



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

ANA PAULA VALENTE PINHO MAFETANO

**INFLUÊNCIA DA ADIÇÃO DE PARTÍCULAS DE VIDRO BIOATIVAS
EM ADESIVOS RESINOSOS, NA CIMENTAÇÃO DE BRÁQUETES
ORTODÔNTICOS**

ANA PAULA VALENTE PINHO MAFETANO

**INFLUÊNCIA DA ADIÇÃO DE PARTÍCULAS DE VIDRO BIOATIVAS
EM ADESIVOS RESINOSOS, NA CIMENTAÇÃO DE BRÁQUETES
ORTODÔNTICOS**

Tese 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 DOUTORA, pelo Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS APLICADAS À SAÚDE BUCAL.

Área: Biomateriais. Linha de pesquisa: Desenvolvimento de biomateriais em saúde bucal.

Orientador: Prof. Assoc. Cesar Rogério Pucci

São José dos Campos

2023

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2023]. 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).

Mafetano, Ana Paula Valente Pinho
Influência da adição de partículas de vidro bioativas em adesivos
resinosos, na cimentação de bráquetes ortodônticos / Ana Paula Valente Pinho
Mafetano. - São José dos Campos : [s.n.], 2023.
79 f. : il.

Tese (Doutorado) - - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto
de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2023.
Orientador: Cesar Rogério Pucci.

1. Vidro bioativo. 2. Resistência ao cisalhamento. 3. Lesão de mancha
branca. 4. Ortodontia. I. Pucci, Cesar Rogério, 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

Professor Associado Cesar Rogério Pucci (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Profa. Associada Maria Filomena Rocha Lima Huhtala

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Associado Eduardo Bresciani

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Profa. Dra. Karen Cristina Kazue Yui

São José dos Campos

Prof. Dr. Mauricio Yugo de Souza

Universidade Regional Integrada do Alto Uruguai – URI

Campus de Erechim

São José dos Campos, 31 de janeiro de 2023.

DEDICATÓRIA

A Deus por abençoar a minha vida, conduzindo-me na realização dos meus sonhos.

Dedico aos meus pais Joseline Rosa Valente Pinho e Paulo Nogueira Pinho pelo incentivo incondicional, por todo o suporte, carinho, amor e dedicação, comigo e com os meus filhos.

Aos meus filhos Pedro Valente Pinho Mourão Mafetano e João Valente Pinho Mourão Mafetano por serem parceiros, compreensivos, amorosos e incentivadores. Vocês são a razão de tudo e é por vocês que quero ser alguém melhor. Amo vocês.

Ao meu marido Alexandre Mourão Mafetano, pela parceria, apoio, amizade, amor, carinho, cuidado, enfim, por tudo o que é em minha vida. Você é e sempre foi fundamental. Amo você e a família que construímos.

AGRADECIMENTOS

Ao Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos ICT-UNESP, na pessoa da diretora **Profa. Associada Rebeca Di Nicoló** e do vice-diretor **Prof. Associado Cláudio Antonio Talge Carvalho**.

Ao Programa de Pós-graduação CASB – Ciências Aplicadas à Saúde Bucal.

Ao meu Orientador **Professor Associado César Rogério Pucci** por sua dedicação, pelos ensinamentos compartilhados e principalmente pela generosidade em guiar os meus passos durante todo o meu Doutorado.

À minha querida amiga e parceira **Adrielle Caroline Moreira Andrade Dias**, por sua amizade, carinho e pela parceria. Compartilhar a Pós-graduação e seus desafios com você, foi essencial para tornar a. minha jornada mais leve.

Às minhas amigas e companheiras de Pós-graduação **Amanda Guedes Nogueira Matuda, Raquel Pinto Campos e Gabriela da Silva Chagas** pela amizade e parceria em todos os desafios.

Aos colegas **Stefhany, Jefferson, Sheila, Pedro, Rafael, Letícia, Maria, Sabrina e Mariane** pelos bons momentos vividos, levarei sempre em meu coração.

A todos os docentes do Programa de Pós-graduação, obrigada por tudo o que me ensinaram, aprendi muito mais que técnicas e ciência, vocês foram um divisor de águas em minha vida, cada um de maneira especial e única.

Aos Professores participantes da Banca Examinadora, **Professor Associado Eduardo Bresciani, Professora Associada Maria Filomena Rocha Lima Huhtala,**

Professora Dra. Karen Cristina Kazue Yui e Professor Dr. Mauricio de Souza Yugo, muito obrigada por aceitarem o convite e compartilharem comigo este dia tão especial em minha vida.

À técnica **Josiana Maria** pela amizade e carinho dedicados a mim, durante toda a minha jornada na Pós-graduação. Você realmente fez a diferença nos meus dias, com conversas, dicas e risadas.

Aos funcionários de laboratório, **Marcio e Thais**, que de maneira muito gentil e carinhosa, ajudaram-me a conduzir vários experimentos, de maneira muito leve e prazerosa.

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela concessão de Bolsa de Doutorado, através do processo nº88882.434267/2019-01, no período de 10/01/2020 a 31/05/2023.

“Nada é tão nosso como nossos sonhos”

Friedrich Nietzsche

RESUMO

Mafetano APVP. Influência da adição de partículas de vidro bioativas em adesivos resinosos, na cimentação de bráquetes ortodônticos [tese]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2023.

O objetivo deste estudo foi desenvolver e avaliar um adesivo resinoso modificado com a incorporação de partículas de vidro bioativas (SCHOTT Bioactive Glass) em diferentes concentrações. Foram avaliados a resistência ao cisalhamento (RU), o índice de remanescente dentário (IRA), o grau de conversão (GC) e a liberação de cálcio. Foram utilizados 50 incisivos bovinos que foram fixados, através de suas raízes, em um molde de PVC, com resina acrílica autopolimerizável. As amostras foram alocadas em 5 grupos (n=10): TXT - Adesivo Transbond XT (3M Unitek, Monrovia, CA, EUA) sem adição de partículas de vidro bioativas, TXT20, TXT30, TXT50 – Adesivo Transbond XT acrescido respectivamente de 20%, 30% e 50% de partículas de vidro bioativas e SH - Adesivo resinoso FL BOND II (SHOFU Inc.) com biomaterial SPRG. As amostras receberam uma profilaxia com pedra pomes e condicionamento com ácido fosfórico à 37%. Em seguida foi aplicada uma fina camada do sistema adesivo indicado na face vestibular dos incisivos bovinos, em todos os grupos e fotopolimerizado por 20 segundos, utilizando-se um fotopolimerizador RADII-Cal (SDI, Victoria, Austrália). Depois foi aplicada uma pequena quantidade de pasta resinosa fotopolimerizável Transbond XT (3M Unitek, Monrovia, CA, EUA) sobre a superfície dos bráquetes autoligados (MORELLI, Sorocaba, São Paulo, Brasil) e estes foram devidamente colados na face vestibular, no centro da coroa clínica do incisivo bovino e fotopolimerizado por 20 segundos, em cada face. Posteriormente as amostras foram submetidas ao teste de resistência ao cisalhamento. O índice de remanescente adesivo foi avaliado em estereomicroscópio DISCOVERY V20 (ZEISS). Os adesivos resinosos foram submetidos ao teste de grau de conversão e liberação de cálcio. Os dados foram inicialmente submetidos ao teste de normalidade e depois submetidos ao teste de ANOVA um fator, seguido do teste de Tukey para análise de comparações múltiplas, com nível de significância de 0,05. De acordo com os resultados obtidos na resistência de união ao cisalhamento (MPa±Dp) a maior média foi observada no grupo TXT 19,50±1,40^A, seguida do grupo TXT20 18,22±1,04^{AB}, seguida do grupo SH 17,62±1,45^B, seguida do grupo TXT30 14,48±1,46^C e a menor média TXT50 14,13±1,02^C. No grau de conversão a maior média foi observada no grupo TXT20 73,02±3,33^A que foi estatisticamente semelhante ao grupo SH 68,50±1,09^A, seguida do grupo TXT 60,28±1,06^B e TXT30 58,84±4,06^B e a menor média foi do grupo TXT50 40,67±1,21^C. Para a liberação de cálcio a maior média foi TXT50 2,23±0,11^D, seguida por TXT30 0,74±0,00^C, TXT20 0,55±0,00^B, SH 0,47±0,04^B e TXT 0,14±0,00^A. Concluiu-se que a incorporação de partículas de vidro bioativas influenciou na resistência de união ao cisalhamento, no grau de conversão e na liberação de cálcio.

Palavras-chave: vidro bioativo; resistência ao cisalhamento; lesão de mancha branca; ortodontia.

ABSTRACT

Mafetano APVP. Influence of the addition of bioactive glass particles in resin adhesives in the cementation of orthodontic brackets [doctorate thesis]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2023.

The objective of this study was to develop and evaluate a resin adhesive modified with the incorporation of bioactive glass particles (SCHOTT Bioactive Glass) in different concentrations. Shear bond strength (SBS), adhesive remnant index (ARI), degree of conversion (DC) and calcium release were evaluated. Fifty bovine incisors were used, which were fixed through their roots in a PVC mold with self-curing acrylic resin. The samples were allocated into 5 groups (n=10): TXT – Transbond XT Adhesive (3M Unitek, Monrovia, CA, USA) without addition of bioactive glass particles, TXT20, TXT30, TXT50 – Transbond XT Adhesive respectively increased by 20%, 30% and 50% bioactive glass particles and SH – FL BOND II resin adhesive (SHOFU Inc.) with SPRG biomaterial. The samples received prophylaxis with pumice stone and conditioning with 37% phosphoric acid. Then, a thin layer of the indicated adhesive system was applied to the buccal surface of the bovine incisors, in all groups, and light cured for 20 seconds, using a RADII-Call curing light (SDI, Victoria, Australia). Then, a small amount of Transbond XT light-curing resinous paste (3M Unitek, Monrovia, CA, USA) was applied on the surface of the self-ligating brackets (MORELLI, Sorocaba, São Paulo, Brazil) and these were duly bonded on the buccal surface, in the center of the clinical crown of the bovine incisor and light cured for 20 seconds, on each side. Subsequently, the samples were submitted to the shear bond test. The adhesive remnant index was evaluated using a DISCOVERY V20 stereomicroscope (ZEISS). The resin adhesives were submitted to the degree of conversion and calcium release test. The data were initially submitted to the normality test and then submitted to the one-way ANOVA test, followed by the Tukey test for analysis of multiple comparisons, with a significance level of 0.05. According to the results obtained in the shear bond strength ($\text{MPa} \pm \text{Dp}$), the highest average was observed in the TXT group $19.50 \pm 1.40\text{A}$, followed by the TXT20 group $18.22 \pm 1.04\text{AB}$, followed by the SH group $17.62 \pm 1.45\text{B}$, followed by the TXT30 group $14.48 \pm 1.46\text{C}$ and the lowest mean TXT50 $14.13 \pm 1.02\text{C}$. In the degree of conversion, the highest average was observed in the TXT20 $73.02 \pm 3.33\text{A}$ group, which was statistically like the SH group $68.50 \pm 1.09\text{A}$, followed by the TXT $60.28 \pm 1.06\text{B}$ and TXT30 group $58.84 \pm 4.06\text{B}$ and the lowest mean was for the TXT50 group $40.67 \pm 1.21\text{C}$. For calcium release, the highest mean was TXT50 $2.23 \pm 0.11\text{D}$, followed by TXT30 $0.74 \pm 0.00\text{C}$, TXT20 $0.55 \pm 0.00\text{B}$, SH $0.47 \pm 0.04\text{B}$ and TXT $0.14 \pm 0.00\text{A}$. It was concluded that the incorporation of bioactive glass particles influenced in the shear bond strength, in the degree of conversion and in the release of calcium.

Keywords: bioactive glass; shear bond strength; white spot lesion; orthodontics.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1-Preparo das amostras.....	44
Figura 2-Delineamento dos grupos da pesquisa.....	45
Fugura 3-Incorporação de partícula de vidro ao adesivo comercial	47
Figura 4-Colagem dos bráquetes na superfície de esmalte dentário.....	48
Figura 5-Grau de conversão	50
Figura 6- Resistência de união ao cisalhamento	52
Figura 7- Liberação de cálcio	53
Figura 8-Média e desvio-padrão da resistência de união ao cisalhamento (MPa) dos grupos experimentais	56
Figura 9-Análise descritiva das médias de grau de conversão e desvio padrão.	58

LISTA DE TABELAS

Tabela 1-O índice de remanescente adesivo foi avaliado de acordo com Artun e Bergland (1984) e a frequência do aparecimento dos escores foram analisados em cada grupo.	53
Tabela 2-Análise descritiva para os diferentes grupos em ordem decrescente quanto à resistência de união ao cisalhamento (MPa).	55
Tabela 3-Teste de análise de. variância (ANOVA) a um fator	56
Tabela 4-Resultado do Teste de Tukey para o fator Sistema Adesivo	57
Tabela 5-Análise descritiva para os diferentes grupos em ordem decrescente quanto ao grau de conversão.....	58
Tabela 6-Teste de análise de variância (ANOVA) a um fator para o grau de conversão	59
Tabela 7-Resultado do teste de Tukey para o grau de conversão	59
Tabela 8- Análise descritiva para os diferentes grupos em ordem crescente quanto a liberação de cálcio.....	60
Tabela 9 - Teste de análise de variância (ANOVA) a um fator Análise descritiva para os diferentes grupos, quanto à liberação de íons Cálcio	60
Tabela 10 – Resultado do teste de Tukey para a liberação de íons Cálcio	61

LISTA DE QUADROS

Quadro 1-Materiais utilizados no estudo: material, marca comercial, fabricante e composição	43
---	----

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DE LITERATURA	17
2.1 Bráquetes ortodônticos.....	17
2.1.1 Mecânica de deslizamento e o coeficiente de atrito	24
2.2 Sistemas Adesivos.....	25
2.3 Resistência adesiva de bráquetes ortodônticos.....	29
2.4 O uso de biomateriais na odontologia	30
2.5 Partículas de vidro bioativas.....	31
2.6 Vidro bioativo em adesivos resinosos.....	35
2.7 Sistemas adesivos modificados por partículas de vidro bioativas.....	38
3 PROPOSIÇÃO	40
3.1 Objetivo Geral.....	40
3.2 Objetivos Específicos	40
3.3 Hipóteses Nulas Testadas.....	40
4 MATERIAL E MÉTODOS	41
4.1 Delineamento experimental.....	41
4.1.1 Unidade Experimental.....	41
4.1.2 Fatores de Estudo	41
4.1.3 Variável de resposta	41
4.2 Materiais utilizados	41
4.3 Seleção das amostras.....	43
4.4 Preparo das amostras.....	43
4.5 Divisão dos grupos experimentais.....	44
4.6 Desenvolvimento do adesivo resinoso comercial modificado por partículas bioativas	45
4.7 Incorporação das partículas de vidro bioativas no adesivo resinoso	45
4.8 Colagem dos bráquetes na superfície do esmalte Erro! Indicador não definido.	
4.9 Grau de conversão.....	48
4.10 Teste de Resistência ao Cisalhamento	50
4.11 Análise do índice de remanescente adesivo aderido ao dente após descolagem dos bráquetes	52
4.12 Liberação de Cálcio	53
4.13 Análise estatística	54

4.14 Cálculo amostral	54
5 RESULTADO	55
5.1 Estatística para resistência ao cisalhamento.....	55
5.2 Estatística Inferencial	56
5.3 Estatística do Grau de Conversão.....	57
5.4 Estatística para Liberação de íons Cálcio	59
6 DISCUSSÃO	62
6.1 Discussão da metodologia.....	62
6.2 Discussão dos resultados.....	63
CONCLUSÃO	68
REFERÊNCIAS.....	69

1 INTRODUÇÃO

Demonstraram que durante um tratamento ortodôntico, é relativamente comum e frequente o surgimento de lesões de mancha branca (LMB) em decorrência da desmineralização da superfície de esmalte dentário ao redor dos bráquetes (Julien et al., 2013). Os materiais de colagem e os aparelhos fixados nos dentes favorecem a retenção de biofilme, possibilitando a formação destas lesões de mancha branca (Morrier, 2014).

A etiologia da desmineralização do esmalte está diretamente relacionada à interdependência de fatores como presença de bactérias, açúcar, superfície de esmalte e tempo (Mitchell, 1992). A presença de acessórios ortodônticos também dificulta a higiene dos dentes e propicia um maior acúmulo de placa ao redor dos bráquetes (Sandra et al., 2021) .

A técnica de colagem dos bráquetes na superfície do esmalte dentário também pode contribuir para o acúmulo de placa, caso exista excesso de adesivo ao redor dos bráquetes (Gwinnett and Ceen, 1979).

Estas desmineralizações são extremamente relevantes e por isso, requerem muita atenção, já que acometem mais de 60% dos pacientes em tratamento ortodôntico, desafiando os tratamentos preventivos de cárie (Enaia et al., 2011). Após a instalação do aparelho ortodôntico na cavidade oral (bráquetes, bandas, fios, ligaduras metálicas e anéis elastoméricos), ocorre um rápido acúmulo de biofilme e consequentemente sua retenção ao redor dos bráquetes. Associado a este fator, a inadequada higiene oral, característica comum a pacientes jovens, que apresentam alto índice de risco às cáries incipientes, contribui para o desenvolvimento das lesões de mancha branca (Chapman et al., 2010).

As lesões podem se tornar irreversíveis (Ahn, et al., 2010), pois acometem regiões de difícil higienização afetando também a estética dos pacientes (Hadler-Olsen et al., 2012). Descalcificações são encontradas em 15,5% a 40% dos pacientes, antes do tratamento ortodôntico e em 30% à 70% durante o tratamento ortodôntico. Há uma incidência de 45,8% de novas lesões cáries, desenvolvidas durante o tratamento ortodôntico e ainda uma taxa de 68,4% de prevalência, em pacientes em tratamento ortodôntico (Sundararaj et al., 2015).

Além da retenção mecânica de biofilme e da dificuldade de higienização, ocorre uma alteração na flora bacteriana bucal, resultando em um aumento dos níveis de bactérias cariogênicas. Pacientes que apresentam alto número de *Streptococcus mutans* e *Lactobacillus*, antes do tratamento, apresentam maior risco de desenvolverem lesões cariosas durante o tratamento ortodôntico (Al Mulla et al., 2008). Estas bactérias são capazes de diminuir o pH da placa em pacientes ortodônticos, em decorrência da metabolização de carboidratos fermentáveis e consequente liberação de ácidos, determinando assim a liberação de cálcio e fosfato da hidroxiapatita do esmalte (Mitchell, 2014).

A prevenção de desmineralização de esmalte (LMB - lesões de mancha branca) ainda é um desafio clínico, mesmo com os avanços das técnicas de prevenção. Normalmente faz-se orientação de adequada higiene oral, fluoroterapia e controle de dieta, com o intuito de prevenir estas lesões (Ackerman, Mawr, 2013; Derks et al., 2017; Enaia et al., 2011).

Porém, estas estratégias dependem da colaboração do paciente e desta forma não é possível determinar a eficácia do protocolo. A fim de prevenir estas lesões de mancha branca, outras estratégias estão sendo desenvolvidas e estudadas. Uma delas é a incorporação de materiais bioativos na fabricação dos compósitos resinosos utilizados na colagem dos bráquetes ortodônticos (Feng, et al., 2017) na superfície do esmalte dentário. As partículas de vidro bioativas são biomateriais compostos de silicato amorfo comumente usados na regeneração óssea, na odontologia e na ortopedia (Hench et al., 1971). São agentes antibacterianos, usados na prevenção de lesão de mancha branca e cáries, através da capacidade da liberação de cátions do vidro, em soluções, gerando um aumento do pH e a formação de uma camada de Ca-P, a qual é cristalizada como hidroxiapatita de cálcio (Feng et al., 2017) na superfície do esmalte dentário (Andersson and Kangasniemi, 1991).

Sabe-se que, em estudos anteriores, 5% de amônia quaternária foi incorporada em adesivos dentinários experimentais e desempenharam atividades antiproteolíticas, antibacterianas, sem, contudo, alterar a resistência de união com a dentina (Gou et al., 2018). O monômero de amônia quaternário é capaz de copolimerizar com a matriz de resina dentária e ser imobilizado no interior da mesma, formando um material com capacidade antibacteriana durável (Chatrou et al., 2009; Imazato et al., 2014). Mais recentemente, utilizaram a amônia quaternária em cimento resinoso ortodôntico e concluíram que a incorporação deste bioativo (3% fração de massa) causou discreta

diminuição na força de adesão do bráquete à superfície do esmalte dental, porém proporcionou uma forte atividade antimicrobiana, reduzindo a produção de ácido láctico e consequentemente propiciou a prevenção do acúmulo de biofilme (Melo et al., 2014).

As partículas de vidro bioativas apresentam propriedades remineralizantes que atuam na estrutura do esmalte dental, através da liberação de íons Cálcio e fosfato, da neutralização de ácidos e do aumento do pH (Bunney et al., 2017). Estas partículas têm sido amplamente usadas na odontologia, na composição de selantes de fóssulas e fissuras, em materiais restauradores, em tratamentos de dentes hipersensibilizados e tratamento de bolsas periodontais (Tai et al., 2006). A capacidade de liberar íons, durante a dissolução em meios aquosos, confere aos mesmos propriedades antibacterianas e neutralizantes (Tay et al., 2008). Os íons de Cálcio contribuem ainda para a formação de uma matriz mineral equivalente à hidroxiapatita natural (Tai et al., 2006; (Zhong and Greenspan, 2000). Além disso, promovem o aumento do pH, o que por sua vez protege a superfície dental em relação às bactérias (Kaur et al., 2014). Há variações de composição das partículas de vidro bioativas, com efeitos antimicrobianos, liberação de flúor e formação de apatita, todas estas funções são de extrema importância na odontologia (Brauer et al., 2011), mais precisamente, na prevenção de lesões de mancha branca.

Algumas partículas bioativas foram incorporadas em adesivos resinosos, com o intuito de torná-los capazes de prevenir a desmineralização e consequente lesão de mancha branca no esmalte dentário, durante o tratamento ortodôntico (Yang et al., 2016).

Dessa forma, justifica-se a elaboração de trabalhos que buscam elaborar materiais resinosos com alta resistência de união e que apresentem propriedades mecânicas e biológicas capazes de contribuir com uma melhor qualidade de saúde bucal, durante o tratamento ortodôntico.

Portanto, o objetivo deste estudo foi elaborar um adesivo resinoso acrescido de partículas de vidro bioativas e avaliar a sua influência na cimentação de bráquetes ortodônticos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A elaboração desta revisão de literatura, sem a pretensão de esgotar o assunto, teve por objetivo facilitar a compreensão de algumas das mais relevantes pesquisas que precederam este estudo, elas serão divididas em tópicos principais que consistirão em: Bráquetes ortodônticos; sistemas adesivos; resistência adesiva de bráquetes ortodônticos; o uso de biomateriais na odontologia; partículas de vidro bioativas e vidro bioativo em adesivos resinosos.

2.1 Bráquetes ortodônticos

Castro (2009) revela que os bráquetes autoligados não representam um desenvolvimento recente e revolucionário, pois, desde 1935 Russel descreveu na literatura que o uso de amarrilhos para fixação do arco era dispensável na Ortodontia e ressalta que o conceito de sistemas autoligados já fazia parte do arsenal ortodôntico há muitas décadas, sendo apresentado na literatura com a intenção de aumentar a ação clínica pela diminuição do tempo de ligadura do arco, contudo, havia um alto custo e fragilidade das peças devido às limitações de fabricação.

Porém conforme Rinchuse e Miles (2007) foi apenas na década de 1970 que estes bráquetes ressurgiram com a promessa de, além de reduzir o tempo de atendimento, reduzir o atrito proporcionado pelas ligaduras metálicas e elásticas, desenvolvimento do bráquete Edgelock®, criado por Widman diminuindo o tempo total de tratamento, proporcionando níveis de força mais biológicos, favorecendo o controle de placa e sendo mais confortáveis para os pacientes.

De acordo com Harradine (2008) na década de 1980, novos sistemas surgiram. O Mobil-lock (Forestadent, Alemanha), precisava de um instrumento rotatório para abrir e fechar a canaleta, porém, assim como o Edgelok, esse sistema apresentava controle de rotação muito pobre.

Já conforme Berger (1994) também em 1980, Hanson apresentou no Canadá um novo tipo de bráquete Edgewise chamado SPEED. Onde a abertura e fechamento

deste realizavam-se por meio de uma presilha flexível que comprimia o fio no fundo da canaleta do bráquete.

Em seus estudos Berger e Byloff (2001) destacaram também que com base nas mesmas condições e informações, em 1986, surgiu nos Estados Unidos, o bráquete Activa criado por Pletcher.

Conforme o autor, seu sistema passivo era conduzido apenas por pressão digital em um “clip” semicircular. Entretanto, facilitava a abertura desse “clip” pelo paciente e sua grande largura, fizeram com que esse bráquete caísse em desuso.

Berger (2000) declara ainda que dez anos depois, na década de 1990, surgiu o bráquete Time criado pela Adenta GmbH, da Alemanha, o qual era similar ao Speed na aparência e na maneira ativa de atuação, o qual deu origem a novas tecnologias.

Posteriormente, uma nova tecnologia foi apresentada em 1996 pela American Orthodontics (EUA) que lançou o bráquete com tampa ativa chamado Sigma (DAMON, 1998) dando origem também aos sistemas passivos Damon SL I e Damon SL II elaborados pela Ormco Corp, EUA.

Segundo Berger (2000) em 1998, Wildman propôs nos Estados Unidos, o bráquete Twinlock que possuía um “clip” deslizante, sendo descrito como um sistema passivo.

Parkin (2005), lembra que no ano de 1999, surgiram no mercado, os bráquetes InOvation®, propostos por Parkin na Inglaterra. Seu sistema de abertura e fechamento era feito por um “clip” ativo, onde o diâmetro dos braquetes dos dentes anteriores foi reduzido e introduzido no mercado em 2001, chamando-se In Ovation-R®.

Conforme Harradine (2003) em 2004, a 3M Unitek lançou seu sistema de braquetes autoligados chamado SMARTCLIP, lançados no congresso AAO (American Association of Orthodontists), os quais mantiveram o design do bráquete “Mini-Twin” e suas aletas ficaram acessíveis para a colocação de ligaduras e /ou “*elastics*”. Segundo o fabricante, esses bráquetes permitem rápidos movimentos durante o alinhamento e o nivelamento dos dentes. Nesse contexto, para a remoção do fio da canaleta do bráquete, é necessário um alicate específico vendido pelo fabricante, porém a inserção do fio nos bráquetes pode ser realizada com as mãos.

Closs (2009) recorda que com o passar do tempo, os dentistas presenciaram o surgimento do Oyster originado pela Gestenco International AB da Suécia, sendo o

primeiro sistema autoligado estético, feito de fibra de vidro reforçada por um polímero, dando transparência ao bráquete e garantindo questões estéticas.

Castro (2009) destaca que neste tipo de bráquete, as dimensões são reduzidas, se comparado aos outros sistemas, e a abertura e fechamento do seu clip ativo pode ser realizada com qualquer instrumento de ponta afiada, como uma sonda exploradora e possui a numeração dos dentes marcada no clip de abertura e fechamento de forma permanente.

Conforme (Harradine, 2001) a maior vantagem deste sistema de bráquete autoligados, está na capacidade de completo e protegido encaixe do fio ao bráquete, relevância no controle da tendência rotacional dos dentes durante certos movimentos, impedindo o deslocamento do fio.

Segundo Pandis et al., (2008) nos bráquetes autoligados o controle é feito pela largura e pela “tampa” ou “clip” do bráquete. No entanto, não é apenas no controle que o bráquete autoligado se mostra mais eficiente, a ancoragem também é um ponto relevante de ser identificado como um benefício do sistema autoligado, pois estudos demonstram que existe perda de ancoragem em favor do bráquete autoligado, sendo de 1,3mm para esse sistema e 1,6mm para o bráquete convencional.

Feldmann e Bondemark (2006) destacam que a ancoragem pode ser definida como a habilidade de resistir ao movimento dentário indesejado. O que acontece é que na ancoragem, os dentes geralmente suportam a reação da força de resistência friccional e da força do movimento dentário, de forma que, controlar e minimizar a fricção pode ser um aspecto importante no controle da ancoragem.

Conforme Southard et al., (2007) a necessidade nesse aspecto está no fato de que o atrito aumenta a carga sobre os dentes de ancoragem, mas a diminuição do atrito não produz menor perda de ancoragem.

Castro (2009) menciona que os bráquetes autoligados têm sido apresentados como um diferencial para o ortodontista clínico que procura se desdobrar na tentativa de oferecer um tratamento de excelência no menor tempo possível e com número reduzido de consultas.

Jordão et al., (2021) destacam em seu estudo algumas vantagens da utilização dos braquetes autoligados, considerando: É um aparelho 50% mais rápido, no tratamento ortodôntico, levando em média 18 meses de uso; reduz o desconforto no paciente, inclusive diminuindo a dor e a fase de adaptação; reduz significativamente a

manutenção, considerando em média a visita ao ortodontista de três em três meses; Provocam menor atrito no movimento do dente; reduz a necessidade de extração de dentes; Quando de paciente que já possuem extração, coopera para eficiência do tratamento ortodôntico; considerando as necessidades de cada caso; Eles elucidam que os aparelhos autoligados são eficientes porque não necessitam de ligaduras elásticas ou metálicas, capazes de diminuir o atrito entre o fio e o bráquete de maneira significativa, permitindo a aplicação de forças mais leves, o que se torna ideal para que haja uma excelente movimentação ortodôntica. Os bráquetes autoligados, oferecem ainda, mais conforto ao paciente e diminui em muito as visitas ao dentista, e quando da necessidade destas, pode-se considerar menos tempo de consulta, devido à facilidade e praticidade na troca dos fios. A única desvantagem observada em relação aos aparelhos autoligados, está no custo, o que se releva em relação a sua eficiência e praticidade, tanto para o paciente quanto para o ortodontista.

De acordo com Papaioannou et al., (2007) os suportes metálicos ortodônticos foram encontrados para induzir mudanças específicas no ambiente oral, como redução dos níveis de pH e maior acúmulo de placa. No entanto, alguns cuidados são necessários para que os bráquetes de metais sejam utilizados corretamente e beneficiem o paciente com eficiência e redução do tratamento. Um desses cuidados está pertinente às falhas de suporte e a oxidação.

Para Romano et al., (2004) a colagem de bráquetes metálicos diretamente ao esmalte dentário é um procedimento simples, que traz grandes vantagens estéticas ao paciente e benefícios ao profissional. Ele ressalta que para que haja eficiente utilização desse material, é importante seguir rigorosamente as indicações do fabricante, considerando que quando observado na cavidade bucal uma substância de cor negra na superfície do esmalte, deve-se atentar para alguns possíveis defeitos na armação, podendo causar danos ao esmalte do dente do paciente. O autor destaca ainda o ortodontista deve tomar providências imediatas para evitar que os produtos da oxidação penetrem na estrutura do esmalte e conseqüentemente provoquem manchas, uma vez que se a oxidação não for detectada precocemente pode ocorrer pigmentação decisiva da estrutura do esmalte pela penetração dos produtos derivados da oxidação nos prismas de esmalte, causando aparência estética desfavorável ao paciente e podendo provocar dúvidas em relação ao material utilizado pelo ortodontista.

Segundo (Souza, 1999) outro ponto a ser observado quando do uso de bráquetes de metal, são as falhas de colagem de suporte, que não só pode ser frustrante para o praticante, mas também pode afetar significativamente eficiência do tratamento e ter uma força econômico sobre uma prática. Muitas vezes, o fio tem que ser removido para ajustar a situação e o andamento do tratamento pode ser expressivamente atrasado. Uma das razões para esta ocorrência, pode ser o elo desigual força dos adesivos utilizados, além do tipo de bráquetes ortodônticos à qual o adesivo é alocado.

Pensando por esse lado, Tresse et al., (2017) relataram as vantagens dos autoligados que garantem menor atrito entre fio e suporte, melhor engajamento do arco e uma remoção mais rápida. Essas vantagens acopladas com um adesivo que possui maior resistência à ação mastigatória normal, às forças ortodônticas e limpeza ideal em torno de suportes para auxiliar na melhor limpeza possibilitando um tratamento mais eficiente e melhor para pacientes ortodônticos.

Os autores Pandis et al., (2008) também deram sua colaboração com estudos, considerando a avaliação comparativa da magnitude dos momentos gerados durante a correção de rotação de sistemas de suporte de diferentes durante o nivelamento e estágio final de alinhamento ortodôntico no tratamento. De acordo com os autores foram utilizados para realização desse estudo, três tipos de suportes avaliados foram Orthos2 (Ormco, Glendora, CA), Damon2 (Ormco), e In Ovation-R (GAC, Bohemia, Nova Iorque). Os suportes foram colados em réplicas de resina a partir de modelos construídos a partir de arco uma paciente alinhada de mandibular, e um, 014-, 025 polegadas CuNiTi fio (Ormco) foi inserido. Foram evidenciados a correção de rotação ortodôntica onde foi simulado sobre a medição de Ortodontia e Sistema de Simulação de 5 a 5 rotação em incrementos de 0,25 na direção distal e mesial. Os momentos gerados em cada incremento de rotação ao longo do caminho rotação completa foram analisados estatisticamente utilizando uma análise de duas vias de variância e teste de Tukey ao nível 0,05 de significância. Ambos os tipos de suportes e sentido de rotação mostraram um efeito sobre a magnitude momento, sendo que o momento mais alto (27,2 Nmm) foi observado para a faixa Damon2, e momentos mais altos foram encontrados durante a rotação pré-molar distal, sendo que o Ovation-R mostrou uma magnitude de momento na faixa de 9,0 Nmm na mesma direção, ao passo que convencionais suportes apresentaram os menores momentos (5,0 Nmm). Sendo assim, Pandis et al., (2008) concluíram que uma grande variação na magnitude dos

momentos exercida pela autoligadura e convencional é observada na correção simulada de rotação dos dentes, que se relaciona com a geometria da arcada dentária, a posição dos dentes, e a rigidez do componente de fechamento da ranhura do suporte.

Elekdag-Turk et al., (2008) compararam o desempenho clínico de um primer autocondicionante (SEP) com um convencional considerando duas etapas etch e primer método (CM). Uma vez que para realização desse estudo foram utilizados 39 pacientes com idade média de 15 anos 7 meses. Sendo que, 688 foram colados por um operador com um modelo boca dividida, utilizando Transbond Plus Self-Etching Primer convencional em duas etapas etch e primer (Transbond XT). A taxa de sobrevivência dos suportes foi estimada pela análise de Kaplan-Meier. Destacaram ainda que a distribuição dos grupos ocorreu com relação ao procedimento de união, arcada dentária, o tipo de dente (incisivos, caninos e pré-molar) e sexo dos pacientes que foram comparadas pelo teste de log-rank. Interface de falha de ligação foi determinada por meio do Índice de Remanescente Adesivo (IRA). Desta forma, consideraram que as taxas de ligação e CM foram 4,7% e 1,7%, respectivamente. Sendo que houve significativa diferença entre os procedimentos de colagem usando o teste log-rank ($P 0,05$). Além disso, dentes caninos e pré-molar exibiram uma menor taxa de sobrevivência do que os dentes incisivos. Para os autores, as taxas de sobrevivência não apresentaram diferenças significativas entre os arcos dentários superior e inferior e sexo dos *pacientes* e não houve nenhuma diferença significativa para pontuação IRA. Assim sendo, considera-se que esses achados indicam que a SEP (Transbond Plus) pode ser efetivamente usado para suportes ortodônticos.

Ryou *et al.*, (2008) realizaram um estudo para testar as características de ligação de quatro compostos de fluxo, para suporte ortodôntico, onde suportes metálicos foram colados ao esmalte utilizando fluxo Grandio, GF; UNIFIL Flow, UF; UNIFIL LoFlo Plus, UL e Fluxo DenFil, DF), um sistema de colagem ortodôntica (Transbond XT, TX), e um restaurador (Filtek Z250, FZ). Após a descolagem, o índice de remanescente adesivo (IRA) foi avaliado. Além disso, o fluxo e flexão resistência dos materiais foram examinados. A SBS variou entre 7,2 e 8,3 MPa, e mostrou TX um valor significativamente mais elevado (média de 10,9 MPa). Os compostos também demonstraram uma significativa fluidez superior, mas a força flexural inferior (exceto DF) do TX e FZ. Ao considerar a SBS e escores do IRA obtidos neste estudo, os

compostos sem resina de ligação intermediária poderiam ser aplicados a faixa ortodôntica de ligação.

Outro estudo que cooperou com a ortodontia, foi a pesquisa de Fleischmann et al., (2008) que buscou a realização de um diagnóstico acurado, assim como a correta seleção de materiais, especificamente dos bráquetes. O objetivo dos autores era investigar a influência de vários tipos de desenho da base de bráquetes na força de adesão. Para tanto, foram usados seis modelos os quais foram avaliados mediante ensaio de cisalhamento – Discovery (Dentaurum) - metálico com retenções por laser e 13,12mm² de área da base; Monobloc (Morelli) - metálico em corpo único com protuberâncias e 10,22mm² de área; Edgewise Standard (Ortho Organizers) - metálico com base MIM (Metal Injection Molding) e 12,02mm² de área; Ilusion Plus (Ortho Organizers) - porcelana com sulcos de retenção e 13,49mm² de área; Composite (Morelli) - policarbonato com protuberâncias para retenção mecânica e 14,68mm² de área; e Edgewise Standard (Morelli) - metálico com tela de retenção e 14,31mm² de área. Os braquetes foram colados em dentes bovinos (incisivos) com o sistema adesivo Fill Magic Ortodôntico (Vigodent), para a realização do teste. O ensaio foi executado em uma máquina de ensaios universal (EMIC), e a força de adesão foi computada, no momento da cisão, pelo software TESC, versão 3.01, medida em Newtons (N) e em Megapascal (Mpa). De acordo com os autores (2008) o bráquete ortodôntico deve possuir uma força adesiva que seja suficiente para suportar forças mastigatórias e a ativação da mecânica utilizada. Segundo os resultados encontrados no estudo, a variação das médias de força de adesão ficou entre 3,81Mpa (Edgewise Standard - Morelli) e 10,12Mpa (Discovery - Dentaurum). Entretanto, esta diferença não foi estatisticamente significativa, devido à similaridade dos resultados. Desta forma, os autores destacam que os seis tipos de braquetes investigados não apresentaram diferença estatística em relação à força de adesão, quando colados à superfície de esmalte com o sistema adesivo Fill Magic Ortodôntico/ Magic Bond, mostrando valores variando entre 3,81Mpa (Edgewise Standard - Morelli) e 10,12Mpa (Discovery - Dentaurum). Conforme os autores a avaliação do Índice de Adesivo Remanescente (IAR) revelou que 97% dos braquetes apresentaram mais da metade das suas bases cobertas por compósito, evidenciando que a interface de fratura foi a esmalte/adesivo.

Por essa razão autores como Tresse et al., Oliveira e Papaioannou et al., destacam a relevância da saúde bucal, da higiene e da utilização de aparelhos que assim como os autoligados, proporcionam mais higiene e conforto ao paciente, com outros

cuidados que garantam ainda mais a eficiência dos aparelhos e a saúde bucal, uma das principais vantagens dos autoligados atualmente.

2.1.1 Mecânica de deslizamento e o coeficiente de atrito

Na visão de Pacheco et al., (2011) a mecânica de deslizamento (ou mecânica com fricção) é o termo usualmente aplicado em Ortodontia para designar o deslizamento do dente (bráquete) ao longo do fio através da aplicação de uma força.

Braga et al. (2004) ao tratarem do mesmo assunto destacaram que a mecânica de deslizamento constitui uma parte importante do tratamento ortodôntico e, para que seja efetiva, a resistência ao movimento, comumente denominada de “coeficiente de atrito”, deve ser superada.

Nestas condições, Pacheco et al., (2011) descreve que se deve reconhecer a contribuição do atrito de cada componente do aparelho, como bráquetes e fios, para que o movimento do dente individual possa ser controlado através da aplicação de forças.

Em se tratando de atrito, D’Attilio et al., (2005) destacam em seu estudo que garantem menor atrito quando acoplados com fios redondos e significativamente maior atrito quando acoplados com arcos retangulares, quando comparados com os outros tipos de bráquetes.

Conforme Henao et al., (2005) o atrito ortodôntico tem sido atribuído a vários fatores, como: o tipo de suporte, o tamanho do fio e da liga, o método de laqueadura, a angulação, e o tamanho da abertura, bem como a rigidez de flexão e a forma do arame.

Em um teste realizado para os estudos de Henao et al., (2005) os bráquetes autoligados superaram os bráquetes convencionais no que se refere a cada um desses itens, citados anteriormente.

Os resultados obtidos junto aos estudos de Henao et al., (2005) destacam que os modelos de bráquetes autoligados influenciaram de diferentes níveis a má oclusão, minimizando-a em todos os casos testados, considerando valores de atrito que foram ditadas por uma combinação de tamanho, design, suporte e rigidez de flexão, apresentando eficácia da redução da folga e da rigidez, destacando então ser apropriado para o tratamento ortodôntico, de maneira mais eficiente e prática.

De acordo com Bacetti e Franchi (2006) os sistemas auto-ligados apresentam níveis significativamente mais baixos de resistência ao atrito, quando comparado aos sistemas convencionais. No sistema autoligado uma vez que a ligadura é aplicada sobre o suporte, a interação entre a ligadura e o “slot” formam uma “estrutura tubular”, que permitem que o fio deslize livremente produzindo os seus efeitos mais facilmente no componente dento alveolar.

Os testes efetuados por Bacetti e Franchi (2006) demonstraram que os sistemas passivos de autoligados foram capazes de produzir níveis significantemente menores de força de atrito, quando comparado aos sistemas convencionais. Motivo que torna esse tipo de aparelho, mais eficiente e prático para o profissional de odontologia e mais confortável para o paciente, diminuindo o tempo de tratamento e os problemas com a saúde bucal.

2.2 Sistemas Adesivos

Buonocore (1955) introduziu a técnica do condicionamento ácido do esmalte dentário e iniciou a Odontologia Adesiva. Este estudo criou uma perspectiva inovadora nos procedimentos restauradores. Neste estudo, podemos observar que a adesão dos discos de resina acrílica, com 5 mm de diâmetro, à superfície de esmalte foi maior, após ter sido condicionada com ácido fosfórico a 85% por 30 segundos, do que quando não recebeu tratamento prévio à colocação da resina acrílica. Concluiu-se que o tratamento empregado promoveu formação de micro porosidades na superfície do esmalte, o que aumentou sua área superficial, a capacidade de umedecimento da superfície e permitiu a infiltração e a adesão mecânica da resina acrílica com a superfície do esmalte.

Desde que introduziram as restaurações adesivas na odontologia, os agentes adesivos tornaram possível a adesão de materiais restauradores à estrutura dentária. Os sistemas adesivos foram sendo estudados para que se desenvolvesse adesão de maneira igualmente eficaz à dentina e ao esmalte. Foram identificados mecanismos de retenção micromecânica para a fixação de materiais restauradores de resina hidrofóbica tanto no esmalte quanto na dentina, funcionam após um condicionamento ácido ou uma correta preparação da superfície.

Van Meerbeek, Vanherle e Lambrechts (1992) avaliaram a resistência ao cisalhamento obtida com um primer ácido auto condicionante em comparação com um procedimento de colagem convencional. Analisaram cento e vinte pré-molares maxilares não restaurados, não cariados e não submetidos a nenhum agente químico e recém-extraídos para tratamento ortodôntico. Estes dentes foram armazenados em água destilada antes da colagem, em seguida foram embutidos em acrílico de polimerização a frio até a junção cimento-esmalte. O grupo controle apresentou uma resistência média de $9,38 \pm 6,02$ Mpa e o grupo experimental uma média de $6,91 \pm 3,58$ Mpa. Analisaram também o IRA (índice de remanescente adesivo) e observaram que o grupo de primers auto condicionantes mostrou que mais da metade do adesivo permaneceu sobre a superfície do dente, apresentando pontuação 3 e 4. Já o grupo convencional mostrou que não houve ou houve pequena quantidade de adesivo sobre a superfície do dente, escores pequenos para IRA. Concluíram, portanto, que a força de união do grupo de primer auto condicionante é menor do que a técnica convencional de condicionamento ácido, mas é a força de união necessária para resistir às forças mastigatórias, porém é necessário que se extrapole estes resultados para estudos in vivo, para que se possa indicar adesivos auto condicionantes na colagem ortodôntica de rotina.

Neste estudo, Van Meerbeek, Vanherle e Lambrechts (1992), avaliaram a influência dos metacrilatos de amônio quaternário nas propriedades físico-químicas, citotoxicidades e atividade antibacteriana em resinas destinadas à colagem ortodôntica. Prepararam uma resina base e adicionaram dois diferentes amônios quaternários ao adesivo base. Adicionaram 5% em peso de dimetilaminododecil metacrilato, em outro grupo adicionaram 10% em peso de dimetilaminoxadecil metacrilato, além destes grupos, também fizeram um grupo de adesivo base, sem adição de amônio quaternário e um outro grupo, com Transbond XT Primer 3M, sendo este, o grupo controle. As resinas foram envelhecidas por seis meses em água, e em seguida, foram testadas quanto à atividade antibacteriana, através do teste MTT, contra *Streptococcus mutans*, resistência ao cisalhamento e citotoxicidade contra queratinócitos. As resinas impregnadas com amônio quaternário apresentaram atividade antibacteriana aumentada em relação ao grupo de adesivo comercial, reduzindo a atividade metabólica em 60%, porém esta atividade diminuiu após envelhecimento ($p < 0,05$). Não houve diferença significativa para resistência ao cisalhamento. A incorporação de

dimetilaminododecil e dimetilaminohexadecil, reduziu significativamente a viabilidade dos queratinócitos em relação aos grupos.

Hellak et al., (2016) avaliaram a resistência ao cisalhamento e o IRA (índice de remanescente adesivo) de dois adesivos auto condicionantes em diferentes superfícies protéticas e esmalte dentário, em comparação com sistema de condicionamento total Transbond XT. Usaram 270 superfícies (n= 30) e foram divididos em três grupos adesivos. Grupo controle, os bráquetes foram colados com Transbond XT, nos grupos experimentais foi utilizado o adesivo iBond (grupo 2) e o adesivo Scotchbond Universal (grupo 3). Foram encontradas diferenças significativas entre os grupos controle e os experimentais. Concluíram que o Transbond XT apresentou a maior resistência ao Cisalhamento no esmalte humano. O grupo 3, que usou o adesivo Scotchbond universal, apresentou a melhor adesão em todos os outros tipos de superfície (metal, composto e porcelana), sem necessidade de primers adicionais e, portanto, podem ser uma boa alternativa para simplificar colagens de bráquetes ortodônticos em materiais restauradores.

Twomley et al., (2019) testaram propriedades mecânicas, liberação de flúor e atividade antibacteriana de adesivos experimentais para bráquetes ortodônticos. Para formularem os adesivos experimentais, o Transbond XT foi misturado com três monômeros diferentes, o que resultou em quatro grupos experimentais, substituindo 5% de Transbond XT. Foi testada a resistência ao cisalhamento com uma máquina Instron. Já para o teste antibacteriano, (discos de espécimes de 10mm de diâmetro, 1mm de espessura, n=4) foram fabricados e embutidos com culturas de *Streptococcus mutans* em unidades formadoras de colônia (UFC). Não houve diferença estatística para resistência ao cisalhamento entre os grupos. Todos os grupos experimentais mostraram efeito inibitório contra formação de placa bacteriana de *Streptococcus mutans*, ao serem comparados ao grupo controle, mas não apresentaram diferença estatística significativa entre os grupos experimentais. Concluíram, portanto, que o adesivo ortodôntico antibacteriano apresentou propriedades mecânicas semelhantes ao adesivo convencional, mas apresentou efeito inibidor de cárie, melhor que o adesivo atual.

Al Shamsi et al., (2006) compararam a resistência de união ao cisalhamento e determinaram a área de adesivo residual nos dentes após a descolagem de bráquetes colados com dois tipos de adesivos ortodônticos. Utilizaram um cimento de ionômero de vidro modificado por resina GC FUJI ORTHO (GC Corp., Tokyo – Japan), indicado para a finalidade de colagem de bráquete e uma resina aplicada como um bráquete

pré-revestido. Dividiram sessenta dentes molares em dois grupos aleatoriamente e colaram os bráquetes de acordo com a recomendação dos fabricantes. No grupo 1, os dentes foram condicionados com ácido poliacrílico 0% e os bráquetes foram colados com Fuji Ortho LC em condição úmida. Já no grupo 2, os dentes foram condicionados com ácido fosfórico à 37% e os bráquetes foram colados. Fizeram teste de resistência ao cisalhamento e quantificaram o remanescente de adesivo na superfície do dente. Observaram que a resistência de união mediana do grupo 1 foi menor do que a do grupo 2 ($p < 0,001$). O índice de remanescente de adesivo mostrou diferença significativa entre os grupos analisados. Foi observado que todos os adesivos do grupo 1 falharam na interface esmalte/adesivo (100%), enquanto o grupo 2 apresentou falha coesiva do adesivo (90%). Concluíram que os valores da resistência de união obtidos com Fuji Ortho ficaram acima dos valores mínimos sugeridos na literatura para alcançar uma adesão efetiva clinicamente na ortodontia.

Bishara et al. (2004) avaliaram a resistência ao cisalhamento, através de dois estudos, de um cimento resinoso autoadesivo comparado ao sistema Transbond e um sistema adesivo auto condicionante na união ao esmalte dentário. Concluíram que o cimento autoadesivo apresentou valores de adesão menores. Alguns estudos usaram o índice ARI (Adhesive Remnant Index) para avaliar o tipo de falha ocorrida após o teste de cisalhamento. Porém, existem controversas quanto aos tipos de falhas, pois ocorreram falhas na união entre a malha dos bráquetes e do cimento e entre o cimento e a esmalte dental, segundo Al-Saleh and El-Mowafy, (2008), Bishara et al.(2004) e Dursun et al. (2010).

Uma união adequada entre bráquete e estrutura dental deve ser de 5,9 até 15 Mpa, conforme indicam Årtun and Bergland, (1984) e Al Maaitah et al.(2011). Estes valores são suficientes para que se consiga a movimentação ortodôntica sem que haja ruptura precoce Årtun and Bergland (1984). Estudos mostraram que sistemas adesivos apresentaram valores de união entre 8 e 15 Mpa. Já os cimentos resinosos auto-adesivos apresentaram valores de resistência de união ao cisalhamento entre 3 a 8 Mpa conforme apresentaram (Al-Saleh and El-Mowafy, 2010 e Bishara et al., 2004). Estas diferenças ocorrem devido às diferentes metodologias empregadas para determinação da resistência de união. Porém, é muito importante que esta adesão seja suficiente para que não ocorra ruptura precoce do bráquete, durante a movimentação ortodôntica. Em contrapartida, materiais adesivos que permitem uma união excessiva

do bráquete à estrutura dental podem ocasionar dificuldades durante a remoção dos bráquetes ou provocar trincas e/ou fraturas de esmalte (Campbell, 2006).

2.3 Resistência adesiva de bráquetes ortodônticos

Para avaliar a Resistência ao Cisalhamento (SBS) bráquetes cerâmicos, averiguaram o tipo de falha dos bráquetes e das superfícies cerâmicas após o cisalhamento, sendo demonstrado que os maiores SBS foram encontrados com Inspire Ice e foram significativamente diferentes do Crystalline IV, Clarity e Optimesh XRT e a falha da união ocorreu principalmente nas interfaces base/adetivo, bráquete/resina e adesivo (Kukiattrakoon et al., 2010).

Em 2018, Mohammadi et al. aferiram os efeitos de distintas magnitudes de resistência de união usando diferentes adesivos resinosos de colagem ortodôntica. Foi constatado que a força aplicada no bráquete durante a colagem influencia a resistência de união.

Ao comparar a taxa de falha clínica dos bráquetes e a diferença no tempo de colagem, concluíram que os bráquetes APCF podem reduzir o tempo de colagem sem aumentar a taxa de falha (Tumoglu et al., 2019).

Em 2021, Cordeiro et al. avaliaram os materiais disponíveis para colagens ortodônticas de modo a facilitar seu uso adequado e melhorar o processo dos tratamentos ortodônticos. Evidenciaram que as resinas permanecem sendo o material de eleição por suas propriedades positivas, embora as propriedades dos compômeros venham sendo melhoradas durante os anos.

Já em 2002, Grando et al. averiguaram a colagem de acessórios ortodônticos ao esmalte dentário utilizando resina composta e cimento de ionômero de vidro e os resultados apontaram que resinas compostas fotopolimerizáveis têm como vantagens uma maior margem de tempo de trabalho durante a colagem dos bráquetes na superfície do esmalte, enquanto os cimentos de ionômero de vidro possuem ação anticariogênica, demonstrando que a resina composta mostrou comportamento semelhante ao cimento de ionômero de vidro no teste de resistência ao cisalhamento.

2.4 O uso de biomateriais na odontologia

A engenharia de tecidos é uma ciência multidisciplinar que aplica os princípios da bioengenharia para a fabricação de biomateriais novos e aprimorados, capazes de manter e restaurar a funcionalidade de órgãos e tecidos prejudicados por doenças e traumas. Essa abordagem de tradução foi aplicada para desenvolver e projetar enxertos de tecidos específicos do paciente que imitam as propriedades funcionais dos tecidos nativos. Três fatores importantes foram reconhecidos para o sucesso da engenharia de tecidos: células-tronco co-cultivadas, fator de sinalização e andaime biofabricado. As células-tronco são capazes de se diferenciar em vários tipos de tecidos e órgãos, enquanto o andaime biofabricado fornece suporte estrutural às células-tronco semeadas. Os fatores de sinalização são responsáveis por influenciar o fenótipo, metabolismo, migração e organização celular segundo (Mazzeo, 2018).

A engenharia de tecidos inclui a engenharia de ossos, nervos, coração e tecidos musculares baseada em matrizes ou suportes de grafeno bidimensionais e tridimensionais que possuem certas forças mecânicas e condutividades elétricas, além disso, seu objetivo é produzir tecidos bioativos para substituir ou reparar tecidos naturais, promovendo diferenciação osteogênica, neuronal e miogênica e crescimento de células miocárdias (Han et al., 2019).

Um dos grandes avanços nesta área foi o uso de biomateriais como suporte à integração, manutenção e diferenciação celular. As células que constituem órgãos e tecidos estão localizadas em uma complexa rede molecular conhecida como matriz extracelular (ECM, *extracellular matrix*). Suas moléculas são responsáveis por promover os meios e as vias de sinalização que guiarão o crescimento e diferenciação celular. Ademais, a matriz extracelular oferece a arquitetura adequada para o desenvolvimento celular tendo uma importante propriedade estrutural. Desta forma, os biomateriais, sob forma de moléculas naturais ou polímeros sintéticos, atuam como substitutos artificiais da matriz extracelular (Wu DT et al., 2017).

Em seus estudos Pires, Bierhalz e Moraes (2015) descreveram que os biomateriais devem estimular o crescimento, migração, interação e diferenciação celular disponibilizando às células fatores de crescimento e outros sinais bioquímicos em geral apropriados para a formação de tecidos funcionais e biologicamente ativos.

Uma variedade de biomateriais tem sido estudada, com propriedades morfológicas adequadas quanto à arquitetura dos poros, tamanho e interconectividade. As aplicações de biomateriais na biologia celular têm demonstrado que os aspectos estruturais podem influenciar a função da célula, seu destino e a formação do tecido. Estes tipos de características motivaram o desenvolvimento de novos processos de fabricação que podem gerar biomateriais de micro e nanoestruturas tridimensionais (3D). Nestes biomateriais a estrutura porosa, o volume da área superficial, a textura e a topografia de superfície são manipuladas para controlar a forma, alinhamento e organização celular (Silva et al., 2018).

Nascimento e Lombello (2016) descrevem os biomateriais como componentes fundamentais na engenharia de tecidos, pois fornecem suporte estrutural a fixação para o crescimento celular, cria um microambiente ideal para substituição ou reparação tecidual e auxiliam estruturalmente o tecido recém-formado. Os autores ainda afirmam que estes devem interagir com as células de maneira específica e direcionada para que haja comportamentos específicos em relação à adesão, crescimento e diferenciação.

2.5 Partículas de vidro bioativas

Os vidros bioativos são um grupo de biomateriais amplamente usados na odontologia e na ortopedia (Abassy et al., 2019). Os vidros bioativos foram capazes de modificar as funções e capacidades dos biomateriais que antes eram inertes, em materiais bioativos propriamente dito. Desta forma tornaram-se capazes de estimular respostas após implantes no corpo humano (Abassi et al., 2016).

Os vidros bioativos têm sido testados em várias situações clínicas. Estes vidros apresentam em sua composição óxidos de cálcio, sódio, fósforo e silício, o que confere ao material a propriedade de formar uma forte ligação com o osso. Em ambiente aquoso, Ca^{2+} , Na^{+} , PO_4^{3-} e Si^{4+} são liberados do vidro, o que proporciona aumento no pH ao redor. Estas características influenciam diretamente na viabilidade de micro-organismos orais. Em 1998, Stoor et al. avaliaram os efeitos do biovidro S53P4 sobre organismos orais, tais como *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Porphyromonas gingivalis*, *Actinomyces neslundii*, *Streptococcus mutans* e *Streptococcus sanguis*.

Encubram cada microrganismo em uma suspensão contendo vidro bioativo S53P4 em forma de pó. Observaram que, após sessenta minutos, apenas um único microrganismo, o *S.sanguis*, ainda apresenta células viáveis. Desta forma, concluíram que o pó de vidro bioativo S53P4 apresenta um amplo efeito antimicrobiano sobre os microrganismos da placa supra e subgengival. Portanto, pode ter muita utilidade nos produtos de higiene bucal, tanto na prevenção de cárie, quanto na promoção de saúde gengival.

Em 1971, Hench criou a primeira geração de vidro bioativo, na Universidade da Flórida. Inicialmente a função dos biomateriais era ser o mais inerte possível para substituir tecidos doentes ou danificados, possibilitando a formação de tecido cicatricial na interface com os tecidos do hospedeiro. Em seguida surgiu a segunda geração, existia uma ligação interfacial de um implante com tecidos hospedeiros. Já na terceira geração, ocorria regeneração e reparação tecidual, usando-se propriedades de ativação gênica do biovidro (Bioglass®). Já em 2006, Hench descobriu que o biovidro com a composição de 46,1% molar de SiO_2 , 24,4% de Na_2O , 26,9% de CaO e 2,6% de P_2O_5 (45S5 e Bioglass®), formava uma forte ligação com o osso de forma que não poderia ser removido, sem a quebra do osso. Ocorre uma rápida e forte ligação entre o osso e o biovidro, o que estimula o crescimento ósseo na interface osso-implante. Esta ligação se dá através da formação da hidroxiapatita sintética (HAp) na superfície do vidro, após a dissolução inicial do vidro.

Portanto, esta foi a introdução dos biovidros no campo das cerâmicas bioativas e o início da formação de vários outros materiais. Todos os vidros, vitrocerâmicas e cerâmicas usadas como materiais de implante são chamados biocerâmicas, mas “Biovidro®” é referido como a composição 45S5 original e não deve ser usado como um termo geral para vidros bioativos (Jones, 2015).

Em 1992, Wilson e Low avaliaram quatro materiais cerâmicos bioativos recomendados para regeneração de tecidos ósseos no tratamento da doença periodontal com partículas de biovidro, em duas composições, de tamanhos semelhantes, em modelo de macaco. Concluíram que os materiais mais facilmente manipulados, da Biovidros, eram hemostáticos e osteoprodutores, fatores que permitiam a restauração do osso alveolar e do ligamento periodontal. O crescimento epitelial foi inibido, e a fixação epitelial foi próxima ao nível de pré-implantação. Os outros materiais foram

mais lentos para agir e tiveram crescimento epitelial apresentou o mesmo nível que nos defeitos de controle não preenchidos.

Em 2012, Norton estudou o resultado clínico de implantes colocados em locais enxertados com vidro bioativo. Pacientes tratados consecutivamente foram encaminhados para consultório particular especializado em cirurgia para reparo de defeitos dento alveolares ou manutenção de rebordo no local das cavidades de extração, antes da implantação. O vidro bioativo disponível em 1 de 2 formas foi utilizado como material de enxerto aloplástico. No momento da implantação, núcleos ósseos foram trefilados, processados e examinados para avaliação da resposta do tecido no microscópio de luz. Em seguida, avaliou-se por um período de 2 a 3 anos, a mobilidade dos implantes, os níveis de osso marginal e a saúde dos tecidos moles para se determinar o sucesso do tratamento.

Foi demonstrado que para a desinfecção do canal radicular, as suspensões de vidro bioativo 45S5 ideais, devem combinar alta indução de pH com capacidade de liberação contínua de espécies alcalinas. A hipótese do estudo foi que se obtém mais material por volume de pasta de vidro bioativo utilizando-se material micrométrico (tamanho de partícula de <5 micrometros) ou híbrido micrométrico / nanométrico, em vez de apenas uma contrapartida nanométrica. Isso deve se correlacionar com a capacidade alcalina e a eficácia antimicrobiana. Concluíram, portanto, que a suspensão híbrida se comportou de forma semelhante à preparação micrométrica (Waltimo et al., 2009).

Zhang et al., (2010) avaliaram a dissolução de seis diferentes tipos de vidros bioativos, correlacionando o comportamento de dissolução com os efeitos antibacterianos dos mesmos vidros, contra dezesseis espécies bacterianas clinicamente relevantes. Em fluido corporal simulado (SBF), foram imersos vidro em pó (<45 microns) por 48 h. Mediu-se o pH, na solução dentro do pó de vidro, in situ com um microeletrodo. Após 2, 4, 27 e 48 h, o pH e a concentração de íons, após remoção das partículas e mistura de SBF, foram medidas com um eletrodo de pH de vidro normal e ICP-OES. Cultivaram as bactérias em caldo com o pó de vidro, durante até 4 dias, após o que a viabilidade da bactéria foi determinada. O aumento do pH, da concentração de íons alcalinos e da tendência de dissolução dos vidros aumentaram o efeito antibacteriano dos vidros. As alterações nas concentrações dos íons Si, Ca, Mg, P e B na SBF não apresentaram influência estatisticamente significativa na propriedade

antibacteriana. Os vidros bioativos mostraram fortes efeitos antibacterianos para uma ampla seleção de bactérias aeróbicas em uma alta concentração de amostra (100 mg/mL). Os efeitos antibacterianos aumentaram com a concentração de vidro, e uma concentração de 50 mg/mL (SA / V 185 cm⁻¹) foi necessária para gerar os efeitos bactericidas. Os autores concluíram que a compreensão dos mecanismos de dissolução dos vidros bioativos é essencial na avaliação de seus efeitos antibacterianos.

Em 2014, Melo et al. estudaram um novo cimento ortodôntico antibacteriano, a partir da incorporação de monômero de amônio quaternário dimetilaminododecilmecrilato (DMADDM) em um adesivo comercial (Transbond XT adesivo), a fim de prevenir desmineralizações no esmalte dentário, ao redor de bráquetes, durante o tratamento ortodôntico, causadas por ácidos do biofilme cariogênico. Incorporaram 0%, 1,5%, 3% e 5%, em frações mássicas, de monômero antibacteriano recentemente sintetizado, ao adesivo dentinários. Usaram um modelo de biofilme microcosmos para medir a atividade metabólica, produção de ácido láctico e unidades formadoras de colônias em cimentos ortodônticos. Avaliaram também a resistência de união ao cisalhamento. A atividade metabólica do biofilme e produção de ácido láctico e UFC foram muito menores nos cimentos contendo DMADDM do que no cimento controle. A viabilidade do biofilme foi inibida usando-se o cimento com 3% de DMADDM. A resistência de união ao cisalhamento não reduziu para o cimento com 3% de DMADDM, em comparação ao cimento sem incorporação do monômero ($p>0,1$), mas foi reduzida a 5% de DMADDM. Concluíram que o novo cimento ortodôntico antibacteriano contendo 3% de DMADDM inibiu os biofilmes orais sem, contudo, diminuir a resistência de união do esmalte, podendo então reduzir ou eliminar a desmineralização do esmalte ao redor dos bráquetes ortodônticos.

Em 2016, Yang et al. avaliaram a capacidade de neutralização ácida e resistência de união ao cisalhamento, utilizando adesivos ortodônticos contendo três diferentes tipos de vidros bioativos. Foram preparados, através da técnica de fusão e moídos em finas partículas, vidros bioativos dos seguintes tipos: 45S5, 45S5F e S53P4. Em seguida, foram adicionados aos adesivos resinosos, nas proporções de 52,5% ou 61,25%. Para a avaliação da neutralização ácida, as amostras foram imersas em solução de ácido láctico e foram medidas as alterações de pH. A resistência de união ao cisalhamento foi avaliada utilizando-se uma máquina de teste de ensaio universal. Os adesivos contendo 61,25% de vidros bioativos, apresentaram aumento de pH maior que aqueles contendo 52,5%. Os grupos contendo 61,25% de vidro bioativo

apresentaram menor resistência ao cisalhamento do que aqueles contendo 52,5%. Já o grupo com vidro bioativo 45S5F não mostrou diferença significativa para resistência ao cisalhamento. Concluíram que o adesivo contendo 61,25% de vidro bioativo 45S5F apresentou resistência ao cisalhamento clinicamente aceitável, além de propriedades de neutralização ácida, sendo, portanto, essa composição, uma candidata adequada para prevenir lesões de mancha branca durante o tratamento ortodôntico.

2.6 Vidro bioativo em adesivos resinosos

Costa (2019) ao avaliar o efeito da adição de micropartículas (MPs) de vidro bioativo F-18 em três sistemas adesivos sobre o grau de conversão, a umectabilidade e a resistência adesiva, identificou que não houve diferenças entre os grupos controle e modificados, em que o sistema adesivo S apresentou bons resultados em todos os testes, independente da concentração de vidro bioativo. Esse resultado pode ser justificado tendo em vista que os novos sistemas adesivos têm buscado focar em reduzir o número de etapas clínicas no processo de adesão, minimizando o tempo de tratamento. Além disso, novos sistemas adesivos universais tendo na composição um monômero funcional chamado 10- metacriloiloxidecil dihidrogenofosfato (10-MDP) tem sido criado nos últimos anos. Esse monômero promove adesão química com a hidroxiapatita do esmalte e da dentina e é considerado promissor na qualidade e na longevidade da adesão, resultando em camadas híbridas hipermeáveis, interferindo na resistência do adesivo.

Destacaram em 2013, Sauro et al., que o uso de vidros bioativos vem sendo empregado pela sua capacidade de promover ação remineralizadora por meio de fortes ligações químicas com os tecidos dentários e sua alta biocompatibilidade. Outro ponto importante a ser mencionado é que a alta bioatividade dos biovidros e aumento da alcalinidade local podem limitar a atividade colagenolítica de enzimas como as metaloproteinases. Os vidros bioativos também possuem boa interação com as fibrilas de colágeno que causam a formação de hidroxiapatita na interface dente/restauração e ao aumento do embricamento mecânico nesta área e atuam como importante fonte de íons Ca^{+2} e Si^{+4} .

Em 2017, Fernando et al. relatam que os vidros bioativos podem induzir na formação de apatita na dentina, indicando que o processo não depende de pontos de

cristalização na dentina, bem como os vidros bioativos podem ser eficientes para a oclusão de túbulos dentinários. Ao considerar que a interface adesiva é exposta, podem ocorrer muitas falhas restauradoras e é importante ter um material que favoreça a mineralização.

Delaviz et al. (2019), investigaram oligômeros antimicrobianos sintetizados a partir de ciprofloxacina e metronidazol, quanto ao seu potencial uso em adesivos dentários, em que identificaram que os oligômeros antimicrobianos podem ser incorporados em sistemas adesivos odontológicos usando formulações resistentes à fratura comparável a materiais comerciais, oferecendo um meio de fornecer a liberação de fármaco antimicrobiano local na interface marginal.

Em 2010, Zhang et al. pesquisaram o comportamento de seis vidros bioativos, com os efeitos antibacterianos dos mesmos vidros contra dezesseis espécies bacterianas cultivadas em caldo com o pó de vidro durante até 4 dias, após o que a viabilidade da bactéria foi determinada. Os resultados apontaram que os vidros bioativos possuem fortes efeitos antibacterianos para uma ampla seleção de bactérias aeróbicas em uma alta concentração de amostra (100 mg/mL).

Por sua vez, em seus estudos Abuna (2016) descreveu a técnica de abrasão a ar realizada com vidro bioativo 45S5 (BAG), capaz de criar uma superfície coberta de partículas bioativas terapêuticas para procedimentos de adesão. Foi concluído que materiais à base de resinas e sistemas adesivos inteligentes podem remineralizar a degradação de ligações resina-dentina.

Em 2019, Costa et al. expuseram que os vidros bioativos possuem características remineralizadoras e antimicrobianas e, portanto, foi importante avaliar a umectabilidade de três sistemas adesivos que tiveram adição de diferentes concentrações de micropartículas de vidrobioativo F-18. Com isso, acharam que não houve diferença entre os grupos controle e modificado e que os valores do sistema adesivo A apresentaram-se maiores que os dos sistemas adesivos S e C ($p < 0,05$). Foi concluído deste modo, que a adição de micropartículas de vidro bioativo F-18 não prejudicou as propriedades avaliadas nos diferentes sistemas adesivos, se tornando uma possível associação entre eles.

Em 2014, Tumenas, et al. apontaram que a Mínima Invasão na estética inclui o uso de técnicas adesivas, que são possíveis contanto que haja um bom alinhamento dos dentes. É possível então realizar procedimentos restauradores de fechamento de diastemas, e realizar transformações dentárias, caso haja agenesias ou incisivos

laterais conóides, caso haja algum desgaste na forma natural do dente, com um pequeno ou até nenhum desgaste. Outra técnica aceitável é o uso de facetas laminadas de cerâmica, através dessas facetas é possível recuperar esteticamente dentes anteriores em situação de comprometimento, todavia, requer que haja um desgaste maior da superfície vestibular para que assim possa ser acomodada uma lâmina sem sobre contorno e tendo uma resistência mecânica de forma satisfatória. Os autores alertam que sempre que ocorre uma troca ou restauração dental há um aumento do desgaste daquele dente, isso irá gerar futuramente um desgaste dentário que vai resultar no enfraquecimento desse dente. Dessa forma, finalizam que inicialmente deve ser proposto pelo profissional de odontologia ao seu paciente que as alternativas mais conservadoras de tratamento, que possam garantir uma maior segurança ao dente e menos desgaste, preservando assim a estrutura natural dentária.

Em 2017, Gallardo et al. após o tratamento, os dentes apresentam alterações bioquímicas e biomecânicas estruturais mínimas, mas frequentemente sofrem uma perda importante de estrutura coronária que os transforma irreversivelmente, ficando mais suscetíveis à fratura. Graças à adesão, a resina garante uma preparação microinvasiva, uma selagem marginal ótima que previne a infiltração bacteriana e um reforço das estruturas residuais sãs do dente. A técnica indireta com cimentação adesiva é a solução mais adequada, quando a perda de tecido compromete as cúspides e os rebordos marginais.

Jefferies (2014) explica que a interação dos materiais com tecidos circunjacentes pode se relacionar a diversos fatores capazes favorecer a remineralização dos tecidos duros dentais, e, por isso, os vidros bioativos como o SPRG (Surface Pre Reacted Glass) em uma tecnologia conhecida como Giomer que engloba as propriedades preventivas de ionômeros de vidro e as propriedades físicas da resina composta, podendo ser usado em pacientes de alto risco a erosão.

Medeiros et al., (2021) abordaram a técnica sanduiche composta por cimento de ionômero de vidro (CIV) com a resina composta (RC) para analisar como ocorre a interação entre os dois materiais, sendo constatado que a associação do vidro e da resina trouxe benefícios de proteção pulpar, e menor contração de polimerização. No entanto, os estudos mostraram que é preciso cautela pois há possibilidade desse tipo de tratamento promover rachaduras e diminuição da sua força.

Em 2018, Paula explicou que a técnica sanduiche possui boas propriedades físico-mecânicas e estéticas, sendo usado como base para substituição da dentina

com resina composta. Isoladamente, a aplicação do CIV está associada a certas desvantagens, como propriedades mecânicas inferiores, baixa resistência ao desgaste, sensibilidade precoce à umidade, superfície porosa e baixa resistência. Assim, essa técnica pode aproveitar as propriedades do vidro de adesividade e estrutura dentária.

2.7 Sistemas adesivos modificados por partículas de vidro bioativas

Bauer et al., (2016) mencionaram que as resinas compostas são muito usadas na odontologia pelas suas propriedades estéticas e tecnologias adesivas, estando seu sucesso relacionado à duração das restaurações na cavidade bucal e interrupção do ciclo restaurador repetitivo. Destacaram que introdução das partículas de vidro bioativas no sistema adesivo, induz a remineralização de espaços interfibrilares não infiltrados por adesivo e controla o crescimento bacteriano ao aumentar imediatamente o nível de pH promovendo autoproteção.

Oliveira (2010) buscou compreender o surgimento de sistemas adesivos e a utilização correta dos agentes de união para longevidade clínica. Destacou que enquanto a adesão ao esmalte é duradoura e efetiva, a união resina-dentina constitui-se um desafio, uma vez que este substrato é intrinsecamente úmido, tornando o procedimento adesivo altamente sensível, além de que procedimentos adesivos resultam na aplicação de substâncias que alteram a morfologia e fisiologia do esmalte e da dentina.

Reis et al., (2006) comentaram que os sistemas adesivos são responsáveis pela produção da adesão do material restaurador às estruturas dentais, no qual os monômeros resinosos podem ser hidrofílicos permitindo que o adesivo tenha compatibilidade com a umidade natural do substrato dentinário.

Para Jardim et al., (2019), a má-oclusão tem impacto negativo na qualidade de vida do indivíduo e o tratamento ortodôntico proporciona uma melhora na estética e funcional para más oclusões. Elucidaram que a colagem do bráquete ao dente ocorre por meio da união do adesivo por meio da cimentação com resinas para colagem ortodôntica. O mecanismo de adesão ao esmalte se dá pelo condicionamento com ácido fosfórico, aumentando sua porosidade e fixação mecânica dos bráquetes. Citaram como tratamento para a superfície cerâmica a infiltração com vidro, que apresentam coeficientes de expansão térmica (CTE) e coeficiente de Poisson semelhante,

mas com módulos mais baixos que das superfícies sem infiltração, um aumento no módulo de elasticidade do vidro depositado na superfície e do interior da cerâmica, que é mais resistente, pode ser obtido, sem que haja o aparecimento de tensões residuais significativas. Tal processo melhora a adesão e resistência mecânica com esse revestimento de vidro criando uma estrutura vidro/cerâmica que exhibe melhora na resistência estrutural, na estética e com potencial melhora nas propriedades de cimentação quando comparada à zircônia Y-TZP homogênea.

Silva Junior e Oréfice (2001) mencionaram que diversas biocerâmicas podem se ligar ao tecido vivo, porém possuem propriedades mecânicas distintas das exibidas pelos tecidos naturais. Ao sintetizarem os compósitos de matriz polimérica reforçada por partículas de vidro bioativo, constataram a deposição de uma camada de hidroxiapatita carbonatada (HCA) na superfície dos materiais, comprovando a bioatividade dos compósitos.

Carneiro et al., (2018) verificaram a introdução de vidro bioativo nos sistemas adesivos One Step (Bisco) e Prime & Bond 2.1(Dentsply), em que não foi observada diferenças significantes entre os grupos controle e experimentais, além da incorporação do vidro bioativo ser incapaz de prevenir a redução da resistência adesiva após seis meses de armazenamento.

3 PROPOSIÇÃO

3.1 Objetivo Geral

Desenvolver um adesivo resinoso modificado com a incorporação de partículas de vidro bioativas (SCHOTT Bioactive Glass) em diferentes concentrações.

3.2 Objetivos Específicos

Avaliar a resistência de união ao cisalhamento (RU), o índice de remanescente adesivo (IRA), o grau de conversão (GC) e a liberação de cálcio.

3.3 Hipóteses Nulas Testadas

A inclusão de partículas de vidro bioativas incorporadas a um adesivo resinoso ortodôntico:

H01 – Não interferem na força de adesão do bráquete ao esmalte;

H02 – Não interferem no grau de conversão;

H03 – Não influenciam na capacidade de liberação de cálcio;

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Delineamento experimental

4.1.1 Unidade Experimental

Dentes incisivos bovinos.

4.1.2 Fatores de Estudo

Tratamento em 5 níveis:

- a) Adesivo Resinoso Transbond XT (TRANSBOND XT);
- b) Adesivo Resinoso Transbond XT+ 20% de Partículas de vidro bioativas;
- c) Adesivo Resinoso Transbond XT+ 30% de Partículas de vidro bioativas;
- d) Adesivo Resinoso Transbond XT+ 50% de Partículas de vidro bioativas;
- e) Adesivo Resinoso FL BOND II comercial com biomaterial S-PRG;

4.1.3 Variável de resposta

Resistência ao cisalhamento

Grau de conversão

Liberação de Cálcio

4.2 Materiais utilizados

Todos os materiais, fabricantes e composições estão listados no Quadro 1.

Quadro 1 – Materiais utilizados no estudo, marca comercial, fabricante e composição

Material	Marca comercial	Fabricante	Composição
Ácido fosfórico	Etch-37%	Bisco Inc., Schaumburg, IL, USA	Ácido fosfórico 37%
Sistema Adesivo	Transbond XT Adesivo	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA	Bis-GMA, TEGDMA, 4 (DI- NETILAMINO) BENZOETANOL, Canforoquinona, Hidroquinona
Sistema Adesivo	FL BOND II	Shofu Inc., Kyoto	UDMA, TEGMA e partículas de vidro SPRG
Pasta Resinosa	Transbond™ XT Light Cure Resina Ortodôntica Foto- polimerizável	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA	Bis-GMA, TEGDMA, Sílica si- lanizada com 70 a 80% em volume n- dimetil benzocaína, hexa-flúor-fosfato, canforoquinona.
Bráquete	SLI MORELLI	MORELLI, Soro- caba, São Paulo, Brasil	Aço inoxidável
Partículas de vidro bioativas	SCHOTT Bioactive Glass for Dental Materials	SCHOTT AG, Landshut, Bayern, Germany	Diopside (CaM- GSiO ₆) -Wollasto- nite (CaSiO ₃); Dio- psite (CaMgSiO ₆) - Flurapatite [Ca ₅ (PO ₄) ₃ F]- Fosfato tricálcico (3CaO.P ₂ O ₅), óxi- dos dopantes Ag ₂ O, CuO, SrO, ZnO, MnO, Bi ₂ O ₃

Legenda: Material, fabricante e composição dos materiais.

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.3 Seleção das amostras

Foram usados 50 incisivos bovinos, recém extraídos, seguindo os seguintes critérios: precisavam estar hígidos e livres de alterações em esmalte. Os dentes foram devidamente armazenados em água destilada a 4° C até o momento do uso.

4.4 Preparo das amostras

Os incisivos bovinos, recém extraídos, foram randomizados e alocados em 5 grupos, com n = 10. Cada dente teve sua coroa e sua raiz devidamente padronizadas com relação aos seus respectivos tamanhos (Figuras 1A e 1B). Em seguida, foi preparada uma resina acrílica autopolimerizável (Jet Set Clássico) (Figuras 1C e 1D), para fixar as raízes dos dentes em anéis de PVC – ½ polegada (Tigre), de modo que a face vestibular da coroa dentária ficasse alinhada perpendicularmente à base do anel de PVC (Figuras 1D e 1E).

4.5 Divisão dos grupos experimentais

Para a realização dos tratamentos, os dentes foram divididos em cinco grupos, um composto por adesivos resinosos comerciais (Transbond XT™) sem a adição de partículas de vidro bioativas – grupo TXT; o segundo grupo utilizou adesivo resinosos comercial acrescido de 20% de partículas de vidro bioativas – grupo TXT20; o terceiro grupo, utilizou adesivo resinosos comercial acrescido de 30% de partículas de vidro bioativas – grupo TXT30; o quarto grupo, utilizou adesivo resinosos comercial, acrescido de 50% de partículas de vidro bioativas – grupo TXT50 e o último e quinto grupo, utilizou o adesivo resinoso comercial, FL BOND II, que apresenta em sua composição, o material bioativo SPRG – grupo SH. Todos os materiais foram utilizados de acordo com as instruções do fabricante. A Figura 2 mostra a divisão experimental dos grupos.

Figura 1- Preparo das amostras



Legenda: a) padronização do tamanho da coroa; b) padronização do tamanho da raiz; c) representação do preparo da resina acrílica; d) representação do molde de PVC com a resina acrílica; e) dente fixado na resina acrílica com a coroa exposta; f) amostra devidamente fixada em base de PVC e identificada em seu grupo específico.

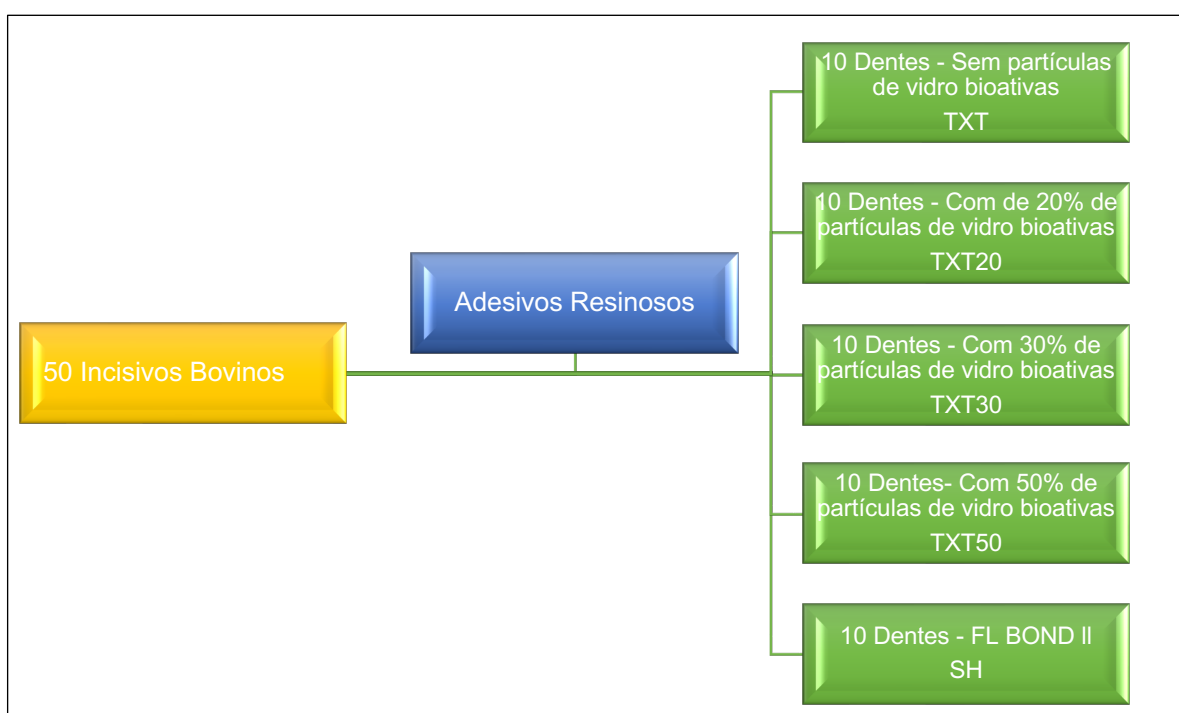
Fonte: Elaborada pela autora.

4.5 Divisão dos grupos experimentais

Para a realização dos tratamentos, os dentes foram divididos em cinco grupos, um composto por adesivos resinosos comerciais (Transbond XT™) sem a adição de partículas de vidro bioativas – grupo TXT; o segundo grupo utilizou adesivo resinosos comercial acrescido de 20% de partículas de vidro bioativas – grupo TXT20; o terceiro grupo, utilizou adesivo resinosos comercial acrescido de 30% de partículas de vidro bioativas – grupo TXT30; o quarto grupo, utilizou adesivo resinosos comercial, acrescido de 50% de partículas de vidro bioativas – grupo TXT50 e o último e quinto grupo,

utilizou o adesivo resinoso comercial, FL BOND II, que apresenta em sua composição, o material bioativo SPRG – grupo SH. Todos os materiais foram utilizados de acordo com as instruções do fabricante. A Figura 2 mostra a divisão experimental dos grupos.

Figura 2 – Delineamento dos grupos da pesquisa



Fonte: Elaborada pela autora.

4.6 Desenvolvimento do adesivo resinoso comercial modificado por partículas bioativas

Para a manipulação do adesivo resinoso comercial acrescido de partículas de vidro bioativas, foi necessária a utilização das partículas de vidro bioativas (SCHOTT Bioactive Glass - Schott, Landshut, Bayern, Germany), que se apresentam em forma de pó.

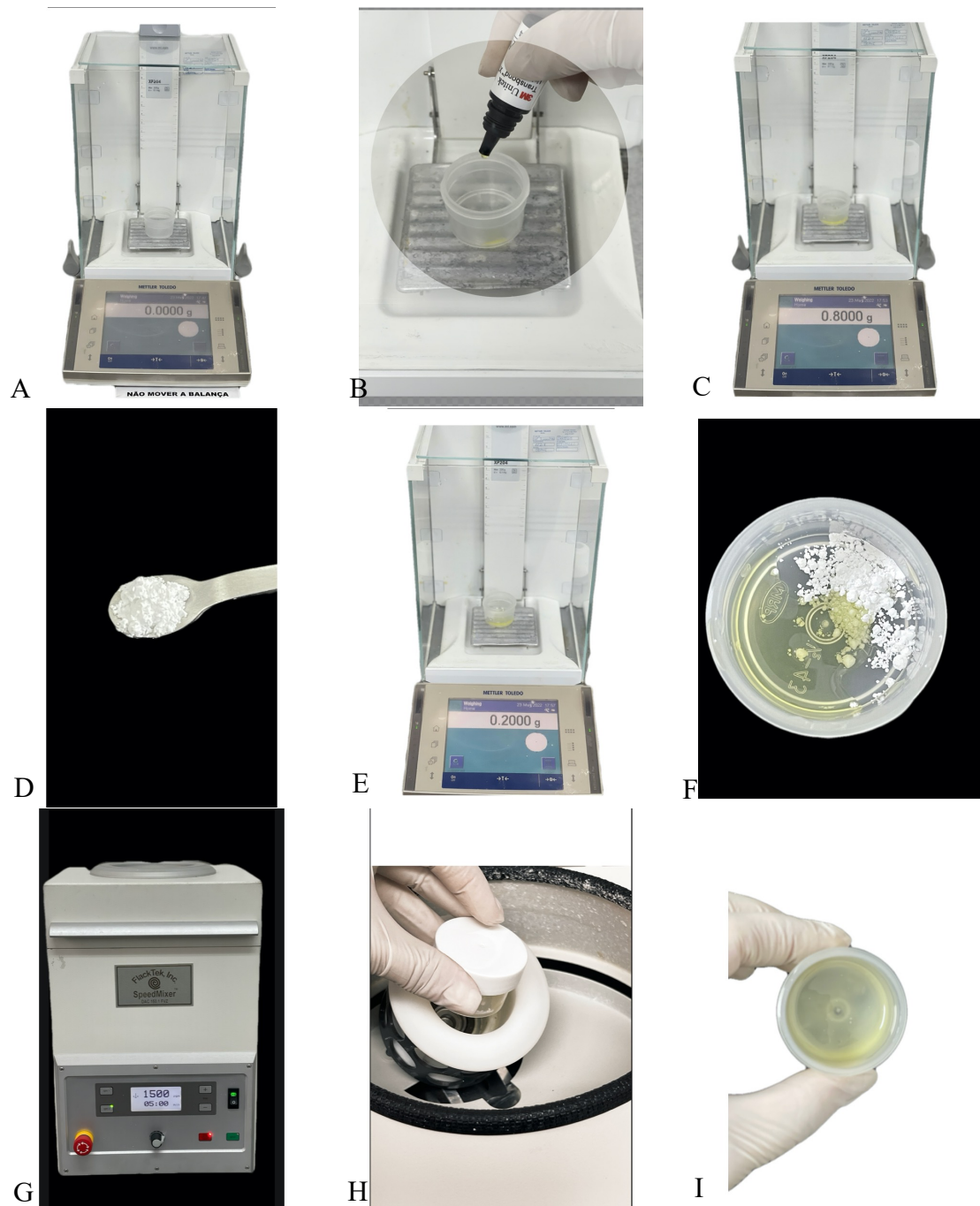
4.7 Incorporação das partículas de vidro bioativas no adesivo resinoso

Para incorporação das partículas de vidro bioativas (Glass power G018144 - Schott, Landshut, Bayern, Germany) no adesivo resinoso, foi usada uma balança analítica de precisão (Figura 3A). Primeiramente, pesou-se o adesivo resinoso comercial (Figura 3B e 3C), em seguida o pó das partículas de vidro bioativas foi também, devidamente pesado, de acordo com as concentrações indicadas, de cada grupo experimental (Figuras 3D e 3E). Após a adição dos dois materiais em recipiente adequado (Figura 3F), este foi levado ao misturador “Speed Mixer” para correta mistura dos componentes (Figura 3g, 3H e 3I). Os mesmos procedimentos serão realizados para a manipulação dos adesivos experimentais.

4.8 Colagem dos bráquetes na superfície do esmalte

Os dentes receberam uma profilaxia com escova de Robinson e pedra pomes, por 30 segundos (Figura 4A e 4B). Em seguida, os dentes foram condicionados com ácido fosfórico 37%, por 30 segundos, lavados abundantemente por 30 segundos com água e secos com um suprimento de ar livre de óleo e água (Figuras 4C e 4D). Com o auxílio de um pincel, foi aplicado o sistema adesivo específico, correspondente a cada grupo experimental, de forma ativa (Figura 4E). Depois foi fotopolimerizado por 20 segundos, conforme indicação do fabricante, usando um aparelho fotopolimerizador *Radii-Cal* (SDI, Victoria, Austrália). Em seguida, utilizou-se a pasta de resina Transbond XT, na base dos bráquetes autoligados (bráquete de aço autoligado - SLI MORELLI, Sorocaba, SP, BR - Ref. 1014900) para a colagem destes, no centro da coroa clínica da face vestibular dos incisivos bovinos (Figura 4F).

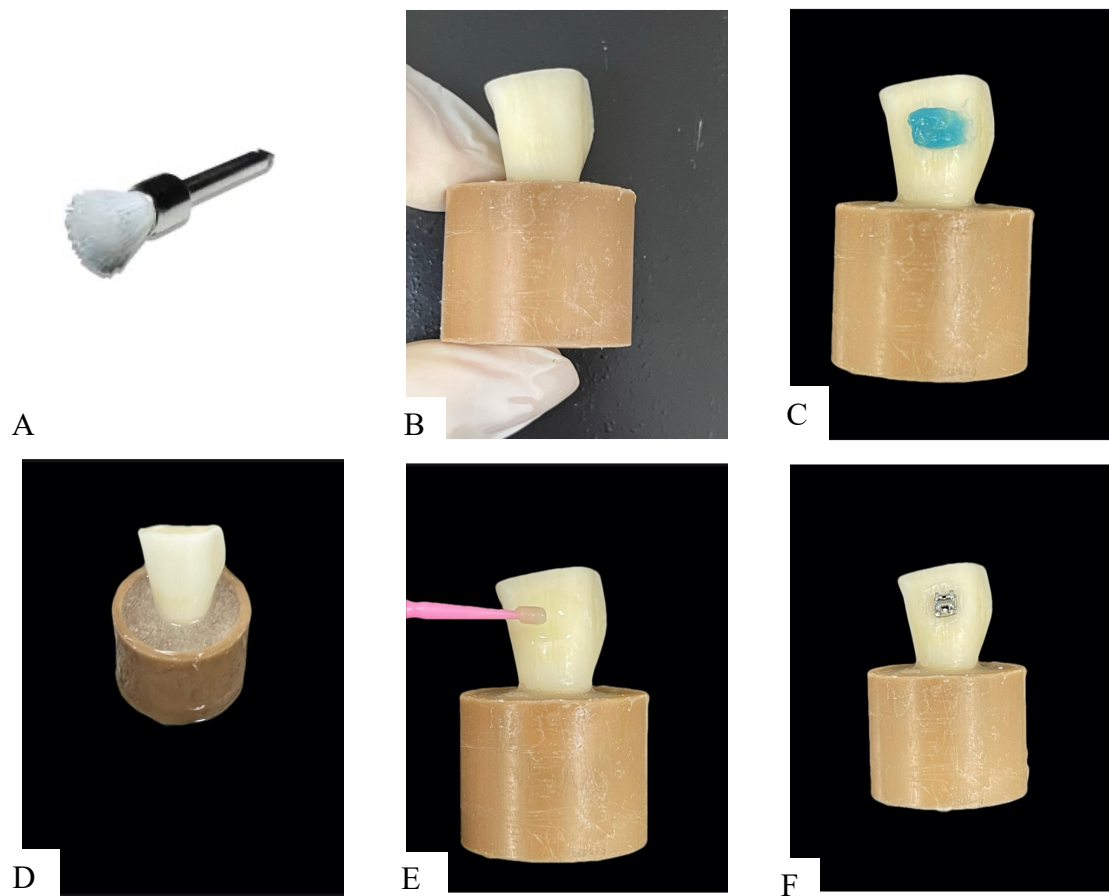
Figura 3-Incorporação de partículas de vidro ao adesivo comercial



Legenda: a) balança analítica de precisão; b) adição do adesivo resinoso comercial; c) representação da quantidade de adesivo comercial em peso; d) representação das partículas de vidro bioativas; e) representação da quantidade de partículas de vidro bioativas, em peso; f) mistura de adesivo resinoso e partículas de vidro bioativas; g) misturador acionado; h) frasco sendo posicionado dentro do misturador; i) mistura de adesivo resinoso e partículas de vidro bioativas.

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 4-Colagem dos bráquetes na superfície de esmalte dentário



Legenda: a) representação da profilaxia do dente com escova de Robinson e pedra pomes; b) superfície dentária limpa e seca; c) condicionamento ácido da superfície do esmalte; d) representação de lavagem após condicionamento ácido; e) representação de aplicação ativa de adesivo resinoso na superfície de esmalte; f) representação de posicionamento do bráquete no centro da coroa.

Fonte: Elaborada pela autora.

4.9 Grau de conversão

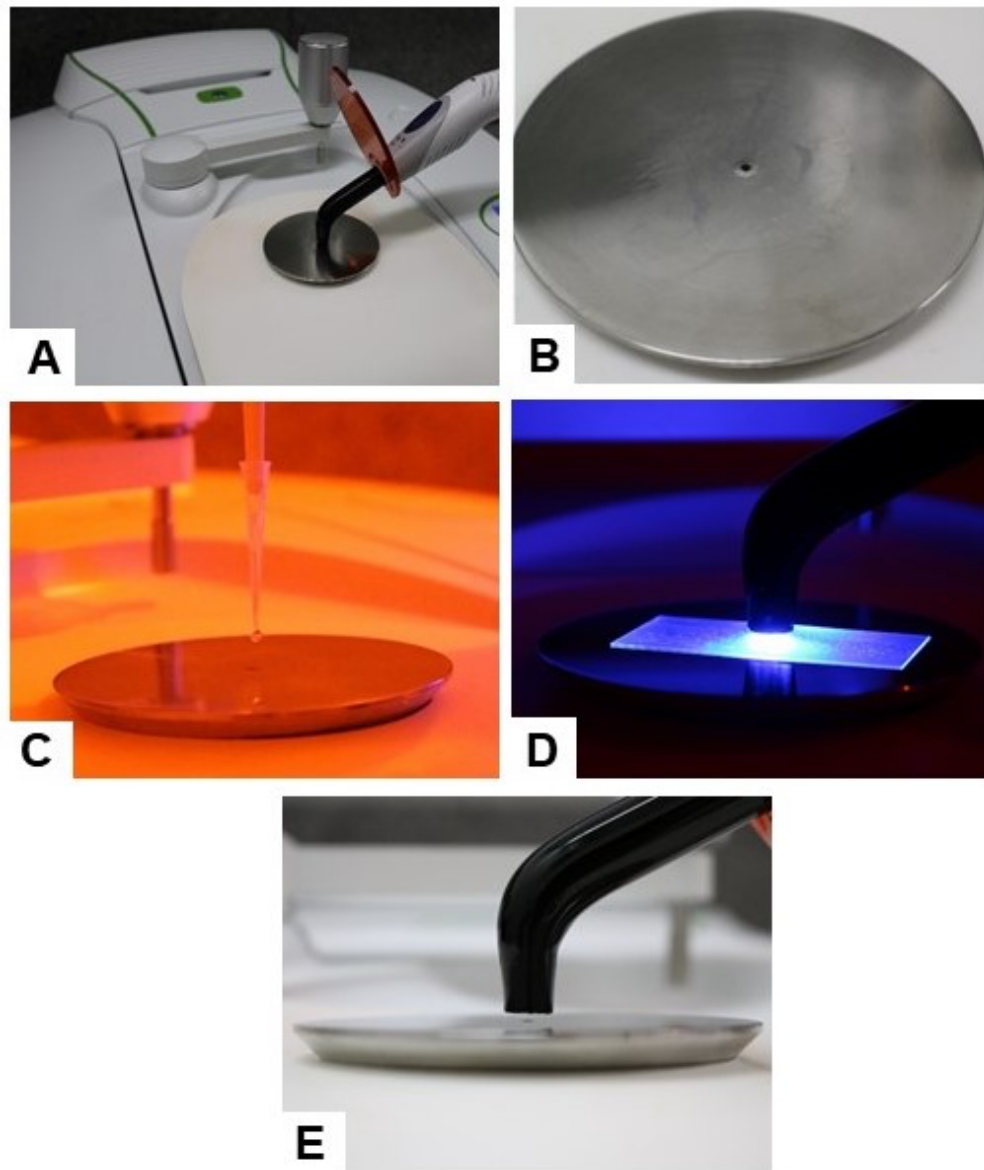
O grau de conversão (GC) foi medido através de Espectroscopia de Infravermelho Transformada de Fourier (FTIR) (Spectrum One, Perkin Elmer, Beaconsfield, Reino Unido) (Figura 5A). As amostras dos adesivos resinosos com e sem a incorporação das partículas de vidro bioativas foram analisadas por meio de absorbância com o dispositivo de refletância total atenuada (ATR) Miracle com placa de cristal de diamante de ZnSe (PIKE Technologies, Madison, WI, EUA) (Figura 5B). O software utilizado foi o *Spectrum TimeBase* (Perkin Elmer, Beaconsfield, Reino Unido). Inicialmente, foi colocado sobre o cristal do ATR uma pequena quantidade, 3 µl do adesivo

resinoso, com o auxílio de uma pipeta (LambdaTM Plus, Corning Co., Corning, NY, EUA), quantidade necessária para o adesivo molhar toda a superfície do cristal em ambiente de luz amarela (Figura 5C). Imediatamente, foram coletados os dados de absorvância pelo software utilizando os parâmetros de intervalo de onda de 1560cm⁻¹ a 1760cm⁻¹, resolução de 4cm⁻¹ e 32 capturas. Em seguida, essa mesma amostra de adesivo foi fotoativada com o fotopolimerizador *Radii-Cal* (SDI, Victoria, Austrália) (Figura 5D) a uma distância de 5 mm aproximadamente (Figura 5E). Após 5 minutos, os dados foram coletados novamente, gerando os espectros de antes e depois de polimerizados. Para gerar o valor de GC, esses espectros foram comparados e analisados na mudança do espectro nas bandas de absorção próximas a 1638cm⁻¹, onde se encontra a ligação dupla de carbono presente nos grupos metacrilatos polimerizáveis do adesivo. As bandas de absorção associadas ao anel benzênico aromático do BisGMA, que não sofrem grandes alterações antes e depois da polimerização, foram usadas como referência interna de proporcionalidade da matéria (bandas próximas a 1608cm⁻¹). Por fim, esses valores de cada amostra foram calculados através da seguinte fórmula:

$$DC = 1 - \left[\frac{\text{Absorbância da amostra } 1637\text{cm}^{-1} / \text{Absorbância da amostra } 1608\text{cm}^{-1}}{\text{Absorbância do monômero } 1637\text{cm}^{-1} / \text{Absorbância do monômero } 1608\text{cm}^{-1}} \right] \times 100\%$$

Para os grupos tratados com partículas de vidro bioativas, logo após a mistura, o adesivo foi inserido no cristal e realizado o teste como explicado anteriormente.

Figura 2-Grau de conversão



Legenda: a) espectroscopia de infravermelho transformada de Fourier (FTIR); b) placa de cristal de diamante de ZnSe; c) representação do adesivo sendo colocado sobre o cristal com auxílio de uma pipeta em luz amarela; d) amostra do adesivo sendo fotoativada com o fotopolimerizador; e) distância do fotopolimerizador de 5 mm aproximadamente.

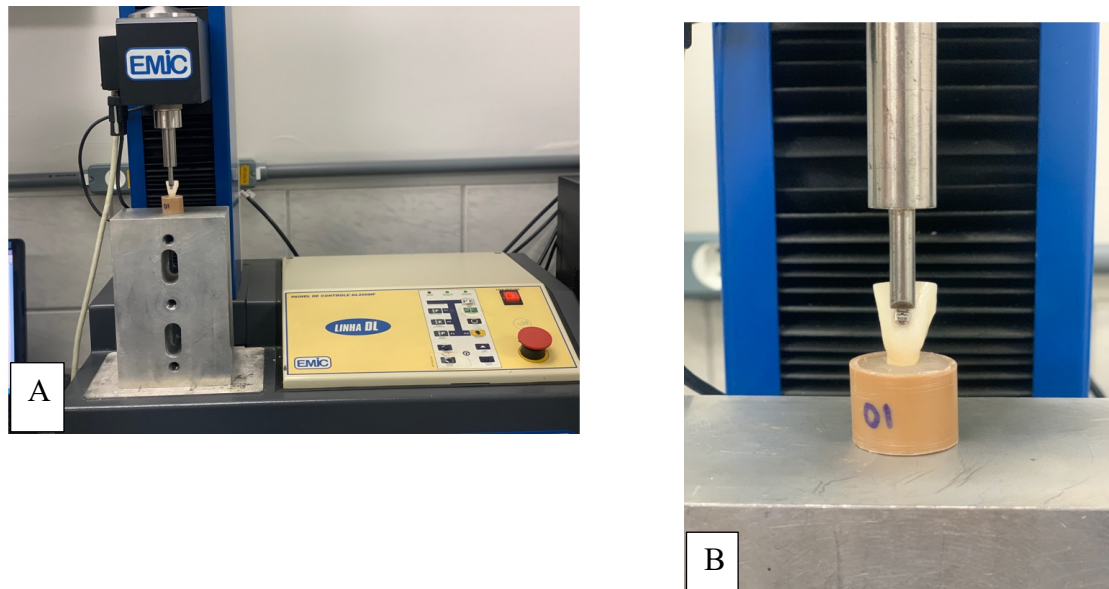
Fonte: Elaborada pela autora.

4.10 Teste de Resistência ao Cisalhamento

Cinquenta incisivos bovinos recém-extraídos foram alocados aleatoriamente em 5 grupos ($n = 10$). Cada dente foi fixado verticalmente, com resina acrílica autopolimerizável, de forma que a face vestibular da coroa clínica paralela à força durante o

teste de resistência ao cisalhamento (Figura 6A e 6B) . A coroa clínica recebeu uma profilaxia com pedra pomes, sem óleo, por 10 segundos. Em seguida foram lavadas e secas, por 15 segundos. Logo depois, os dentes foram condicionados com ácido fosfórico 37% por 30 segundos, lavados e secos com leves jatos de ar. Com o auxílio de um aplicador descartável, o adesivo correspondente a cada grupo foi aplicado de forma ativa e em seguida foi fotopolimerizado por 20 segundos, conforme orientação do fabricante. Uma camada fina e homogênea da pasta resinosa de Transbond XT™ foi aplicada na base dos bráquetes (SLI – MORELLI, slot 0.022”, de aço inoxidável). Os bráquetes foram então colados no centro da coroa clínica, com o auxílio de uma pinça porta bráquete (MORELLI), respeitando-se a anatomia do dente. O excesso de resina, ao redor do bráquete foi removido e então fotopolimerizado, por 10 segundos em cada face do bráquete. O teste de resistência ao cisalhamento foi efetuado, utilizando-se uma máquina de ensaio universal EMIC DL2000 (EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil), foi posicionado um cinzel na parte superior do suporte e uma carga ocluso-gengival de 100kgf, à uma velocidade de 1,0 mm/ min, foi aplicada ao bráquete, produzindo uma carga de cisalhamento na interface bráquete – dente, até que ocorresse uma falha. A resistência ao cisalhamento é igual a força necessária para descolar o bráquete da superfície do esmalte. Após o ensaio, as partes foram analisadas no estereomicroscópio óptico com aumento de 10 X (ZEISS, stereo Discovery V20, Gottingen, Germany) e classificados quanto ao tipo de falha. As superfícies de falhas foram classificadas de acordo com os escores do Índice de remanescente de adesivo, criado por Artun e Berglund em 1984 (Artun; Berglund, 1984). Estes escores quantificam a quantidade de resina remanescente no esmalte para avaliar a área onde a fratura ocorreu durante o teste de resistência.

Figura 6 - Resistência de união ao cisalhamento



Legenda: a) máquina de ensaio universal (EMIC); b) dente posicionado verticalmente durante teste de resistência ao cisalhamento.

Fonte: Elaborada pelo autor.

4.11 Análise do índice de remanescente adesivo aderido ao dente após descolagem dos bráquetes

Após a remoção dos bráquetes, o índice de remanescente do adesivo (IRA) foi observado em lupa estereoscópica Carl Zeiss, Brasil), por um examinador, com aumento de (10X). Foi feita uma avaliação da quantidade de material aderido ao esmalte após a descolagem (Tabela 1), seguindo-se os escores propostos por Artun e Bergland (1984) (Montasser and Drummond, 2009), como segue: escore 0 – nenhum compósito aderido ao dente; escore 1 – menos da metade do compósito aderido ao dente; escore 2 – mais da metade do compósito aderido ao dente; e escore 3 – todo o compósito aderido ao dente.

Tabela 1-O índice de remanescente adesivo foi avaliado de acordo com Artun e Bergland (1984) e a frequência do aparecimento dos escores foram analisados em cada grupo.

Grupos	Escore			
	0	1	2	3
TXT	0	2	7	1
TXT20	0	6	5	0
TXT30	0	6	4	0
TXT50	1	7	2	0
SH	1	4	5	0

Legenda: escore 0 – nenhuma quantidade de remanescente do compósito aderido ao dente; escore 1 – menos da metade da quantidade de compósito aderido ao dente; escore 2 – mais da metade da quantidade de compósito aderido ao dente; e escore 3 – todo o compósito aderido ao dente.

Fonte: Elaborada pelo autor.

4.12 Liberação de Cálcio

A liberação de cálcio foi analisada por ICP-OES (Espectrometria de Emissão Óptica com Plasma Indutivamente acoplado - ICPE-9820, Shimadzu), sendo que para o cálcio melhor comprimento de onda é de 317,9 nm na vista radial. As leituras das soluções (Figura 7) foram efetuadas em duas repetições seguidas, referentes a cada grupo experimental e mensuradas em intervalos de 24 h aos 7 dias (24 h, 48 h, 72 h, 96h, 120 h, 144 h, 168 h). A cada leitura, os líquidos foram removidos e substituídos por novas soluções para posteriores análises (resultados em mgL-1).

Figura 7- Liberação de cálcio



Legenda: Análise da liberação de cálcio.

Fonte: Elaborada pela autora.

4.13 Análise estatística

Foram realizados testes de normalidade e de distribuição normal das amostras para a escolha do correto teste estatístico.

Os dados foram inicialmente submetidos ao teste de normalidade e depois foram submetidos ao teste de ANOVA a dois fatores, seguido do Teste de Tukey para análise de comparações múltiplas, com nível de significância de 0,05.

4.14 Cálculo amostral

Foi utilizado o programa G*Power 3.1 disponível na internet para fazer o cálculo amostral. Os dados foram obtidos através de um estudo piloto que envolveu dois grupos, sendo um grupo controle e o outro composto por adesivo resinoso com as partículas de vidro bioativas. Este estudo foi executado no sentido de se obter o cálculo amostral. Os resultados foram inseridos no programa G*Power 3.1, onde foram obtidos os efeitos de F de 1,25; α de 0,05 e o β de 0,8 e o número de grupos 2. O valor crítico de F foi de 5,98 e o total do número de exemplares foi de 8 e o poder de 0,83. Dessa forma como o número total de exemplares foi de 8 pelo cálculo, isso justifica o número de exemplares que será utilizado por grupo no presente estudo ($n=10$).

5 RESULTADO

Para avaliar o fator sistema adesivo, os dados obtidos (em MPa) foram submetidos ao modelo estatístico da análise de variância (ANOVA) a um fator, após ser avaliada a média e o desvio padrão de cada grupo individualmente através de estatística descritiva.

5.1 Estatística para resistência ao cisalhamento

Na tabela 2 encontram-se os valores da estatística descritiva. Os valores de média e desvio padrão de resistência ao cisalhamento (MPa) obtidos nos grupos estudados.

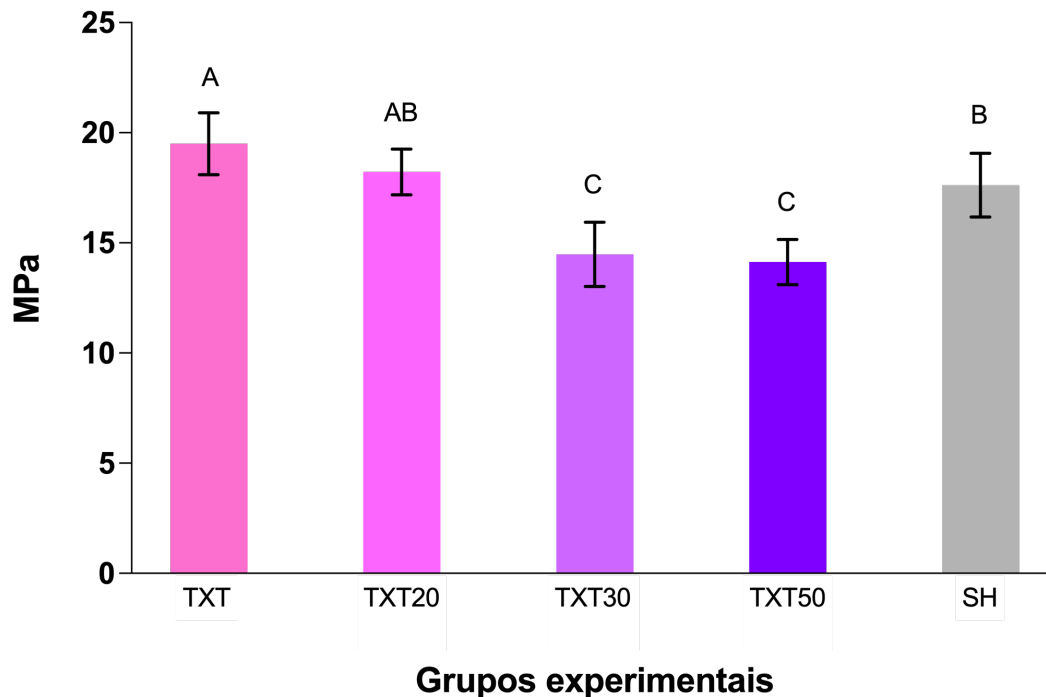
Tabela 2-Análise descritiva para os diferentes grupos em ordem decrescente quanto à resistência de união ao cisalhamento (MPa).

Sistemas Adesivos	Valores em MPa $\pm$ Dp
TXT	19,50 $\pm$ 1,40
TXT20	18,22 $\pm$ 1,04
TXT30	14,48 $\pm$ 1,46
TXT50	14,13 $\pm$ 1,02
SH	17,62 $\pm$ 1,45

Fonte: Elaborada pela autora

A figura 8 apresenta a análise descritiva das médias de resistência de união ao cisalhamento (MPa) e desvio padrão dos diferentes sistemas adesivos.

Figura 8 – Média e desvio-padrão da resistência de união ao cisalhamento (MPa) dos grupos experimentais



Legenda: gráfico das médias e desvio padrão dos diferentes grupos evidenciando as diferenças obtidas entre os sistemas adesivos utilizados.

Fonte: Elaborada pela autora.

5.2 Estatística Inferencial

Os dados foram submetidos à análise de variância (ANOVA) a um fator. Dessa forma observaram-se diferenças estatisticamente significantes para o fator Sistema Adesivo, ($p=0,00$) considerando um nível de significância de 5% (Tabela 3).

Tabela 3-Teste de análise de. variância (ANOVA) a um fator

Fatores	SQ	GL	QM	F	P
Sistema Adesivo	14103,60	1	14103,60	8413,007	0,000000
Interação	224,49	4	56,12	33,478	0,000000
Resíduo	75,44	45	1,68	---	---

Legenda: (GL): grau de liberdade; (SQ): soma dos quadrados; (QM): quadrado médio; (F): razão; (P): *valor <0,05.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Aplicou-se o Teste de Tukey (5%) com a finalidade de observar as diferenças significativas nos fatores avaliados (Tabela 4).

Na Tabela 4, observam-se os resultados do fator Sistema Adesivo para o teste de Tukey (5%). Os sistemas adesivos apresentaram média de resistência de união ao cisalhamento significativamente.

Tabela 4- Resultado do Teste de Tukey para o fator Sistema Adesivo

Sistema Adesivo	Valores em MPa $\pm$ Dp	Grupos Homogêneos
TXT50	14,13 $\pm$ 1,02	C
TXT30	14,48 $\pm$ 1,46	C
SH	17,62 $\pm$ 1,45	B
TXT20	18,22 $\pm$ 1,04	AB
TXT	19,50 $\pm$ 1,40	A

Legenda: (Dp): desvio-padrão.

Fonte: Elaborada pelo autor.

5.3 Estatística do Grau de Conversão

Na tabela 5 apresentam-se os valores de média e desvio padrão do grau de conversão dos sistemas adesivos dos diferentes grupos deste estudo. De acordo com os resultados obtidos, a maior média foi observada no grupo TXT20 $73,02 \pm 3,33$, seguido do grupo SH (FL BOND) $68,50 \pm 1,09$, não havendo diferença estatisticamente significativa entre estes. Seguido pelo grupo TXT $60,28 \pm 1,06$, TXT30 $58,84 \pm 4,06$ e TXT50 $40,67 \pm 1,21$.

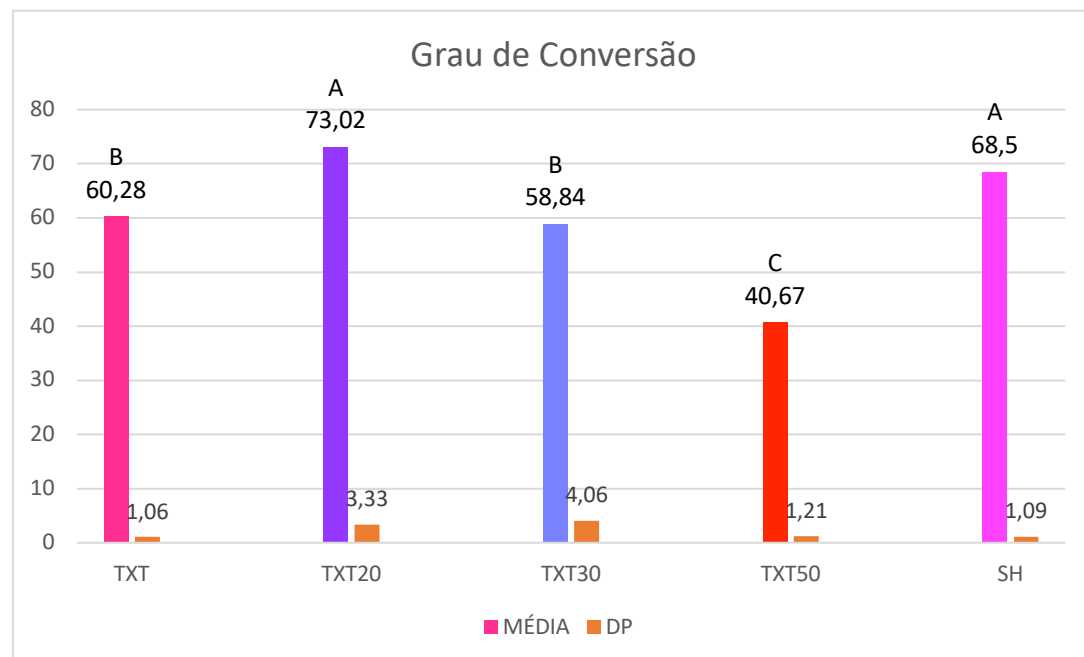
Tabela 5-Análise descritiva para os diferentes grupos em ordem decrescente quanto ao grau de conversão

Adesivo Comercial	Média±Dp
Sem partículas (TXT)	60,28 ± 1,06
20% de partículas bioativas (TXT20)	73,02 ± 3,33
30% de partículas bioativas (TXT30)	58,84 ± 4,06
50% de partículas bioativas (TXT50)	40,67 ± 1,21
FL BOND II	68,50 ± 1,09

Fonte: Elaborada pela autora.

A figura 9 apresenta a análise descritiva das médias e desvio padrão dos diferentes sistemas adesivos para o grau de conversão.

Figura 9-Análise descritiva das médias de grau de conversão e desvio padrão



Fonte: Elaborada pela autora.

Os dados foram submetidos à análise de variância (ANOVA) a um fator (adesivo). Dessa forma, foram observadas diferenças estatisticamente significantes ($p=0,00$) para o fator adesivo, considerando um nível de significância de 5% (Tabela 6).

Tabela 6-Teste de análise de variância (ANOVA) a um fator para o grau de conversão

Fatores	SQ	GL	QM	F	P
Adesivo	54476,25	1	54476,25	8654,973	0,000000
Interação	1849,44	4	462,36	73,458	0,000000
Resíduo	62,94	10	6,29		

Legenda: (GL): grau de liberdade; (SQ): soma os quadrados; (QM): quadrado médio; (F): razão; (P): valor. *p0,05.

Fonte: Elaborada pela autora.

Na tabela 7 observam-se os resultados do fator Adesivo para o teste de Tukey (5%). Houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

Tabela 7-Resultado do teste de Tukey para o grau de conversão

Sistema Adesivo	Valores média±Dp	Grupos Homogêneos
TXT	60,28 ± 1,06	B
TXT20	73,02 ± 3,33	A
TXT30	58,84 ± 4,06	B
TXT50	40,67 ± 1,21	C
SH	68,50 ± 1,09	A

Legenda: (Dp): desvio padrão.

Fonte: Elaborada pelo autor.

5.4 Estatística para Liberação de íons Cálcio

Na tabela 8 foram apresentados os valores de média e desvio padrão da liberação de íons cálcio dos diferentes sistemas adesivos analisados.

Os dados foram submetidos à análise de variância (ANOVA) a um fator (adesivo). Dessa forma observaram-se diferenças estatisticamente significantes para o fator Sistema Adesivo (p=0,00), considerando um nível de significância de 5% (Tabela 9).

Tabela 8- Análise descritiva para os diferentes grupos em ordem crescente quanto a liberação de cálcio

Adesivos Resinosos	Média $\pm$ Dp
TXT	0,14 $\pm$ 0,00
SH	0,47 $\pm$ 0,04
TXT20	0,55 $\pm$ 0,00
TXT30	0,74 $\pm$ 0,00
TXT50	2,23 $\pm$ 0,11

Fonte: Elaborada pela autora.

Tabela 9 - Teste de análise de variância (ANOVA) a um fator Análise descritiva para os diferentes grupos, quanto à liberação de íons Cálcio

Fatores	SQ	GL	GM	F	P
Sistema	10,30033	1	10,300	3626,87	0,00000
Adesivo					
Interação	7,96477	4	1,991	701,12	0,00000
Resíduo	0,028	10	0,002		

Fonte: Elaborada pela autora.

Na tabela 10 observam-se os resultados do fator adesivo para o teste de Tukey a 5%. De acordo com os resultados apresentados, a adição de partículas de vidro bioativas, nos adesivos resinosos, influenciou a liberação de cálcio. O adesivo resinoso TXT, que não apresenta de partículas de vidro na composição foi o que apresentou os piores resultados.

Tabela 10 – Resultado do teste de Tukey para a liberação de íons Cálcio

Adesivos Resinosos	Média $\pm$ Dp	Grupos homogêneos
TXT	0,14 $\pm$ 0,00	A
TXT20	0,55 $\pm$ 0,00	B
TXT30	0,74 $\pm$ 0,00	C
TXT50	2,23 $\pm$ 0,11	D
SH	0,47 $\pm$ 0,04	B

Fonte: Elaborada pela autora.

6 DISCUSSÃO

Neste estudo optamos pelo uso de um adesivo resinoso, acrescido de partícula de vidro bioativas em diferentes concentrações, para que pudéssemos avaliar a influência deste tipo de partícula na resistência de união ao cisalhamento, no grau de conversão do adesivo e na capacidade de liberação de cálcio.

Esse capítulo apresenta a discussão dividida em duas etapas, na primeira discutiu-se sobre a Metodologia e na segunda etapa foram discutidos os resultados encontrados na pesquisa, correlacionando com teóricos existentes na literatura.

6.1 Discussão da metodologia

Foram utilizados dentes incisivos bovinos, neste estudo, uma vez que este é frequentemente utilizado como um substituto ao dente humano em ensaios de resistência de união ao cisalhamento (Santos, 2009). Os dentes foram divididos em cinco grupos experimentais, cada um constituído por dez incisivos bovinos.

Os dentes foram armazenados em água destilada a 4 °C até o momento da utilização, sendo trocada semanalmente. Estudos realizado por De Munck et al., (2005) e Mair e Padipatvuthikul (2010) mostraram que a água destilada é o meio mais utilizado por pesquisadores, na realização de estudos de resistência de união.

Foi utilizado no presente estudo, o adesivo comercial TRANSBOND XT, que se destaca por ser um produto de grande utilização clínica (maior resistência ao cisalhamento no esmalte do dente humano) e com resultados confiáveis, amplamente utilizado em pesquisas (Hellak et al., 2016).

A liberação de cálcio foi desenvolvida utilizando a mesma metodologia de Matuda 2022. Porém, devido a maior quantidade de partículas de vidro bioativas, no adesivo resinoso ortodôntico, a liberação de íons cálcio também apresentou-se maior, ao ser comparada com os resultados de Matuda 2022.

O teste de grau de conversão foi medido através de Espectroscopia de Infravermelho Transformada de Fourier (FTIR) (Spectrum One, Perkin Elmer, Beaconsfield, Reino Unido), utilizado pela sua relevância quanto ao desempenho de sistemas adesivos em cavidade oral (Costa, 2019). A amostra de adesivo foi fotoativada por 20

segundos, tendo em vista que o tempo de exposição pode afetar a polimerização do material (Grando et al., 2002).

6.2 Discussão dos resultados

Este estudo teve como objetivo desenvolver e avaliar um adesivo resinoso modificado com a incorporação de partículas de vidro bioativas (SCHOTT Bioactive Glass - SCHOTT Bioactive Glass) em diferentes concentrações.

Considerando a hipótese nula testada: H01 – não interferem na resistência de união do bráquete ao esmalte dental, verificou-se que a incorporação de partículas de vidro bioativas a um adesivo resinoso ortodôntico, interfere na resistência de união ao cisalhamento, portanto a H01 foi rejeitada.

Dessa forma, os estudos de Van Meerbeek, Vanherle e Lambrechts (1992) corroboram os resultados encontrados para o grupo TXT20, pois realizaram um estudo sobre a influência dos metacrilatos de amônio quaternário nas propriedades físico-químicas e concluíram a ausência de diferença significativa para resistência ao cisalhamento, em virtude da incorporação de dimetilaminododecil e dimetilaminohexadecil, ou seja, apesar de avaliar um material bioativo diferenciado, o mesmo não interferiu na resistência de união ao cisalhamento. Entretanto, nesta pesquisa, os grupos TXT30 e TXT50, com acréscimo de 30% e 50% respectivamente, de partículas de vidro, influenciaram significativamente na redução da resistência de união.

Yang et al., (2016) avaliaram a capacidade de neutralização ácida e resistência de união ao cisalhamento, utilizando adesivos ortodônticos contendo três diferentes tipos de vidros bioativos. Concluíram que o adesivo contendo 61,25% de vidro bioativo 45S5F apresentou resistência ao cisalhamento clinicamente aceitável, além de propriedades de neutralização ácida, sendo, portanto, essa composição, uma candidata adequada para prevenir lesões de mancha branca durante o tratamento ortodôntico. Este resultado corrobora com os resultados encontrados no presente estudo, visto que o grupo TXT20, que utilizou 20% de partículas de vidro bioativas adicionadas ao adesivo resinoso, Transbond XT, demonstrou uma resistência ao cisalhamento, estatisticamente semelhante ao grupo TXT (adesivo resinoso comercial Transbond XT), o qual é considerado o padrão ouro para a. colagem de bráquetes em esmalte dentário.

De acordo com Bauer et al., (2019) partículas de vidro 45S5 são capazes de liberar íons, como Ca^{+2} e PO_4^{-3} , os quais promovem uma deposição mineral no

substrato dentinário desmineralizado e conseqüentemente, previne uma redução na resistência de união na interface/dentina, este fator provavelmente contribuiu para adequada manutenção da resistência de união ao cisalhamento na interface esmalte/bráquete, com a adição de 20% de partículas de vidro bioativas ao adesivo resinoso Transbond XT (grupo TXT20). Entretanto quando se adicionou 30% ou 50% de partículas de vidro bioativas, pode ter havido uma saturação na liberação de íons, que influenciou negativamente na resistência de união destes grupos.

Hellak et al., (2016) também obtiveram bons resultados ao avaliarem a resistência de união ao cisalhamento de dois adesivos auto condicionantes em diferentes superfícies protéticas e esmalte dentário, em comparação com sistema de condicionamento total Transbond XT. Foi visto que o mesmo adesivo utilizado neste estudo, o Transbond XT (sistema de condicionamento total) apresentou a maior resistência ao Cisalhamento no esmalte humano.

Em um outro estudo, Melo et al., (2014) avaliaram em sua pesquisa, o acréscimo de 3% de amônia quaternária, material bioativo, em cimento resinoso ortodôntico e observaram que a viabilidade do biofilme foi inibida, mas não constatarem uma diminuição na resistência de união do esmalte ao bráquete, podendo então reduzir ou eliminar a desmineralização do esmalte ao redor dos bráquetes ortodônticos, sem contudo alterar a resistência de união ao cisalhamento, estas conclusões corroboram com os resultados encontrados no grupo TXT20.

De acordo com os resultados, observou-se que grupo TXT20 apresentou resistência de união ao cisalhamento semelhante aos grupos TXT e SH, comprovando que o TXT20, apresenta uma resistência ao cisalhamento, semelhante aos sistemas adesivos comerciais, comumente usados na colagem de bráquetes ortodônticos.

Os resultados do teste do grau de conversão demonstraram que a maior média foi observada no grupo TXT20 $73,02 \pm 3,33A$ que foi estatisticamente semelhante ao grupo SH $68,50 \pm 1,09A$ que utilizou o adesivo FL BONDII. O grupo TXT30 com acréscimo de 30% de partículas de vidro bioativas, apresentou resultados estatisticamente semelhantes ao grupo TXT, que utilizou o adesivo resinoso comercial Transbond XT. Por outro lado, o grupo TXT50 apresentou a menor média $40,67 \pm 1,21C$, para o grau de conversão, demonstrando que quanto maior a porcentagem de partículas adicionadas no adesivo resinoso, maior a influência no grau de conversão. Assim sendo, a hipótese de nulidade H02 testada, foi rejeitada, visto que a maior incorporação de

partículas de vidro bioativas no adesivo resinoso ortodôntico, foi capaz de alterar o grau de conversão, embora em menor quantidade, os resultados demonstraram que podem ser considerados excelentes opções para o uso clínico.

Matuda (2020) em um estudo semelhante, avaliou as propriedades de um sistema adesivo modificado com a incorporação de partículas de vidro bioativas (SCHOTT Bioactive Glass) e identificou que a incorporação de partículas de vidro bioativas no sistema adesivo, embora tenha aumentado a resistência da interface adesiva na concentração de 0,5%, não influenciou no grau de conversão entre as diferentes concentrações.

Quanto aos resultados da liberação de cálcio, a Hipótese de nulidade H03 foi rejeitada, pois observou-se diferenças significativas entre os grupos testados.

O grupo TXT50 apresentou a maior média $2,23 \pm 0,11D$, quanto a liberação de íons cálcio, este fato era esperado, pois este grupo apresenta a adição de 50% de partículas de vidro bioativas em sua composição. O grupo TXT30 também apresentou resultados superiores aos demais grupos. Já o grupo TXT20, que tem 20% de partículas de vidro bioativas incorporadas em sua composição, apresentou resultados semelhantes ao grupo SH, adesivo autocondicionante que apresenta tecnologia GLOMER em sua formulação.

Este adesivo contém carga de S-PRG (Ionômero de vidro com superfície pré-ativada), o que confere melhor adesão ao esmalte e à dentina, pois em sua composição, encontra-se Flúor, Estrôncio, Borato, Alumínio e Sódio. Estes componentes contribuem para uma maior resistência às quedas de pH, a partir da formação de flúor-apatita e estrôncio-apatita. Este fator pode explicar a verificação de liberação de íons Cálcio, mesmo que este não esteja presente na composição do adesivo resinoso, já que a composição da flúor-apatita tem alto teor mineral, semelhante à hidroxiapatita, cerca de 96%.

O grupo TXT, foi utilizado de acordo com a recomendação do fabricante, e, portanto, sem adição de partículas de vidro bioativas em sua composição e por isso apresentou resultados inferiores, quanto a quantidade de liberação de íons cálcio.

Portanto, foi demonstrado nos resultados que a adição de partículas de vidro bioativas, nos adesivos resinosos utilizados, influenciou a liberação de cálcio. A liberação de cálcio contribui para minimizar o processo de desmineralização da estrutura de esmalte dental, porque o cálcio pode neutralizar o efeito dos ácidos e contribuir para o aumento do pH (Mandall et al., 2018; Morrier, 2014).

Em seu estudo Costa (2019) identificou que sistemas adesivos com incorporação de vidro bioativo apresenta monômeros 10-MDP que interagem com o cálcio e como na composição do vidro bioativo F18 existe esse mineral, o mecanismo de ação do vidro ao entrar em contato com fluidos corporais é a deposição de hidroxiapatita. Esse resultado pode ser justificado tendo em vista que os novos sistemas adesivos têm buscado focar em reduzir o número de etapas clínicas no processo de adesão, minimizando o tempo de tratamento. Além disso, novos sistemas adesivos universais tendo na composição um monômero funcional chamado 10- metacriloiloxidecil dihidrogenofosfato (10-MDP) tem sido criado nos últimos anos, promovendo adesão química com a hidroxiapatita do esmalte e da dentina

Yang (2016) por sua vez, adicionou partículas de vidro ao adesivo resinoso e os tornou capazes de prevenir a desmineralização, justificado pelas propriedades de neutralização ácida do vidro bioativo 45S5F, sendo considerado uma composição adequada para prevenção de lesões de mancha branca durante o tratamento ortodôntico.

Estudos de Al Mulla et al., (2008) e Mitchell (2014) identificaram que a retenção mecânica de biofilme e a dificuldade de higienização, alteram a flora bacteriana bucal, resultando em um aumento dos níveis de bactérias cariogênicas, assim, os pacientes que apresentam alto número de *Streptococcus mutans* e *Lactobacillus*, antes do tratamento, apresentam maior risco de desenvolverem lesões cariosas durante o tratamento ortodôntico. Estas bactérias são capazes de diminuir o pH da placa em pacientes ortodônticos, em decorrência da metabolização de carboidratos fermentáveis e consequente liberação de ácidos, determinando assim a liberação de cálcio e fosfato da hidroxiapatita do esmalte.

Por sua vez, Hench et al., (1971), Feng et al., (2017) e Andersson e Kangasniemi (1991) elucidaram que as partículas de vidro bioativas são biomateriais compostos de silicato amorfo, atuando como agentes antibacterianos, usados na prevenção de lesão de mancha branca e cáries, através da capacidade da liberação de cátions do vidro, em soluções, gerando um aumento do pH e a formação de uma camada de Ca-P, a qual é cristalizada como hidroxiapatita de cálcio na superfície do esmalte dentário.

Bunney, et al., (2017), Tay et al., (2008) e Zehnder et al., (2004) mencionam em suas pesquisas que as partículas de vidro bioativas apresentam propriedades remineralizantes que atuam na estrutura do esmalte dental, através da liberação de íons

Cálcio e fosfato, da neutralização de ácidos e do aumento do pH e essa capacidade de liberar íons, durante a dissolução em meios aquosos, confere aos mesmos propriedades antibacterianas e neutralizantes, contribuindo para a formação de uma matriz mineral equivalente à hidroxiapatita natural.

Embora pesquisas futuras sejam relevantes para avaliar a introdução de partículas de vidro bioativo em adesivos resinosos, o presente estudo compreende que as partículas de vidro bioativas (SCHOTT Bioactive Glass) acrescidas no sistema adesivo não interferiu na resistência ao cisalhamento, quando comparado ao adesivo comercial, com relação ao grau de conversão, apresentou resultado semelhante ao adesivo comercial, além de auxiliar na prevenção da desmineralização do esmalte, através da liberação de cálcio.

CONCLUSÃO

Considerando os resultados obtidos nesse estudo, com relação a introdução de partículas de vidro bioativas (SCHOTT Bioactive Glass) no sistema adesivo, pôde-se concluir que:

- A incorporação de partículas de vidro em todos os grupos, influenciou na resistência ao cisalhamento;
- Nas diferentes concentrações de partículas de vidro bioativas, incorporadas no sistema adesivo houve influência no grau de conversão;
- A adição de partículas de vidro bioativo nos adesivos resinosos interferiu na liberação de íons de cálcio.

REFERÊNCIAS

Abbasi Z, Bahrololoum ME, Bagheri R, Shariat MH. Caracterização do comportamento bioativo e mecânico de misturtas de vidros bioativos derivados de cerâmica/sol-gel odontológica. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016; 54:115–22. doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.09.025. PMID: 26454135.

Abbassy MA, Bakry AS, Alshehri NI, Alghamdi TM, Rafiq SA, Aljeddawi DH, et al., 45S5 Bioglass paste is capable of protecting the enamel surrounding orthodontic brackets against erosive challenge. *J Orthod Sci*. 2019;8(1):1–6. doi: 10.4103/jos.JOS_93_18.

Abuna G, Feitosa VP, Correr AB, Cama G, Giannini M, Sinhoreti MA, Pashley DH, Sauro S. Bonding performance of experimental bioactive/biomimetic self-etch adhesives doped with calcium-phosphate fillers and biomimetic analogs of phosphoproteins. *J Dent*. 2016 Sep;52:79-86. doi: 10.1016/j.jdent.2016.07.016. Epub 2016 Jul 27. PMID: 27472956.

Ackerman JL. Ask us. Is it OK to morph the photo of a child's face for treatment-planning discussions? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003 Apr; 123(4):19A-20A. doi: 10.1067/mod.2001.78. PMID: 12708430.

Ahn SJ, Lim BS, Lee SJ. Surface characteristics of orthodontic adhesives and effects on streptococcal adhesion. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2010;137(4):489–95. doi: 10.1016/j.ajodo.2008.05.015.

Al Maaaitah EF, Adeyemi AA, Higham SM, Pender N, Harrison JE. Factors affecting demineralization during orthodontic treatment: A post-hoc analysis of RCT recruits. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2011;139(2):181–91. doi: 10.1016/j.ajodo.2009.08.028. PMID: 21300246.

Al Mulla AH, Al Kharsa S, Kjellberg H, Birkhed D. Caries risk profiles in orthodontic patients at follow-up using cariogram. *Angle Orthod*. 2008;79(2):323–30. doi: 10.2319/012708-47.1. PMID: 19216589.

Al Shamsi A, Cunningham JL, Lamey PJ, Lynch E. Shear bond strength and residual adhesive after orthodontic bracket debonding. *Angle Orthod*. 2006 Jul;76(4):694–9. doi: 10.1043/0003-3219 (2006) 076[0694: SBSARA]2.0.CO;2. PMID: 16808579.

Al-Saleh M, El-Mowafy O. Bond strength of orthodontic brackets with new self-adhesive resin cements. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2010;137(4):528–33. doi: 10.1016/j.ajodo.2008.04.027. PMID: 20362914.

Andersson H, Kangasniemi I. Calcium phosphate formation at the surface of bioactive glass in vitro. *J Biomed Mater Res*. 1991;25(8):1019–30. doi: 10.1002/jbm.820250808. PMID: 1918106.

Årtun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod.* 1984;85(4):333–40. doi: 10.1016/0002-9416(84)90190-8. PMID: 6231863.

Baccetti T, Franchi L, Camporesi M, Defraia E. Orthodontic forces released by low-friction versus conventional systems during alignment of apically or buccally malposed teeth. *Eur J Orthod.* 2011 Feb;33(1):50-4. doi: 10.1093/ejo/cjq043. Epub 2010 Jul 14. PMID: 20631083.

Bauer J, Carvalho EM, Carvalho CN, Meier MM, et al. Development of a simplified etch-and-rinse adhesive containing niobiophosphate bioactive glass. *International Journal of Adhesion and Adhesives.* Vol. 69, September 2016, pages 110-114. <https://doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2016.03.015>

Bauer HC. Associação entre o tempo cirúrgico e infecção pós-operatória na exodontia de terceiros molares [Tese]. São Paulo (SP): Universidade de São Paulo; 2016.

Berger JL. The SPEED appliance: a 14-year update on this unique self-ligating orthodontic mechanism. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994 Mar;105(3):217-23. doi: 10.1016/S0889-5406(94)70115-6. PMID: 8135204.

Berger J, Byloff FK. The clinical efficiency of self-ligated brackets. *J Clin Orthod.* 2001 May;35(5):304-8. PMID: 11475540.

Bishara SE, Oonsombat C, Ajlouni R, Laffoon JF. Comparison of the shear bond strength of 2 self-etch primer/adhesive systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2004;125(3):348–50. doi: 10.1016/j.ajodo.2003.04.010. PMID: 15014413.

Braga CP, Vanzin GD, Marchioro EM, Beck JCP. Evaluation of the friction coefficient of metal and esthetic brackets with stainless steel and beta-titanium wires. *Rev. dental Press ortodontia e Ortopedia facial* 9 (6). Dez 2004. <https://doi.org/10.1590/S1415-54192004000600011>.

Brauer DS, Al-Noaman A, Hill RG, Doweidar H. Density-structure correlations in fluoride-containing bioactive glasses. *Mater Chem Phys.* 2011;130(1–2):121–5. doi: 10.1016/j.matchemphys.2011.06.015.

Bunney, P. E., Zink, A. N., Holm, A. A., Billington, C. J., & Kotz CM. HHS Public Access. *Physiol Behav.* 2017;176(2):139–48. doi: 10.1016/j.physbeh.2017.03.040.

Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955 Dec;34(6):849-53 doi:10.1177/00220345550340060801. PMID: 13271655.

Campbell PM. Re: Effect of resin-removal methods on enamel and shear bond strength of rebonded brackets. *Angle Orthod.* 2006;76(6). PMID: 17120353.

Carneiro KK, Araujo TP, Carvalho EM, Meier MM, Tanaka A, Carvalho CN, Bauer J. Bioactivity and properties of an adhesive system functionalized with an experimental niobium-based glass. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018 Feb; 78:188-195. doi: 10.1016/j.jmbbm.2017.11.016. Epub 2017 Nov 10. PMID: 29169095.

Castro R. Braquetes autoligados: eficiência x evidências científicas. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2009;14 (4)20-4.

Chapman JA, Roberts WE, Eckert GJ, Kula KS, González-Cabezas C. Risk factors for incidence and severity of white spot lesions during treatment with fixed orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2010;138(2):188–94. doi: 10.1016/j.ajodo.2008.10.019.

Chatrou LW, Escribano MP, Viruel MA, Maas JW, James E, Hormaza JI. Accepted Manuscript 2009. doi: 10.1016/j.ympev.2009.07.024. PMID: 25653388.

Closs LQ, Bewtina, G, Raveli, DB, Rösing CK. Alteração da inclinação dos incisivos inferiores e ocorrência de recessão gengival. *Ver Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2009;14(4):66-73.

Cordeiro N, Splieth CH, Ruge S, Kordaß B, Vielhauer A, Krey KF, Santamaría RM. Validation of digital analysis of occlusion in primary and mixed dentition using GEDAS. *Int J Comput Dent*. 2021 Sep 23;24(3):275-282. PMID: 34553892.

Costa JL SG. Influência da incorporação de vidro bioativo em diferentes propriedades de sistemas adesivos [dissertação]. Araraquara; Faculdade de odontologia:2019.

D'Attilio M, Traini T, Di Iorio D, Varvara G, Festa F, Tecco S. Shear bond strength, bond failure, and scanning electron microscopy analysis of a new flowable composite for orthodontic use. *Angle Orthod*. 2005 May;75(3):410-5. doi: 10.1043/0003-3219(2005)75[410:SBSBFA]2.0.CO;2. PMID: 15898382.

Delaviz Y, Liu TW, Deonarain AR, Finer Y, Shokati B, Santerre JP. Physical properties and cytotoxicity of antimicrobial dental resin adhesives containing dimethacrylate oligomers of Ciprofloxacin and Metronidazole. *Dent Mater*. 2019 Feb;35(2):229-243. doi: 10.1016/j.dental.2018.11.016. Epub 2018 Nov 29. PMID: 30502964.

Derks A, Kuijpers-Jagtman AM, Frencken JE, Van't Hof MA, Katsaros C. Caries preventive measures used in orthodontic practices: An evidence-based decision? *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2007;132(2):165–70. doi: 10.1016/j.ajodo.2005.10.028.

De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *J Dent Res*. 2005;84(2):118–32. doi: 10.1177/154405910508400204. PMID: 15668328

Du Min Q, Bian Z, Jiang H, Greenspan DC, Burwell AK, Zhong J, Tai BJ. Clinical evaluation of a dentifrice containing calcium sodium phosphosilicate (novamin) for

the treatment of dentin hypersensitivity. *Am J Dent*. 2008 Aug;;21(4):210–4. PMID: 18795515.

Dursun E, Wiechmann D, Attal JP. The effect of moisture on the shear bond strength of gold alloy rods bonded to enamel with a self-adhesive and a hydrophobic resin cement. *Eur J Orthod*. 2010;32(3):264–7. doi: 10.1093/ejo/cjp102. PMID: 19875744.

Elekdag-Turk S, Isci D, Turk T, Cakmak F. Six-month bracket failure rate evaluation of self-etching primer. *Eur J Orthod*. 2008 Apr;30(2):211-6. doi: 10.1093/ejo/cjm119. Epub 2008 Jan 23. PMID: 18216373.

Enaia M, Bock N, Ruf S. White-spot lesions during multibracket appliance treatment: A challenge for clinical excellence. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2011;140(1):17–24. doi: 10.1016/j.ajodo.2010.12.016.

Feldmann I, Bondemark L. Orthodontic anchorage: a systematic review. *Angle Orthod*. 2006 May;76(3): 493-501. Doi: 10.1043/0003-3219(2006)076 [0493:OA] 2.0.CO;2. PMID 16637733.

Feng X, Zhang N, Xu Hhk, Weir Md, Melo Mas, Bai Y, et al., Novel orthodontic cement containing dimethylaminohexadecyl methacrylate with strong antibacterial capability. *Dent Mater J*. 2017;36(5):669–76. doi: 10.4012/dmj.2016-370.

Fernando D, Attik N, Pradelle-Plasse N, Jackson P, Grosogeat B, Colon P. Bioactive glass for dentin remineralization: A systematic review. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2017 Jul 1;76:1369-1377. doi: 10.1016/j.msec.2017.03.083. Epub 2017 Mar 14. PMID: 28482504.

Fleischmann LA, Sobral MC, Júnior GCS, Habib F. Estudo comparativo de seis tipos de braquetes ortodônticos quanto à força de adesão. *Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2008;13(4);107-116.

Gallardo I, Irigoyen-Camacho ME, Vera-Robles L, Campero A, Gómez-Quiroz L. Enzymatic Activity of Glutathione S-Transferase and Dental Fluorosis Among Children Receiving Two Different Levels of Naturally Fluoridated Water. *Biol Trace Elem Res*. 2017 Mar;176(1):40-47

Gorelick L, Geiger AM, Gwinnett AJ. Incidence of white spot formation after bonding and banding. *Am J Orthod*. 1982 Feb;81(2):93-8. doi: 10.1016/0002-9416(82)90032-x. PMID: 6758594.

Gou Y, Li J, Meghil MM, Pashley DH, Cutler CW, Niu L, et al., Optimizing resin-dentin bond stability using a bioactive adhesive with concomitant antibacterial properties and anti-proteolytic activities. *Acta Biomater*. 2018; 75:171–82. doi: 10.1016/j.actbio.2018.06.008.

- Grando PR, Magnani MBBA, Pereira AC, Meneguim MC, Kuramae M, Tavares S. Colagem de braquetes ortodônticos com resina composta e com ionômero de vidro. *J Bras Ortodon Ortop Facial*. 2002;7(38):118-24.
- Gwinnett AJ, Ceen RF. Plaque distribution on bonded brackets: A scanning microscope study. *Am J Orthod*. 1979;75(6):667–77. doi: 10.1016/0002-9416(79)90098-8. PMID: 377979.
- Hadler-Olsen S, Sandvik K, El-Agroudi MA, Øgaard B. The incidence of caries and white spot lesions in orthodontically treated adolescents with a comprehensive caries prophylactic regimen--a prospective study. *Eur J Orthod*. 2012 Oct;34(5):633-9. doi: 10.1093/ejo/cjr068. Epub 2011 Jul 12. PMID: 21750245.
- Han S, Sun J, He S, Tang M, Chai R. The application of graphene-based biomaterials in biomedicine. *Am J Transl Res*. 2019 Jun 15;11(6):3246-3260. PMID: 31312342; PMCID: PMC6614642.
- Harradine NW. Self-ligating brackets and treatment efficiency. *Clin Orthod Res*. 2001 Nov;4(4):220-7. doi: 10.1034/j.1600-0544.2001.40406.x. PMID: 11683811.
- Harradine NW. Self-ligating brackets: where are we now? *J Orthod*. 2003 Sep;30(3):262-73. doi: 10.1093/ortho/30.3.262. PMID: 14530427.
- Hellak A, Ebeling J, Schauseil M, Stein S, Roggendorf M, Korbmacher-Steiner H. Shear Bond Strength of Three Orthodontic Bonding Systems on Enamel and Restorative Materials. *Biomed Res Int*. 2016;2016. doi: 10.1155/2016/6307107. PMID: 27738633.
- Henao SP, Kusy RP. Frictional evaluations of dental typodont models using four self-ligating designs and a conventional design. *Angle Orthod*. 2005 Jan;75(1):75-85. doi: 10.1043/0003-3219(2005)075<0075:FEODTM>2.0.CO;2. PMID: 15747819.
- Hench LL, Splinter RJ, Allen WC, Greenlee TK. Bonding mechanisms at the interface of ceramic prosthetic materials. *J Biomed Mater Res*. 1971;5(6):117–41. doi: 10.1002/jbm.820050611.
- Hench LL. The story of Bioglass®. *J Mater Sci Mater Med*. 2006;17(11):967–78. doi: 10.1007/s10856-006-0432-z. PMID: 17122907.
- Imazato S, Ma S, Chen JH, Xu HHK. Therapeutic polymers for dental adhesives: Loading resins with bio-active components. *Dent Mater*. 2014;30(1):97–104. doi: 10.1016/j.dental.2013.06.003.
- Jardim LC, Flores PT, do Carmo Dos Santos Araújo M, Chiesa J, de Moraes CMB, Antoniazzi RP. Oral health-related quality of life in breast cancer survivors. *Support Care Cancer*. 2020 Jan;28(1):65-71. doi: 10.1007/s00520-019-04792-3. Epub 2019 Apr 13. PMID: 30982094.

Jefferies SR. Bioactive and biomimetic restorative materials: A comprehensive review. Part I. *J Esthet Restor Dent*. 2014;26(1):14–26.

Jones JR. Reprint of: Review of bioactive glass: From Hench to hybrids. *Acta Biomater*. 2015;23(S):S53–82. doi: 10.1016/j.actbio.2015.07.019.

Jordão, J, Ferrari MV, Tognetti VM. Eficiência de braquetes convencionais e autoligados considerando seu atrito. *Rev Pubsaude*. 2021;6:a171. Doi: 10.31533/pub-saude6.a171.

Julien KC, Buschang PH, Campbell PM. Prevalence of white spot lesion formation during orthodontic treatment. *Angle Orthod*. 2013;83(4):641–7. doi: 10.2319/071712-584.1.

Kaur G, Pandey OP, Singh K, Homa D, Scott B, Pickrell G. A review of bioactive glasses: Their structure, properties, fabrication and apatite formation. *J Biomed Mater Res - Part A*. 2014;102(1):254–74. doi: 10.1002/jbm.a.34690.

Khoroushi M, Kachuie M. Prevention and Treatment of White Spot Lesions in Orthodontic Patients. *Contemp Clin Dent*. 2017 Jan-Mar;8(1):11-19. doi: 10.4103/ccd.ccd_216_17. PMID: 28566845; PMCID: PMC5426141.

Kukiattrakoon B, Samruajbenjakul B. Shear bond strength of ceramic brackets with various base designs bonded to aluminous and fluorapatite ceramics. *Eur J Orthod*. 2010 Feb;32(1):87-93. doi: 10.1093/ejo/cjp055. Epub 2009 Oct 1. PMID: 19797413.

Mair L, Padipatvuthikul P. Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. *Dent Mater*. 2010;26(2):e17-23. doi: 10.1016/j.dental.2009.11.154. PMID: 20074788.

Medeiros FL, Dias BAS, Silva GCB, Mendes JL, Alves LN, Vasconcelos MG, et al. The use and inter-relationship of compound resin and glass ionomer cement (GIC) in sandwich restorations. *Res Soc Develop*. 2021;10(6):e12310615617. Doi: 10.33448/rsd-v10i6.15617.

Melo MAS, Wu J, Weir MD, Xu HHK. Novel antibacterial orthodontic cement containing quaternary ammonium monomer dimethylaminododecyl methacrylate. *J Dent*. 2014a;42(9):1193–201. doi: 10.1016/j.jdent.2014.07.006.

Melo MAS, Wu J, Weir MD, Xu HHK. Novel antibacterial orthodontic cement containing quaternary ammonium monomer dimethylaminododecyl methacrylate. *J Dent*. 2014b;42(9):1193–201. doi: 10.1016/j.jdent.2014.07.006. PMID: 25035230.

Mitchell L. An investigation into the effect of a fluoride releasing adhesive on the prevalence of enamel surface changes associated with directly bonded orthodontic attachments. *Br J Orthod*. 1992;19(3):207–14. doi: 10.1179/bjo.19.3.207. PMID: 1390576.

Mitchell L. Decalcification during Orthodontic Treatment with Fixed Appliances—An Overview. *Br J Orthod*. 2014;19(3):199–205. doi: 10.1179/bjo.19.3.199. PMID: 1390575.

Mohammadi A, Pourkhameneh S, Sadrhaghighi AH. The effect of different force magnitudes for placement of orthodontic brackets on shear bond strength, in three adhesive systems. *J Clin Exp Dent*. 2018 Jun 1;10(6):e548-e554. doi: 10.4317/jced.54733. PMID: 29930773; PMCID: PMC6005086.

Montasser MA, Drummond JL. Reliability of the adhesive remnant index score system with different magnifications. *Angle Orthod*. 2009;79(4):773–6. doi: 10.2319/080108-398.1. PMID: 19537872.

Morrier JJ. Leucomes et traitement orthodontique. Prévention, traitement. *Orthod Fr*. 2014;85(3):235–44. doi: 10.1051/orthodfr/2014016. PMID: 25158746.

Norton MR WJ. Dental implants placed in extraction sites implanted with bioactive glass: human histology and clinical outcome. *Nt J Oral Maxillofac Implant*. 2002: Mar-Apr;17(2):249-57. PMID: 11958408.

Oliveira AO, Diniz LS, Svizero NR, Dálpino PH, Pegoraro CA. Sistemas adesivos: conceitos atuais e aplicações clínicas. *Rev Dentística online*. 2010;9(10):6-14.

Pacheco MR, Oliveira DD, Smith Neto P, Jansen WC. Avaliação do atrito em bráquetes autoligáveis submetidos à mecânica de deslizamento: um estudo in vitro. *Dental Press J. Orthodontic*. 16 (1). Fevereiro 2011. <https://doi.org/10.1590/S2176-94512011000100016>

Papaioannou W, Gizani S, Nassika M, Kontou E, Nakou M. Adhesion of *Streptococcus mutans* to different types of brackets. *Angle Orthod*. 2007 Nov;77(6):1090-5. doi: 10.2319/091706-375.1. PMID: 18004916.

Pandis N, Vlachopoulos K, Polychronopoulou A, Madianos P, Eliades T. Periodontal condition of the mandibular anterior dentition in patients with conventional and self-ligating brackets. *Orthod Craniofac Res*. 2008 Nov;11(4):211-5. Doi: 10.1111/j.1601-6343.2008.00432.x. PMID: 18950317.

Paula AM. As restaurações em lesões cervicais não cariosas pela “técnica sanduíche” apresentam taxas de retenção superiores à técnica restauradora com resina composta? Uma revisão sistemática e meta-análise [dissertação]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de ponta grossa; 2018.

Parkin N. Clinical pearl: clinical tips with System-R. *J Orthod*. 2005 Dec;32(4):244-6. doi: 10.1179/146531205225021204. PMID: 16333045.

Pires AL, Bierhalz, Moraes AM. Biomateriais: tipos, aplicações e mercado. *Quim Nova*. 2015;38(7):957-71. doi: 10.5935/0100-4042.20150094.

Reis AF, Cassoni A, Kiriata M, Sapata AS, Atui RA, Pereira PN, et al. Degradação das interfaces resina dentina: uma revisão de literatura. *Rev Odontol UNESP*. 2006;35(3):191-9.

Rinchuse DJ, Miles PG. Self-ligating brackets: present and future. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007 Aug;132(2):216-22. doi: 10.1016/j.ajodo.2006.06.018. PMID: 17693372.

Romano FL, Tavares SW, Ramalli EL, Magnani MB, Nouer DF. Análise in vitro da resistência ao cisalhamento de braquetes metálicos colados em incisivos bovinos e humanos. 2004;(9):63-9. doi: 10.1590/S1415-54192004000600010.

Ryou DB, Park HS, Kim KH, Kwon TY. Use of flowable composites for orthodontic bracket bonding. *Angle Orthod*. 2008 Nov;78(6):1105-9. doi: 10.2319/013008-51.1. PMID: 18947267.

Sandra VKV, Shaik Z, Simhadri G, Obili Govindu Gari LR, Siddamreddy BP, Makem N. Comparison of laser therapy and ozonated water on gingival inflammation in orthodontic patients with fixed appliances. *J Clin Transl Res*. 2021 Sep 27;7(5):625-630. PMID: 34778592; PMCID: PMC8580518.

Sauro S, Osorio R, Fulgêncio R, Watson TF, Cama G, Thompson I, Toledano M. Remineralisation properties of innovative light-curable resin-based dental materials containing bioactive micro-fillers. *J Mater Chem B*. 2013 May 28;1(20):2624-2638. doi: 10.1039/c3tb00205e. Epub 2013 Apr 23. PMID: 32260950.

Silva LFS. Influência do grau de conversão do cimento e do procedimento adesivo na retenção de pinos intra-radulares [dissertação]. Piracicaba; Faculdade de odontologia de Piracicaba: 2006.

Silva Junior PE, Orefice RL. Compósitos Bioativos Obtidos a Partir da Inserção de Vidro Bioativo em Matriz de Poli (Metacrilato de Metila). *Polím Ciên Tecnol*. 2001;11(3):109-15. doi: 10.1590/S0104-14282001000300009.

Southard TE, Marshall SD, Grosland NM. Friction does not increase anchorage loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007 Mar;131(3):412-4. doi: 10.1016/j.ajodo.2006.09.037. PMID: 17346599.

Souza CS, Francisconi PAS, Araújo PA. Resistências de união de cinco cimentos utilizados em ortodontia. *Ver Fac Odontol Bauru*. 1999;7(1/2):15-21.

Stoor P, Soderling E, Salonen JI. Antibacterial effects of a bioactive glass paste on oral microorganisms. *Acta Odontol Scand*. 1998;56(3):161-5. doi: 10.1080/000163598422901. PMID: 9688225.

Sundararaj D, Venkatachalapathy S, Tandon A, Pereira A. Critical evaluation of incidence and prevalence of white spot lesions during fixed orthodontic appliance

treatment: A meta-analysis. *J Int Soc Prev Community Dent*. 2015;5(6):433. doi: 10.4103/2231-0762.167719.

Tai BJ, Bian Z, Jiang H, Greenspan DC, Zhong J, Clark AE, et al. Anti - gingivitis effect of a dentifrice containing bioactive glass (NovaMin) particulate. *J Clin Periodontol*. 2006 Feb;33(2):86-91. doi: 10.1111/j.1600-051x.2005.00876.x. PMID: 16441730.

Tay FR, Pashley DH. Guided tissue remineralization of partially demineralized human dentine. *Biomaterials*. 2008 Mar;29(8):1127-37. Doi:10.1016/j.biomaterials.2007.11.001. PMID:1802228.

Tresse DF, Missen VC, Nogueira MF, Neto OI, Barbosa CC, Barbosa OL. Aparelho ortodôntico autoligado. *Braz J Surg Clin Res*. 2017;19(3):71-5.

Twomley J, Yu Q, Ballard R, Armbruster P, Xu X. Formulation, and characterization of antibacterial orthodontic adhesive. *Dental Press J Orthod*. 2019;24(4):73–9. doi: 10.1590/2177-6709.24.4.073-079.oar. PMID: 31508710.

Tümoğlu M, Akkurt A. Comparison of clinical bond failure rates and bonding times between two adhesive precoated bracket systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2019 Apr;155(4):523-8. doi: 10.1016/j.ajodo.2018.12.010. PMID: 30935607.

Tumenas I, Pascottos R, Saade JL, Bassani M. Odontologia Minimamente Invasiva. *Rev Assoc Cir Dent*.2014;68(4):283-95.

Van Meerbeek B, Vanherle G, Lambrechts P, Braem M. Dentin- and enamel-bonding agents. *Curr Opin Dent*. 1992 Mar; 2:117-27. PMID: 1520921.

Waltimo T, Mohn D, Paqué F, Brunner TJ, Stark WJ, Imfeld T, et al., Fine-tuning of bioactive glass for root canal disinfection. *J Dent Res*. 2009;88(3):235–8. doi: 10.1177/0022034508330315. PMID: 19329456.

Wilson J, Low SB. Bioactive ceramics for periodontal treatment: comparative studies in the Patus monkey. *J Appl Biomater*. 1992;3(2):123–9. doi: 10.1002/jab.770030208. PMID: 10147709.

Wu DT, Munguia-Lopez JG, Cho YW, Ma X, Song V, Zhu Z, Tran SD. Polymeric Scaffolds for Dental, Oral, and Craniofacial Regenerative Medicine. *Molecules*. 2021 Nov 22;26(22):7043. doi: 10.3390/molecules26227043. PMID: 34834134; PMCID: PMC8621873.

Yang SY, Kim SH, Choi SY, Kim KM. Acid Neutralizing Ability and Shear Bond Strength Using Orthodontic Adhesives Containing Three Different Types of Bioactive Glass. *Materials (Basel)*. 2016 Feb 24;9(3):125. doi: 10.3390/ma9030125. PMID:28773250; PMCID: PMC5456732.

Zhong J, Greenspan DC. Processing and properties of sol-gel bioactive glasses. *J Biomed Mater Res*. 2000;53(6):694-701. doi: 10.1002/1097-4636(2000)53:6<694:aid-jbm12>3.0.co;2-6. PMID: 11074429.

Zhang D, Leppäranta O, Munukka E, Ylänen H, Viljanen MK, Eerola E, et al., Anti-bacterial effects and dissolution behavior of six bioactive glasses. *J Biomed Mater Res - Part A*. 2010;93(2):475–83. doi: 10.1002/jbm.a.32564. PMID: 19582832.