

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
Faculdade de Ciências da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Odontologia



Dissertação de Mestrado

Influência do tratamento de superfície na resistência de união à resina impressa

Jieni Zhang Jing

Brasília, 06 de fevereiro de 2024

Jieni Zhang Jing

Influência do tratamento de superfície na resistência de união à resina impressa

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Odontologia

Orientador: Prof. Dr. Leandro Augusto Hilgert

Brasília, 2024

Jieni Zhang Jing

Influência do tratamento de superfície na resistência de união à resina impressa

Dissertação aprovada, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília

Data da defesa: 06/02/2024

Banca examinadora:

Prof. Dr. Leandro Augusto Hilgert (Orientador)

Prof. Dr. Gustavo Adolfo Gonçalves Rivera Moreira Santos

Prof. Dr. Rodrigo Antonio de Medeiros

Profa. Dra. Fabrícia Araújo Pereira (Suplente)

Dedico este trabalho à minha família.

AGRADECIMENTOS

Agradeço imensamente à minha família, com destaque especial a minha mãe, meu pai e meu irmão, que sempre estiveram ao meu lado, proporcionando suporte e condições essenciais para todas as minhas conquistas. A presença de vocês foi fundamental em cada etapa desta jornada.

Aos meus amigos de longa data pelos momentos de descontração ao longo deste período acadêmico, e às novas amizades que fiz durante essa caminhada, agradeço por oferecerem apoio, compreensão e compartilharem momentos e aprendizados valiosos na vida cotidiana e acadêmica.

A todos os professores que foram fundamentais para a minha formação acadêmica e profissional, pelos seus ensinamentos, paciência e disposição. Agradeço por nortearem minhas decisões.

Agradeço ao meu orientador, professor Leandro Hilgert, pelo seu tempo e dedicação em me guiar ao longo deste projeto, pelos conhecimentos, ensinamentos e confiança durante os períodos clínicos no HUB. Agradeço pela oportunidade de me aprofundar um pouco mais na área de Odontologia Digital, pela sua paciência e inspiração para o meu crescimento profissional.

Por fim, agradeço a todos que contribuíram para que esse projeto pudesse ser finalizado.

“Sem música, a vida seria um erro”

Friedrich Nietzsche

RESUMO

O objetivo desse estudo foi avaliar a influência de diferentes protocolos de tratamento de superfície em uma resina impressa e uma convencional, na resistência de união à uma resina fluida por meio do teste de microcisalhamento. Discos de uma resina composta convencional (Z100, 3M Oral Care) e discos de resina impressa (Biocrown, Makertech Labs) foram produzidos (2mm de espessura e 8mm de diâmetro), embutidos em cilindro acrílico e lixados até a granulação #2000. Foram avaliados seis tratamentos de superfícies: S+Si+SBU - Jateamento com óxido de alumínio 50 μ m, 4bar (S, Bio-Art), silano (Si, Relyx Ceramic Primer, 3M Oral Care) e o adesivo Single Bond Universal (SBU, 3M Oral Care); S+SBU - apenas S e o adesivo SBU; SBU - apenas o adesivo SBU; S+Si+SBUP - S, Si e o adesivo Scotchbond Universal Plus (SBUP, 3M Oral Care); S+SBUP - apenas S e o adesivo SBUP; e, SBUP - apenas o adesivo SBUP. Cada tratamento foi realizado em 8 discos de cada uma das resinas testadas. Em cada superfície foram aderidos 4 corpos-de-prova de 0,8mm de diâmetro de uma resina composta fluída (Filtek Supreme Flowable, 3M Oral Care). O teste de microcisalhamento foi realizado e os dados analisados por meio de ANOVA a dois critérios. Os padrões de fratura foram analisados em um microscópio confocal de varredura a laser. A resina impressa, de forma geral, apresentou resistência de união ligeiramente inferior à resina convencional ($p < 0,01$). Os quatro tratamentos de superfície que incluíam o passo de jateamento da superfície com óxido de alumínio mostraram valores de resistência de união significativamente superiores ($p < 0,01$) aos que não receberam tal tratamento. A análise do padrão de fratura mostrou que os grupos jateados apresentaram um maior percentual de fraturas coesivas do que adesivas. Os tratamentos de superfície com diferentes adesivos ou com a aplicação prévia do silano não apresentaram diferenças significantes. Conclui-se que o jateamento prévio com óxido de alumínio tem impacto positivo na resistência de união às resinas impressa e convencional.

Palavras-chave: abrasão dental por ar, impressão tridimensional, restauração dentária temporária, cimentação

ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate the influence of different surface treatment protocols on a printed resin and a conventional resin in the bond strength to a flowable resin through the microshear bond strength test. Discs of a conventional composite resin (Z100, 3M Oral Care) and discs of a printed resin (Biocrown, Makertech Labs) were produced (2mm thickness and 8mm diameter), embedded in acrylic cylinders, and polished to #2000 grit. Six surface treatments were evaluated: S+Si+SBU - Sandblasting with 50µm aluminum oxide, 4bar (S, Bio-Art), silane (Si, Relyx Ceramic Primer, 3M Oral Care), and Single Bond Universal adhesive (SBU, 3M Oral Care); S+SBU - only S and SBU adhesive; SBU - only SBU adhesive; S+Si+SBUP - S, Si, and Scotchbond Universal Plus adhesive (SBUP, 3M Oral Care); S+SBUP - only S and SBUP adhesive; and SBUP - only SBUP adhesive. Each treatment was performed on 8 discs of each of the tested resins. On each surface, four specimens of 0.8mm diameter of a flowable composite resin (Filtek Supreme Flowable, 3M Oral Care) were bonded. The microshear bond strength test was conducted, and the data were analyzed by two-way ANOVA. Fracture patterns were analyzed using a laser scanning confocal microscope. The printed resin, in general, showed slightly lower bond strength than the conventional resin ($p < 0.01$). The four surface treatments that included the sandblasting step with aluminum oxide showed significantly higher bond strength values ($p < 0.01$) than those that did not receive such treatment. Fracture pattern analysis showed that the sandblasted groups had a higher percentage of cohesive fractures than adhesive fractures. Surface treatments with different adhesives or with prior silane application did not show significant differences. It is concluded that prior sandblasting with aluminum oxide has a positive impact on the bond strength of both printed and conventional resins.

Keywords: dental air abrasion, three-dimensional printing, temporary dental restoration, cementation

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Confecção dos discos da resina Z100	25
Figura 2 – Equipamentos utilizados para confecção dos discos impressos	26
Figura 3 – Discos de resina impressos	27
Figura 4 – Embutimento dos discos na resina acrílica	28
Figura 5 – Superfície dos discos	28
Figura 6 – Protocolo grupo S+Si+SBU.....	29
Figura 7 – Protocolo grupo S+SBU	30
Figura 8 – Protocolo grupo SBU.....	31
Figura 9 – Protocolo grupo S+Si+SBUP.....	32
Figura 10 – Protocolo grupo S+SBUP.	33
Figura 11 – Protocolo grupo SBUP	34
Figura 12 – Confecção da fita dupla adesiva	35
Figura 13 – Confecção dos corpos de prova.....	36
Figura 14 – Teste de μ SBS.....	37
Figura 15 – Esquema resumido da metodologia utilizada no estudo	38
Figura 16 – Boxplot representando os valores de união dos diferentes grupos.	40
Figura 17 – Análise do padrão de fratura nas resinas Biocrown e Z100	42

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Média dos valores de resistência de união (MPa) das duas resinas de acordo com os seus respectivos protocolos de tratamento.....	39
Tabela 2 – Distribuição das fraturas nas resinas Z100 e Biocrown de acordo com os tratamentos realizados na superfície.....	41
Tabela 3 – Distribuição das fraturas de acordo com o total de corpos de prova.	41

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

VP – fotopolimerização em cuba

PBF – fusão em Leito em Pó

MJ – extrusão de Material

SLA – estereolitografia

DLP – processamento digital de luz

LCD – monitor de cristal líquido

MSLA – estereolitografia mascada

FDM – deposição de material fundido

FFF – fabricação com filamento fundido

SLS – sinterização seletiva a laser

SLM – fusão seletiva a laser

DMLS – sinterização direta a laser de metal

EBM – fusão por feixe de elétrons

UV – raios ultravioletas

DMD – dispositivo digital de micro espelhos

Co-Cr – cobalto-cromo

10-MDP – 10-metacrilóiloxidecil dihidrogênio fosfato

-OR – grupo funcional alcóxi

Si-OH -grupo funcional silanol

-OH – grupo funcional hidroxila

γ MPTS – 3-metacriloxipropil trimetoxisilano

4-MET – ácido 4-metacriloxietil trimelítico

Fenil-P – 2-metacriloxietil fenil fosfato hidrogênio

Ca – cálcio

HA – hidroxiapatita

γ MPTES – γ -metacriloxipropil trietoxissilano

APTES – (3-aminopropil) trietoxissilano

SiC – carbeto de silício

Grupo S+Si+SBU – grupo que foi feito jateamento e aplicação do silano e Single Bond Universal

Grupo S+SBU – grupo que foi feito jateamento e aplicação Single Bond Universal

Grupo SBU – grupo que foi aplicado Single Bond Universal

Grupo S+Si+SBUP – grupo que foi feito jateamento e aplicação silano e Scotchbond Universal Plus

Grupo S+SBUP – grupo que foi feito jateamento e aplicação Scotchbond Universal Plus

Grupo SBUP – grupo que foi aplicado Scotchbond Universal Plus

μ SBS – microcissalhamento

FA – fratura adesiva

FC – fratura coesiva

FM – fratura mista

μ TBS – microtração

BEMA ou Bis-EMA – bisfenol-A etoxilado dimetacrilato

UDMA – uretano dimetacrilato

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
2	REVISÃO DE LITERATURA	16
2.1	MANUFATURA ADITIVA	16
2.2	APLICAÇÕES CLÍNICAS	18
2.3	PROPRIEDADES MECÂNICAS DAS RESTAURAÇÕES IMPRESSAS.....	19
2.4	TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE	21
3	METODOLOGIA.....	25
3.1	CONFECÇÃO DOS DISCOS DE RESINA	25
3.2	CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA	34
3.3	ANÁLISE DO PADRÃO DE FRATURA.....	37
3.4	ANÁLISE ESTATÍSTICA	38
4	RESULTADOS.....	39
4.1	RESISTÊNCIA DE UNIÃO À MICROTAÇÃO	39
4.2	DISTRIBUIÇÃO DO PADRÃO DE FRATURA.....	40
5	DISCUSSÃO	43
6	CONCLUSÃO.....	48
	REFERÊNCIAS.....	49
	PRESS RELEASE	57

1 INTRODUÇÃO

A odontologia digital tem sido incorporada cada vez mais no cotidiano do cirurgião-dentista. O fluxo digital consiste no uso dos sistemas de CAD/CAM (*computer-aided design/ computer-aided manufacturing*) na fase de aquisição de dados referentes à arcada dentária (por meio de um scanner intraoral), no planejamento e desenho da restauração, e na confecção da restauração [1]. Convencionalmente, a restauração é confeccionada com auxílio de uma fresadora que, por meio de brocas e fresas específicas, produz a restauração desejada a partir de um bloco de material restaurador, processo conhecido como Manufatura Subtrativa (MS) [2].

Em contrapartida, a Manufatura Aditiva (MA) fabrica a peça por meio da junção/deposição do material restaurador, geralmente, de camada por camada (impressão 3D) [3,4]. Algumas vantagens da MA em relação à MS são o menor custo de investimento, o melhor custo-benefício, o menor desperdício de material, a possibilidade de fabricar peças com formatos/geometrias mais complexas e um tempo de fabricação da peça reduzido [4,5]. Além disso, as restaurações impressas já se demonstram com boa precisão em questão de adaptação marginal [6,7] e boas propriedades mecânicas, sendo uma interessante indicação para o uso como restaurações provisórias de longo prazo [8].

As restaurações indiretas impressas, embora já existam algumas resinas compostas 3D disponíveis para o uso como restaurações “definitivas” [9], são atualmente mais comumente utilizadas como restaurações provisórias de longo prazo cimentadas de forma adesiva [10]. Assim, é necessário avaliar algumas propriedades da restauração impressa, tais como biocompatibilidade, citotoxicidade, adaptação marginal, estabilidade de cor e valores de adesão adequados entre os materiais, promovendo assim a longevidade da restauração [10,11].

Para o uso à longo prazo das restaurações impressas, cimentadas adesivamente, é importante que se tenha uma boa resistência de união entre o substrato e a restauração. Sendo assim, a literatura já apresenta o jateamento da restauração impressa com pó de óxido de alumínio (Al_2O_3) como um possível protocolo de tratamento

de superfície para a cimentação [12–15] e também o uso de compostos químicos como o silano ou adesivos que contenham um monômero funcional, como o 10-MDP [16] e silano incorporado, visando aumentar os valores de adesão.

Embora a utilização das restaurações de resina impressa esteja se popularizando, a literatura ainda carece de estudos a longo prazo desses materiais e também de estudos em relação aos protocolos de tratamento da superfície interna da restauração impressa para cimentação adesiva. Sendo assim, o presente estudo tem como objetivo avaliar a resistência de união de diferentes protocolos de tratamento de superfície interna das restaurações impressas cimentadas com resina composta fluida. As hipóteses nulas testadas foram: (1) não há diferença entre os valores de resistência de união das resinas testadas; (2) não há diferença entre os tratamentos de superfície realizados.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 MANUFATURA ADITIVA

A manufatura aditiva ou popularmente conhecida como impressão 3D, surgiu em meados dos anos de 1980, sendo os pioneiros dessa tecnologia Charles W. Hull, S. Scott Crump, Hans J. Langer e Hans Seinbuchler [5,17]. A impressão 3D possui processos diferentes métodos de impressão, que são [5,18–20]:

- Fotopolimerização em cuba (*VAT Photopolymerization (VP)*)
- Fusão em Leito de Pó (*Powder Bed Fusion (PBF)*)
- Extrusão de Material (*Material Extrusion*)
- Jateamento de Material (*Material Jetting (MJ)*)
- Jato de Aglutinante (*Binder Jetting*)
- Deposição por Energia Direcionada (*Direct Energy Deposition*)
- Laminação de folha (*Sheet Lamination*)

Os métodos mais usadas dentro da área odontológica são: a fotopolimerização em cuba, que abrange o processo de estereolitografia (*Stereolithography (SLA)*), processamento digital de luz (*Direct Light Processing (DLP)*) e monitor de cristal líquido (*Liquid Crystal Display (LCD)*), também chamada de estereolitografia mascarada (*Masked Stereolithography (MSLA)*); a extrusão de material com a deposição de material fundido (*Fused Deposition Modelling (FDM)*), também conhecida como fabricação com filamento fundido (*Fused Filament Fabrication (FFF)*); a fusão de leito de pó com a sinterização seletiva a laser (*Selective Laser Sintering (SLS)*), fusão seletiva a laser (*Selective Laser Melting (SLM)*), sinterização direta a laser de metal (*Direct Metal Laser Sintering (DMLS)*) e fusão por feixe de elétrons (EBM); e o jateamento de material (MJ) [5,18,21–23].

A fabricação por meio do MJ consiste em um tanque de armazenamento de materiais fotopolimerizáveis que são aquecidos e dispensados em forma de gotas na plataforma de impressão, onde são imediatamente fotoativados por raios ultravioletas

(UV) e, em seguida, a plataforma de impressão é rebaixada e uma nova camada é jateada por cima [24]. Esse método de impressão consegue fabricar peças com alta precisão e fidelidade, entretanto, possui um alto custo de investimento e produção [25].

A FDM, inventada e patenteada por Scott Crump em 1989 [26], sendo a FFF o termo para uso genérico, consiste na fabricação da peça por meio da deposição de filamentos termoplásticos que, ao passar por um bico aquecido, são derretidos colocados justapostas para a formação da camada. Uma vez que a camada é formada, a plataforma de impressão é rebaixada e uma nova camada é depositada por cima até a finalização da peça [27].

Os métodos de PBF consistem em uma plataforma onde um pó, geralmente de cerâmica ou metal, é distribuído na superfície e, a partir do uso lasers, são derretidos e sinterizados (SLS e DMLS) ou fundidos (SLM) camada por camada até o término da peça. Os lasers de sinterização não conseguem atingir as temperaturas necessárias para que os pós consigam derreter por completo, enquanto que os lasers de fundição conseguem, sendo uma das principais diferenças entre esses métodos. Além disso, no processo de EBM, assim como a SLM, as temperaturas necessárias para o derretimento dos pós são atingidas por meio da emissão de elétrons, que são liberados ao aquecer filamentos de tungstênio, ao invés do uso de lasers [23,28,29]

O processo de impressão 3D por VP inicia-se com a imersão da plataforma de impressão em um tanque de resina fotopolimerizável. A resina contida nesse tanque é, então, exposta a uma fonte de luz proveniente de um laser, dispositivo digital de micro espelhos (*Digital Micromirror Device (DMD)*) ou painel LCD, sofrendo polimerização e formando as camadas sucessivas que irão compor o objeto [30].

Considerando que as diferenças entre os métodos de VP consistem, basicamente, na origem da fonte de luz, o método por SLA utiliza um laser UV refletido em um espelho, percorrendo toda a superfície da plataforma de resina. Sendo assim, a polimerização da camada por SLA é guiada por meio de um *software*, ocorrendo de forma localizada, ponto a ponto [31,32]. Além disso, o processo de SLA pode ocorrer de duas maneiras: de cima para baixo, onde a plataforma de impressão vai sendo abaixada e imersa dentro do tanque de resina à medida que o laser for polimerizando as camadas por baixo; ou, de

baixo para cima, onde a plataforma de impressão é totalmente imersa dentro do tanque de resina e, à medida que o laser polimeriza as camadas mais superficiais, a plataforma vai sendo abaixada dentro do tanque [20,33].

Já a técnica pelo DLP, permite a polimerização da camada inteira ao mesmo tempo por meio da emissão de luz no formato daquela camada específica. Essa luz é oriunda de um projetor com painel LED que é composto por DMD que, a partir do controle da angulação e ativação ou não dos diversos micro espelhos contidos nele, permite um tempo de impressão menor do que as impressões de SLA [20,30,31,34].

Já as impressoras pelos métodos MSLA ou LCD são bem semelhantes às impressoras DLP, pois permitem a polimerização da camada inteira por meio da emissão de luz em um painel LCD que, ao aplicar um campo elétrico, bloqueia a passagem de luz em locais específicos, projetando a luz apenas nos locais de interesse para a formação da camada. Entretanto, pode haver casos de vazamento de luz devido ao próprio mecanismo de funcionamento por painel LCD, no qual os cristais líquidos não conseguem se rearranjar ao sofrer o campo elétrico, resultando assim uma precisão menor quando comparada ao DLP ou SLA [35,36].

2.2 APLICAÇÕES CLÍNICAS

Alguns dos materiais de impressão 3D mais utilizados dentro da odontologia são os metais, as cerâmicas e as resinas, cada um com as suas peculiaridades e requisitos para a impressão.

Alguns pós metálicos, como o titânio (Ti), já são impressos via PBF e, são usados para a confecção de implantes e telas para enxerto ósseo guiado e, quando associadas à liga de cobalto-cromo (Co-Cr), podem ser utilizadas para as infraestruturas de implantes [28].

Já as cerâmicas, como a zircônia impressa por SLA ou DLP é usada como coroas em dentes posteriores [37,38]. A fabricação das coroas de zircônia por SLA e DLP

consiste no uso de uma pasta que contém uma resina líquida fotopolimerizável e pó de zircônia [38]. Apesar de existirem outros métodos para impressão de zircônia, como SLM, jatos aglutinantes ou extrusão de material, esses possuem algumas falhas mais recorrentes, como presença de porosidades e fraturas na superfície [39].

As resinas impressas via fotopolimerização em cuba, por outro lado, são, geralmente, mais utilizadas dentro da área protética com a confecção de próteses totais, parciais e restaurações indiretas [5]. As propriedades mecânicas e biológicas delas estão diretamente relacionadas à composição da resina, método utilizado para a impressão e processamento de pós-cura [10]. Elas são compostas, de maneira geral, por uma matriz orgânica que é responsável principalmente pela consistência, viscosidade do material e a matriz inorgânica que está relacionada principalmente à resistência mecânica do material [40].

Sendo assim, impressão 3D pode ser aplicada em diversas áreas da odontologia, como, por exemplo, na cirurgia, por meio de guias cirúrgicos, próteses e implantes maxilofaciais; na ortodontia, através do planejamento e manufatura dos alinhadores; na endodontia, com a endodontia guiada [41,42] e na área de reabilitação oral, por meio da confecção de próteses totais, parciais e restaurações indiretas [4,43,44]; planejamento de casos estéticos-funcionais anteriores e em casos de perda de dimensão vertical de oclusão (DVO), onde há a necessidade de um período de adaptação por meio de restaurações provisórias [45,46]

2.3 PROPRIEDADES MECÂNICAS DAS RESTAURAÇÕES IMPRESSAS

Alguns fatores que afetam as propriedades mecânicas das restaurações são: espessura das camadas, método de impressão utilizado, grau de conversão da resina, composição da resina, velocidade de impressão, orientação e angulação da impressão [47,48].

As espessuras das impressões via fotopolimerização podem variar de 16 a 200µm [49] e possuem uma relação direta às resistências flexurais e às de tração [48]. Ao

aumentar a espessura das camadas, diminui-se também o tempo necessário para a impressão, porém, diminui-se também a capacidade adesiva entre as camadas, as resistências mecânicas e a precisão da impressão, ou seja, a qualidade da adaptação marginal das restaurações [50]. Sendo assim, as melhores espessuras seriam as de 20 ou 50 μ m [50], onde há benefícios na questão da diminuição do tempo de impressão e, ao mesmo tempo, mantendo as propriedades mecânicas ideais para o uso clínico [48,50].

Existem várias possibilidades de ângulos de impressão: 0, 30, 45, 60, 90, 120, 135, 150 e 180 graus. A angulação em que a peça é fabricada em relação à plataforma de impressão é determinada via *software* e, possui comportamentos diferentes dependendo do sentido em que a força for aplicada. É visto que, quando a direção da força tem sentido perpendicular à orientação das camadas, o material exibe uma força de compressão maior [47] e uma melhor precisão de impressão, porém, há um gasto maior de resina durante sua impressão [51].

Dependendo da orientação de impressão, pode ocorrer um efeito chamado de “efeito escada” (*staircase effect*), no qual, à medida que as camadas forem polimerizadas, elas podem sofrer um desvio do sentido da camada, alterando a conformação original da restauração [35]. Esse efeito é mais proeminente em ângulos de impressão menores, como o de 0° e menos evidente nos ângulos de 45° e 90° [32,35].

Os ângulos de impressão de 45° e 135° são similares pela direção diagonal da restauração, sendo a diferença entre elas a orientação da coroa [50]. Considerando que o ângulo de impressão da restauração em 0° possua a face vestibular paralela e voltada ao solo e o ângulo de 180° possua a face lingual ao invés da face vestibular, o ângulo de 45° assume uma orientação vestibular, enquanto o de 135° assume uma orientação lingual.

A literatura é divergente sobre a melhor angulação de impressão para as restaurações impressas. Alguns artigos mencionam que o ângulo de impressão de 0° ou 90° é o que obtém a melhor resistência flexural, entretanto, deve-se tomar cuidado ao interpretar esses dados, visto que a orientação/disposição das camadas é mais importante do que a angulação descrita, sendo a disposição das camadas paralelas em relação à força utilizada no teste de resistência flexural a que obtém os melhores

resultados [52–54]. Em contrapartida, o ângulo de 45° ou orientações de impressão diagonais mostrou valores de resistência flexural superiores quando comparadas às impressões com camadas perpendiculares em relação ao sentido da força [54].

A precisão das impressões feitas com a orientação de 90° gasta menos resina do que as impressões em 0°; entretanto, também possuem uma precisão menor [51]. Além disso, alguns artigos mostram que as impressões em orientação de 90° são as que possuem melhor precisão dimensional [32,52], enquanto outros citam as orientação diagonais como de 45° [55] e 135° [56] como as mais precisas.

Um fator que deve ser levado em consideração juntamente com a angulação é a localização dos suportes de impressão, nos ângulos de 0 ou 180 graus, há uma maior necessidade dos suportes, tendo um maior gasto de resina. Porém, no ângulo de 90 graus há um gasto menor de resina, entretanto, alguns suportes podem acabar se localizando na região de margem das restaurações o que pode gerar um acabamento pior da peça [51].

2.4 TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE

Os protocolos de tratamento de superfície podem ser mecânicos ou químicos e, dependendo do material que a superfície alvo é composta, são aplicados produtos específicos.

Os tratamentos mecânicos envolvem o uso de laser Er,Cr:YSGG, asperização com brocas e jato [16], sendo o jateamento com Al₂O₃ o mais utilizado. O tratamento mecânico com jato de Al₂O₃ aumenta os valores de adesão aumentando a energia livre de superfície, a rugosidade e a criação de microporosidades que possibilitam um embricamento ou interação mecânica entre os materiais [14,16,57,58].

A literatura ainda carece de protocolos definidos para o tratamento mecânico das superfícies internas de restaurações impressas, em relação ao tamanho de partícula, pressão do jato, distância da ponta ativa do jato até a superfície, angulação da ponta ativa e tempo de jateamento.

As resinas podem ser tratadas quimicamente, principalmente, com silanos funcionais, que atuam nas ligações entre as partes orgânicas e inorgânicas tanto da superfície de resina quanto do substrato [58,59], e com adesivos que contenham o monômero funcional 10-MDP (10-metacrilóiloxidecil dihidrogênio fosfato), melhorando a adesão entre a superfície e o agente cimentante [16,60].

O silano é uma molécula orgânica derivada do silício (Si), que pode ser aplicada na cimentação adesiva de restaurações indiretas de cerâmica ou resina composta, no reparo das mesmas e pode ser incorporada na composição das resinas compostas. O silano pode ser classificado em: não funcional ou funcional. O silano não funcional possui apenas o grupo funcional alcóxi (-OR), que reage com a matriz inorgânica; já os silanos funcionais possuem dois grupos funcionais: o grupo terminal -OR, que interage com a matriz inorgânica, e um grupo responsável pela interação com a matriz orgânica, geralmente, um grupo terminal C=C [61,62].

Os silanos (Fo-Si-(OR)_3 ; onde Fo é o grupo organofuncional, que interage com a matriz orgânica) são ativados por meio de uma hidrólise catalisada por ácido, que resulta na formação de grupos silanol (Si-OH), ou seja, ocorre a substituição dos grupos -OR por grupos hidroxila (-OH). Em seguida, ocorre uma reação de condensação/síntese por desidratação, onde os grupos Si-OH se ligam entre si, formando grupos funcionais siloxano (Si-O-Si). Essa reação ocorre tanto entre as moléculas de silano ($\text{Si-OH} + \text{Si-OH} \Rightarrow \text{Si-O-Si} + \text{H}_2\text{O}$), quanto entre as moléculas de silano e o substrato ($\text{Si-OH} + \text{HO-Substrato} \Rightarrow \text{Si-O-Substrato} + \text{H}_2\text{O}$) [61–63].

Considerando que o grupo organofuncional do silano seja C=C, a interação com os monômeros resinosos inicia-se por meio da fotoativação dos fotoiniciadores presentes na matriz resinosa, que libera radicais livres de alta energia. Esses radicais interagem com a ligação C=C do silano ou da matriz resinosa e geram novos radicais livres que formam uma ligação covalente sigma C-C, promovendo-se uma ligação química entre a matriz resinosa por meio do silano [61,63].

Os silanos podem ser encontrados disponíveis na forma de 1 frasco ou 2 frascos. O silano de 1 frasco possui a vantagem de ser mais simples de manusear; entretanto, o silano contido no frasco é pré-hidrolisado (ativado), ou seja, ao serem abertos, os silanos começam a reagir entre si de forma excessiva, formando-se siloxanos. Em contrapartida,

os silanos de 2 frascos exigem mais etapas de manuseio. Entretanto, pelo fato de um frasco conter o silano não hidrolisado (ativado) dissolvido, geralmente, em etanol, e o outro conter a solução aquosa ácida para ativar o silano, eles possuem um prazo de utilização maior, visto que o silano é ativado somente quando se mistura as duas soluções [63,64].

Com objetivo de simplificar o protocolo de cimentação adesiva, alguns silanos foram incorporados em alguns adesivos universais; sendo, um dos silanos incorporados nos adesivos universais, o γ MPTS (3-metacriloxipropil trimetoxisilano), um dos silanos mais comumente utilizados na odontologia.

Além da incorporação de silanos, outros monômeros funcionais, como o 10-MDP (10-metacriloloxidecil dihidrogênio fosfato), 4-MET (ácido 4-metacriloxietil trimelítico) e Fenil-P (2-metacriloxietil fenil fosfato hidrogênio) também foram sendo adicionados ao sistema. Esses monômeros funcionais permitem a formação de ligações iônicas dos grupos carboxílicos e fosfatos com o Cálcio (Ca) da hidroxiapatita (HA), formando sais de cálcio [65–67]. A estabilidade das ligações iônicas dos monômeros com o Ca é relacionado com o potencial de adesão ao substrato; foi visto que os sais formados pelos monômeros 4-MET e Fenil-P eram mais instáveis em meios aquosos do que o sal formado pelo monômero 10-MDP [66].

A adesão dos adesivos universais com 10-MDP e silano incorporado aos substratos que não contem sílica, como metal e zircônia, ocorre pela interação química entre o grupo hidrofílico fosfato do 10-MDP e os óxidos (geralmente hidroxila) dos materiais e o processo de copolimerização do grupo hidrofóbico metacrilato do 10-MDP com os cimentos resinosos [61,68], enquanto que a adesão aos substratos que contém sílica se dá por meio da interação do silano com o substrato, com a interação dos grupos terminais alcóxi e organofuncionais com o substrato [68].

Portanto, os adesivos universais com 10-MDP e silano incorporado demonstram boa resistência de união quando usadas para cimentação adesiva de zircônias, resinas indiretas e cerâmicas. Entretanto, mesmo com o silano incorporado na composição dos adesivos universais, o protocolo de tratamento de superfície com a utilização de um silano em frasco separado ainda se mostrou superior quando comparado aos adesivos

universais com silano. Isso pode ser devido à acidez natural do monômero 10-MDP, que faz com que os silanos sejam ativados/hidrolisados [68,69].

Dessa maneira, novos silanos foram incorporados nos adesivos universais com o intuito de substituir o γ MPTS e melhorar a adesão às cerâmicas, dispensando o uso de silanos de frasco separados. O novo adesivo universal Scotchbond Universal Plus (3M, Oral Care, St Paul, EUA), possui os silanos APTES (3-aminopropil) trietoxissilano) e o γ MPTES (γ -metacriloxipropil trietoxissilano; um análogo do γ MPTS) incorporados. O APTES é um aminosilano que reage com a superfície vítrea por meio da hidrólise dos grupos alcóxi, enquanto o γ MPTES reage por meio dos radicais livres [70].

3 METODOLOGIA

3.1 CONFECÇÃO DOS DISCOS DE RESINA

Foi confeccionada uma matriz de silicone (Borracha de Silicone Verde PS, Redelease, São Paulo, Brasil) com auxílio de uma caixa de fósforo longo vedada com fita crepe e, em seguida, foram confeccionados 48 discos de resina composta convencional, cada um com 2,0mm de espessura e 8,0mm de diâmetro com a resina Filtek Z100 A2 (3M Oral Care, St Paul, EUA), seguida da fotoativação por 40 segundos, conforme recomendações do fabricante, com um aparelho fotopolimerizador LED Bluephase G2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) conectado à tomada e com irradiância de 1200mw/cm² (Figura 1).

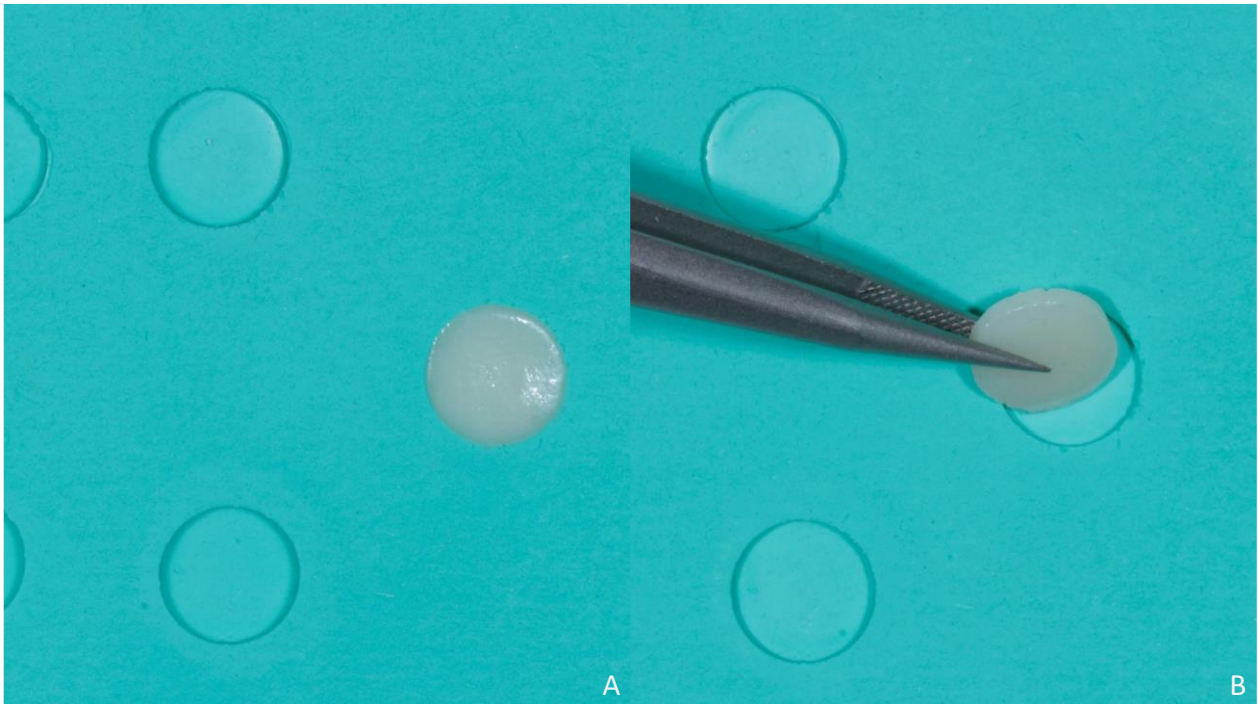


Figura 1 – Confeção dos discos da resina Z100. (A) inserção da resina na matriz de silicone. (B) remoção da resina polimerizada da matriz de silicone.

Para a impressão dos 48 discos de resina 3D, foram desenhados no software TinkerCAD (Autodesk, San Rafael, EUA) objetos cilíndricos com as mesmas dimensões das resinas convencionais, e o arquivo foi exportado em formato STL para o software de

fatiamento ChituBox (CBD Technology, Shenzhen, China). Os discos foram posicionados em 45° em relação à plataforma, com camadas de 50µm de espessura e suportes perpendiculares à superfície do disco. Para a impressão dos discos foi utilizada a resina PriZma 3D Biocrown (Makertech Labs, São Paulo, Brasil) na impressora LCD Elegoo Mars 3 (ELEGOO, Shenzhen, China). Ao término da impressão, os discos foram submetidos à um banho de álcool isopropílico (5mins) e pós polimerização com luz UV (30mins), na máquina de lavagem e cura Elegoo Mercury Plus v1 (ELEGOO, Shenzhen, China) (Figura 2 e 3).



Figura 2 – Equipamentos utilizados para confecção dos discos impressos. (A) impressora DLP/LCD Elegoo Mars 3. (B) máquina de lavagem e cura Elegoo Mercury Plus V1.

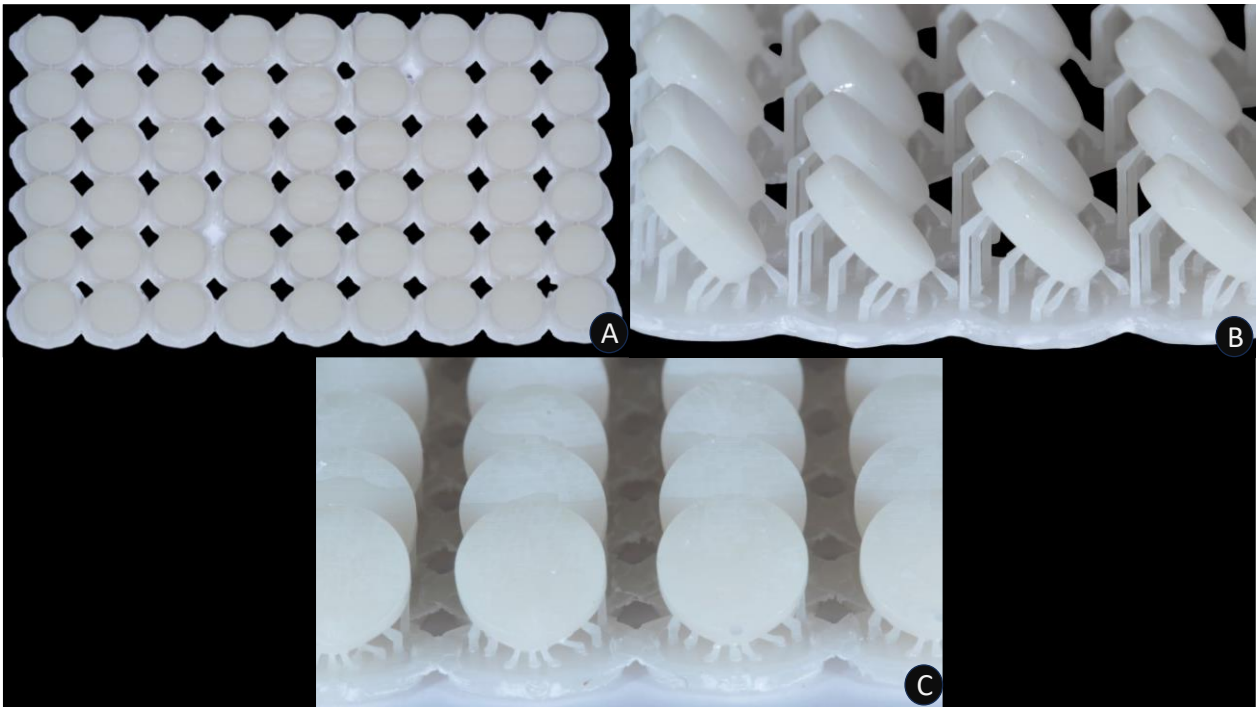


Figura 3 – Discos de resina impressos. (A) vista superior. (B) vista lateral. (C) vista frontal.

Em seguida, os discos foram fixados com uma fita adesiva e embutidos com resina acrílica incolor (VIPI Flash, São Paulo, Brasil) em buchas de redução curta PVC de 25x20mm (Tigre, São Paulo, Brasil) (Figura 4), sendo os suportes dos discos impressos foram removidos imediatamente antes da fixação na fita adesiva. A superfície exposta das amostras foi, posteriormente, planificada e polida com lixas de carbetto de silício (SiC) de granulação 300, 600, 1200 e 2000 em uma politriz (Teclago, São Paulo, Brasil) sob irrigação constante de água (Figura 5). Em sequência, foram imersas em água destilada e armazenadas à 37°C em estufa (Odontobras, São Paulo, Brasil) por um período de 24 horas. Posteriormente, as amostras foram alocadas aleatoriamente em 6 grupos de tratamento de superfície (n=8) para cada tipo de resina (Z100 – grupo controle; Biocrown – grupo experimental), conforme descritos abaixo:

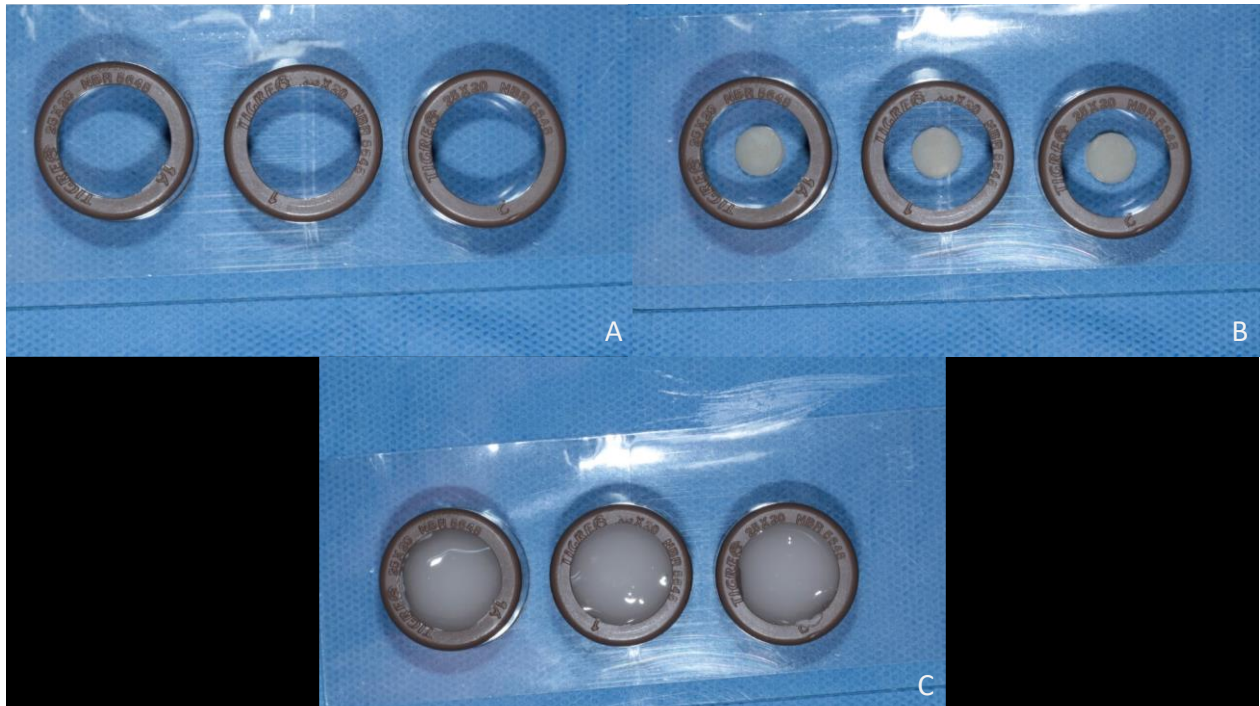


Figura 4 – Embutimento dos discos na resina acrílica. (A) buchas de redução posicionadas na fita durex. (B) posicionamento dos discos de resina. (C) resina acrílica embutida na bucha de redução.

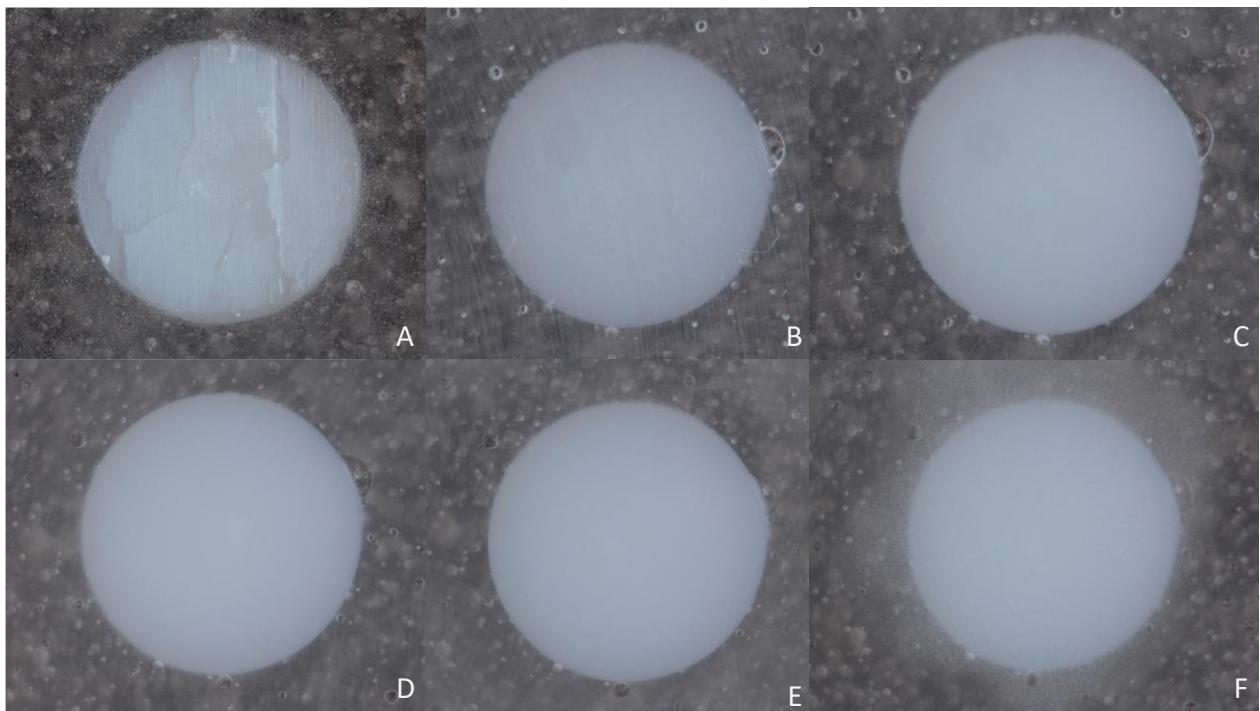


Figura 5 – Superfície dos discos. (A) sem polimento. (B) SiC granulação 300. (C) SiC granulação 600. (D) SiC granulação 1200. (E) SiC granulação 2000 (F) superfície jateada com Al_2O_3 50µm.

- Grupo S+Si+SBU: Jateamento com pó de óxido de alumínio (Al_2O_3) (Bio-Art, São Paulo, Brasil) $50\mu\text{m}$ (4bar) da superfície alvo por 10 segundos a uma distância de 10mm, seguido de lavagem com spray ar-água por 20 segundos e secagem com jato de ar por 10 segundos. Posteriormente, foi aplicado o silano (Ceramic Primer, 3M Oral Care St Paul, EUA) e deixou-se agir por 1 minuto, seguido pela evaporação dos solventes com jato de ar por 10 segundos. Em sequência, foi aplicado o adesivo (Single Bond Universal, 3M Oral Care, St Paul, EUA) de forma ativa por 20 segundos, evaporação dos solventes com jato de ar por 10 segundos e fotoativação por 20 segundos (Figura 6).

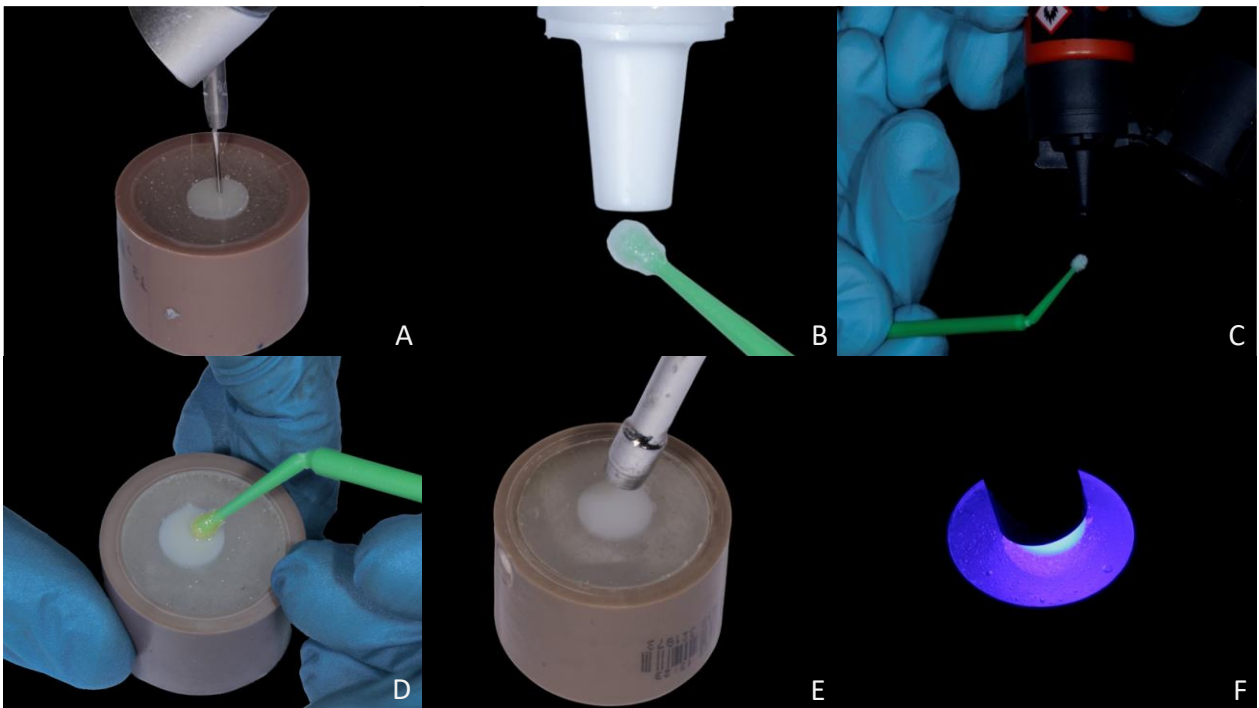


Figura 6 – Protocolo grupo S+Si+SBU. (A) jateamento com Al_2O_3 $50\mu\text{m}$ 4bar, seguido de lavagem spray ar-água por 20s e jato de ar por 10s. (B) aplicação do silano e deixado agir na superfície por 1min, seguidos por jato de ar por 10s. (C) aplicação do adesivo Single Bond Universal no aplicador descartável. (D) aplicação ativa do adesivo por 20s. (E) jato de ar por 10s. (F) fotoativação por 20s.

- Grupo S+SBU: Jateamento com pó de óxido de alumínio $50\mu\text{m}$ da superfície alvo por 10 segundos a uma distância de 10mm, seguido de lavagem com spray ar-água por 20 segundos e secagem com jato de ar por 10 segundos. Em seguida, feito a aplicação ativa do adesivo por 20 segundos, evaporação dos solventes com jato de ar por 10 segundos e fotoativação por 20 segundos (Figura 7).

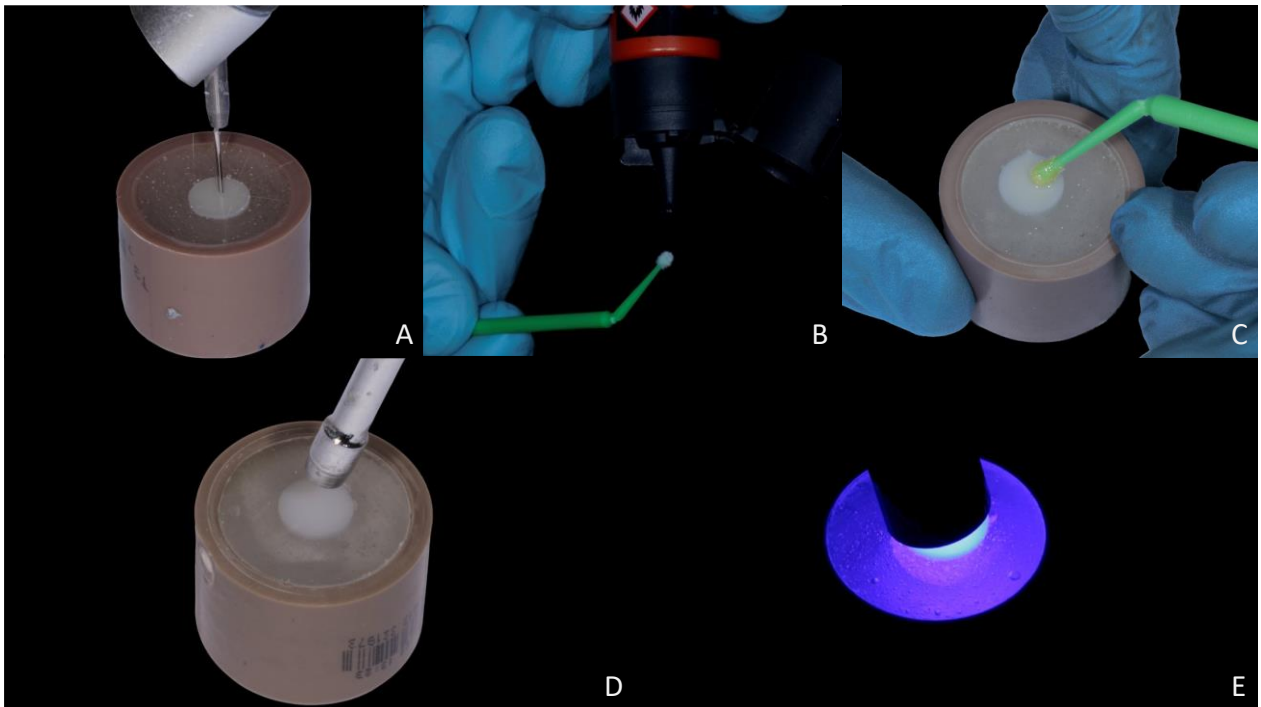


Figura 7 – Protocolo grupo S+SBU. (A) jateamento com Al_2O_3 $50\mu\text{m}$ 4bar, seguido de lavagem spray ar-água por 20s e jato de ar por 10s. (B) aplicação do Single Bond Universal no aplicador descartável. (C) aplicação ativa do adesivo por 20s (D) jato de ar por 10. (E) fotoativação por 20s.

- Grupo SBU: Aplicação ativa do adesivo na superfície alvo por 20 segundos, seguida da evaporação dos solventes com jato de ar por 10 segundos e fotoativação por 20 segundos (Figura 8).

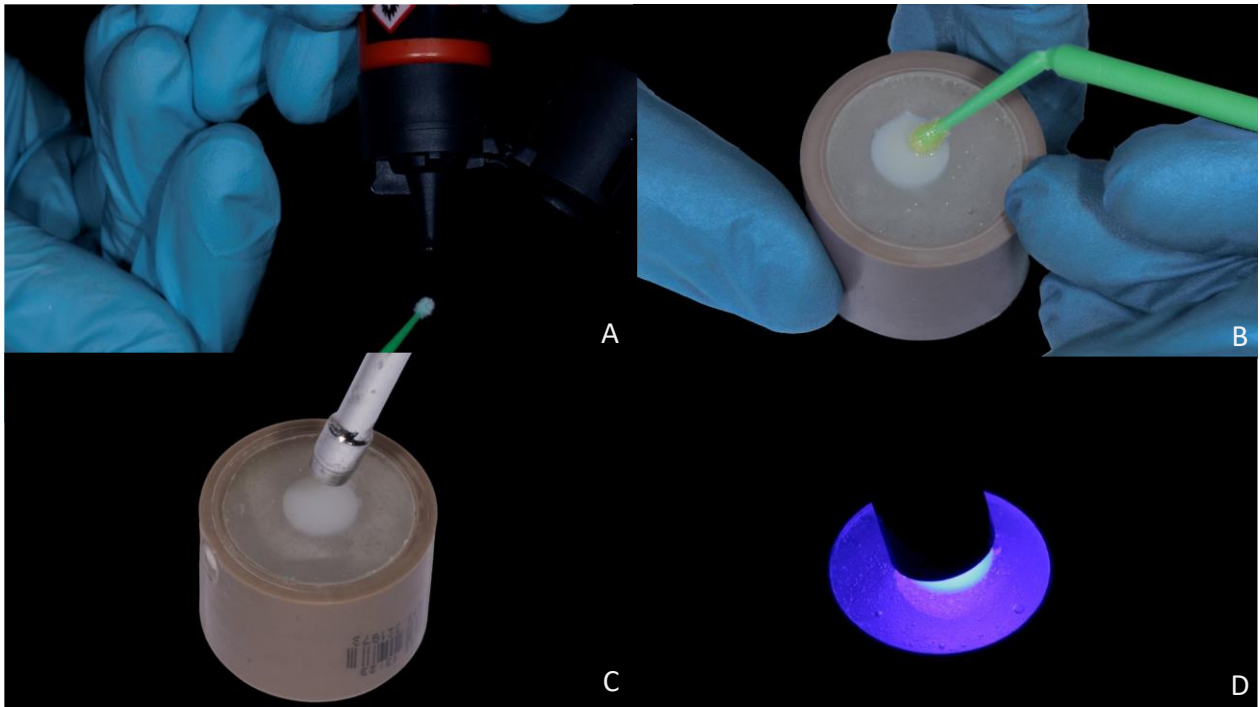


Figura 8 – Protocolo grupo SBU. (A) Aplicação do Single Bond Universal no aplicador descartável. (B) aplicação ativa do adesivo por 20s. (C) jato de ar por 10. (D) fotoativação por 20s.

- Grupo S+Si+SBUP: Jateamento com pó de óxido de alumínio 50 μ m (4bar) da superfície alvo por 10 segundos a uma distância de 10mm, seguido de lavagem com spray ar-água por 20 segundos e secagem com jato de ar por 10 segundos. Posteriormente, foi aplicado o silano e deixou-se agir por 1 minuto, seguido pela evaporação dos solventes com jato de ar por 10 segundos. Em sequência, foi aplicado o adesivo (Scotchbond Universal Plus, 3M Oral Care, St Paul, EUA) de forma ativa por 20 segundos, evaporação dos solventes com jato de ar por 10 segundos e fotoativação por 20 segundos (Figura 9).

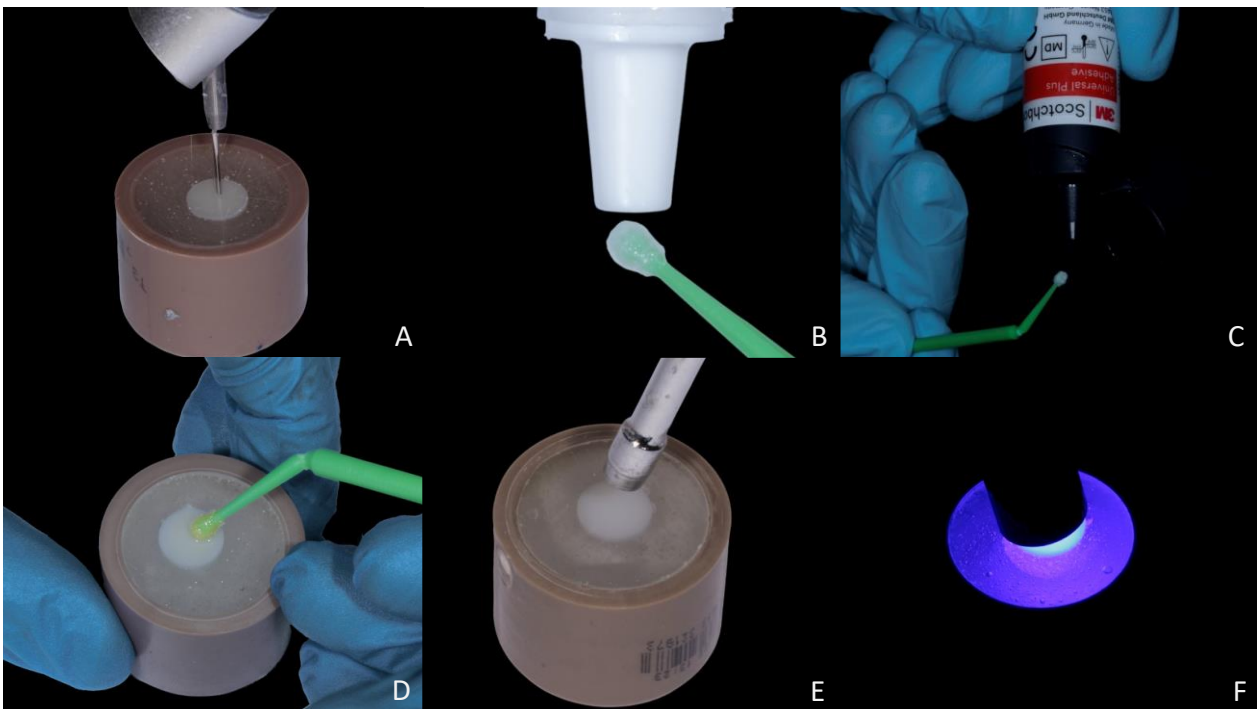


Figura 9 – Protocolo grupo S+Si+SBUP. (A) jateamento com Al₂O₃ 50 μ m 4bar, seguido de lavagem spray ar-água por 20s e jato de ar por 10s. (B) aplicação do silano e deixado agir na superfície por 1min, seguidos por jato de ar por 10s. (C) aplicação do adesivo Scotchbond Universal Plus no aplicador descartável. (D) aplicação ativa do adesivo por 20s. (E) jato de ar por 10s. (F) fotoativação por 20s.

- Grupo S+SBUP: Jateamento com pó de óxido de alumínio 50 μ m da superfície alvo por 10 segundos a uma distância de 10mm, seguido de lavagem com spray ar-água por 20 segundos e secagem com jato de ar por 10 segundos. Em seguida, feito a aplicação ativa do adesivo por 20 segundos, evaporação dos solventes com jato de ar por 10 segundos e fotoativação por 20 segundos (Figura 10).

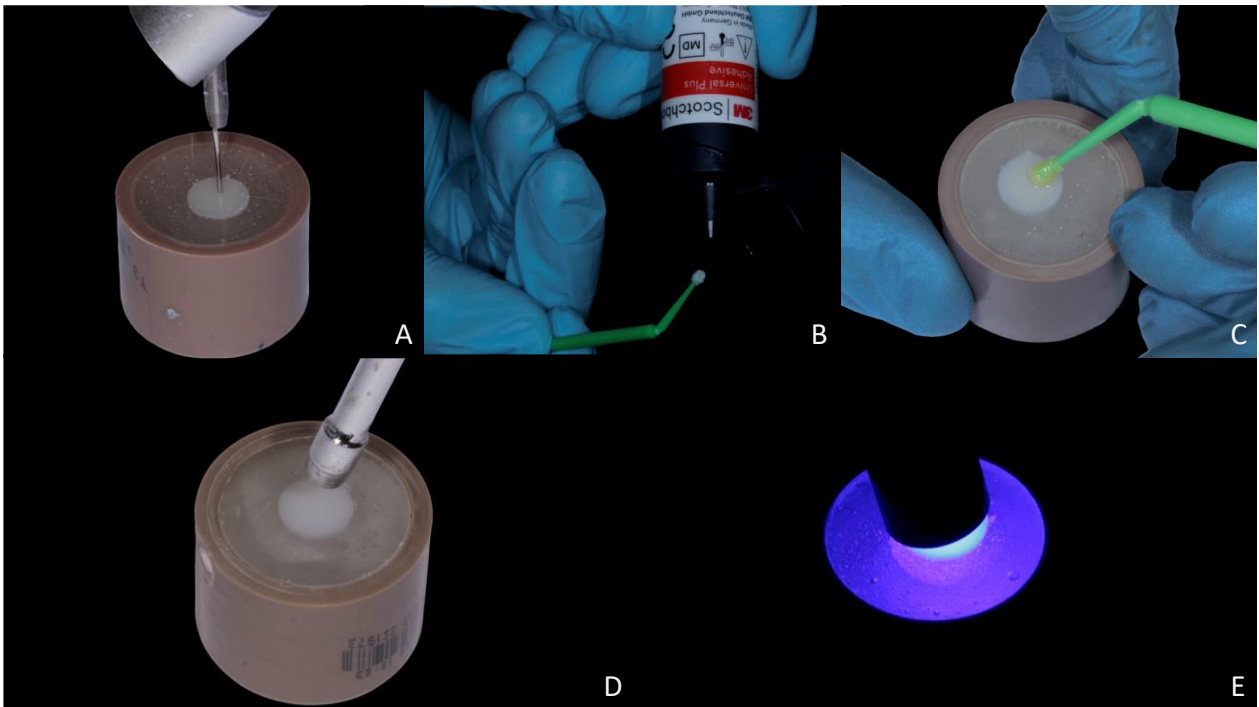


Figura 10 – Protocolo grupo S+SBUP. (A) jateamento com Al₂O₃ 50 μ m 4bar, seguido de lavagem spray ar-água por 20s e jato de ar por 10s. (B) aplicação do Scotchbond Universal Plus no aplicador descartável. (C) aplicação ativa do adesivo por 20s (D) jato de ar por 10s. (E) fotoativação por 20s.

- Grupo SBUP: Aplicação ativa do adesivo na superfície alvo por 20 segundos, seguida da evaporação dos solventes com jato de ar por 10 segundos e fotoativação por 20 segundos (Figura 11).

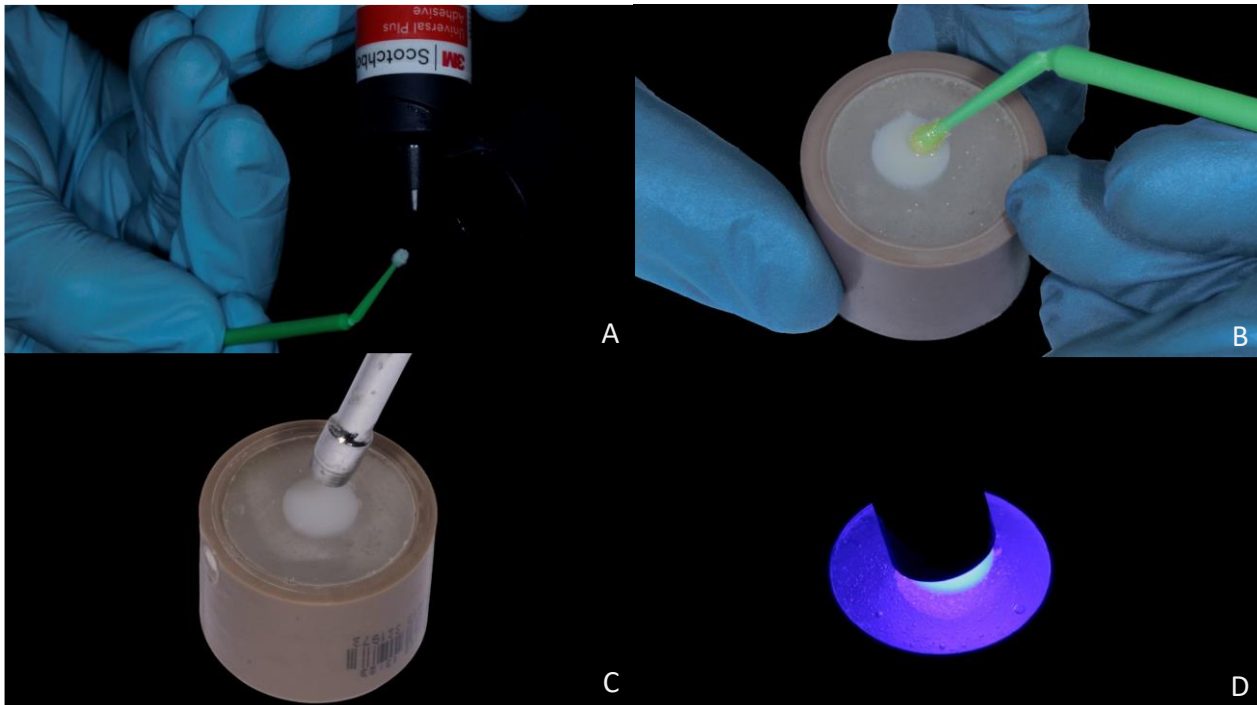


Figura 11 – Protocolo grupo SBUP. (A) Aplicação do Scotchbond Universal Plus no aplicador descartável. (B) aplicação ativa do adesivo por 20s. (C) jato de ar por 10s. (D) fotoativação por 20s.

3.2 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Em cada superfície do disco foi fixada uma fita dupla autoadesiva que possuía quatro furos feitos pelo furo nº 3 do Alicate Perfurador de Ainsworth (Quinelato, Rio Claro, Brasil) para auxiliar na estabilização de um tubo de silicone transparente padronizado (Sonda Uretral nº 04, Embramed, São Paulo, Brasil) (Figura 12) que foi utilizado para confeccionar os corpos de prova cilíndricos de 0,8mm de diâmetro e 1,5mm de altura com a resina fluida Filtek Supreme Flowable A2 (3M Oral Care, St Paul, EUA), que foi injetada com uma ponta Blue Micro Tips (Ultradent, South Jordan, EUA) e fotoativada por 20 segundos. A confecção dos cilindros foi feita separadamente e, à medida que os

cilindros eram fotoativados, os que já estavam polimerizados eram cobertos com um papel alumínio para tentar garantir a mesma quantidade de luz em todos os espécimes. Após a confecção dos corpos de prova, as amostras foram imersas em água destilada e armazenadas por 24 horas à 37°C em estufa. A remoção dos tubos de silicone e a base de fita dupla autoadesiva foi feita com auxílio de lâminas de bisturi nº 11 e 15 (Figura 13).

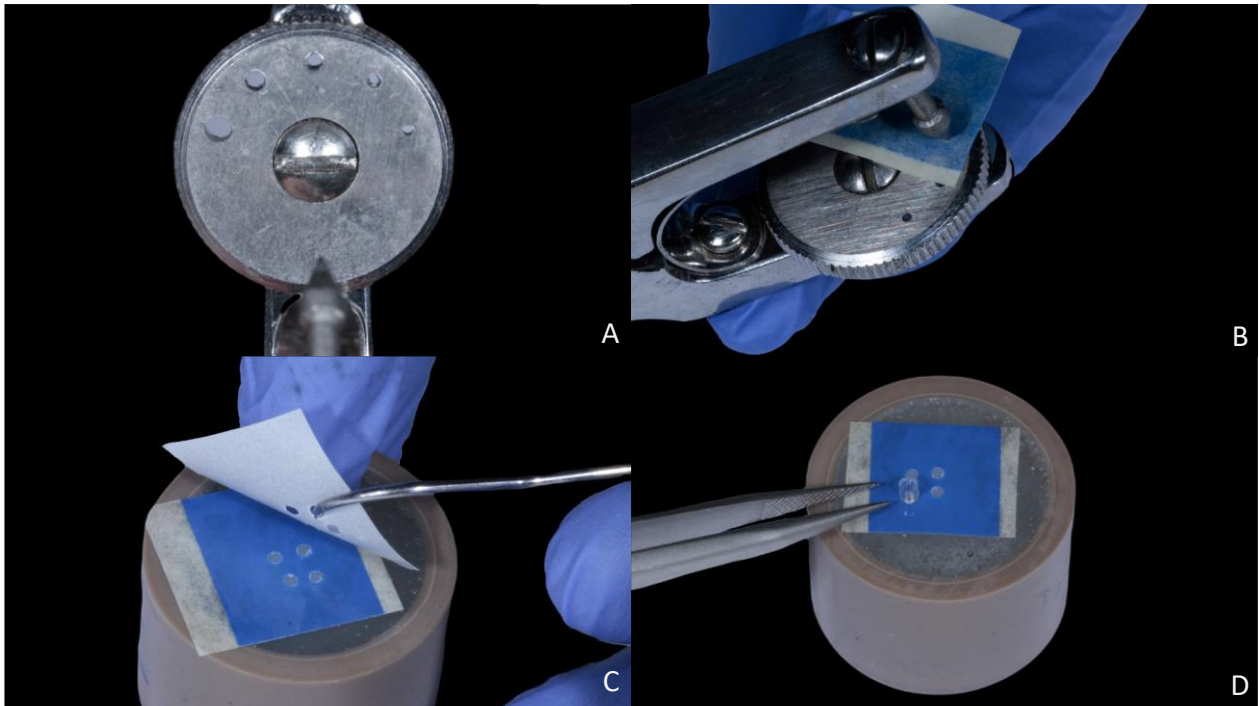


Figura 12 – Confecção da fita dupla adesiva. (A) perfurador Ainsworth com furo nº 3 em posição. (B) perfuração da fita dupla. (C) remoção da proteção da fita. (D) colocação dos tubos sobre a fita adesiva.

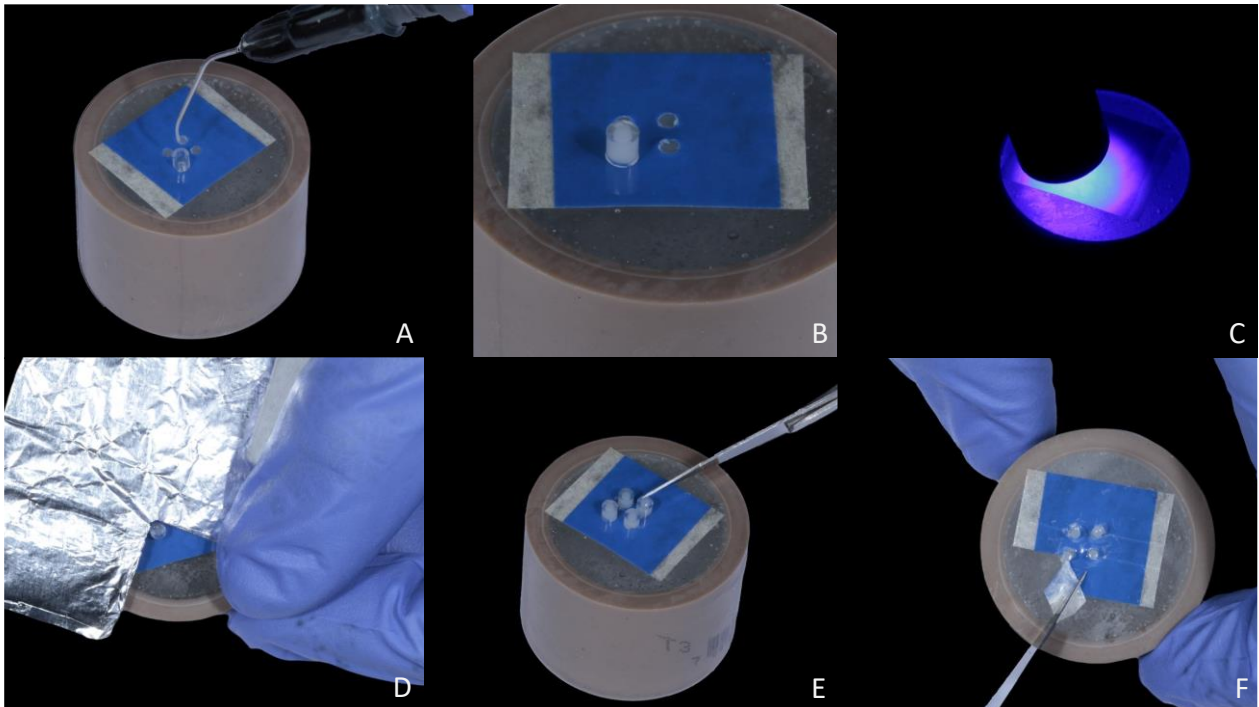


Figura 13 – Confeção dos corpos de prova. (A) injeção da resina fluida com a ponta Blue Micro Tips. (B) corpo de prova confeccionado. (C) fotopolimerização por 20s. (D) papel alumínio cobrindo os outros corpos de prova para fotopolimerização. (E) remoção dos tubos com auxílio de uma lâmina de bisturi. (F) remoção da fita dupla.

Em seguida, na Máquina de Ensaio Universal Shimadzu (Shimadzu Corp, Kyoto, Japão), os corpos de prova foram submetidos ao teste de microcisalhamento com fio (μ SBS) à velocidade de 0,05mm/min até a falha (Figura 14).

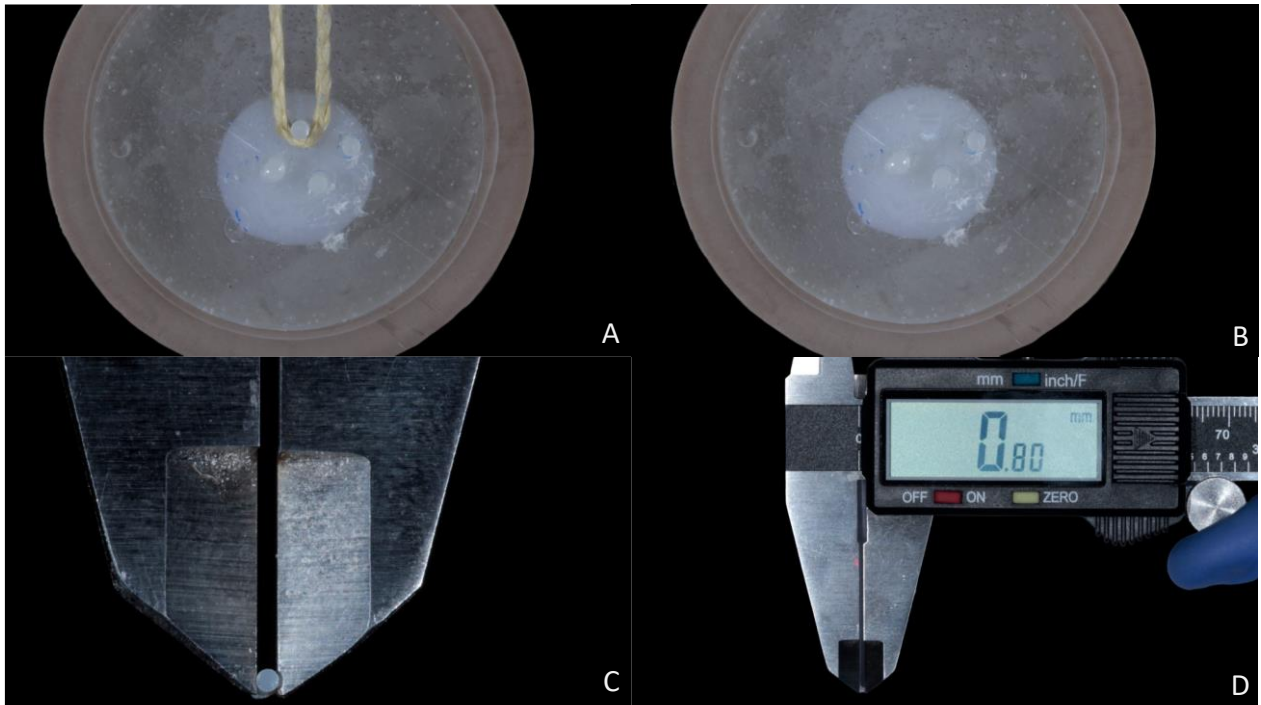


Figura 14 – Teste de μ SBS. (A) teste de μ SBS com fio. (B) superfície após teste de μ SBS. (C) corpo de prova para medição. (D) tamanho do corpo de prova.

3.3 ANÁLISE DO PADRÃO DE FRATURA

O padrão de fratura dos corpos de prova foi analisado em um microscópio óptico confocal Lext OLS4100 (Olympus, Tóquio, Japão) nas ampliações entre 5X e 10X e foram classificadas em:

- Fratura adesiva (FA) – fraturas interface adesiva.
- Fratura coesiva (FC) – fraturas no substrato de resina.
- Fratura mista (FM) – fraturas tanto na interface adesiva quanto no substrato de resina.

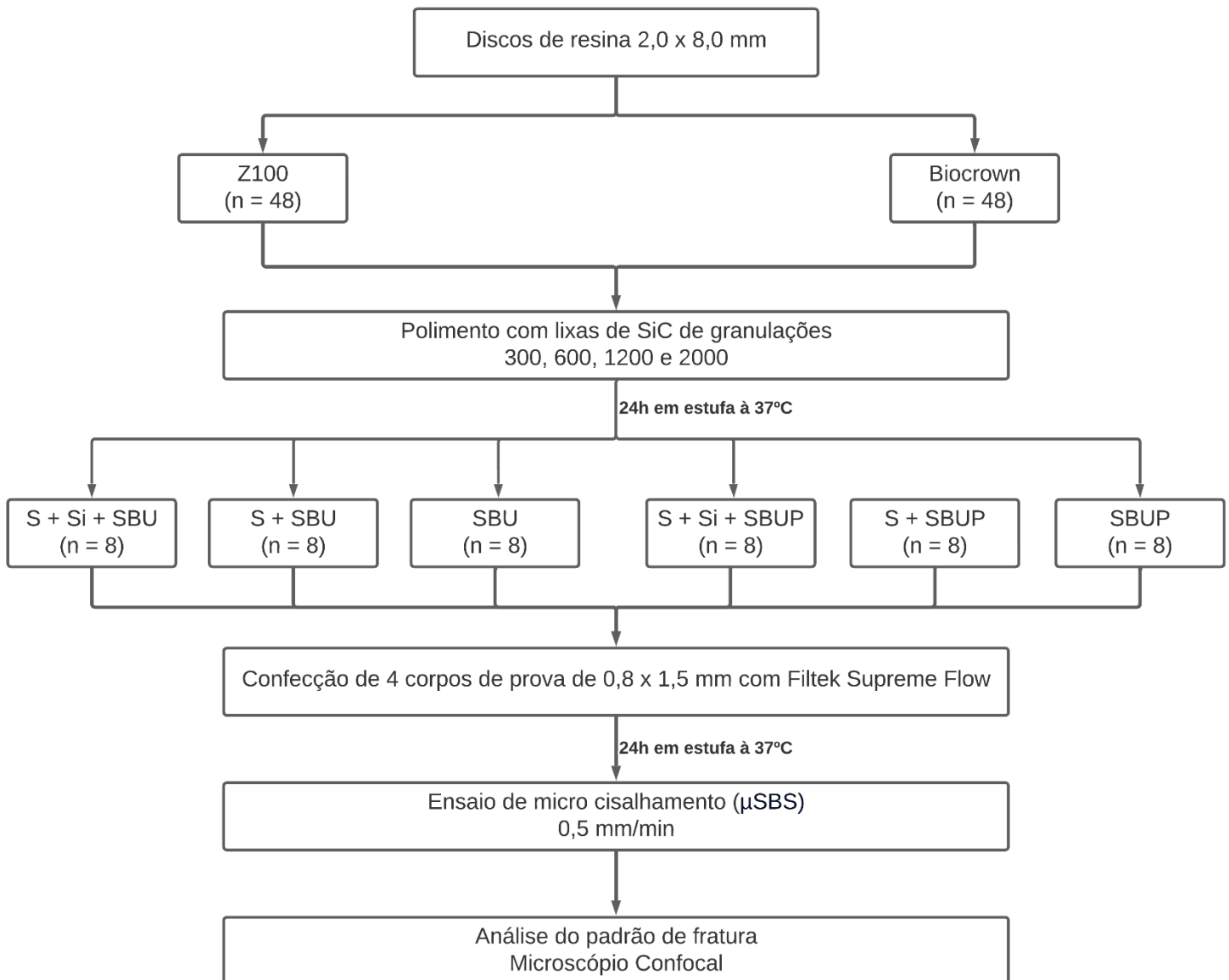


Figura 15 – Esquema resumido da metodologia utilizada no estudo.

3.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados foram submetidos aos testes de Shapiro-Wilk e de Levene, que não rejeitaram, respectivamente, os pressupostos de normalidade e homogeneidade. Logo, a análise estatística foi realizada por meio de teste paramétrico de análise de variância de dois fatores (resina e tratamento), com $\alpha=0,05$.

4 RESULTADOS

4.1 RESISTÊNCIA DE UNIÃO À MICROTAÇÃO

O teste de análise de variância a dois fatores demonstrou que ambos os fatores resina ($p < 0,01$) e tratamento ($p < 0,01$) tiveram efeito estatisticamente significativo. Não houve efeito significativo da interação dos fatores ($p = 0,144$). De forma geral, na resina Z100 (grupo controle) foram observados valores de resistência de união maiores do que na resina Biocrown (grupo experimental). No fator tratamento, de forma geral, os protocolos S+Si+SBU, S+SBU, S+Si+SBUP e S+SBUP não foram diferentes entre si, mas apresentaram maiores valores de resistência de união do que apenas o uso de SBU ou SBUP, protocolos estes que se comportaram de forma similar entre si. O mesmo padrão de resultados entre tratamentos ocorreu para ambas as resinas testadas. Os valores das médias e do desvio padrão da resistência de união ao teste de μ SBS de cada resina e seu respectivo tratamento estão dispostas na Tabela 1.

Tabela 1 – Média dos valores de resistência de união (MPa) das duas resinas de acordo com os seus respectivos protocolos de tratamento.

Resina	Z100			Biocrown		
	MPa	DP		MPa	DP	
S+Si+SBU	12,80	0,93	A	11,71	1,58	#
S+SBU	13,09	1,07	A	11,20	0,80	#
SBU	10,33	1,75	B	7,99	1,28	*
S+Si+SBUP	12,68	1,00	A	11,77	0,99	#
S+SBUP	14,04	1,78	A	10,72	1,00	#
SBUP	9,17	1,53	B	7,29	1,83	*

Letras ou símbolos distintos entre si dentro de cada coluna denotam diferenças estatísticas significativas entre os tratamentos para uma mesma resina (ANOVA a um fator).

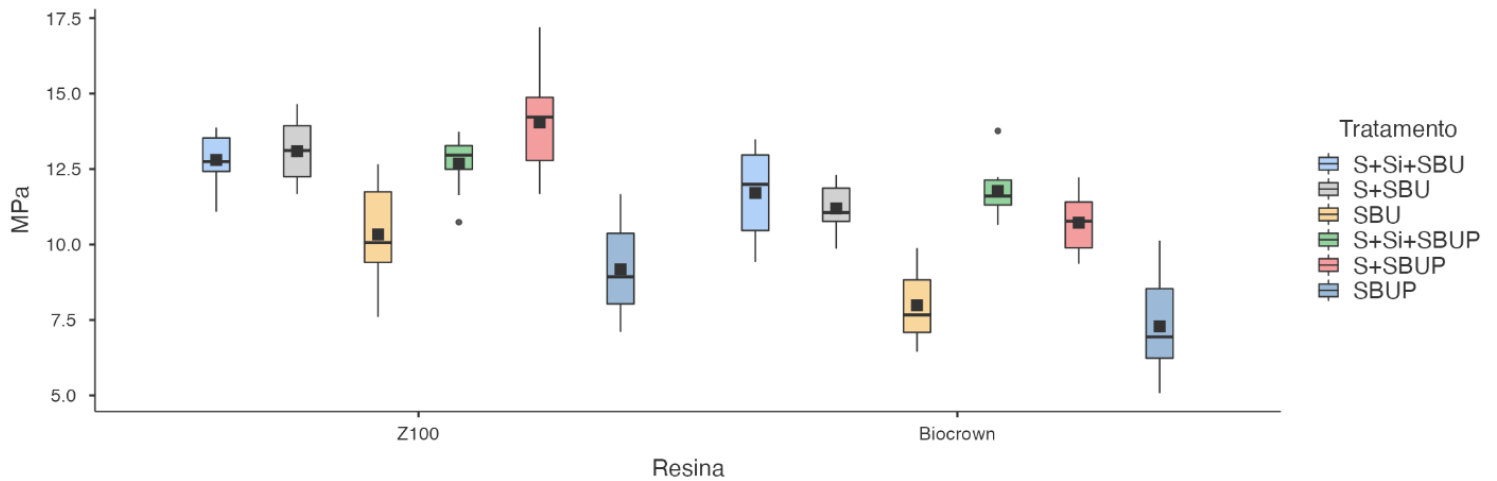


Figura 16 – Boxplot representando os valores de união dos diferentes grupos. A resina Z100 mostrou valores maiores de resistência de união em todos os tratamentos quando comparados aos seus respectivos da resina Biocrown. Houve um outlier em cada resina no mesmo grupo (S+Si+SBUP).

4.2 DISTRIBUIÇÃO DO PADRÃO DE FRATURA

A distribuição das fraturas está apresentada na Tabela 2 e as fraturas foram classificadas em FA (fraturas predominantemente na interface adesiva), FC (fraturas predominantemente no substrato de resina) e FM (fraturas tanto na interface adesiva quanto no substrato de resina) (Figura 17).

Ambas as resinas apresentaram a mesma quantidade de FM (11,98%) e a análise do padrão de fratura indicou uma predominância de FC (64,58% para resina Z100 e 59,38% para resina Biocrown), sendo que a predominância foi dos grupos que receberam tratamento de superfície por jato de Al_2O_3 . A resina Z100 (controle) apresentou quantidades de FA (ligeiramente menores que a resina Biocrown (experimental) (23,44% para resina Z100 e 28,64% para resina Biocrown) (Tabela 3).

Tabela 2 – Distribuição das fraturas nas resinas Z100 e Biocrown de acordo com os tratamentos realizados na superfície.

Resina	Z100			Biocrown		
	FA (%)	FC (%)	FM (%)	FA (%)	FC (%)	FM (%)
S+Si+SBU	1 (3,125%)	29 (90,625%)	2 (6,25%)	0	31 (96,875%)	1 (3,125%)
S+SBU	0	30 (93,75%)	2 (6,25%)	0	29 (90,625%)	3 (9,375%)
SBU	21 (65,625%)	2 (6,25%)	9 (28,125%)	25 (78,125%)	0	7 (21,875%)
S+Si+SBUP	0	32 (100%)	0	0	28 (87,50%)	4 (12,50%)
S+SBUP	0	31 (96,87%)	1 (3,12%)	0	26 (81,25%)	6 (18,75%)
SBUP	23 (71,875%)	0	9 (28,125%)	30 (93,75%)	0	2 (6,25%)

Tabela 3 – Distribuição das fraturas de acordo com o total de corpos de prova.

Resina	Padrão de fratura			Total (n=384)
	FA	FC	FM	
Z100	45 (23,44%)	124 (64,58%)	23 (11,98%)	192
Biocrown	55 (28,64%)	114 (59,38%)	23 (11,98%)	192

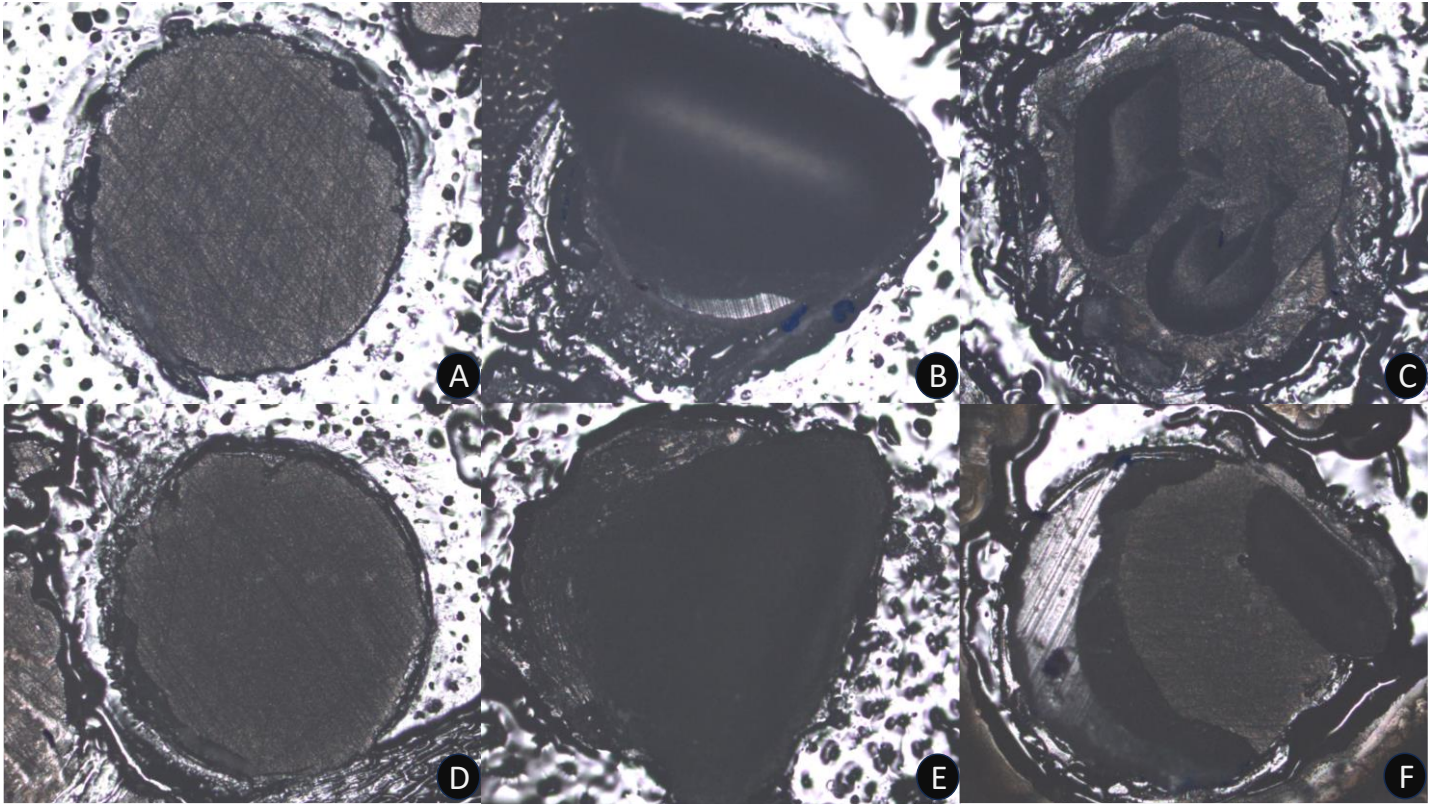


Figura 17 – Análise do padrão de fratura nas resinas Biocrown (A-C) e Z100 (D-F). (A) fratura adesiva. (B) fratura coesiva. (C) fratura mista. (D) fratura adesiva. (E) fratura coesiva. (F) fratura mista.

5 DISCUSSÃO

Nesse estudo *in vitro*, foi comparado a resistência de união de uma resina convencional e uma resina impressa, submetidos a diferentes tratamentos de superfície, a uma resina fluida, por meio do teste de microcisalhamento.

A avaliação da resistência de união é comumente feita pelos testes de resistência à tração e cisalhamento e suas alternativas micro (microtração (μ TBS) e microcisalhamento (μ SBS), respectivamente). O teste de microcisalhamento foi escolhido ao invés do teste de microtração pela vantagem de conseguir confeccionar as amostras sem a necessidade de seccionar e regular as amostras para o formato adequado do teste, possuindo a vantagem de causar um possível estresse pré-teste apenas no momento de remoção do molde utilizado para confecção das amostras e não no momento do corte dos palitos e apreensão nos dispositivos necessários à microtração [71].

Os testes por cisalhamento ocorrem por meio da utilização de um cinzel ou um fio. O microcisalhamento produz resultados mais autênticos quando comparados ao cisalhamento, pois durante a confecção dos corpos de prova, caso houver a presença de bolhas na estrutura, é esperado que ocorra uma falha mais brevemente, diminuindo-se as chances de resultados falso positivos [72]. O corpo de prova do teste de microcisalhamento possui um diâmetro menor que 1mm^2 e altura entre 1 e 1,5mm [72]. O teste pode ser realizado com o corpo de prova ainda envolvido pelo molde, geralmente um tubo padrão Tygon, mas o próprio material do molde pode influenciar o teste, através da absorção do estresse produzido pelo fio ou cinzel. Em contrapartida, foi visto que há uma indução de estresse ao remover o molde utilizado para confeccionar o corpo de prova [73]. Mesmo ciente da indução de estresse durante a remoção do molde, no estudo em questão, optou-se por remover os tubos cilíndricos e a fita dupla adesiva com cautela, utilizando uma lâmina de bisturi, para posteriormente realizar o teste de microcisalhamento com fio.

A primeira hipótese nula, que não haveria diferença nos valores de resistência de união entre as duas resinas foi rejeitada. A resistência de união da resina Z100 (controle) mostrou valores ligeiramente superiores quando comparada à resina Biocrown (experimental) no teste de microcisalhamento. Os diferentes valores de resistência de

união observados nos grupos Z100 e Biocrown podem ter sido decorrentes das diferenças entre as composições de ambos os materiais, o agente cimentante utilizado, os protocolos de tratamento de superfície realizados e as configurações utilizadas para impressão 3D.

Apesar dos valores discrepantes encontrados no presente estudo; estudos na literatura que compararam resinas impressas com cerâmicas híbridas mostraram que as resinas impressas, quando cimentadas adesivamente com cimentos resinosos, não mostraram diferenças significativas dos valores de união entre os dois materiais [74,75]. Enquanto que, quando comparadas a uma resina provisória fresada, as resinas impressas mostraram valores de união superiores [76].

A segunda hipótese nula, que não haveria diferença entre os tratamentos também foi rejeitada, pois os grupos que foram submetidos ao jateamento com pó de Al_2O_3 apresentaram maior resistência de união quando comparados aos grupos que não foram jateados, assim como mostram outros estudos na literatura [13,16,77].

Entretanto, a depender do tamanho do pó utilizado, pressão e distância da ponta ativa até a superfície alvo, o jateamento com pó de Al_2O_3 pode se tornar prejudicial ao material, prejudicando sua resistência mecânica, onde, à medida que o tamanho da partícula do pó e a pressão aumentam, a resistência flexural do material diminui [78].

Estudos avaliando o uso de jateadores em superfícies de resina impressas ainda são escassos. Um estudo avaliou duas resinas impressas com composições distintas, uma à base de BEMA ou Bis-EMA (bisfenol-A etoxilado dimetacrilato) e a outra à base de UDMA (uretano dimetacrilato) que foram jateadas com Al_2O_3 50 μ m e 100 μ m nas pressões de 0,1, 0,2 e 0,3 MPa (1, 2 e 3 bar, respectivamente) a uma distância de 10mm durante 10 segundos, observou que, além da relação em que a medida do tamanho de partícula do pó e a pressão aumentavam, a resistência flexural do material diminuía, observou-se também uma relação da composição com a resistência flexural do material, onde as resinas impressas à base de UDMA mostraram-se superiores às resinas à base de Bis-EMA em relação às forças de compressão [14]. Um outro estudo avaliou o jateamento com Al_2O_3 e micro esferas de vidro de tamanho 50 μ m nas pressões de 0,1 e 0,4 MPa (1 e 4 bar, respectivamente) a uma distância de 10mm, durante 10 segundos e com um ângulo de 45° em relação à superfície alvo de uma resina impressa e observou-

se que o jateamento com Al_2O_3 50 μm e pressão de 0,4 MPa obteve maiores valores de resistência de união, maior rugosidade e também apresentou mais falhas coesivas na análise do padrão de fratura [13].

As especificações de pressão e tamanho de pó variam ao longo da literatura, visto que dependem da composição da superfície jateada, como por exemplo: em superfícies de dentina recomenda-se jateamento com pó de Al_2O_3 de tamanho maior que 30 μm e pressões maiores que 5bar para melhores resistências de união [57]; em cerâmicas híbridas o uso de Al_2O_3 50 μm e 110 μm na pressão de 1bar ou 50 μm na pressão de 2bar se mostraram como os melhores protocolos [78]; e, em interface resina-resina o jateamento com Al_2O_3 50 μm à 2,5bar e 5mm de distância da superfície alvo gerou valores de resistências de união semelhantes aos grupos que foram utilizados pontas diamantadas para asperização e jateamento com Al_2O_3 revestidos com sílica; nos grupos de controle negativo (não houve aplicação de adesivo), o jateamento com Al_2O_3 50 μm mostrou maiores valores de resistência de união quando comparados à asperização com pontas diamantadas e menos quando comparados ao jateamento com Al_2O_3 revestidos com sílica [79].

O maiores valores de resistência de união obtidos por meio do jateamento de superfície com Al_2O_3 ocorrem por meio do aumento do molhamento da superfície, com o aumento da energia livre de superfície, o aumento da rugosidade/irregularidade e a criação de microporosidades na superfície do substrato, que fornecem também espaços para as ancoragens mecânicas (embricamento mecânico) [12,74,80].

No presente estudo foi padronizado a distância de 10mm da ponta ativa do jateador até a superfície alvo por meio de um anteparo, sendo que a distância de 10mm foi adotada por ser um valor comumente utilizado nos protocolos de jateamento. Enquanto que a pressão de 4bar foi escolhida, pois é um valor indicado dentro das recomendações do fabricante (60 a 80 lbf/pol² (psi); equivalente a aproximadamente 4,1 a 5,5 bar); além disso, um outro estudo indica que o jateamento com Al_2O_3 50 μm à 4bar obteve os maiores valores de resistência de união em resinas impressas [13], o que corrobora com os resultados encontrados no estudo em questão.

Portanto, estudos sugerem que existem protocolos ideais de tratamento de superfície para que se atinja melhores valores de resistência de união sem alterar as

propriedades mecânicas do material, a partir da regulação do tamanho de pó utilizado, pressão, distância e angulação em relação à superfície alvo [14,58]. Dessa maneira, a depender da composição da resina 3D, podem haver protocolos de tratamento de superfície químicos e mecânicos (e cimentos resinosos) mais adequados que consigam melhorar a resistência de união das resinas impressas.

Os dois adesivos utilizados no presente estudo são sistemas de adesivos universais, sendo o Scotchbond Universal Plus (SBUP, 3M Oral Care) o sucessor do Single Bond Universal (SBU, 3M Oral Care). Ambos possuem o monômero funcional 10-MDP e silanos em sua composição; sendo que o SBU possui o γ MPTS como silano, enquanto que o SBUP possui os silanos γ MPTES e APTES.

O monômero funcional 10-MDP e o silano foram incorporados nos adesivos universais, como o SBU e SBUP, com intuito de melhorar a adesão com os materiais à base de zircônia, à base de metais, as cerâmicas, as resinas compostas e os substratos dentários. Entretanto, foi visto que o silano γ MPTS contido no SBU era instável devido à acidez do adesivo ($\text{pH}=2,9$) e acabava sendo ativada/hidrolisada, formando-se silanols e, posteriormente, oligômeros de siloxano, diminuindo-se a efetividade do silano na cimentação adesiva de cerâmicas vítreas [64,68,81]. O SBUP com os silanos γ MPTES e APTES foi introduzido no mercado com a premissa de melhorar a adesão em cerâmicas vítreas, mesmo possuindo um pH mais ácido que o seu antecessor ($\text{pH}=2,7$) [82]. Apesar de apresentar resultados melhores que o seu predecessor (SBU), o protocolo indicado para se obter melhores valores de resistência de união em cerâmicas vítreas ainda parece ser a utilização prévia de um silano de frasco separado [70,83].

Apesar da fórmula otimizada do SBUP em relação ao SBU, no estudo em questão, não foi observado diferença entre os dois adesivos utilizados e a aplicação ou não do silano. Isso pode ter ocorrido devido ao fato de que a aplicação ou não do silano, tanto de um frasco separado quanto dos incorporados nos adesivos universais, pareceu não interferir na interface resina-resina [68,79,84,85].

Além disso, conforme as recomendações de cimentação para uso prolongado do fabricante da Biocrown, ela é uma resina que possui cargas silanizadas e alto grau de conversão durante a impressão, dispensando a utilização do silano [86]. Sendo assim, considerando a alta taxa de conversão dos monômeros da resina impressa e o processo

de lavagem em álcool isopropílico e pós-cura com luz UV, pode ser que não houve uma quantidade adequada de monômeros livres na superfície para as interações químicas com o agente cimentante e, ao mesmo tempo, o silano não conseguiu agir de forma efetiva com as cargas já silanizadas. Outro fator que pode ter contribuído para a ausência da efetividade do silano é a própria consistência da resina 3D. Devido às necessidades de ser um material de baixa viscosidade para a impressão, o material consiste em uma alta concentração de matriz orgânica e uma concentração menor de carga inorgânica para a preservação da viscosidade [60]. Enquanto que a ineficiência do silano na resina Z100 pode ter sido devido ao fato dos discos terem sido recém confeccionadas, além do fato de que a aplicação do silano previamente à cimentação adesiva de restaurações indiretas de resina composta pareceu não mostrar efeito relevante [87,88].

Pelo fato de ser uma tecnologia recente, a literatura ainda carece de estudos mais padronizados. Sendo assim, algumas das limitações desse estudo foram: a utilização de uma única resina para impressão 3D, portanto, não se sabe do comportamento das outras disponíveis no mercado; uma única impressora e método de impressão, embora o método de impressão LCD seja um dos mais utilizados, existem outras impressoras e formas de impressão de restaurações indiretas mencionadas na literatura, podendo existir variações dos resultados com base no equipamento e técnica utilizada; os parâmetros utilizados no estudo foram definidos, sendo que as diferentes espessuras de camadas de impressão, ângulo de impressão e os diferentes protocolos tratamento de superfície também podem influenciar nos valores obtidos nos ensaios mecânicos.

Já existem na literatura estudos que indicam o uso clínico de restaurações indiretas impressas em resina composta 3D [89,90]. A partir do estudo em questão e as possíveis indicações clínicas das resinas compostas 3D, sugere-se que, ao realizar a cimentação adesiva das restaurações indiretas impressas, seja feito o jateamento com óxido de alumínio, visto que foram os grupos que obtiveram os maiores valores de resistência de união, enquanto que a aplicação de um silano de frasco separado e os dois sistemas adesivos utilizados não pareceram influenciar na resistência de união.

6 CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos nesse estudo *in vitro*, conclui-se que o tratamento de superfície com jateamento de Al_2O_3 50 μm à uma pressão de 4bar se mostrou eficaz em aumentar os valores da resistência de união no ensaio de microcisalhamento quando realizado em conjunto com a aplicação de um adesivo universal com 10-MDP, sendo independente da aplicação prévia ou não de um silano. Sugere-se o jateamento com Al_2O_3 50 μm à uma pressão de 4bar como um tratamento de superfície benéfico para o protocolo de cimentação adesiva das restaurações impressas.

REFERÊNCIAS

1. Uzun G. An overview of dental cad/cam systems. 2008;22(1):530–5.
2. Blatz MB, Conejo J. The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. 2019;63(2):175–97.
3. Van Noort R. The future of dental devices is digital. 2012;28(1):3–12.
4. Javaid M, Haleem A. Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. 2019;9(3):179–85.
5. Schweiger J, Edelhoff D, Güth JF. 3d printing in digital prosthetic dentistry: An overview of recent developments in additive manufacturing. 2021;10(9).
6. Bae EJ, Jeong I Do, Kim WC, Kim JH. A comparative study of additive and subtractive manufacturing for dental restorations. 2017;118(2):187–93.
7. Daher R, Ardu S, di Bella E, Krejci I, Duc O. Efficiency of 3D-printed composite resin restorations compared with subtractive materials: Evaluation of fatigue behavior, cost, and time of production. 2022;1–8.
8. Myagmar G, Lee JH, Ahn JS, Yeo ISL, Yoon HI, Han JS. Wear of 3D printed and CAD/CAM milled interim resin materials after chewing simulation. 2021;13(3):144–51.
9. Zimmermann M, Ender A, Egli G, Özcan M, Mehl A. Fracture load of CAD/CAM-fabricated and 3D-printed composite crowns as a function of material thickness. 2019;23(6):2777–84.
10. Atria PJ, Bordin D, Marti F, Nayak VV, Conejo J, Benalcázar Jalkh E, et al. 3D-printed resins for provisional dental restorations: Comparison of mechanical and biological properties. 2022;34(5):804–15.
11. Lin CH, Lin YM, Lai YL, Lee SY. Mechanical properties, accuracy, and cytotoxicity of UV-polymerized 3D printing resins composed of Bis-EMA, UDMA, and TEGDMA. 2020;123(2):349–54.
12. Pfeffer S, Jacker-guhr S, Geurtsen W, Pfeffer TA. Microtensile bond strength of luting cements to a 3D printable composite – an in vitro study | Quintessenz Verlags-GmbH. 2020;2(6):229–39.
13. Lankes V, Reymus M, Liebermann A, Stawarczyk B. Bond strength between temporary 3D printable resin and conventional resin composite: influence of

- cleaning methods and air-abrasion parameters. 2023;27(1):31–43.
14. Kang YJ, Kim H, Lee J, Park Y, Kim JH. Effect of airborne particle abrasion treatment of two types of 3D-printing resin materials for permanent restoration materials on flexural strength. 2023;39(7):648–58.
 15. Lim NK, Shin SY. Bonding of conventional provisional resin to 3D printed resin: the role of surface treatments and type of repair resins. 2020;12(5):322–8.
 16. Kang YJ, Park Y, Shin Y, Kim JH. Effect of Adhesion Conditions on the Shear Bond Strength of 3D Printing Resins after Thermocycling Used for Definitive Prosthesis. 2023;15(6).
 17. Hull C. Apparatus for production of three dimensional objects by Stereolithography. 1986.
 18. Aimar A, Palermo A, Innocenti B. The Role of 3D Printing in Medical Applications: A State of the Art. 2019;2019.
 19. Celik HK, Koc S, Kustarci A, Caglayan N, Rennie AEW. The state of additive manufacturing in dental research – A systematic scoping review of 2012–2022. 2023;9(6):e17462.
 20. Reymus AKRHM. 3D Printing in Dentistry— State of the Art. Oper Dent 2020;45 (1): 30–40. 2020;45(1):30–40.
 21. Zaharia C, Gabor AG, Gavrilovici A, Stan AT, Idorasi L, Sinescu C, et al. Digital Dentistry — 3D Printing Applications. 2017;2(1):50–3.
 22. Tian Y, Chen CX, Xu X, Wang J, Hou X, Li K, et al. A Review of 3D Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications. 2021;2021.
 23. Galante R, Figueiredo-Pina CG, Serro AP. Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. 2019;35(6):825–46.
 24. Gülcan O, Günaydın K, Tamer A. The state of the art of material jetting—a critical review. 2021;13(16).
 25. Wegmüller L, Halbeisen F, Sharma N, Kühl S, Thieringer FM. Consumer vs. High-end 3D printers for guided implant surgery—An in vitro accuracy assessment study of different 3D printing technologies. 2021;10(21).
 26. Crump SS. Apparatus and method for creating three-dimensional objects. 1989.
 27. Kharmanda G. Challenges and Future Perspectives for Additively Manufactured

- Polylactic Acid Using Fused Filament Fabrication in Dentistry. 2023;14(7).
28. Revilla-León M, Sadeghpour M, Özcan M. A Review of the Applications of Additive Manufacturing Technologies Used to Fabricate Metals in Implant Dentistry. 2020;29(7):579–93.
 29. Kruth JP, Mercelis P, Van Vaerenbergh J, Froyen L, Rombouts M. Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting. 2005;11(1):26–36.
 30. Schmidleithner C, Kalaskar DM. Stereolithography. In InTech; 2018. p. 13.
 31. Pagac M, Hajnys J, Ma QP, Jancar L, Jansa J, Stefek P, et al. A review of vat photopolymerization technology: Materials, applications, challenges, and future trends of 3d printing. 2021;13(4):1–20.
 32. Unkovskiy A, Schmidt F, Beuer F, Li P, Spintzyk S, Fernandez PK. Stereolithography vs. Direct light processing for rapid manufacturing of complete denture bases: An in vitro accuracy analysis. 2021;10(5):1–14.
 33. Melchels FPW, Feijen J, Grijpma DW. A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. 2010;31(24):6121–30.
 34. Tsolakis IA, Papaioannou W, Papadopoulou E, Dalampira M, Tsolakis AI. Comparison in Terms of Accuracy between DLP and LCD Printing Technology for Dental Model Printing. 2022;10(10).
 35. Junk S, Bär F. Design guidelines for Additive Manufacturing using Masked Stereolithography mSLA. 2023;119:1122–7.
 36. Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X. Photo-curing 3D printing technique and its challenges. 2020;5(1):110–5.
 37. Al Hamad KQ, Al-Rashdan, BA, Ayyad, JQ, Al Omrani, LM, Sharoh, AM, Al Nimri, AM, et al. Additive Manufacturing of Dental Ceramics: A Systematic Review and Meta-Analysis. 2022;31(8):e67–86.
 38. Yoo LG, Pang NS, Kim SH, Jung BY. Mechanical properties of additively manufactured zirconia with alumina air abrasion surface treatment. 2023;13(1):1–9.
 39. Khanlar LN, Rios AS, Tahmaseb A, Zandinejad A. Additive manufacturing of zirconia ceramic and its application in clinical dentistry: A review. 2021;9(9).

40. Bora P V., Sayed Ahmed A, Alford A, Pittman K, Thomas V, Lawson NC. Characterization of materials used for 3D printing dental crowns and hybrid prostheses. 2023;(October):1–11.
41. van der Meer WJ, Vissink A, Ng YL, Gulabivala K. 3D Computer aided treatment planning in endodontics. 2016;45:67–72.
42. Krastl G, Zehnder MS, Connert T, Weiger R, Kühl S. Guided Endodontics: A novel treatment approach for teeth with pulp canal calcification and apical pathology. 2016;32(3):240–6.
43. Bhargav A, Sanjairaj V, Rosa V, Feng LW, Fuh YH J. Applications of additive manufacturing in dentistry: A review. 2018;106(5):2058–64.
44. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. 2015;219(11):521–9.
45. LeSage BP. CAD/CAM: Applications for transitional bonding to restore occlusal vertical dimension. 2020;32(2):132–40.
46. Germano FED, Germano FRA, Piro M, Arcuri C, Ottria L. Dentition Patients C Linical Protocol With Digital Cad / Cam Chairside Workflow for the. 2017;10(3):247–61.
47. Alharbi N, Osman R, Wismeijer D. Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. 2016;115(6):760–7.
48. Liu Y, Bai W, Cheng X, Tian J, Wei D, Sun Y, et al. Effects of printing layer thickness on mechanical properties of 3D-printed custom trays. 2021;126(5):671.e1-671.e7.
49. Revilla-León M, Özcan M. Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. 2019;28(2):146–58.
50. Çakmak G, Cuellar AR, Donmez MB, Schimmel M, Abou-Ayash S, Lu WE, et al. Effect of printing layer thickness on the trueness and margin quality of 3d-printed interim dental crowns. 2021;11(19).
51. Andjela L, Abdurahmanovich VM, Vladimirovna SN, Mikhailovna GI, Yurievich DD, Alekseevna MY. A review on Vat Photopolymerization 3D-printing processes for

- dental application. 2022;38(11):e284–96.
52. Derban P, Negrea R, Rominu M, Marsavina L. Influence of the Printing Angle and Load Direction on Flexure Strength in 3D Printed Materials for Provisional Dental Restorations. 2021 Jun 18;14(12):3376.
 53. Nold J, Wesemann C, Rieg L, Binder L, Witkowski S, Spies BC, et al. Does printing orientation matter? In-vitro fracture strength of temporary fixed dental prostheses after a 1-year simulation in the artificial mouth. 2021;14(2):1–12.
 54. Unkovskiy A, Bui PHB, Schille C, Geis-Gerstorfer J, Huettig F, Spintzyk S. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. 2018;34(12):e324–33.
 55. Della Bona A, Cantelli V, Britto VT, Collares KF, Stansbury JW. 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: a systematic review. 2021;37(2):336–50.
 56. Osman R, Alharbi N, Wismeijer D. Build Angle: Does It Influence the Accuracy of 3D-Printed Dental Restorations Using Digital Light-Processing Technology? 2017;30(2):182–8.
 57. Lima VP, Soares K, Caldeira VS, Faria-E-Silva AL, Loomans B, Moraes RR. Airborne-particle Abrasion and Dentin Bonding: Systematic Review and Meta-analysis. 2021;46(1):E21–33.
 58. Dewan H, Sayed ME, Jundus A, Gharawi M, Baeshen S, Alali M, et al. Shear Strength of Repaired 3D-Printed and Milled Provisional Materials Using Different Resin Materials with and without Chemical and Mechanical Surface Treatment. 2023;15(21).
 59. Matinlinna JP, Lassila LVJ, Ozcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. 2004;17(2):155–64.
 60. Lankes V, Reymus M, Mayinger F, Coldea A, Liebermann A, Hoffmann M, et al. Three-Dimensional Printed Resin: Impact of Different Cleaning Protocols on Degree of Conversion and Tensile Bond Strength to a Composite Resin Using Various Adhesive Systems. 2023;16(9).
 61. Lung CYK, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: An overview. 2012;28(5):467–77.

62. Indumathy B, Sathiyathan P, Prasad G, Reza MS, Prabu AA, Kim H. A Comprehensive Review on Processing, Development and Applications of Organofunctional Silanes and Silane-Based Hyperbranched Polymers. 2023;15(11).
63. Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JKH. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. 2018;34(1):13–28.
64. Yoshihara K, Nagaoka N, Sonoda A, Maruo Y, Makita Y, Okihara T, et al. Effectiveness and stability of silane coupling agent incorporated in ‘universal’ adhesives. 2016;32(10):1218–25.
65. Zhao Q, Han F, Yuan X, Chen C. Effects of Solvents and pH Values on the Chemical Affinity of 10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate toward Hydroxyapatite. 2021;6(29):19183–93.
66. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative Study on Adhesive Performance of Functional Monomers. 2004 Jun 20;83(6):454–8.
67. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. 2011;27(1):17–28.
68. Makishi P, André CB, Silva JPLE, Bacelar-Sá R, Correr-Sobrinho L, Giannini M. Effect of storage time on bond strength performance of multimode adhesives to indirect resin composite and lithium disilicate glass ceramic. 2016;41(5):541–51.
69. Arandi NZ. The Classification and Selection of Adhesive Agents; an Overview for the General Dentist. 2023;15(September):165–80.
70. Yao C, Ahmed MH, De Grave L, Yoshihara K, Mercelis B, Okazaki Y, et al. Optimizing glass-ceramic bonding incorporating new silane technology in an experimental universal adhesive formulation. 2021;37(5):894–904.
71. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro” bond strength test methods. 2010;26(2):50–62.
72. Ismail AM, Bourauel C, Elbanna A, Eldin TS. Micro versus macro shear bond strength testing of dentin-composite interface using chisel and wireloop loading techniques. 2021;9(12).

73. Andrade AM, Garcia E, Moura SK, Reis A, Loguercio A, Silva LM, et al. Do the microshear test variables affect the bond strength values? 2012;2012.
74. Kim SY, Shin Y, Kim IH, Song JS. In Vitro Study on the Bond Strength Between 3D-Printed Resin and Resin Cement for Pediatric Crown Restoration. 2023 Feb 28;50(1):104–12.
75. Cho DY, Kim IH, Shin YS, Song JS. Shear Bond Strength of 3D Printed Resin for Indirect Restoration. 2023;39:e20–1.
76. Soto-Montero J, de Cassia Romano B, Dos Santos Noronha M, André CB, Giannini M. Microtensile bond strength of resin cements to 3-D printed and milled temporary restorative resins. 2023;25(3):82–98.
77. Latz AM, von See C, Alevizakos V, Sandmair M, Othman A. Shear force comparative evaluation for surface treated and non- treated 3D interim printed materials with different types of glass-ionomer cements. 2020;12(10):e916–21.
78. Kim JE, Lim JH, Kang YJ, Kim JH, Shim JS. Effect of pressure and particle size during aluminum oxide air abrasion on the flexural strength of disperse-filled composite and polymer-infiltrated ceramic network materials. 2020;12(6).
79. Michelotti G, Niedzwiecki M, Bidjan D, Dieckmann P, Deari S, Attin T, et al. Silane effect of universal adhesive on the composite-composite repair bond strength after different surface pretreatments. 2020;12(4).
80. Holmer L, Othman A, Luhrs A, von See C. Comparison of the shear bond strength of 3D printed temporary bridges materials, on different types of resin cements and surface treatment. 2019;11(4):0–0.
81. Yao C, Yu J, Wang Y, Tang C, Huang C. Acidic pH weakens the bonding effectiveness of silane contained in universal adhesives. 2018;34(5):809–18.
82. Tsujimoto A, Fischer NG, Barkmeier WW, Latta MA. Bond Durability of Two-Step HEMA-Free Universal Adhesive. 2022;13(3).
83. Awad MM, Alhalabi F, Alshehri A, Salem MA, Robaian A, Alghannam S, et al. Silane-Containing Universal Adhesives Influence Resin-Ceramic Microtensile Bond Strength. 2023;13(2).
84. Leelaponglit S, Maneenacarith A, Wutikhun T, Klaisiri A. The Various Silane Agents in Universal Adhesives on Repair Strength of Resin Composite to Resin

- Composite. 2023;7(1):1–9.
85. Hashim H, Abd-alla MH. Silanizing Effectiveness on the Bond Strength of Aged Bulk-Fill Composite Repaired After Sandblasting or Bur Abrasion Treatments: An in vitro Study. 2022 Sep;Volume 14(August):265–73.
 86. MakertechLabs. Biocrown Ebook. São Paulo, Brasil;
 87. Fuentes MV, Escribano N, Baracco B, Romero M, Ceballos L. Effect of indirect composite treatment microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. 2016;8(1):e14–21.
 88. Fuentes MV, Ceballos L, González-López S. Bond strength of self-adhesive resin cements to different treated indirect composites. 2013;17(3):717–24.
 89. Al-Halabi MN, Bshara N, Nassar JA, Comisi JC, Rizk CK. Clinical Performance of Two Types of Primary Molar Indirect Crowns Fabricated by 3D Printer and CAD/CAM for Rehabilitation of Large Carious Primary Molars. 2021;15(3):463–8.
 90. Al-Halabi MN, Bshara N, Nassar JA, Comisi JC, Alawa L. Comparative Assessment of Novel 3D Printed Resin Crowns Versus Direct Celluloid Crowns in Restoring Pulp Treated Primary Molars. 2022;22(1):101664.

PRESS RELEASE

As restaurações de resina compostas impressas surgiram como uma alternativa de material restaurador, porém ainda existem dúvidas com relação à sua utilização. O objetivo desse estudo laboratorial foi avaliar a resistência de união de diferentes protocolos de tratamento de superfície nas resinas compostas impressas e convencionais cimentadas com resinas compostas fluidas. Discos de resina impressa e convencional foram confeccionados nas mesmas dimensões e sobre a superfície foram realizadas diferentes combinações de tratamentos (jateamento com óxido de alumínio, aplicação de silano e aplicação de adesivo) simulando protocolos realizados na utilização clínica. Os resultados mostraram que os grupos em que os tratamentos de superfície não envolviam o jateamento com óxido de alumínio não mostraram diferenças significativas entre si, não havendo diferença entre os adesivos testados e a aplicação ou não do silano. Em contrapartida, os grupos que foram jateados com o óxido de alumínio foram os que obtiveram os melhores valores de resistência de união e, apesar de não ser uma diferença significativa, a resina convencional obteve valores ligeiramente maiores do que a resina impressa. Portanto, é sugerido o jateamento com óxido de alumínio da superfície interna das restaurações para se obter uma melhor resistência de união nas cimentações adesivas, o que leva a um possível melhor desempenho clínico e durabilidade ou longevidade da restauração. Contudo, mais estudos laboratoriais e clínicos são necessários para reforçar a utilização das restaurações de resina composta impressas, mesmo com o material demonstrando bastante potencial de ser utilizado não somente como material restaurador, mas como também dentro de outras áreas da odontologia.