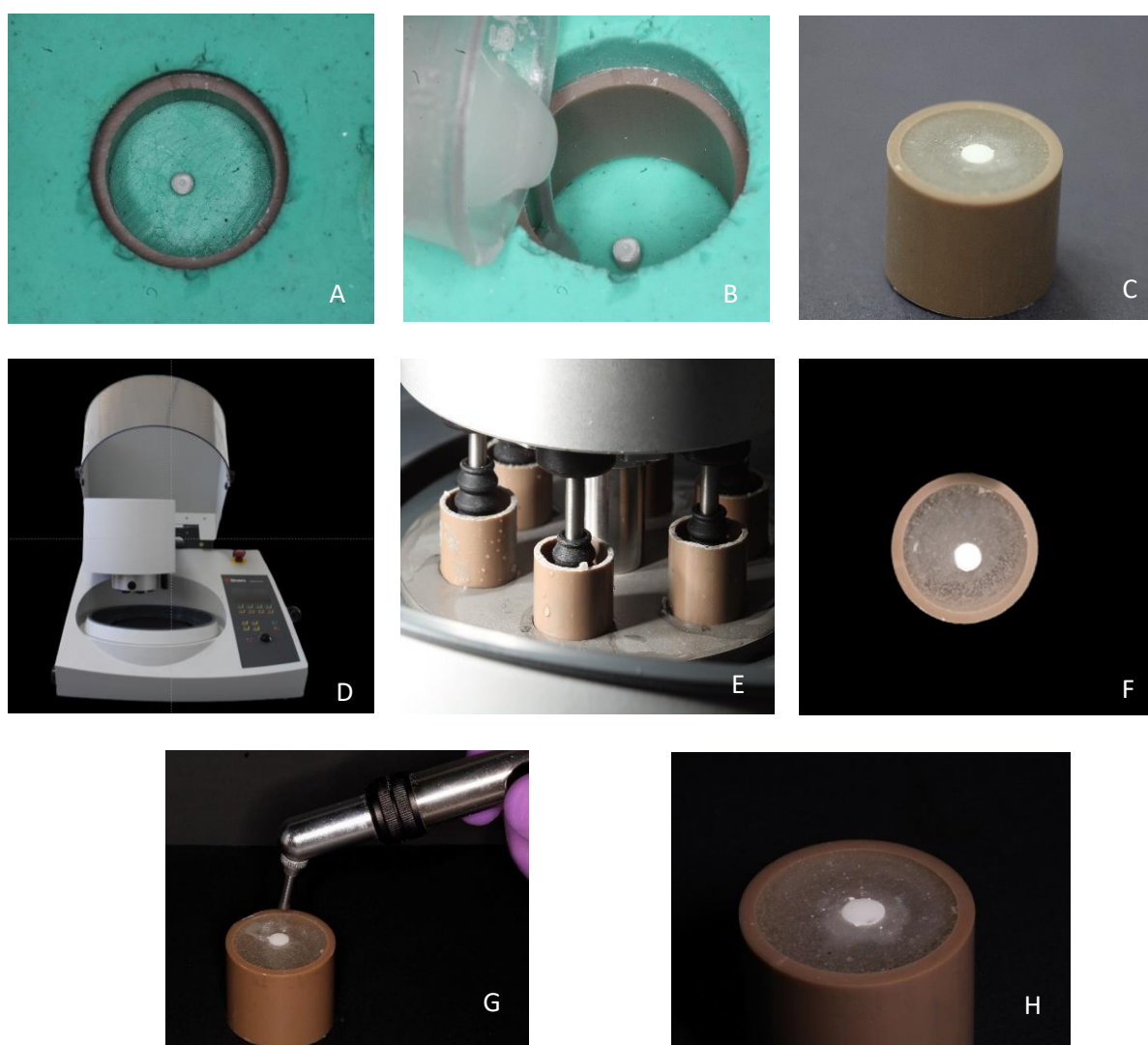
Fonte: elaborado pelo autor.

Esses espécimes foram levados a um forno para sinterização, a uma temperatura de 1530°C, por 12 horas, conforme recomendado pelo fabricante. Em seguida, anéis com 5cm de altura foram obtidos a partir de tubos de PVC de 25mm e posicionados no interior de uma matriz de silicone com as mesmas dimensões. Os espécimes foram posicionados na base da matriz, na região central, sendo então embutidos com resina acrílica (Figura 3 A-C).

Os espécimes embutidos simulando os pilares intermediários foram posicionados sob uma haste de fixação de espécimes de uma poltrix semiautomática modelo Tegramim 25 (Struers, Copenhagen, Dinamarca) (Figura 3 D). Uma lixa de

granulação P600 (Struers. Copenhagen, Dinamarca) foi acoplada à base giratória da mesma, que foi programada para girar a 300 rpm no sentido horário. A haste de fixação dos espécimes foi programada para girar no sentido anti-horário a uma velocidade de 150 rpm. Sobre cada espécime, a haste pneumática exerceu uma carga de 30 N (Figura 3 E). A máquina foi acionada durante 1 minuto. Esse procedimento foi utilizado para garantir a padronização da rugosidade superficial de todos os espécimes. As superfícies das cerâmicas receberam jateamento com partículas de óxido de alumínio de 50 μm a uma pressão de 2,8 bar, por 15 segundos, a uma distância de 10 mm e um ângulo de 90° como mostra a Figura 3 G.

Figura 3: Preparo dos espécimes simulando os intermediários de zircônia



Legenda: a) espécime de zircônia colocado dentro da matriz de silicone para embutimento; b) preenchimento com resina acrílica quimicamente ativada; c) espécime de zircônia embutido; d) poltriz

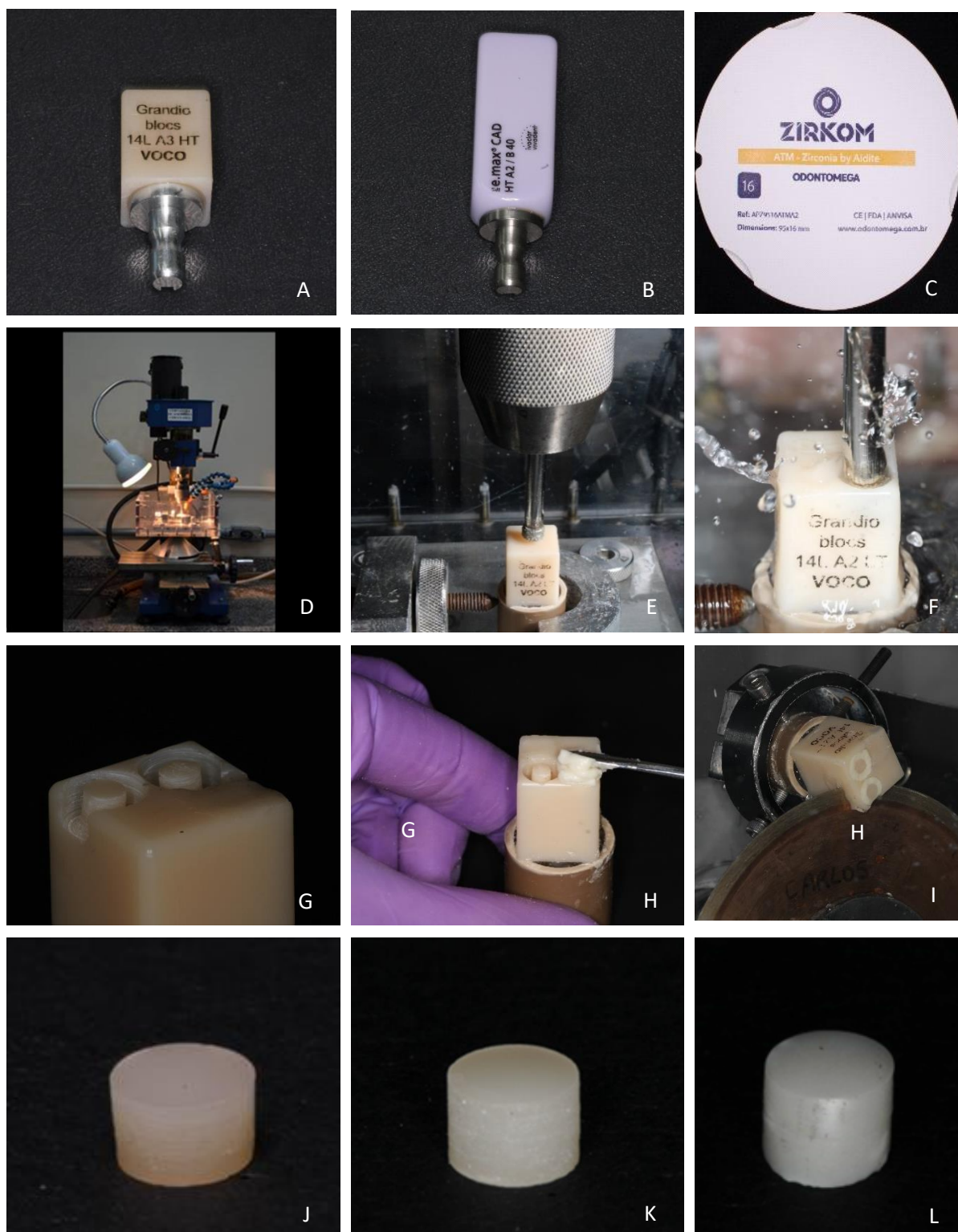
automática; e) espécimes posicionados com a haste pneumática em contato, prontos para o acionamento da politriz e início do polimento; f) espécime polido; g) superfície sendo jateada; h) espécime finalizado.

Fonte: elaborado pelo autor.

4.3.2 Simulação das coroas

Para simulação das coroas, foram preparados espécimes com 3mm de diâmetro e 3mm de altura, empregando blocos de dissilicato de lítio (IPS E.max Press, Ivoclar Vivadent, Chaan, Liechtenstein), zircônia translúcida (Zirkom, OdontoMega Import, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil) e resina composta pré-polimerizada (Grandio Blocs, Voco, Cuxhaven, Germany) (Figura 4 A-C). Para cada material, 30 espécimes foram obtidos utilizando uma broca tipo trefina com diâmetro interno de 3mm acoplada a uma cortadeira de espécimes circulares (Figura 4 D-G). Os cilindros foram removidos do bloco utilizando uma cortadeira munida de disco diamantado (Figura 4 H-L)

Figura 4: Preparo dos espécimes simulando as coroas



Legenda: a) Bloco de resina; b) bloco de dissilicato de lítio; c) bloco de zircônia translúcida; d) máquina recortadora de espécimes circulares; e) bloco de resina em posição, para ser recortado; f) bloco de resina no momento do recorte com broca trefina; g) bloco recém recortado; h) alginato sendo aplicado entre os recortes circulares do bloco de resina; i) Cilindros sendo removidos através de uma cortadeira; j) espécime de resina; k) espécime de dissilicato de lítio; l) espécime de zircônia.

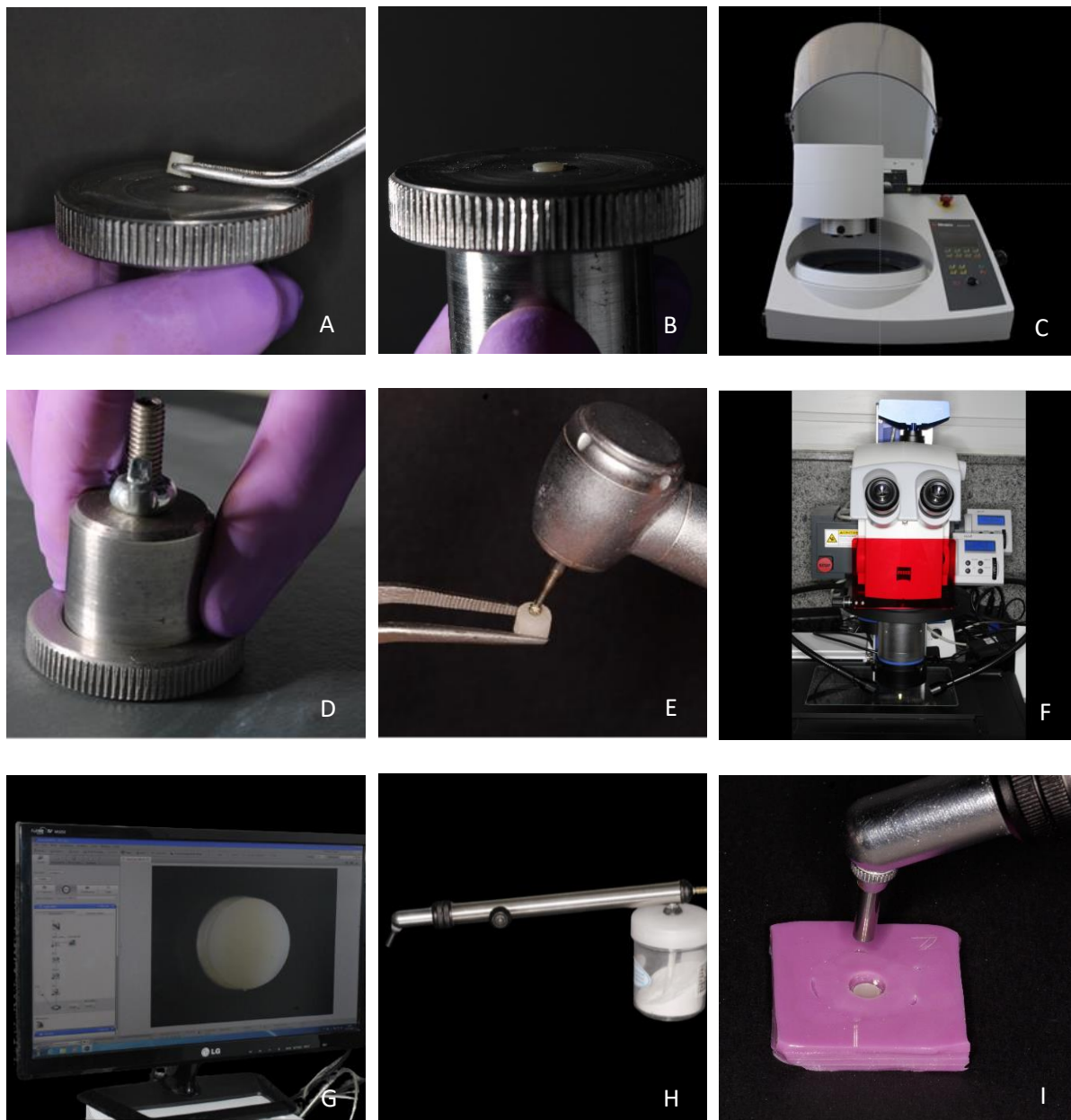
Fonte: elaborado pelo autor.

Os espécimes de dissilicato de lítio foram sinterizados em forno à 840°C, por 6 horas e os espécimes de zircônia foram sinterizados em forno à 1530°C, por 12 horas, conforme recomendado pelos fabricantes, utilizando o forno para sinterização.

Na sequência, a rugosidade superficial da superfície dos espécimes que seriam aderidas foi padronizada utilizando a mesma lixa que foi utilizada para padronização da rugosidade da superfície dos pilares. Para o correto alinhamento no momento do desgaste, suportes metálicos em formato cilíndrico contendo orifícios com as dimensões ligeiramente maiores que os espécimes foram utilizados (Figura 5). Dentro da perfuração existia uma rosca e um parafuso que podia ser movimentado para cima ou para baixo, para o ajuste da profundidade do orifício. O espécime foi posicionado no cilindro correspondente, e levado à politriz circular Tegramim 25 (Struers) munida com lixa de granulação 600, sendo mantido em contato com o disco com prensão manual, durante 30 segundos.

A seguir ele foi removido do suporte e o lado oposto foi identificado, através de uma pequena marcação realizada com uma ponta diamantada esférica (1014, KG Sorensen, Cotia, São Paulo, Brasil) montada em caneta de alta rotação (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil). Essa marca visava identificar corretamente o lado polido (Figura E). O formato e a integridade da superfície de união foram checados empregando um estereomicroscópio óptico (Stemi 2000, Carl Zeiss, Jena, Germany) com aumento de 30 vezes, observando se há alguma irregularidade na superfície (Figura 5 G). Nos casos que havia defeitos, os espécimes foram novamente polidos até que a superfície estivesse em perfeitas condições. As superfícies a serem aderidas foram jateadas com partículas de óxido de alumínio de 50 µm, a uma pressão de 2,8 bar, por 15 segundos, a uma distância de 10 mm e um ângulo de 90° (Figura 5)

Figura 5 – Polimento dos espécimes que simulavam as coroas



Legenda: a) espécime de dissilicato de lítio sendo acoplado no suporte; b) delimitação da porção a ser desgastada; c) politriz semiautomática Tegramim; d) espécime sendo polido por uma lixa de granulação 600; e) espécime sendo marcado com ponta diamantada esférica; f) estereomicroscópio; g) espécime sendo observado com aumento de 30x em estereomicroscópio; h) aparelho utilizado para realizar jateamento de óxido de alumínio; i) espécime acoplado a um suporte a base de sílica, iniciando o processo de jateamento.

Fonte: elaborado pelo autor.

4.4 Cimentação

Sobre cada tipo de material de pilar intermediário (zircônia para infraestrutura e titânio) foram cimentados três tipos de materiais simulando as coroas (zircônia translúcida, dissilicato e resina). Em cada situação três diferentes cimentos foram testados, sendo eles o Bifix Hybrid Abutment – shade universal opaque (Voco, Cuxhaven, Germany), Multilink Abutment – shade HO 0 (Ivoclar Vivadent, Chaan, Liechtenstein) e Vita Adiva IA-CEM – shade ultra-opaque (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) (Figura 6). Para cada combinação foram testados 10 espécimes (n=10). Na Figura 7 pode-se observar a distribuição detalhada dos grupos, enquanto no Quadro 1 apresenta a composição dos cimentos utilizados

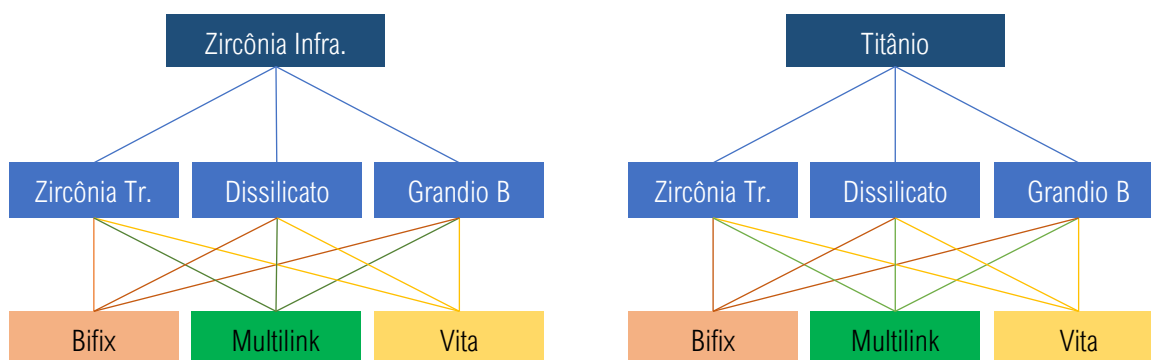
Figura 6 – cimentos resinosos testados



Legenda: a) cimento Multilink Hybrid Abutment; b) cimento Hybrid Abutment Cement; c) cimento Vita Adiva.

Fonte: elaborado pelo autor.

Figura 7: Distribuição dos grupos experimentais



Fonte: elaborado pelo autor.

Quadro 1: Composição dos cimentos utilizados

Material	Composição	Fabricante
Bifix Hybrid Abutment	Vidro de bário alumínio borossilicato, dióxido de titânio, HEDMA, BisGMA, vidro de fluorossilicato, sílica pirogênica, iniciadores, estabilizadores, pigmentos, corantes	Voco, Cuxhaven, Germany
Vita Adiva IA-CEM	Bis-GMA, catalisadores, estabilizadores e partículas inorgânicas em uma distribuição de 0,05 - 1 µm	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany
Multilink Abutment	Dimetacrilato, HEMA, partículas de vidro de bário, trifluoreto de itérbio, óxidos mistos esferoidais e óxido de titânio.	Ivoclar Vivadent, Chaan, Liechtenstein

Fonte: elaborado pelo autor.

Para o tratamento das superfícies dos espécimes que simulavam os pilares intermediários, foram utilizados os primers, adesivos e silanos recomendados por cada fabricante:

- Vita Adiva IA-CEM - os espécimes de zircônia foram tratados com primer ZR-Prime (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany), enquanto os de titânio foram tratados com silano Monobond Plus (Ivoclar Vivadent, Chaan, Liechtenstein).

- Bifix Hybrid Abutment - os espécimes de zircônia e titânio foram tratados com silano Ceramic Bond (Voco, Cuxhaven, Germany).
- Multilink Abutment - os espécimes de zircônia e titânio foram tratados com silano Monobond Plus (Ivoclar Vivadent, Chaan, Liechtenstein).

De forma semelhante, os espécimes que simulam as coroas foram tratados segundo o protocolo de cada fabricante, aplicado segundo suas recomendações:

- Vita Adiva IA-CEM - os espécimes de zircônia translúcidas foram tratados com primer ZR-Prime (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany), enquanto aqueles de dissilicato de lítio foram condicionados com gel de ácido hidrofúorídrico a 5% (Condac Porcelana – FGM, Joinvile, SC, Brasil) por 20s, seguido por lavagem, secagem com ar e aplicação do primer C-Prime (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany). A resina foi tratada com silano Ceramic Bond (Voco, Cuxhaven, Germany).
- Bifix Hybrid Abutment - os espécimes de zircônia translúcida, dissilicato de lítio e a resina foram tratados com silano Ceramic Bond (Voco, Cuxhaven, Germany). Porém, os de dissilicato de lítio foram previamente condicionados com gel de ácido hidrofúorídrico a 5% (Condac Porcelana – FGM, Joinvile, SC, Brasil) por 20s, seguido por lavagem, secagem com ar.
- Multilink Abutment - os espécimes zircônia translúcida e dissilicato de lítio foram tratados com silano Monobond Plus (Ivoclar Vivadent, Chaan, Liechtenstein), e a resina com silano Ceramic Bond (Voco, Cuxhaven, Germany). Porém, os espécimes de dissilicato de lítio foram previamente condicionados com gel de ácido hidrofúorídrico a 5% (Condac Porcelana – FGM, Joinvile, SC, Brasil) por 20s, seguido por lavagem, secagem com ar.

O Quadro 2 mostra a composição dos primers utilizados.

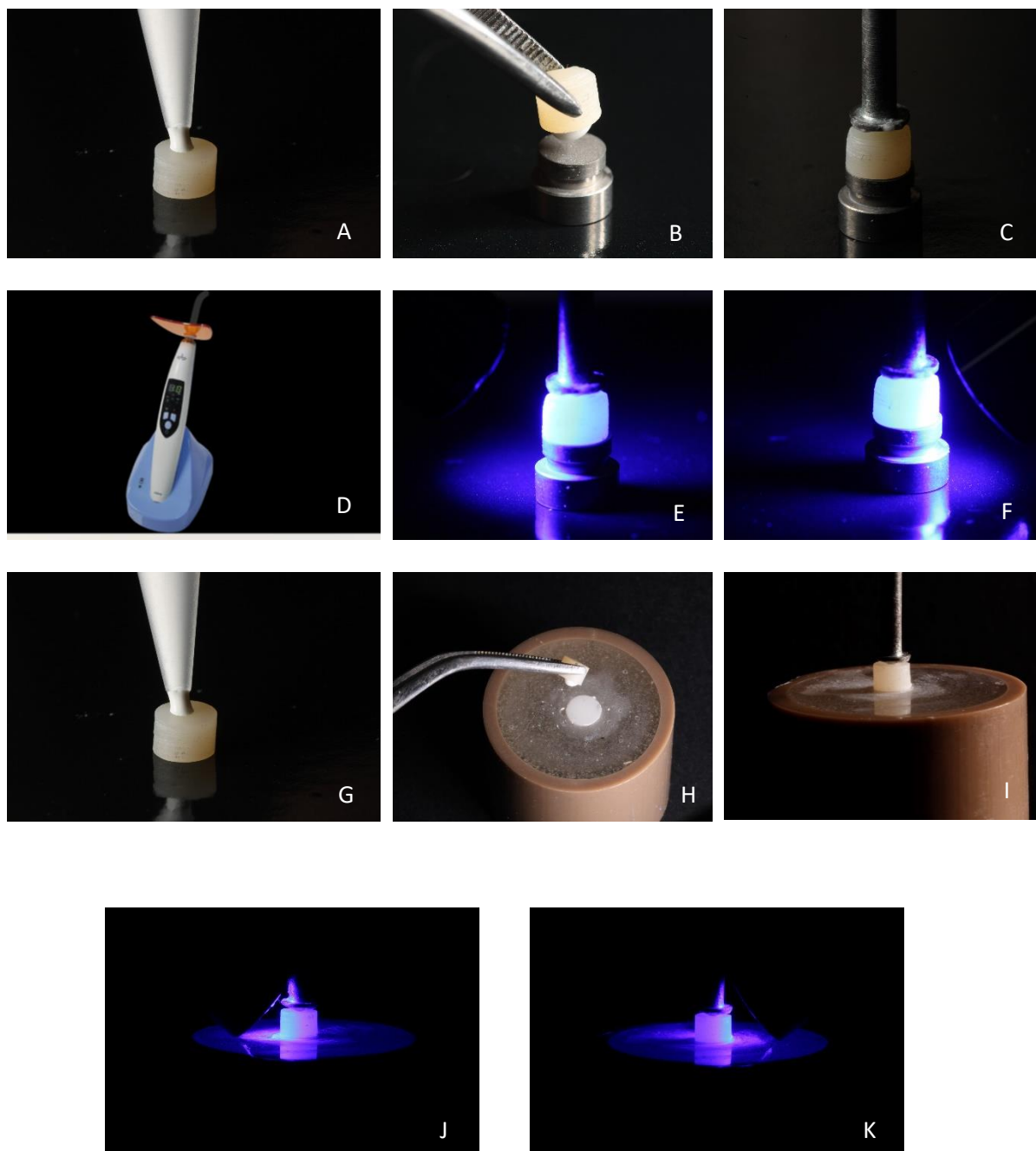
Quadro 2: Composição dos primers utilizados

Material	Composição	Fabricante
ZR-Prime	Preparados de monômeros adesivos, etanol.	Vita
C-Prime	Solução de metacrilato, silano, etanol.	Vita
Ceramic Bond	3-metacriloxipropiltrimetoxissilano, éster de ácido fosfórico metacrilado	Voco
Monobond Plus	Solução de metacrilato, ácido fosfórico, etanol	Ivoclar Vivadent

Fonte: elaborado pelo autor.

Os respectivos cimentos foram aplicados no espécime que simulavam as coroas e posicionados sobre aqueles que simulam os pilares intermediários (Figura 8 A e B). Uma pressão de 100g por 5 minutos foi aplicada sobre o espécime da coroa, empregando a haste vertical de um aparelho delineador (B2 - Bio-art, São Carlos, São Paulo, Brasil) (Figura 8 C), sendo os excessos de cimento removidos com um aplicador tipo microbrush (Voco, Cuxhaven, Germany). A fotopolimerização realizada empregando um aparelho fotopolimerizador (Kondentech, São Carlos, São Paulo, Brasil), com uma emitância de 800mW/cm^2 (Figura 8 D). A luz foi posicionada obliquamente em relação à interface adesiva por 20s de cada lado (Figura 8 E e F).

Figura 8: Cimentação dos espécimes



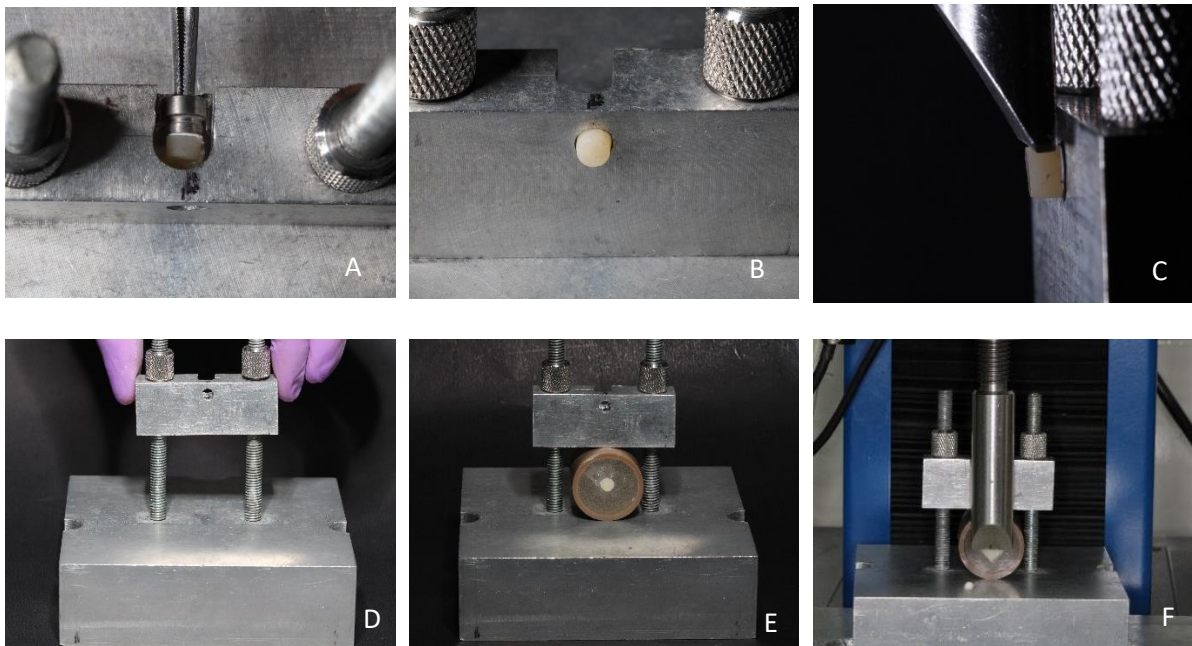
Legenda: a) aplicação do cimento resinoso sobre a superfície do espécime que simula a coroa; b) colocação do espécime que simula coroa sobre o pilar intermediário de titânio; c) pressão aplicada sobre o espécime de coroa através da haste vertical de um delineador; d) fotopolimerizador; e) início da polimerização, com a luz do fotopolimerizador posicionado à esquerda do espécime; f) início da polimerização, com a luz do fotopolimerizador posicionado à direita do espécime; g) aplicação do cimento sobre o espécime que simula a coroa; h) colocação do espécime que simula a coroa sobre o pilar intermediário de zircônia; i) pressão aplicada sobre o espécime de coroa através da haste vertical de um delineador; j) início da polimerização, com a luz do fotopolimerizador posicionado à esquerda do espécime; k) início da polimerização, com a luz do fotopolimerizador posicionado à direita do espécime. Fonte: elaborado pelo autor.

A seguir os espécimes foram imersos em água pura, dentro de uma estufa a 37°C durante 24 horas.

4.5 Mensuração da força de adesão

Os espécimes foram afixados em um suporte metálico projetado para posicioná-los com a interface adesiva perpendicular ao plano horizontal (Figura 9 A). A forma como eles foram estabilizados variava. Os botões de titânio foram afixados em um orifício na barra metálica do suporte e travados (Figura 9 B, C). O espécime de zircônia embutido no tubo de PVC foi colocado na posição horizontal e travado com a haste metálica superior, como se observa na Figura 9 D e E. O suporte foi posicionado na máquina universal de ensaios (DL-200 MF – EMIC, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil). Na parte superior da máquina estava afixada uma célula de carga de 50kg, e a ela uma haste de ensaio em forma de faca (Figura 9 F).

Figura 9 – Ensaio de cisalhamento



Legenda: a) Início do encaixe do espécime de titânio do dispositivo de suporte para o teste de cisalhamento; b) espécime de titânio acoplado ao dispositivo; c) faca para teste de cisalhamento em posição; d) dispositivo pronto para o encaixe do espécime de zircônia; e) espécime de zircônia acoplado no dispositivo; f) haste para o teste de cisalhamento posicionada após o teste.

Fonte: elaborado pelo autor.

A parte plana desta haste foi colocado em contato com a superfície plana do espécime, e em contato com o cilindro que simulava a coroa dentária. A máquina foi acionada a uma velocidade de 1mm/min, exercendo sobre a interface adesiva uma força de cisalhamento, até que ocorresse o rompimento (Figura 9 F). Os dados foram obtidos em Mpa.

Para a análise do padrão de fratura os espécimes foram levados ao estereomicroscópio (Stereo Discovery V20, Zeiss, Oberkochen, Germany) com um aumento de 30 vezes. As fraturas foram classificadas em:

- **Adesiva:** para fraturas em que as falhas ocorreram na interface coroa-pilar intermediário dos espécimes, resultando no descolamento da coroa, restando cimento resinoso em coroa ou pilar intermediário.

- **Coesiva na coroa:** para fraturas em que as falhas ocorreram predominantemente no interior da coroa, com mais de 75% da estrutura do pilar intermediário permanecendo aderido à coroa.
- **Coesiva no pilar:** para fraturas em que as falhas ocorreram predominantemente no interior do pilar intermediário, com mais de 75% da estrutura da coroa permanecendo aderida ao pilar intermediário.
- **Mista:** para fraturas onde não foi observado predominância maior que 75% de qualquer tipo de falha.

5 Planejamento Estatístico

As seguintes hipóteses de nulidade foram avaliadas nesse estudo:

- H_{0a} – O tipo de cimento não influencia nos valores de resistência adesiva;
- H_{0b} – O tipo de material utilizado para confecção de pilar intermediário não influencia nos valores de resistência adesiva;
- H_{0c} – O tipo de material utilizado para confecção da coroa não influencia nos valores de resistência adesiva.

A homogeneidade e homoscedasticidade dos dados obtidos foram avaliadas pelos testes de Shapiro-Wilk e Levene. Os dados foram submetidos à análise estatística inferencial usando os testes de ANOVA a três fatores (cimento x pilar x coroa), seguido pelo teste de Tukey. Para todas as análises foi adotado um nível de significância de 5%.

5 RESULTADOS

Os resultados da ANOVA de três fatores podem ser vistos na Tabela 1. Foram observadas diferenças significativas para o tipo de pilar, coroa e cimento, e para a interação entre pilar e coroa.

Tabela 1 – Resultados da ANOVA a três fatores

FATORES	SS	DF	MS	F	p
Cimento	226,91	2	113,45	5,757	0,0038*
Pilar	2703,32	1	2703,32	137,169	0,0000*
Coroa	1821,53	2	910,77	46,213	0,0000*
Pilar*Coroa	645,92	2	322,96	16,387	0,0000*
Pilar*Cimento	3,05	2	1,52	0,077	0,9255
Coroa*Cimento	12,91	4	3,23	0,164	0,9564
Pilar*Coroa*Cimento	27,38	4	6,85	0,347	0,8455

*Diferenças significantes.

Fonte: elaborado pelo autor.

Os resultados do teste de Tukey para o tipo de cimento podem ser vistos na Tabela 2. Pode-se observar que o cimento Bifix propiciou uma resistência adesiva significativamente menor que o Vita, enquanto o Multilink resultou em valores intermediários.

Tabela 2 – Resultados do teste Tukey para o tipo de cimento

Cimento	MPa	DP	conjuntos homogêneos*
Bifix	15,54	7,38	a
Multilink	16,79	6,62	a
Vita Adiva	18,29	6,63	b

* Grupos seguidos pelas mesmas letras não apresentam diferenças significativas.

Fonte: elaborado pelo autor.

Os resultados do teste de Tukey para o tipo de pilar pode ser visto na Tabela 3. Observou-se que a resistência de união ao titânio foi menor do que à zircônia para infraestrutura.

Tabela 3 – Resultados do teste Tukey para o tipo de pilar

Pilar	MPa	DP	conjuntos homogêneos*
Titânio	13,00	3,29	A
Zircônia	20,75	7,46	b

*Grupos seguidos pelas mesmas letras não apresentam diferenças significativas.
Fonte: elaborado pelo autor.

Os resultados do teste de Tukey para o tipo de coroa podem ser vistos na Tabela 4. Pode-se verificar que a adesão à resina composta foi menor do que ao dissilicato de lítio, que por sua vez foi menor do que à zircônia translúcida.

Tabela 4 – Resultados do teste Tukey para o tipo de coroa

Coroa	MPa	DP	conjuntos homogêneos*
Grandio Blocs	12,77	3,63	A
Dissilicato	17,32	6,66	b
Zircônia	20,53	7,60	c

* Grupos seguidos pelas mesmas letras não apresentam diferenças significativas.
Fonte: elaborado pelo autor.

Os resultados do teste de Tukey para a interação entre pilar e coroa podem ser observados na Tabela 5. Podemos observar que para os três materiais empregados para a confecção de coroas, a adesão aos pilares de zircônia foi maior do que aos pilares de titânio.

Tabela 5 – Resultados do teste de Tukey para a interação pilar e coroa

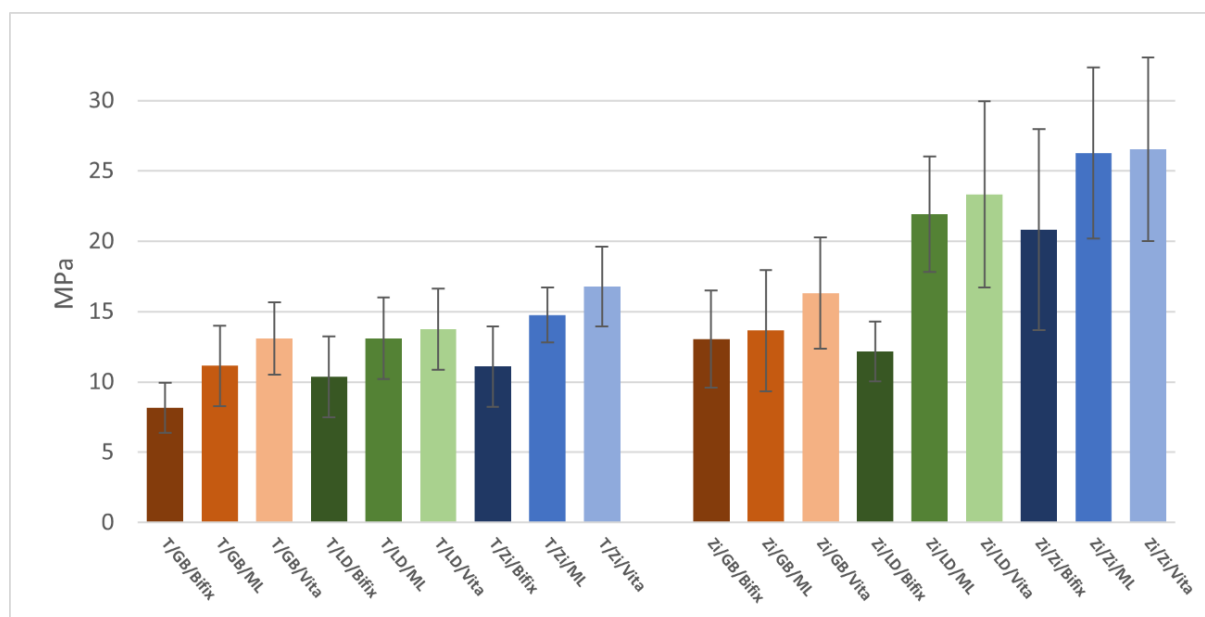
Pilar	Coroa	Média	DP	conjuntos homogêneos*	
Titânio	Grandio B.	11,52	2,91	a	
Titânio	Dissilicato	12,63	3,00	a	b
Zircônia	Grandio B.	14,03	3,88		b
Titânio	Zircônia	14,85	3,13		b
Zircônia	Dissilicato	22,01	5,97		c
Zircônia	Zircônia	26,20	6,42		d

* Grupos seguidos pelas mesmas letras não apresentam diferenças significativas.

Fonte: elaborado pelo autor

A Figura 10 mostra as médias de resistência de união para todos os grupos.

Figura 10 - Média dos valores de resistência de união ao cisalhamento para todos os pilares, coroas e cimentos testados



Legenda: T - titânio; Zi - zircônia; GB - Grandio Blocs; LD - dissilicato de lítio; Bifix - Bifix Abutment; ML - Multilink; Vita - Vita Adiva IA-CEM.

Fonte: elaborado pelo autor

As fraturas observadas para todos os grupos foram exclusivamente do tipo adesiva. Observou-se a predominância de resíduos de cimento resinoso, nos espécimes que simularam as coroas de todos os tipos (resina, zircônia e dissilicato de lítio), cimentados sobre os pilares intermediários de titânio. Nos espécimes que simulavam as coroas de zircônia, e nos espécimes que o pilar intermediário de zircônia, quando cimentados juntos, houve resíduos em ambos os espécimes.

6 DISCUSSÃO

Os cimentos resinosos foram aprimorados ao longo dos anos buscando adesão a diversos substratos, como esmalte e dentina, metais, cerâmicas e resina composta (Carvalho, 2017). O desenvolvimento e estudo desses materiais são relevantes para o dia a dia clínico do profissional de odontologia, para estabelecer uma maior previsibilidade e conseqüentemente garantir longevidade aos tratamentos de reabilitação protética. Nesse estudo, a avaliação das propriedades com relação a resistência de união dos cimentos resinosos opacos à materiais cerâmicos, metálicos e resinosos, tanto em pilar intermediário, quanto em coroa, possibilitou a avaliação do comportamento desses cimentos em diferentes substratos.

A hipótese de nulidade que o tipo de cimento não influencia na força de adesão foi rejeitada, pois o cimento Bifix mostrou uma força de adesão significativamente menor do que o cimento Vita Adiva, embora nenhum deles tenha sido significativamente melhor que o Multilink, que mostrou resultados intermediários (Tabela 2). Esse menor valor pode estar relacionado às características mecânicas do cimento em si, ou à adesão dos cimentos aos substratos com os quais interage, tanto do lado da coroa quanto do pilar. Considerando que todas as fraturas observadas foram adesivas, as características mecânicas do cimento poderiam ser descartadas, restando a união entre o cimento e o adesivo e entre o adesivo e o substrato. Porém, como em todos os grupos algum tipo de primer foi aplicado nas superfícies, teríamos que considerar tanto a adesão do cimento ao primer quanto do primer ao substrato.

Um dos fatores que poderia produzir uma diferença na adesão ao substrato seria o tratamento de superfície. O jateamento com partículas de óxido de alumínio é frequentemente utilizado para aumentar a rugosidade superficial e promover uma retenção micromecânica, além de realizar uma limpeza da superfície. Contudo, todos os grupos receberam o mesmo jateamento com partículas de óxido de alumínio, fazendo com que essa variável também seja descartada, restando então a interação que acontece na interface quanto a aplicação dos diferentes primers. Porém, um grande desafio para essa compreensão dos resultados é que a total formulação dos primers não é revelada pelos fabricantes, como se observa no Quadro 2. No caso do cimento Bifix Abutment, para todos os substratos o tratamento foi realizado com o

silano Ceramic Bond. O fabricante não descreve em sua composição o tipo de solvente presente. O solvente presente na composição de um primer, adesivo ou silano, pode ser a base de água, acetona ou etanol e é necessário para facilitar a dispersão de monômeros fosfatados, melhorando assim a adesão ao substrato. Os monômeros fosfatados como MDP tem a capacidade de se aderir quimicamente aos óxidos de zircônia ou óxidos metálicos, e promover uma adesão química. Contudo, não se sabe exatamente o quanto esse monômero utilizado é capaz de promover o efeito pretendido. Chen et al. em 2017, abordaram em seu estudo a interação entre o primers com diferentes tipos de solventes e monômeros fosfatados, como o 10-MDP, sobre a superfície de zircônia, e observaram que a resistência de união foi significativamente maior para os primers que apresentavam o etanol como solvente, seguido de primers que apresentavam acetona com solvente e que obtiveram resistência de união intermediárias, e conseqüentemente mostraram que houve menor interação entre os monômeros fosfatados e a superfície da zircônia nos espécimes que receberam os primers com solventes à base de água. Esse resultado foi atribuído a insolubilidade do 10-MDP em água, que onde observou-se uma menor deposição de monômeros fosfatados sobre a superfície da zircônia.

No caso do cimento Vita Adiva, cada substrato foi tratado com um primer específico. O ZR-Prime foi utilizado para a zircônia, o C-Prime foi utilizado no dissilicato lítio, onde estes apresentam etanol como solvente em sua composição. O Monobond foi utilizado para o titânio, também com solvente à base de etanol. O ZR-Prime possui apenas monômeros resinosos adesivos, possivelmente monômeros fosfatados, com alta capacidade de adesão aos óxidos de zircônia, enquanto o C-Prime é uma solução contendo silano. O Monobond contém apenas monômeros resinosos adesivos, que mesmo não sendo produzido pela Vita, é recomendado por ela para o titânio. O uso de primers específicos para cada substrato pode aprimorar a qualidade da adesão. Para o cimento Multilink, que apresentou resultados intermediários, o fabricante recomenda que todos os tratamentos sejam feitos com o Monobond. Aparentemente a estratégia de unir todos os componentes em um só produto parece não ser a melhor no sentido de obter o máximo de resistência adesiva.

O tipo do material utilizado para confecção do pilar também teve influência significativa na força de união, rejeitando a segunda hipótese de nulidade. Observou-

se que a resistência de união ao titânio foi menor do que à zircônia para infraestrutura (Tabela 3). Esse resultado pode estar relacionado a uma menor interação química entre os monômeros resinosos ácidos empregados nas formulações dos primers e os óxidos de titânio, em comparação com os óxidos de zircônia. Kodaira et al., 2022, em seu estudo menciona que a modificação da superfície metálica do titânio foi mais eficaz do que o uso de monômeros adesivos, na força de união entre titânio e materiais resinosos. Enquanto Tsuchimoto et al. em 2006, relataram em seu estudo que os primers a base de 10-MDP (10-metacrilóiloxidecil di-hidrogênio fosfato), foram mais efetivos na resistência de união de compósitos de resina ao titânio, do que primers a base de 4-MET (4- metacrilato etil trimelito), ou ainda, primers a base de MDP de baixa concentração.

Uma outra possibilidade é que exista uma diferença no efeito do jateamento sobre a superfície dos dois materiais. Pode ser que uma maior rugosidade superficial tenha sido conseguida quando o jateamento foi realizado sobre a cerâmica e o metal, melhorando a retenção micromecânica. Nakhai et al. em 2019 menciona em seu estudo que o jateamento de partículas sobre a superfície de materiais metálicos e cerâmicos melhora significativamente a adesão entre esses substratos, e que ainda, partículas de oxigênio e alumínio na superfície do metal produzam uma afinidade química para monômeros funcionais em materiais resinosos, como os cimentos.

O material utilizado para confecção de coroas também resultou em diferenças significativas, rejeitando a terceira hipótese de nulidade. Pode-se verificar que a adesão à resina composta foi menor do que ao dissilicato de lítio, que por sua vez foi menor do que à zircônia translúcida (Tabela 3). A explicação para esses resultados pode estar ligada ao mecanismo de adesão entre a resina e o adesivo, ou ao tratamento realizado na resina composta. Espera-se que a resina composta tenha uma excelente adesão ao cimento resinoso, pela ligação química da matriz orgânica da resina com os monômeros não polimerizados do cimento. Após o jateamento, a superfície sofre um desgaste, expondo as partículas de carga, que constituem a maior parte do material (86 % p/p), removendo sua silanização. O cimento resinoso pode se aderir quimicamente à matriz orgânica, mas não às partículas de carga. Por isso, foi realizado em todos os grupos a aplicação do primer cerâmico contendo silano. Porém, parece que esse tratamento não foi tão efetivo quanto se esperava. Sismanoglu et al. em 2020, avaliaram o tratamento de superfícies em resinas fresadas em CAD/CAM

com relação a resistência de união, e observaram resultados pouco significativos estatisticamente, na utilização de um adesivo com silano já incorporado em sua composição. Nagasawa et al. em 2021, avaliaram a resistência de união em compósitos de resina para CAD/CAM, após preparo de superfície, e observaram que o uso do isolado de primer ou o uso isolado de jateamento de partículas de óxido de alumínio, não promovem uma resistência de união efetiva, mas o uso combinado desses dois tratamentos sobre a superfície da resina, resultaram em um aumento da resistência de união do cimento resinoso ao bloco de resina.

A adesão à zircônia, por outro lado, foi muito superior aos demais materiais. Isso deve estar relacionado à eficiência dos primers empregados na ligação aos óxidos de zircônia e na promoção de uma adesão química estável. Principalmente na interação entre pilar intermediário de zircônia e coroa de zircônia, onde obteve-se resultados mais significativos, com relação ao aumento da resistência de união. Cao et al. em 2022, mostraram em seu estudo, que ao longo dos anos primers foram desenvolvidos para a aplicação sobre materiais a base de óxido de zircônia, e a maioria desses primers apresentam em sua composição monômeros adesivos funcionais, como o MDP, para formar uma interface de reação química ativa na superfície da zircônia, aumentando assim, a adesão entre essas cerâmicas e os materiais resinosos. Diversos estudos buscam também avaliar as propriedades da zircônia com relação as suas propriedades mecânicas, e interação com outros tipos de materiais (Guedes, 2008; Oro, 2016). Sadowsky, 2020, mostra em seu estudo que a zircônia utilizada como pilar intermediário e material restaurador para a coroa, apresentaram maior resistência mecânica e força de adesão, comportando-se de forma semelhante aos materiais convencionais do uso, como o titânio, e coroas metalocerâmicas, em reabilitações implantossuportadas. A zircônia é utilizada atualmente por suas características estéticas favoráveis em regiões anteriores, e por promoverem uma boa resistência de união em relação à materiais resinosos, cerâmicos e metálicos (Bidra, Rungruanganunt, 2013.; Naveau et al., 2019.; Totou et al., 2021).

O dissilicato de lítio também avaliado neste estudo, obteve resistência de união menor que a zircônia, porém, quando comparados as coroas de resina composta, obteve resultados mais significativos com relação a força de adesão. O condicionamento da superfície foi realizada através do uso de ácido fluorídrico a 5%,

durante 20 segundos. No estudo de Schestatsky et al., 2019, avaliaram coroas a base de dissilicato de lítio, fresadas de duas maneiras pelo sistema CAD/CAM, onde foram cimentadas com cimento resinoso utilizando sistema adesivo, e observaram resultados relevantes quanto a força de adesão. O condicionamento do dissilicato de lítio feito com ácido fluorídrico, que promoveu a dissolução da fase vítrea da cerâmica aumentando assim a rugosidade superficial do dissilicato. Além disso, o tratamento com silano promoveu a união química da parte vítrea da cerâmica ao cimento, aumentando assim as propriedades adesivas desse material. Spitznagel et al., 2021, em seu estudo, comparou coroas de dissilicato de lítio, parafusadas e cimentadas a um pilar de titânio, e observaram uma performance semelhante quanto aos testes laboratoriais, simulando as forças mastigatórias e resistência de união.

O sucesso clínico de uma reabilitação protética, onde coroas cerâmicas são utilizadas tanto sobre substrato dental, quanto sobre a estruturas de implante, depende de em grande parte da estabilidade da união do agente cimentante e preparo da superfície para receber a restauração.

A literatura conta com uma diversidade de estudos sobre cerâmicas e metais odontológicos e suas propriedades adesivas e retentivas, e caminha na busca para a melhoria dos fatores que interferem nessas propriedades. É importante destacar que os resultados obtidos devem ser analisados considerando as limitações da metodologia *in vitro* empregada. Clinicamente as coroas irão receber cargas mecânicas provenientes dos esforços oclusais, além de serem expostas a variações de temperatura, o que pode reduzir os valores de adesão obtidos. Estudos laboratoriais e clínicos adicionais avaliando a durabilidade da adesão sobre esses materiais são necessários.

7 CONCLUSÃO

Concluiu-se que o tipo de sistema de cimentação, o tipo de pilar e o tipo de coroa influenciaram significativamente a força de união. O cimento Bifix Abutment proporcionou os menores valores enquanto o Vita Adiva os maiores. A resistência de união ao pilar de titânio foi menor do que à zircônia para infraestrutura, enquanto a adesão à coroa de resina composta foi menor do que ao dissilicato de lítio, que por sua vez foi menor do que à zircônia translúcida.

REFERÊNCIAS

- Abi-Rached FDO, Fonseca RG, Haneda IG, de Almeida-Júnior AA, Adabo GL. The effect of different surface treatments on the shear bond strength of luting cements to titanium. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2012.108(6):370–6. doi: 10.1016/S0022-3913(12)60194-2.
- Akar T, Dündar A, Kırmalı Ö, Üstün Ö, Kapdan A, Er H, et al. Evaluation of the shear bond strength of zirconia to a self-adhesive resin cement after different surface treatment. *Dent Med Probl*. 2021.58(4):463–72. doi: 10.17219/dmp/135652.
- Altan B, Cinar S, Tuncelli B. Evaluation of shear bond strength of zirconia-based monolithic CAD-CAM materials to resin cement after different surface treatments. *Niger J Clin Pract*. 2019 Nov;22(11):1475-1482. doi: 10.4103/njcp.njcp_157_19. PMID: 31719267.
- Al-Thobity AM. Titanium Base Abutments in Implant Prosthodontics: A Literature Review. *Eur J Dent*. 2022.16(1):49–55. doi: 10.1055/s-0041-1735423.
- Bidra AS, Rungruanganunt P. Clinical outcomes of implant abutments in the anterior region: A systematic review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2013.25(3):159–76. doi: 10.1111/jerd.12031.
- Bjelopavlovic M, Weyhrauch M, Scheller H, Wentaschek S, Lehmann KM. Retentive Strength of CAD/CAM-Fabricated All-Ceramic Crowns Luted on Titanium Implant Abutments Using Different Ceramic Materials and Luting Agents: An In Vitro Study. *Materials*. 2022.15(19). doi: 10.3390/ma15196968.
- Blanc KGNF, Carvalho DT, Elias CN. Influência do Método de Limpeza da Zircônia na Adesão da Prótese Após a Contaminação com Saliva. *R de Odont Da UNESP*. 2019.48:1–10. doi: 10.1590/1807-2577.06819.
- Campos J, Filho, TM, Weig K. Análise comparativa das propriedades mecânicas de cimentos resinosos convencionais e autoadesivos. *Revista Científica Da UNIFENAS*. 2019.1(2):20–9.
- Cao Y, Zhang J-F, Ou X, Zhang B, Chen L, Deng X-H. The effects of four primers and two cement types on the bonding strength of zirconia. *Ann Transl Med*. 2022.10(5):248–248. doi: 10.21037/atm-21-4909.
- Chen Y, Lu Z, Qian M, Zhang H, Chen C, Xie H, et al. Chemical affinity of 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate to dental zirconia: Effects of molecular structure and solvents. *Dental Materials*. 2017.33(12):e415–27. doi: 10.1016/j.dental.2017.09.013.

Cheung GJK, Botelho MG. Zirconia Surface Treatments for Resin Bonding. *J Adhes Dent*. 2015.17(6):551–8. doi: 10.3290/j.jad.a35249.

Guedes L, Mattos E, Zani I, Prates L, Chain M. Avaliação das propriedades mecânicas de cimentos resinosos convencionais e autocondicionantes. *Rev Odontol UNESP*. 2008.37(1):85–9.

Güngör M, Nemli S. The Effect of Resin Cement Type and Thermomechanical Aging on the Retentive Strength of Custom Zirconia Abutments Bonded to Titanium Inserts. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017.:523–9. doi: 10.11607/jomi.5920.

Karaokutan I, Sayin Ozel G. Effect of surface treatment and luting agent type on shear bond strength of titanium to ceramic materials. *J Adv Prosthodont*. 2022.14:78–87. doi: 10.4047/jap.2022.14.2.78.

Kim JH, Chae S, Lee Y, Han GJ, Cho BH. Comparison of shear test methods for evaluating the bond strength of resin cement to zirconia ceramic. *Acta Odontol Scand*. 2014.72(8):745–52. doi: 10.3109/00016357.2014.903516.

Kodaira A, Koizumi H, Hiraba H, Takeuchi Y, Koike M, Shimoe S. Bonding of resin luting materials to titanium and titanium alloy. *J Oral Sci*. 2022.64(3):181–4. doi: 10.2334/josnusd.22-0036.

Larsson C, Wennerberg A. The Clinical Success of Zirconia-Based Crowns: A Systematic Review. *Int J Prosthodont*. 2014.27(1):33–43. doi: 10.11607/ijp.3647.

Lopes ACO, Machado CM, Bonjardim LR, Bergamo ETP, Ramalho IS, Witek L, et al. The Effect of CAD/CAM Crown Material and Cement Type on Retention to Implant Abutments. *Journal of Prosthodontics*. 2019.28(2):e552–6. doi: 10.1111/jopr.12927.

Lops D, Bressan E, Chiapasco M, Rossi A, Romeo E. Zirconia and Titanium Implant Abutments for Single-Tooth Implant Prostheses After 5 Years of Function in Posterior Regions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013.28(1):281–7. doi: 10.11607/jomi.2668.

Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent*. 2007.35(11):819–26. doi: 10.1016/J.JDENT.2007.07.008.

Velo MMAC, Pecorari VGA, Amaral FLB, Basting RT. Cimentos Resinosos Autoadesivos. *Rev Dental Press Estét* 2013. 2012.10(3):44–51.

Mazioli CG, Peçanha MM, Daroz LGD, Araújo SC, Fraga MAA. Resistência de união de diferentes cimentos resinosos a cerâmica à base de dissilicato de lítio. *Rev Odontol UNESP*. 2017.46(3):174–8. doi: 10.1590/1807-2577.21916.

Millan CAF, Oliveira SD, Meneses LL, Rodrigues ALC, Figuerêdo SFS. Efetividade da adesão de sistemas adesivos universais que contém silano em dissilicato de lítio:

Revisão de Literatura. Revista de Investigação Biomédica. 2019.10(2):198. doi: 10.24863/rib.v10i2.253.

Nagasawa Y, Hibino Y, Eda Y, Nakajima H. Effect of surface treatment of cad/cam resin composites on the shear bond strength of self-adhesive resin cement. Dent Mater J. 2021.40(2):364–78. doi: 10.4012/dmj.2019-431.

Nakhai M, Fendereski Z, Alavi S, Mohammadipour HS. The Micro-Shear bond strength of different cements to commercially pure titanium. J Clin Exp Dent. 2019.11(9):e820–8. doi: 10.4317/jced.56022.

Namoratto LR, Ferreira R de S, Lacerda RAV, Sampaio Filho HR, Ritto FP. Cimentação em cerâmicas: evolução dos procedimentos convencionais e adesivos. Rev Bras Odontol. 2013.70(2):142–7. doi: 10.18363/rbo.v70n2.p.142.

Naveau A, Rignon-Bret C, Wulfman C. Zirconia abutments in the anterior region: A systematic review of mechanical and esthetic outcomes. Journal of Prosthetic Dentistry. 2019.121(5):775-781.e1. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.08.005.

Nejatidanesh F, Savabi O, Shahtoosi M. Retention of implant-supported zirconium oxide ceramic restorations using different luting agents. Clin Oral Implants Res. 2013 Aug;24 Suppl A100:20-4. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02358.x. Epub 2011 Nov 14. PMID: 22092303.

Oliveira C, Fernandes LC, Júlio A, Neto F, César P, Júnior S, et al. Estudo comparativo entre o cimento de fosfato de zinco e cimento resinoso: revisão de literatura. Revista Saúde Multidisciplinar-FAMA Mineiros/GO. 2017.4(1):124–35.

Oro A, Carlini B. Adesão à dentina úmida e seca : resistência de união à microtração e infiltração marginal. Revista de Odontologia Da UNESP, 2008; 37(1):91-96. 2008.37(1):91–6.

Rego MES, Schanuel FR da S. Influência de diferentes tratamentos de superfície na força de adesão entre zircônia estabilizada por ítrio e cimentos resinosos. Revista Brasileira de Odontologia, Rio de Janeiro. 2016.72(1/2):37–40. doi: 10.18363/rbo.v72i1/2.579.

Reis A, Oliveira B de, Oliveira MBRG. Interação entre cerâmica, preparo dentário e cimento resinoso: uma solução para escurecimento dentário. Rev Dental Press Estét 2013 Abr-Jun;10(2):70-80. 2013.

Roberts EE, Bailey CW, Ashcraft-Olmscheid DL, Vandewalle KS. Fracture Resistance of Titanium-Based Lithium Disilicate and Zirconia Implant Restorations. Journal of Prosthodontics. 2018.27(7):644–50. doi: 10.1111/jopr.12765.

Rohr N, Brunner S, Martin S, Fischer J. Influence of cement type and ceramic primer on retention of polymer-infiltrated ceramic crowns to a one-piece zirconia implant.

Journal of Prosthetic Dentistry. 2018.119(1):138–45. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.02.002.

Sadowsky SJ. Has zirconia made a material difference in implant prosthodontics? A review. *Dental Materials*. 2020.36(1):1–8. doi: 10.1016/J.DENTAL.2019.08.100.

Santos-Neto O, Gonçalves L, Maia-Filho E, Malheiros A, Firoozmand L, Willis P, et al. Retention of cemented zirconia copings on TiBase abutments. *Acta Odontológica Latinoamericana*. 2021.34(3):214–20. doi: 10.54589/aol.34/3/214.

Schestatsky R, Zucuni CP, Venturini AB, de Lima Burgo TA, Bacchi A, Valandro LF, et al. CAD-CAM milled versus pressed lithium-disilicate monolithic crowns adhesively cemented after distinct surface treatments: Fatigue performance and ceramic surface characteristics. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019.94:144–54. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.03.005.

Sellers K, Powers JM, Kiat-amnuay S. Retentive strength of implant-supported CAD-CAM lithium disilicate crowns on zirconia custom abutments using 6 different cements. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017.117(2):247–52. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.06.014.

Sghaireen MG. Fracture Resistance and Mode of Failure of Ceramic versus Titanium Implant Abutments and Single Implant-Supported Restorations. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015.17(3):554–61. doi: 10.1111/cid.12160.

Simasetha S, Klaisiri A, Sriamporn T, Sappayatosok K, Thamrongananskul N. Surface Treatment Effect on Shear Bond Strength between Lithium Disilicate Glass-Ceramic and Resin Cement. *Eur J Dent*. 2022.16(2):373–80. doi: 10.1055/s-0041-1735908.

Sismanoglu S, Yildirim-Bilmez Z, Erten-Taysi A, Ercal P. Influence of different surface treatments and universal adhesives on the repair of CAD-CAM composite resins: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2020.124(2):238.e1-238.e9. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.02.029.

Sivaraman K, Chopra A, Narayan AI, Balakrishnan D. Is zirconia a viable alternative to titanium for oral implant? A critical review. *J Prosthodont Res*. 2018.62(2):121–33. doi: 10.1016/j.jpor.2017.07.003.

Spitznagel F A, Bonfante EA, Vollmer F, Gierthmuehlen PC, Dent M, Spitznagel Frank A. Failure Load of Monolithic Lithium Disilicate Implant-Supported Single Crowns Bonded to Ti-base Abutments versus to Customized Ceramic Abutments after Fatigue. 2021. doi: 10.1111/jopr.13369.

Totou D, Naka O, Mehta SB, Banerji S. Esthetic, mechanical, and biological outcomes of various implant abutments for single-tooth replacement in the anterior region: a systematic review of the literature. *Int J Implant Dent*. 2021.7(1). doi: 10.1186/s40729-021-00370-7.

Tsuchimoto Y, Yoshida Y, Mine A, Nakamura M, Nishiyama N, van Meerbeek B, et al. Effect of 4-MET- and 10-MDP-based primers on resin bonding to titanium. *Dent Mater J*. 2006.25(1):120–4. doi: 10.4012/dmj.25.120.

Upadhyaya V, Arora A, Singhal J, Kapur S, Sehgal M. Comparative analysis of shear bond strength of lithium disilicate samples cemented using different resin cement systems: An *in vitro* study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2019 Jul-Sep;19(3):240-247. doi: 10.4103/jips.jips_161_19. PMID: 31462863; PMCID: PMC6685336.

Usumez A, Hamdemirci N, Koroglu BY, Simsek I, Parlar O, Sari T. Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers Med Sci*. 2013.28(1):259–66. doi: 10.1007/s10103-012-1136-x.

Ventura R, Lopes A, Relvas A, Sotelo L, Janeiro R de. Adhesiveness of zirconia and lithium disilicate after different surface treatments: literature review. *Revista Brasileira de Odontologia, Rio de Janeiro*. 2018.75:1–4.

Weyhrauch M, Igiel C, Scheller H, Weibrich G, Lehmann K, Sellers K, et al. Choice of resin cement shades for a high-translucency zirconia product to mask dark, discolored or metal substrates. *J Adv Prosthodont*. 2019.11(1):286–96. doi: 10.4047/jap.2019.11.5.286.

Woo ES, Goldstein G, Choi M, Bromage TG. In vitro shear bond strength of 2 resin cements to zirconia and lithium disilicate: An *in vitro* study. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2021.125(3):529–34. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.02.020.

Zarone F, Mauro MI di, Ausiello P, Ruggiero G, Sorrentino R. Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health*. 2019.19(134):2–14. doi: 10.1186/s12903-019-0838-x.