

UNIVERSIDADE FEDERAL DO MARANHÃO  
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA  
NÍVEL DOUTORADO

**AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS E  
QUÍMICAS DE RESINAS BIOATIVAS  
EXPERIMENTAIS PARA A COLAGEM DE  
BRÁQUETES**



**SÃO LUÍS  
2018**

**MARIANA ALMEIDA MELLO PROENÇA DE FREITAS**

**AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS E QUÍMICAS DE RESINAS  
BIOATIVAS EXPERIMENTAIS PARA A COLAGEM DE BRÁQUETES**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em  
Odontologia como parte dos requisitos para a  
obtenção do título de Doutora em Odontologia.

**Orientador: José Roberto de Oliveira Bauer**

**SÃO LUÍS  
2018**

Ficha gerada por meio do SIGAA/Biblioteca com dados fornecidos pelo(a) autor(a).  
Núcleo Integrado de Bibliotecas/UFMA

Almeida Mello Proença de Freitas, Mariana.

Avaliação das Propriedades Mecânicas e Químicas de Resinas Bioativas Experimentais para a Colagem de Bráquetes / Mariana Almeida Mello Proença de Freitas. - 2018.

46 p.

Orientador(a): José Roberto de Oliveira Bauer.

Tese (Doutorado) - Programa de Pós-graduação em Odontologia/ccbs, Universidade Federal do Maranhão, São Luís, 2018.

1. Biomateriais. 2. Bráquete Ortodôntico. 3. Esmalte Dentário. 4. Manchas Brancas. I. de Oliveira Bauer, José Roberto. II. Título.

**MARIANA ALMEIDA MELLO PROENÇA DE FREITAS**

**AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS E QUÍMICAS DE RESINAS  
BIOATIVAS EXPERIMENTAIS PARA A COLAGEM DE BRÁQUETES**

A Comissão julgadora da Defesa do Trabalho Final de Doutorado em Odontologia,  
em sessão pública realizada no dia 28/02/2018 , considerou a candidato(a).

☒ APROVADO

☐ REPROVADO

1) Examinador: Prof. Dr.

2) Examinador: Prof. Dr.

3) Examinador: Prof. Dr.

4) Examinador: Prof. Dr.

5) Presidente (Orientador): Prof. Dr.

Dedico esse trabalho à minha pequena *Maria Alice*.  
É por *você* que eu busco, diariamente, ser uma pessoa *melhor*.  
Te amo!

*“Não sou o que deveria ser.  
Mas, Graças a Deus, não sou  
mais o que era antes.”*

Martin Luther King

## AGRADECIMENTOS

À *Deus*, por ter me permitido chegar até aqui com saúde e perseverança;

À meu marido, *Cláudio Vanucci*, grande incentivador e amigo;

Aos meus pais, *Larissa e Evandro Proença*, que nunca medem esforços para me ajudar, estão presentes nos momentos de tristeza e de glória. Vocês me inspiram.

Às minhas irmãs, *Macela e Marina*, que são mais que irmãs. São grandes amigas, ao meu lado durante toda essa caminhada, me dando suporte para conseguir alcançar meu objetivo.

À meu orientador, *Prof. Dr. José Bauer*. Nesses 4 anos me ensinou muito mais que ciência... me ensinou também sobre humildade, compaixão, compreensão e amizade. Obrigada por sua disponibilidade em todos os momentos em que tive dúvida, por não desistir de mim e não me deixar desanimar. Obrigada pelos puxões de orelha e principalmente por todo conhecimento que compartilhou comigo.

À *Prof. Dr<sup>a</sup> Cecília Ribeiro*, pelo carinho, por sempre ter uma palavra amiga. Obrigada por sua transparência e pela forma leve como conduz a nossa Coordenação. Obrigada por disponibilizar o laboratório e tantos materiais para que esse trabalho acontecesse. Obrigada pela dedicação ao nosso Curso. À senhora, minha eterna admiração!

Ao Prof. **Dr. Darlon Lima**, que por muito tempo conduziu com maestria a Pós-Graduação em Odontologia da UFMA. Obrigada pela torcida, pela compreensão e por todo apoio que me foi dado. Obrigada pelas palavras doces nos momentos de angústia. Elas foram muito importantes para mim.

Aos professores **Dr<sup>o</sup> Soraia Carvalho**, pelos ensinamentos na disciplina de Redação de Artigos Científicos; **Prof. Dr Alex Luiz**, que foi muito importante para o amadurecimento do artigo n<sup>o</sup> 1; à **Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Leily Macedo Firoozmand**, pelo carinho, atenção e doçura com que nos recebe, sempre disposta a ajudar com sua inteligência e humildade.

Obrigada à **Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Cadidja Sousa do Carmo** e à colega **Ms. Allana Silva e Silva**. Vocês foram peças essenciais para meu trabalho, me ensinando, tirando dúvidas e disponibilizando o que há de mais raro e valioso em nossas vidas: tempo.

Obrigada à equipe do laboratório de Bioquímica, representado por **Isaldo e Thaís**, que tanto me ajudaram nas análises.

À **Central Analítica de Química da UFMA** pelas análises realizadas.

Obrigada ao colega **Ms. Edilausson Carvalho**, que quando precisei sempre esteve lá para compartilhar seus conhecimentos e para ajudar no que fosse possível.

Obrigada ao colega *Alisson Costa e Silva*, bolsista de iniciação científica que nos ajudou a chegar até aqui.

Aos colegas de turma, *Michael Garcia, Luana Cantanhede e Kallina de Carvalho*, que fizeram essa jornada ser muito mais divertida.

Obrigada à *FAPENPA*, pelo apoio financeiro dispensado à realização desse trabalho.

Obrigada à *CAPES*, pela bolsa de doutorado que me ajudou a obter meios de levar esses 4 anos me dedicando ao doutorado.

Obrigada ao *Programa de Pós-Graduação em Odontologia*, aqui representando nossos professores e colaboradores, por todos os conhecimentos que nos foram passados.

Obrigada à *Universidade Federal do Maranhão*, que foi minha segunda casa durante esses 11 anos: graduação, mestrado e doutorado. Palavras não seriam suficientes para descrever tamanha gratidão.

## RESUMO

**Objetivo:** Desenvolver e caracterizar materiais experimentais contendo diferentes concentrações de vidro niobofasfato (NbG) e 45S5 usados para colagem de bráquetes: pH, microdureza, bioatividade, resistência de união e modo de fratura (IAR).

**Métodos:** Foram utilizadas resinas experimentais (NbG 5%, NbG 10%, NbG 20%, 45S5 5%, 45S5 10% e 45S5 20%), uma resina experimental sem vidro bioativo e uma resina comercial (Transbond XT) também foram avaliadas. Para a avaliação da capacidade de neutralizar/alcalinizar, discos de resina (15 mm de diâmetro e 1,3 mm de altura) foram confeccionados e imersos em dois pH (4 e 7) e mensurações do pH foram analisados nos períodos de 24h, 7d, 14d e 28d (n = 4). A solução resultante foi submetida à espectrometria de emissão atômica por plasma indutivamente acoplado (ICP-AES) para analisar a liberação de ions  $\text{Ca}^{++}$  e  $\text{PO}_4^{-3}$ . Para avaliar microdureza Knoop dos materiais, espécimes foram confeccionados e levados para um microdurômetro. Para a avaliação da bioatividade, discos de resina foram confeccionados e mantidos em PBS por 28 dias e levados para análise em MEV e FTIR/ATR (n = 4). Bráquetes metálicos foram colados em pré-molares humanos (n = 10) e submetidos a uma ciclagem Des-Re por 8 dias. Após esse período, a resistência de união foi avaliada em uma máquina de ensaios universal (Instron 3342). O modo de fratura (IAR) foi avaliado em estereomicroscópio a uma magnitude de 10x. Para determinar diferenças estatisticamente significativas os dados de cada teste foram submetidos à análise estatística apropriada.

**Resultados:** As resinas experimentais contendo 45S5 apresentaram a capacidade de elevar o pH da solução, independente do pH inicial e da concentração de biovidro no material. Já as demais resinas apresentaram (NbG, Controle e Transbond XT) um potencial neutralizante apenas para o pH inicial 4. A resina Transbond XT em pH inicial 7 reduziu o pH para uma condição ácida (pH = 5,7) após 28 dias. A liberação de íons cálcio e fósforo esteve presente

de forma mais notável nas soluções de pH = 4. A liberação de fósforo foi baixa em todas as resinas. As resinas livres de vidros bioativos (Transbond XT e Controle) não apresentaram liberação de íons cálcio e fosfato. A Transbond XT apresenta alta microdureza quando comparada com as resinas experimentais ( $P < 0,05$ ). A análise da superfície por MEV apresentou precipitados na superfície das resinas contendo vidros bioativos. Essas imagens concordam com os resultados obtidos na análise por FTIR/ATR, onde foram observados picos de cálcio fosfato. As resinas Transbond XT e controle não apresentaram a formação de precipitados após o período de 28 dias. Não houve diferença na resistência de união entre os materiais testados. A Transbond XT demonstrou tendência de  $ARI = 2$ , enquanto as demais resinas apresentaram predominância de  $ARI = 0$ .

**Conclusão:** As resinas contendo vidros bioativos apresentaram resistência de união igual à da resina considerada padrão de mercado, com a vantagem de deixarem remanescentes adesivos em quantidade reduzida. Além disso, a baixa dureza apresentada por essas resinas pode ser uma boa característica, facilitando a remoção do adesivo remanescente. As resinas contendo 45S5 em suas diversas concentrações apresentaram elevada capacidade de elevar o pH local e liberaram íons cálcio e fósforo. A formação de precipitados na superfície do material que podem ser indícios da sua bioatividade.

**Palavras-Chave:** Biomateriais; Esmalte dentário; Manchas brancas; Bráquete ortodôntico.

## ABSTRACT

**Objective:** To develop and characterize experimental materials containing different concentrations of niobophosphate (NbG) and 45S5 glass used for bonding of brackets: pH, microhardness, bioactivity, bond strength and fracture mode (ARI).

**Materials and Methods:** Experimental resins (NbG 5%, NbG 10%, NbG 20%, 45S5 5%, 45S5 10% and 45S5 20%) were used, an experimental resin without bioactive glass and a commercial resin (Transbond XT) were also used. evaluated. To evaluate the ability to neutralize / alkalize, resin discs (15 mm diameter and 1.3 mm high) were made and immersed in two pHs (4 and 7) and pH measurements were analyzed in the 24h, 7d , 14d and 28d (n = 4). The resulting solution was subjected to inductively coupled plasma atomic emission spectrometry (ICP-AES) to analyze the release of Ca ++ and PO<sub>4</sub>-3 ions. To evaluate Knoop microhardness of the materials, specimens were made and taken to a microdurometer. To evaluate the bioactivity, resin disks were prepared and maintained in PBS for 28 days and taken for analysis in SEM and FTIR / ATR (n = 4). Metallic brackets were bonded to human premolars (n = 10) and subjected to a Des-Re cycling for 8 days. After this period, the bond strength was evaluated in a universal test machine (Instron 3342). The fracture mode (IAR) was evaluated in a stereomicroscope at a magnitude of 10x. To determine statistically significant differences the data from each test were submitted to appropriate statistical analysis.

**Results:** Experimental resins containing 45 S5 showed the ability to raise the pH of the solution, regardless of the initial pH and bioglass concentration in the material. The other resin (NbG, Control and Transbond XT) presented a neutralizing potential only for the initial pH 4. Transbond XT resin at initial pH 7 reduced the pH to an acidic condition (pH = 5.7) after 28 days. The release of calcium and phosphorus ions was most notably present in solutions of pH = 4. Phosphorus release was low in the most of resins. The resins without

bioactive glasses (Transbond XT and Control) did not present release of calcium and phosphate ions. Transbond XT shows high microhardness when compared to experimental resins ( $P < 0.05$ ). SEM analysis showed surface precipitates of resins containing bioactive glasses. These images agree with the results obtained in the FTIR / ATR analysis, where calcium phosphate peaks were observed. Transbond XT and control resins did not show precipitate formation after the 28 day period. There was no difference in bond strength between the materials tested. The Transbond XT showed a tendency of  $ARI = 2$ , while the other resins showed predominance of  $ARI = 0$ . **Conclusion:** Resins containing bioactive glass showed a bond strength equal to that of the resin considered to be market standard, with the advantage of leaving residual adhesive in a reduced quantity. In addition, the low hardness presented by these resins may be a good feature, facilitating the removal of the remaining adhesive. Resins containing 45 S5 in their various concentrations showed a high capacity to raise the local pH and released calcium and phosphorus ions. The formation of precipitates on the surface of the material may be indicative of their bioactivity.

**Keywords:** Biomaterials; Tooth enamel; White spot lesions; Orthodontic braces.

## SUMÁRIO

|                                                                                     |             |
|-------------------------------------------------------------------------------------|-------------|
| RESUMO .....                                                                        | <i>viii</i> |
| ABSTRACT .....                                                                      | <i>x</i>    |
| <b>1 INTRODUÇÃO.....</b>                                                            | <b>12</b>   |
| <b>2 MATERIAL E MÉTODOS .....</b>                                                   | <b>14</b>   |
| <b>3 RESULTADOS .....</b>                                                           | <b>20</b>   |
| <b>4. DISCUSSÃO.....</b>                                                            | <b>34</b>   |
| <b>5. CONCLUSÃO.....</b>                                                            | <b>36</b>   |
| REFERÊNCIAS .....                                                                   | <b>37</b>   |
| ANEXO A - Diretrizes para publicação de trabalhos na The Angle<br>Orthodontist..... | <b>43</b>   |

## INTRODUÇÃO

Um dos maiores problemas que podem ser causados pelo tratamento ortodôntico é o desenvolvimento de lesões de cárie ao redor de bráquetes<sup>1-4</sup>. Essas lesões podem se desenvolver de duas maneiras: (1) o sobre-condicionamento do esmalte com ácido fosfórico sem o recobrimento da área condicionada com um sistema adesivo, formando uma superfície rugosa que facilita a agregação do biofilme<sup>5</sup>; (2) a dificuldade de higienização em torno do bráquete, favorecendo o acúmulo de placa bacteriana<sup>6</sup>.

Estudos anteriores observaram lesões de mancha branca ao final do tratamento ortodôntico em prevalências que vão desde 25%<sup>7</sup> até 97%<sup>8,9</sup>. Considerando a importância do uso do flúor no processo de des-remineralização do esmalte<sup>10</sup>, foram desenvolvidas resinas ortodônticas que liberam lentamente flúor para a cavidade bucal<sup>11</sup>. Contudo, as evidências sobre o uso regular de materiais que contenham fluoretos para a redução da incidência de lesões de mancha branca em pacientes em tratamento ortodôntico não são consideradas muito fortes<sup>12</sup>. Há também uma fraca evidência sobre a efetividade de materiais contendo flúor para a colagem de bráquetes em detrimento das resinas compostas convencionais<sup>12</sup>. Nos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina observam-se problemas como baixa resistência de união à estrutura dentária e baixa resistência coesiva, que levam à descolagem precoce do bráquete<sup>13</sup>.

Atualmente nenhum material utilizado para a colagem de bráquetes apresenta características de bioatividade para prevenir a desmineralização e promover remineralização do esmalte próximo aos bráquetes<sup>14</sup>. Diante disso, materiais contendo vidros bioativos como o 45S5<sup>14-17</sup> têm sido amplamente estudados, pois apresentam capacidade de liberar íons  $\text{Ca}^{2+}$  e  $\text{PO}_4^{3-}$  responsáveis por estimular a remineralização<sup>18,19</sup>. Uma recente revisão sistemática da literatura apontou que os vidros bioativos são mais eficientes para estimular a remineralização do esmalte que o flúor. Esse resultado baseou-se em uma série de testes, incluindo mensurações da dureza do esmalte por meio de diferentes máquinas de dureza como Vickers, Knoop e Berkovich<sup>20</sup>.

Os vidros bioativos têm sido modificados com a adição de alguns componentes. O óxido de nióbio, por exemplo, aumenta sua durabilidade química dos vidros bioativos em ambientes aquosos<sup>21,22</sup>. O nióbio é reconhecido por ser um metal bioativo biocompatível que pode adquirir bioatividade após tratamento do óxido em sua superfície<sup>23</sup>. O óxido de nióbio estimula a deposição mineral quando em contato com a saliva<sup>24</sup> e quando presente em adesivos odontológicos<sup>25</sup>. Além disso, sua presença melhora a estabilidade química e propriedades mecânicas de vidros fosfatados, sem relatos de citotoxicidade<sup>26</sup>. Apresenta radiopacidade, libera íons e tem sido utilizado para desenvolver sistemas adesivos, gutta-percha e materiais para o tratamento da hipersensibilidade dentinária. Apesar dessas características, poucos estudos avaliaram até o momento a influência dos vidros bioativos enriquecidos com nióbio em resinas ortodônticas.

Os vidros bioativos apresentam propriedades como liberação de íons cálcio e fosfato<sup>15,27-30,32</sup>, atividade antibacteriana<sup>29,31</sup> e capacidade de elevar o pH local<sup>15,30,32</sup>. Essas propriedades estão relacionadas à prevenção da mancha branca ao redor do bráquete<sup>15-17,20,29,33</sup> e têm apresentado resistência de união satisfatória entre o dente e o bráquete<sup>15</sup>.

Inúmeros estudos buscam materiais bioativos como alternativa para minimizar as alterações no esmalte dentário provocadas pela colagem direta dos bráquetes. Contudo, não foram observados na literatura estudos comparando o desempenho de dois tipos de vidros bioativos diferentes quando incorporados a resinas ortodônticas.

O objetivo desse estudo foi avaliar pH, dureza, bioatividade, resistência de união para a colagem de bráquetes e ARI de materiais resinosos experimentais contendo diferentes concentrações de vidro niobofosfato (NbG) e 45S5, bem como compará-los à Transbond XT e a uma resina convencional não-comercial. Estabeleceu-se como hipótese nula que a adição de vidro bioativo não seria capaz de influenciar essas propriedades das resinas compostas.

## MATERIAL E MÉTODOS

### Preparo dos Vidros Bioativos

Os vidros niobofosfato (NbG) foram obtidos segundo metodologia utilizada em estudo anterior<sup>27</sup>. Para obtenção de partículas de 20µm, a separação foi realizada pela passagem do pó por peneiras com auxílio de um agitador (Bertel, São Paulo, Brasil). O material obtido foi armazenado em um recipiente de plástico hermeticamente vedado até o momento da incorporação nas resinas ortodônticas.

### Preparo das Resinas Experimentais

Resinas experimentais contendo diferentes concentrações de vidros bioativo 45S5 (45S5 5%, 45S5 10% e 45S5 20%) e NbG (NbG 5%, NbG 10%, NbG 20%) foram desenvolvidas a partir da mistura de monômeros resinosos com vidros bioativos. Para controle não-comercial, uma resina com mesma formulação que a das anteriores foi desenvolvida sem a presença de vidro bioativo. A resina Transbond XT (3M Unitek, Monrovia, Estados Unidos) foi definida como controle comercial para desse estudo. A Tabela 1 mostra a composição de cada material.

**Tabela 1. Composição das resinas desenvolvidas para o estudo.**

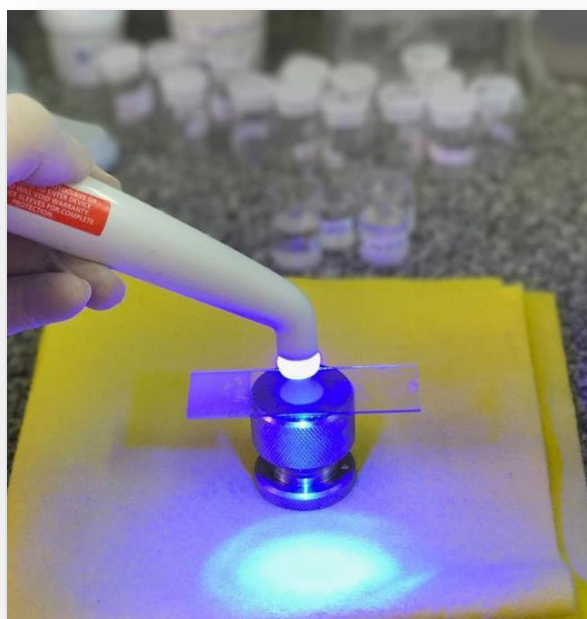
| Resina       | Matriz Orgânica                                                   | NbG,<br>% peso | 45S5,<br>% peso |
|--------------|-------------------------------------------------------------------|----------------|-----------------|
| Transbond XT | Sílica, Bis-GMA silano, n-dimetilbenzocaína, hexa-fluor-fosfato** | -              | -               |
| Controle     |                                                                   | -              | -               |
| NbG 5%       |                                                                   | 5%             |                 |
| NbG 10%      |                                                                   | 10%            |                 |
| NbG 20%      | Monômeros Metacrilatos                                            | 20%            |                 |
| 45S5 5%      |                                                                   |                | 5%              |
| 45S5 10%     |                                                                   |                | 10%             |
| 45S5 20%     |                                                                   |                | 20%             |

\*\*Informações do fabricante.

### **Análise do pH e da Liberação Iônica**

Para o preparo da solução de pH 4, foi utilizado água deionizada e HCl a uma concentração de 5 M, pingando lentamente até se obter o pH 4 (QA 338 – ECV). O mesmo processo foi realizado para a obtenção da solução de pH 7, com NaOH a 5 M. Aliquotas de 5 ml de cada solução foram distribuídas em frascos identificados.

Os espécimes foram preparados a partir de uma matriz metálica ( $\varnothing$  15 mm; altura 1,3 mm). As resinas foram inseridas em um único incremento, cobertas por uma tira de poliéster, pressionadas por uma lâmina de vidro e fotopolimerizadas por um aparelho de Led (Radii-cal, SDi, Victoria, Austrália) por 20 segundos com uma intensidade de luz de 1200mW/cm<sup>2</sup> (Figura 1).



*Figura 1: Confeção de espécimes para análise de pH.*

Quatro espécimes de cada grupo (n=4) foram confeccionados e imersos individualmente em frascos plásticos contendo 5 mL de cada solução com pH inicial 4 e 7, totalizando 8 espécimes de cada material. Depois de armazenados a 37°C até o tempo estabelecido para análise, o pH era mensurado em quatro momentos: 24 horas, 7, 14 e 28 dias.

Após cada análise, os espécimes eram removidos dos frascos, lavados com água deionizada, secos com papel absorvente e realocados em novos frascos plásticos contendo 5 mL de solução nova. O pH das soluções de cada tempo experimental era mensurado com um eletrodo específico (QM-A338; Quimis, São Paulo, Brasil).

As amostras de solução foram encaminhadas para espectrometria de emissão atômica por plasma indutivamente acoplado (ICP-AES) (ICP-9800, Shimadzu, Kyoto, Japão) para avaliar presença e quantificar a liberação de íons cálcio e fósforo segundo os intervalos de tempo predeterminados.

### **Microdureza de Knoop (KNH)**

Para avaliar a dureza de cada resina testada, discos foram confeccionados em matrizes metálicas (Ø 5 mm; altura 1,10 mm) em um único incremento (Figura 2), comprimidas com uma lâmina de vidro e depois fotoativadas com um aparelho de luz LED Raddi-cal (SDI, Victoria, Austrália) por 20 segundos ( $n = 4$ ) com uma intensidade de luz de 1200mW/cm<sup>2</sup>. Os espécimes foram polidos com discos de papel abrasivo na sequência: #600, #1200, #1600 e #2000 (3M, Santa Catarina, Brasil), com disco de feltro e pasta diamantada de partículas variando entre 2 e 4 µm (Diamond Excel, FGM, Joinville, Brasil) e levados após 48 horas para o microdurômetro (HMVG, Shimadzu, Tokyo, Japão) a 25g/5s. A microdureza média de cada material foi calculada a partir de 4 indentações na superfície de espécime, uma por quadrante.

### **Avaliação da Bioatividade (MEV e FTIR/ATR)**

Foram confeccionados quatro discos de cada grupo (Ø 5 mm; espessura 1 mm) em uma matriz de aço inoxidável. As resinas foram inseridas na matriz em um único incremento, cobertas com uma tira de poliéster, comprimidas com uma lâmina de vidro e

fotopolimerizadas por 20 segundos (Radii-cal, Victoria, Austrália) com uma intensidade de luz de 1200mW/cm<sup>2</sup>.



*Figura 2: Confeção de espécimes para avaliar microdureza de Knoop de cada material.*

Os espécimes foram armazenados em solução-tampão fosfato-salino (PBS) (Dulbecco's Phosphate Buffered Saline, Sigma Aldrich, St. Louis, Estados Unidos) a 37°C ± 1° sem troca de meio por 28 dias. Depois, todos os espécimes foram lavados com água e mantidos em dissecadoras com sílica gel durante uma semana à temperatura ambiente para secagem lenta. Os espécimes foram observados por microscopia eletrônica de varredura (TM3030, Hitachi, Japão) para análise morfológica e submetidas à análise FTIR/ATR (IRTracer-100, Shimadzu, Kyoto, Japão)<sup>62</sup>.

### **Ensaio de Resistência de União**

O cálculo do tamanho da amostra foi baseado em trabalho semelhante, no qual uma diferença significativa na resistência de união foi observada entre uma resina experimental contendo vidro bioativo e a resina Transbond XT<sup>29</sup>. Utilizando o software G\*Power 3.0.10 (Franz Faul, Universität Kiel, Alemanha), considerou-se a variabilidade das resistências de união e aceitando como significativas as diferenças experimentais do referido estudo. Fixando

o erro em  $\alpha = 0,05$  e 80% de poder de teste, foram necessários 08 dentes por grupo para detectar possíveis diferenças significativas. Foi acrescentado 20% considerando possíveis perdas, chegando a um  $n = 10$ . O trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Maranhão (Parecer 2.496.044).

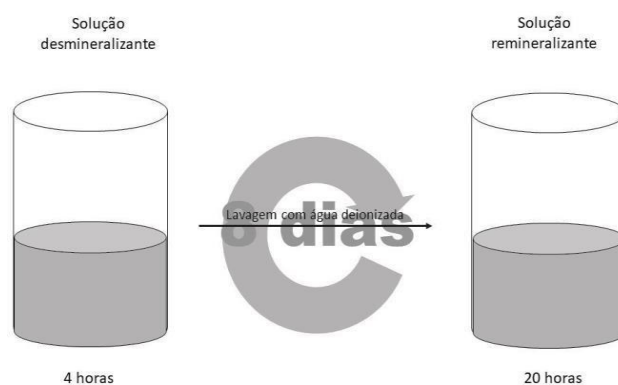
Oitenta dentes pré-molares hígidos, livres de trincas e microfraturas foram lavados em água corrente e armazenados por 2-3 meses em solução de timol a 0,1% para controle do crescimento bacteriano. Em seguida, foram divididos aleatoriamente em 8 grupos. Uma película adesiva foi aplicada na face vestibular de cada dente em uma área de 28,26 mm<sup>2</sup> e a parte exposta foi pintada com verniz de unha (Figura 3). Após a secagem do verniz, removeu-se a película adesiva e a área de esmalte exposta de cada dente foi tratada com pedra-pomes, água e taça de borracha por 10 segundos, seguidas de lavagem e secagem.



*Figura 3: Área de exposição do esmalte delimitada com verniz de unha.*

A área foi condicionada com ácido fosfórico a 37% (Condac 37, FGM, Santa Catarina, Brasil) por 30 segundos e em seguida aplicou-se uma fina camada de adesivo Primer Transbond XT (3M Unitek, Monrovia, Estados Unidos). A fotopolimerização foi realizada com um aparelho de luz LED Radii-cal (SDI, Victoria, Australia) e bráquetes metálicos para pré-molares Standard Edgewise (3M Unitek, Monrovia, Estados Unidos) foram colados com a resina de cada grupo experimental. Do mesmo modo, a fotoativação foi realizada por 20s em cada face proximal.

Cada dente foi imerso individualmente em um frasco plástico contendo 2 mL de solução desmineralizante (cloreto de cálcio a 2 mmol/L e 2 mmol/L fosfato de sódio di-hidrogenado, 50 mmol/L de ácido acético adicionado; pH 4,55) durante 4 horas a 37°C. Depois de serem lavados com água deionizada e secos, os dentes foram transferidos para um outro frasco plástico contendo 2 mL de solução remineralizante (2 mmol / L de  $\text{CaCl}_2$  e 2 mmol/L  $\text{NaH}_2\text{PO}_4$  com 0,1 mol/L de NaOH; pH de 6,8) durante 20 horas a 37°C. Esse processo foi repetido durante 8 dias conforme metodologia descrita anteriormente, com substituição por novas soluções no quinto dia<sup>34</sup>. O esquema descritivo da metodologia utilizada está na Figura 4.



*Figura 4. Esquema de ciclos des-remineralizantes aos quais as unidades experimentais foram submetidas.*

Após os ciclos de des-remineralização, os dentes foram embutidos verticalmente em tubos com resina acrílica para a realização do ensaio de resistência ao cisalhamento. Para que a força do cinzel incidisse na interface dente/adensivo, essa etapa do trabalho foi realizada com o auxílio de um delineador protético. Os espécimes foram acoplados à máquina de ensaio universal (Instron 3342, Canton, Estados Unidos), com a força incidindo no sentido ocluso-vestibular a uma velocidade de 1,0mm/min (Odeme Biotechnology, São Paulo, Brasil). A força utilizada para descolar cada bráquete foi registrada em Newtons (N) e convertida para Mega-Pascal (MPa) como uma razão de Newton sobre a superfície da área de cada bráquete ( $\text{MPa} = \text{N}/\text{mm}^2$ ).

Após o teste de resistência de união, os espécimes foram levados ao estereomicroscópio (Kozo Optical and Electronical Instrumental, Nanquim, China) para a análise do modo de fratura. Uma magnificação de 10x foi utilizada para realizar a análise do adesivo residual na superfície do dente por meio do índice de adesivo remanescente (IAR)<sup>35</sup> (Tabela 2).

**Tabela 2. Descrição dos escores do IAR segundo Åntun & Bergland (1984).**

| <b>Escore</b> | <b>Caracterização</b>                           |
|---------------|-------------------------------------------------|
| 0             | Sem compósito aderido ao esmalte                |
| 1             | Menos da metade de compósito aderido ao esmalte |
| 2             | Mais da metade de compósito aderido ao esmalte  |
| 3             | Todo o compósito aderido ao esmalte             |

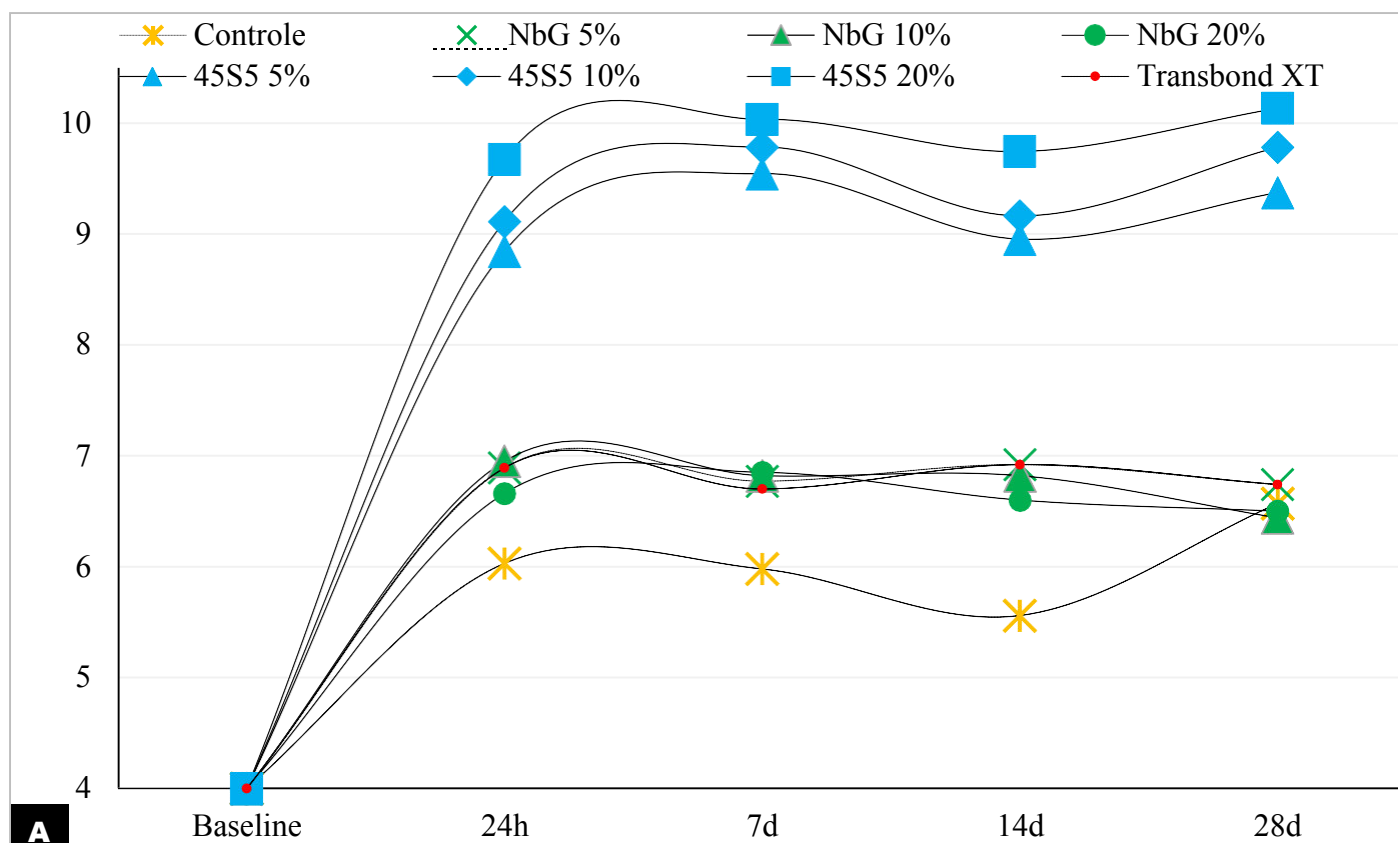
### **Análise Estatística**

Para a análise estatística foi utilizado Sigma Plot 13.0 (Systat Software Inc, San Jose, USA). Após a confirmação da distribuição normal da amostra por meio do teste de Shapiro-Wilk ( $\alpha = 0,05$ ), os dados de KNH e SBS foram submetidos a análise de variância de um fator (ANOVA One-Way) e Holm-Sidak para contraste de média ( $\alpha = 0,05$ ). As análises de pH, liberação iônica e de bioatividade estão apresentadas de forma descritiva.

## **RESULTADOS**

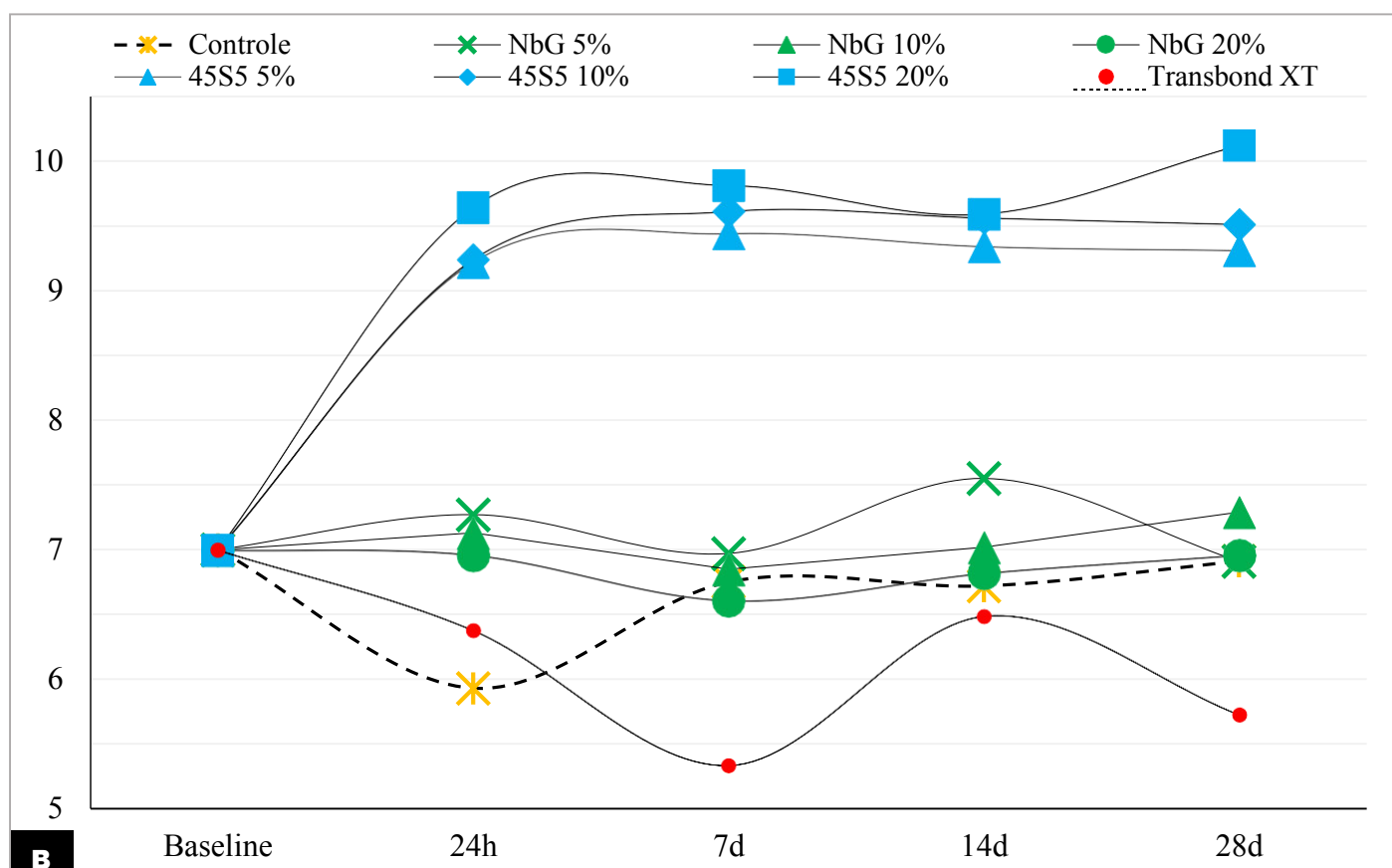
### **Análise de pH e da Liberação Iônica**

Durante todos os tempos determinados para a análise de pH (24 horas, 7 dias, 14 dias e 28 dias após a confecção dos espécimes) as resinas contendo 45S5 (5, 10 e 20%) foram capazes de alcalinizar o pH de ambas as soluções ( $pH_0 = 4$  e  $pH_0 = 7$ ). Já as resinas Controle, todas dos grupos contendo NbG e a Transbond XT apresentaram capacidade neutralizante no pH 4. No pH 7, a resina Transbond XT levou o pH para uma condição ácida ( $pH=5,73$ ). As figuras 5A e 5B mostram o comportamento do pH das resinas durante os períodos avaliados.



\*Letras diferentes, diferença estatística.

Figura 5A. Comportamento das resinas quando imersas em solução de pH 4 ao longo de 28 dias.



\*Letras diferentes, diferença estatística.

Figura 5B. Comportamento das resinas quando imersas em solução de pH 7 ao longo de 28 dias.

A análise ICP-AES demonstrou em solução ácida ( $\text{pH}_0 = 4$ ) que a resina NbG 5% liberou 14 ppm de cálcio e 1,84 ppm de fósforo em 24 horas, apresentando um aumento razoável após 7 dias. Após esse período a resina NbG 5% não apresentou mais liberação de íons. A resina contendo NbG a 10% liberou cálcio e fósforo em taxas superiores a 45 ppm em 24 horas. Contudo, a partir de 7 dias, essa resina não liberou mais nenhum íon para a solução. Já a resina NbG 20% apresentou liberação crescente de íons cálcio (51,7 ppm) e fósforo (4,82) durante toda a análise.

A resina 45S5 10% liberou cálcio de forma crescente a partir de 7 dias imersa na solução ácida (16,6 ppm) e apresentou uma pequena liberação de fósforo (3,67 ppm). A resina 45S5 20% liberou íons cálcio e fósforo de forma oscilatória em todos os momentos da análise, sendo pequena a liberação de íons cálcio em todos os momentos. As resinas Transbond XT e controle não liberaram íons cálcio ou fósforo em nenhum dos intervalos analisados.

Já em solução neutra ( $\text{pH}_0 = 7$ ) não houve liberação de cálcio pelas resinas NbG 5% e 45S5 5%. Além disso, a quantidades de fósforo liberadas por essas resinas não ultrapassou os valores de 0,5 ppm. A resina NbG 10% apresentou uma liberação de 19,4 ppm de cálcio apenas depois de 28 dias imersa na solução de pH 7; em relação ao íon fósforo, houve liberação máxima de 0,25 ppm em 24 horas e 28 dias. Em 24 horas, a resina NbG 20% atingiu seu pico de liberação de cálcio (26,4 ppm), reduzindo após 7 dias para 23,8 ppm e caindo para zero nos intervalos consecutivos. A concentração de fósforo liberada atingiu seu pico em 24 horas (0,48 ppm).

A resina 45S5 10% apresentou liberação de cálcio de forma oscilatória ao longo do tempo, partindo de 12,5 ppm em 24 horas e alcançando 12,8 ppm em 28 dias. A liberação de fósforo foi mais sutil, partindo de 0,53 ppm em 24 horas para atingir seu pico em 14 dias, com 1,89 ppm. A resina 45S5 20% liberou cálcio e fosfato de forma oscilatória, sendo maior a liberação de cálcio. Em relação a esse íon, a resina liberou 13,4 ppm em 24 horas e seu pico foi em 14 dias (18,9 ppm). A liberação de fosfato foi superior a todas as outras resinas, atingindo o pico de 4,29 ppm em 28 dias. Em pH neutro a resina Transbond não liberou nenhum dos íons. A resina controle apresentou uma liberação máxima de 0,05 ppm de fósforo

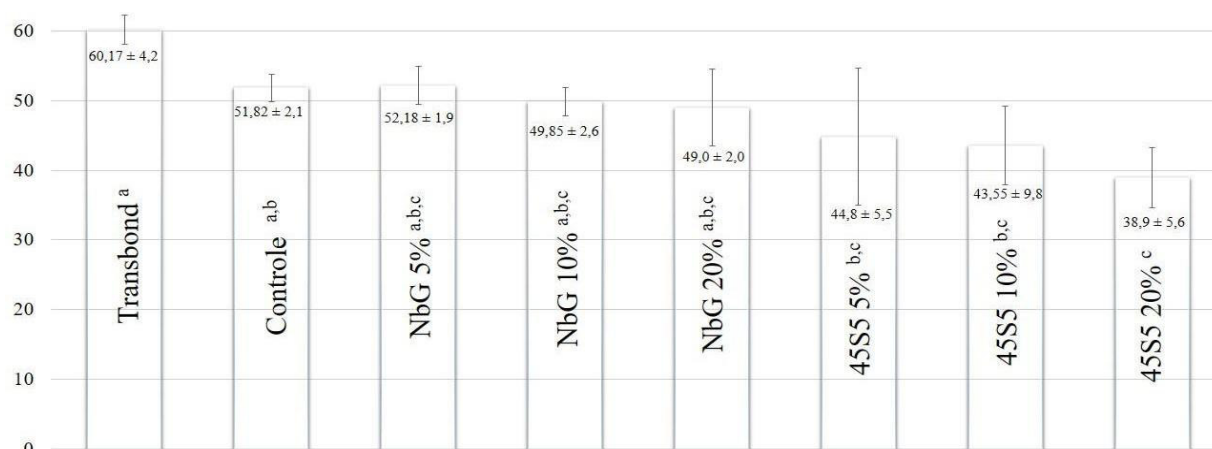
e não liberou cálcio em nenhum dos momentos avaliados. Os resultados da liberação iônica estão apresentados na Tabela 3.

**Tabela 3. Concentração acumulada de íons cálcio (Ca) e fósforo (P) 28 dias após a confecção dos espécimes conforme o pH da solução.**

|                     | pH = 4 |       | pH = 7 |       |
|---------------------|--------|-------|--------|-------|
|                     | Ca     | P     | Ca     | P     |
| <b>Transbond XT</b> | 0      | 0     | 0      | 0     |
| <b>Controle</b>     | 0      | 0,2   | 0      | 0,15  |
| <b>NbG 5%</b>       | 35,2   | 4,02  | 0      | 0,3   |
| <b>NbG 10%</b>      | 57,7   | 46,72 | 19,4   | 0,67  |
| <b>NbG 20%</b>      | 51,7   | 4,82  | 50,20  | 0,91  |
| <b>45S5 5%</b>      | 0      | 1,15  | 0      | 1,19  |
| <b>45S5 10%</b>     | 16,6   | 3,67  | 36     | 4,88  |
| <b>45S5 20%</b>     | 35,3   | 5,42  | 42,07  | 11,45 |

### Microdureza de Knoop (KNH)

As médias e desvio-padrões dos valores de microdureza Knoop de cada resina composta estão resumidas no Figura 9. Para os grupos 45S5, as mensurações de KNH foram significativamente menores que do grupo Transbond XT ( $P < 0,05$ ). O grupo 45S5 20% apresentou KNH menor que dos grupos controle e NbG 5% ( $P < 0,05$ ).



\*Letras diferentes correspondem à diferença estatística ( $P < 0,05$ ).

*Figura 6. Valores e desvio padrão de micorodureza Knoop dos materiais testados.*

## Bioatividade

Nas imagens de MEV é possível observar que os grupos Controle e Transbond XT permanecem com o mesmo padrão nas imagens imediatamente após a confecção dos espécimes e 28 dias após imersos em PBS. Ou seja: não houve a formação de precipitados na superfície desses materiais. Já as resinas contendo vidros bioativos após 28 dias apresentam formações com aparência de aglomerados cristalinos. Observa-se ainda que a formação desses cristais se deu de forma mais predominante nas resinas contendo 45S5. Nas resinas contendo NbG, observou-se a formação de precipitados em menor quantidade. As imagens dos materiais utilizados no estudo estão apresentadas nas Figuras 7 - 14. Os mesmos espécimes que apresentaram precipitados minerais na análise de microscopia eletrônica de varredura apareceram na análise por FTIR/ATR com deposição de cristais. Esses são precursores de apatita, conforme pode-se observar nos picos (Figuras 15 A e 15 B).

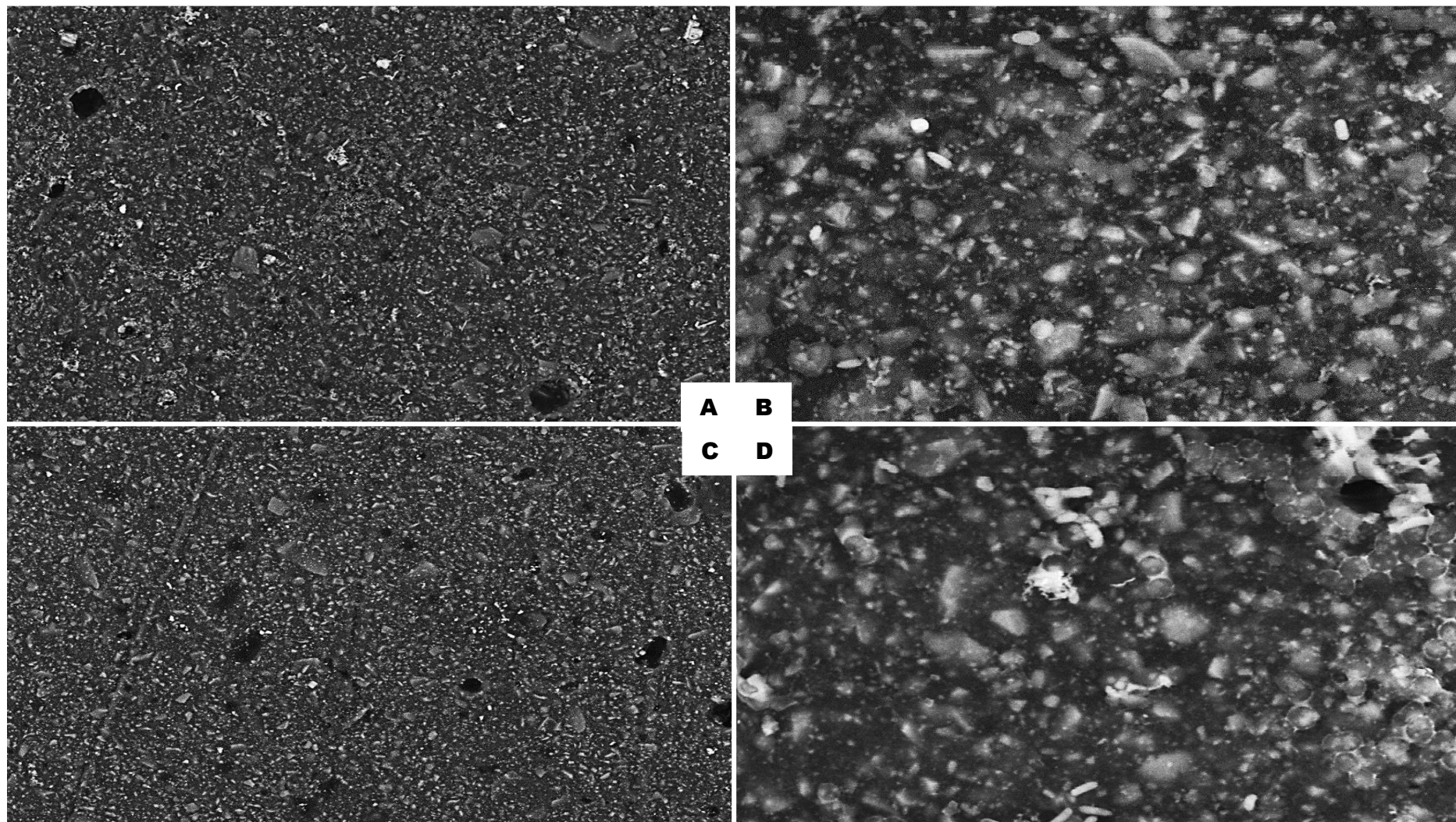
## Ensaio de Resistência de União

As médias e desvios padrões do teste de resistência de união e a descrição do índice de adesivo remanescente estão na Tabela 3.

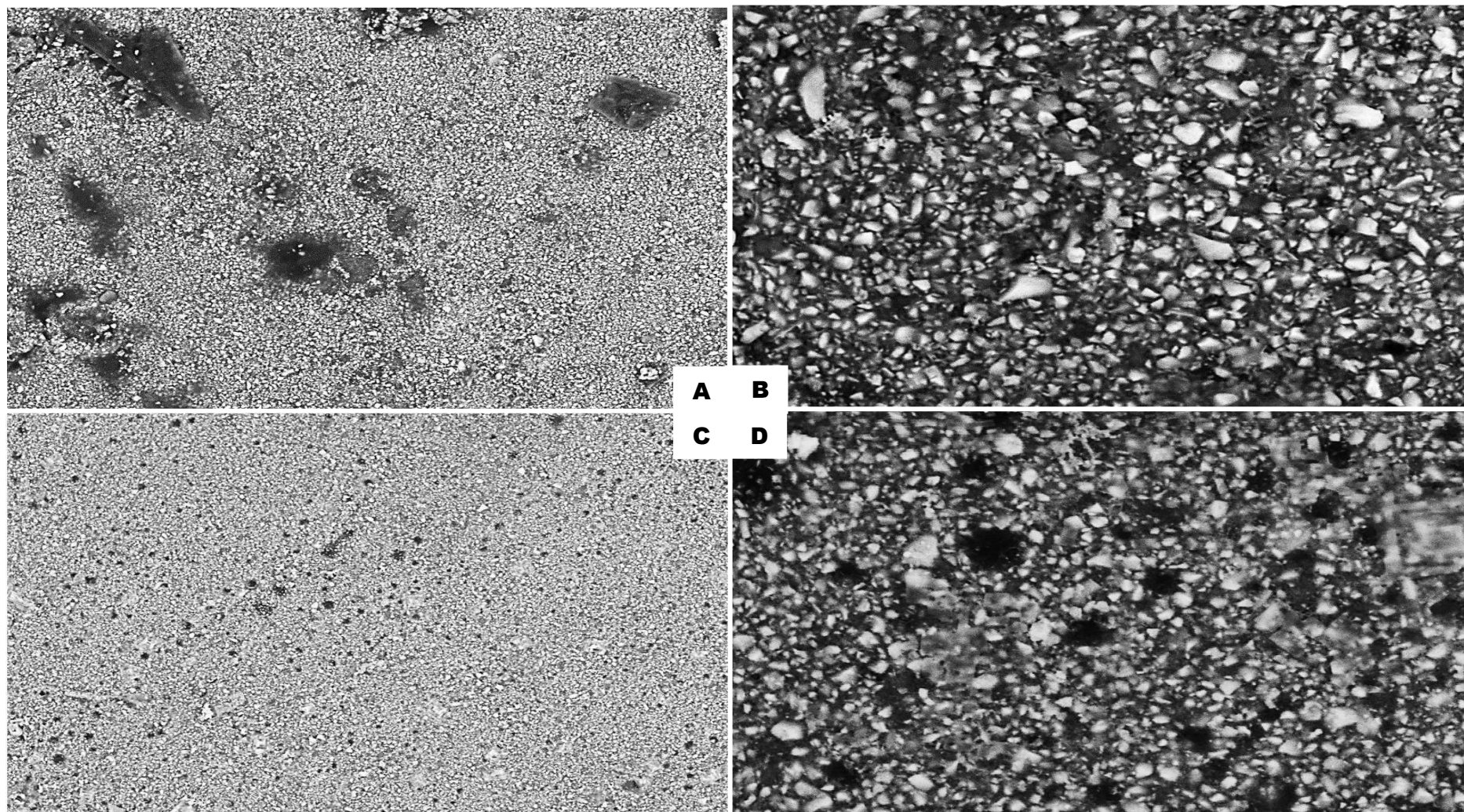
**Tabela 3: Média e desvio padrão (MPa) da resistência de união e IAR.**

| Grupos       | Média (MPa)                   | IAR |   |   |   |
|--------------|-------------------------------|-----|---|---|---|
|              |                               | 0   | 1 | 2 | 3 |
| Transbond XT | 11,73 ± 1,92 <sup>a,b,c</sup> | 3   | 3 | 1 | 3 |
| Controle     | 8,93 ± 1,62 <sup>c</sup>      | 8   | 1 | 1 | 0 |
| NbG 5%       | 11,02 ± 1,69 <sup>b,c</sup>   | 8   | 1 | 1 | 0 |
| NbG 10%      | 13,05 ± 2,45 <sup>a,b</sup>   | 4   | 4 | 0 | 1 |
| NbG 20%      | 13,95 ± 1,55 <sup>a</sup>     | 4   | 2 | 2 | 1 |
| 45S5 5%      | 11,40 ± 2,49 <sup>a,c</sup>   | 4   | 2 | 1 | 1 |
| 45S5 10%     | 13,34 ± 1,99 <sup>a,b</sup>   | 5   | 2 | 1 | 1 |
| 45S5 20%     | 12,49 ± 1,86 <sup>a,b</sup>   | 2   | 6 | 0 | 1 |

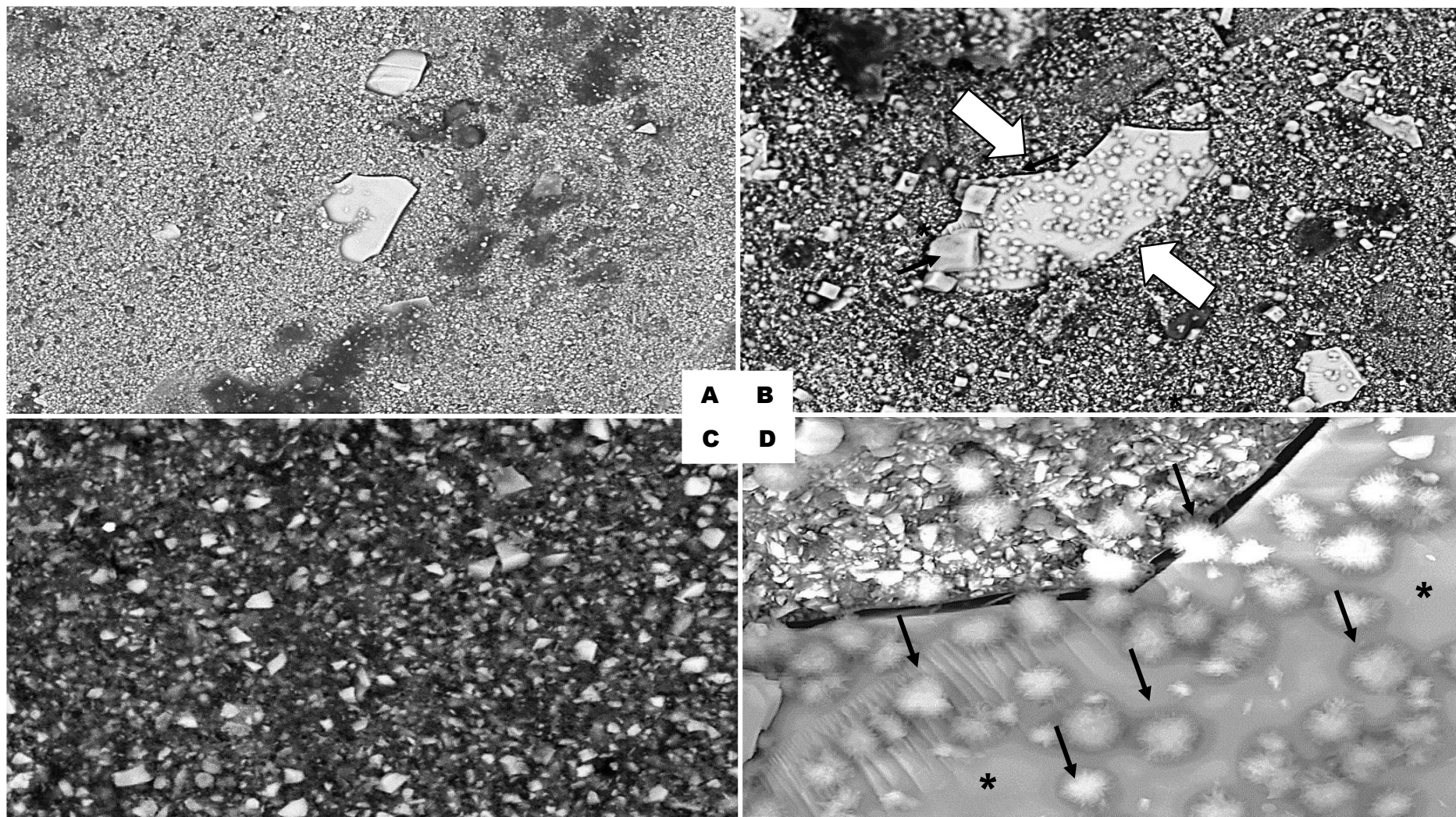
\*Letras diferentes correspondem à diferença estatística (P < 0,05).



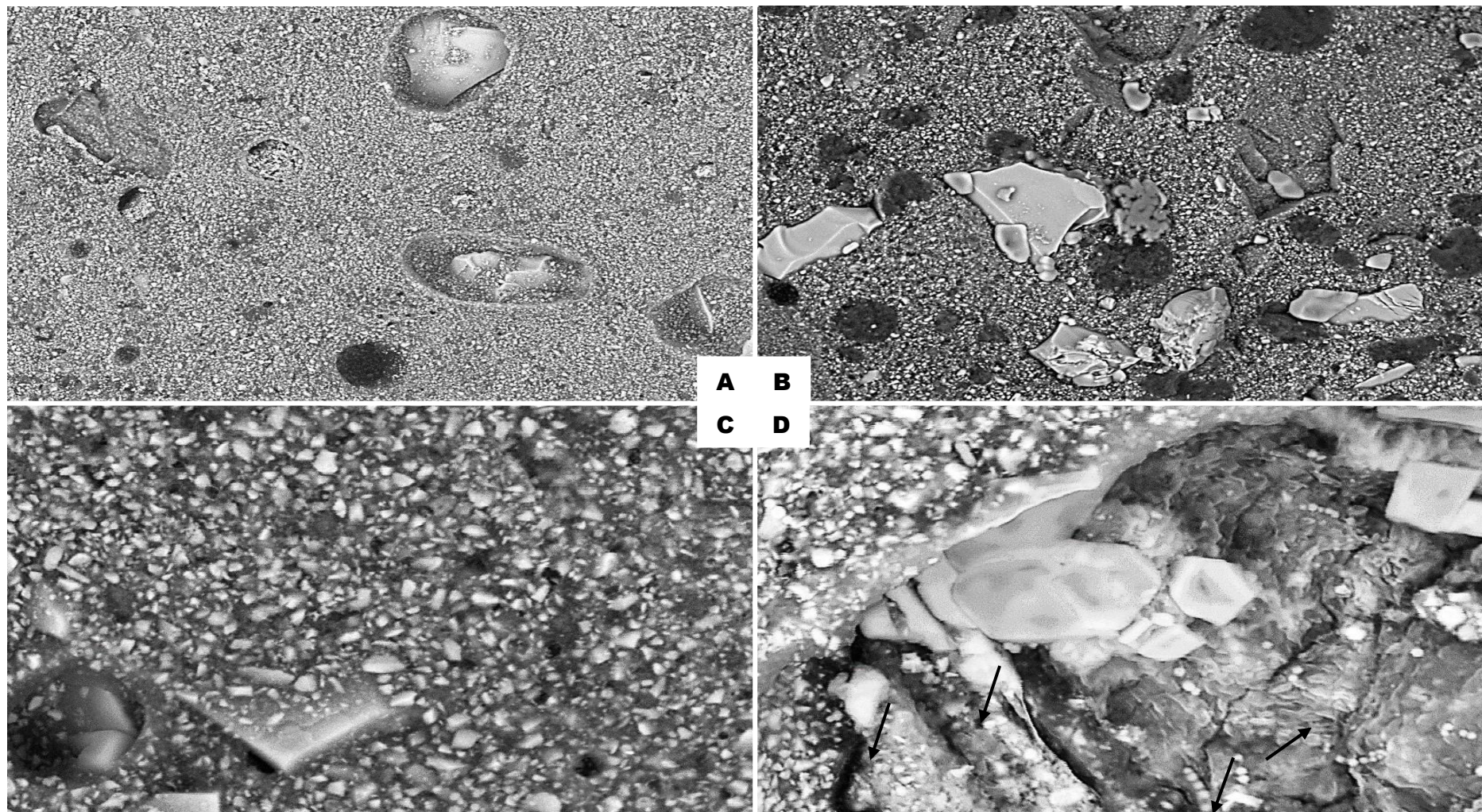
*Figura 7: Microscopia eletrônica de varredura da resina Transbond XT. A: Imediatamente após a confecção do espécime, a um aumento de 1000x; B: Imediatamente após a confecção do espécime, a um aumento de 5000x; C: 28 dias após a confecção do espécime, a um aumento de 1000x; D: 28 dias após a confecção do espécime, a um aumento de 5000x. É possível notar que não há diferenças entre o aspecto da resina antes e depois dos 28 dias. As partículas de carga podem ser identificadas pela cor branca, enquanto a matriz resinosa aparece em um aspecto mais escuro, na cor preta.*



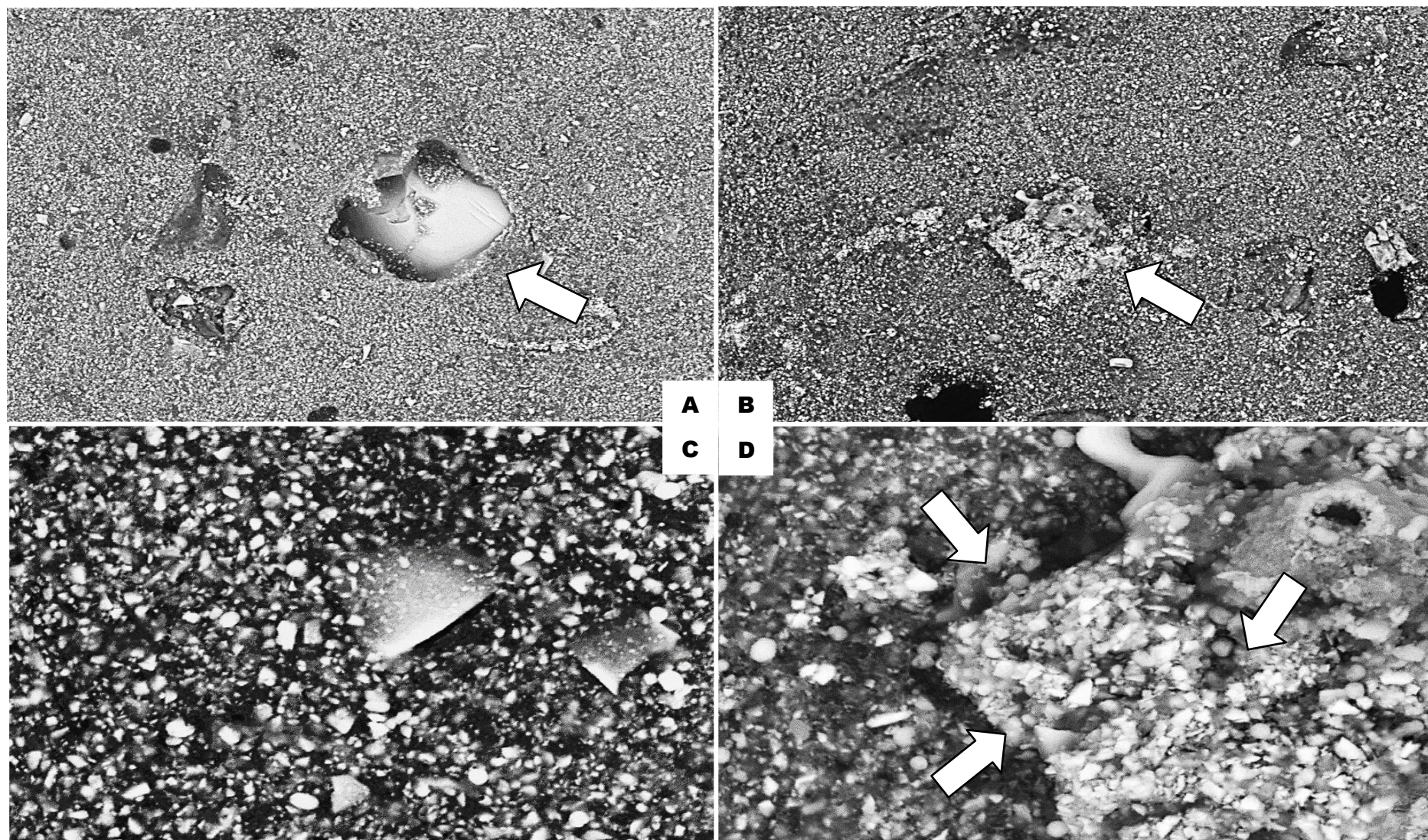
*Figura 8: Microscopia eletrônica de varredura da resina Controle. A: Imediatamente após a confecção do espécime, a um aumento de 1000x; B: Imediatamente após a confecção do espécime, a um aumento de 5000x; C: 28 dias após a confecção do espécime, a um aumento de 1000x; D: 28 dias após a confecção do espécime, a um aumento de 5000x. É possível notar que não há diferenças entre o aspecto da resina antes e depois dos 28 dias. As partículas de carga podem ser identificadas pela cor branca, enquanto a matriz resinosa aparece em um aspecto mais escuro, na cor preta*



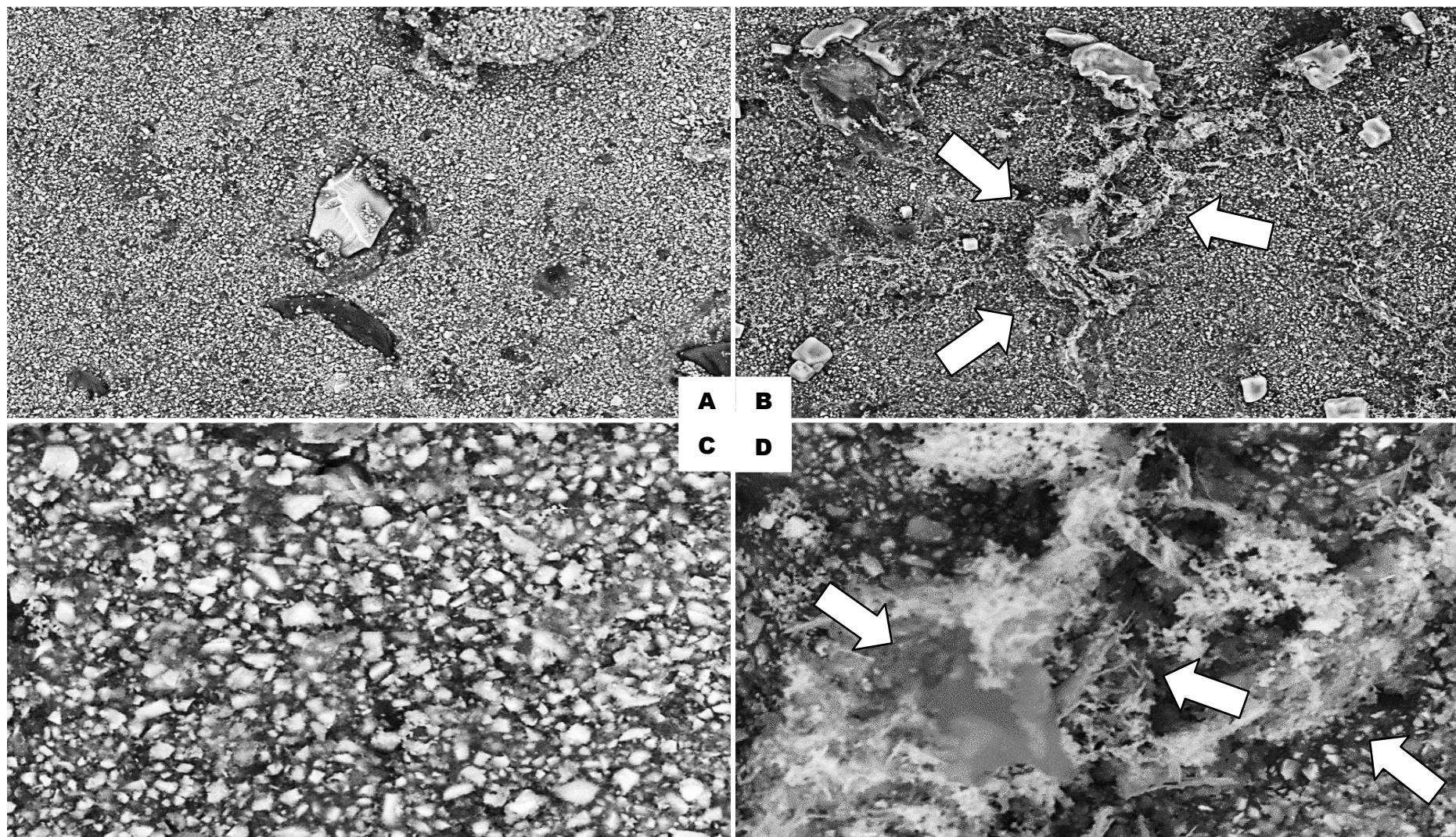
*Figura 9: Microscopia eletrônica de varredura da resina NbG 5%: Imediatamente após a confecção do espécime, a um aumento de 1000x; B: Imediatamente após a confecção do espécime, a um aumento de 5000x; C: 28 dias após a confecção do espécime, a um aumento de 1000x; D: 28 dias após a confecção do espécime, a um aumento de 5000x. Nas imagens de 28 dias (B e D) observam-se estruturas em forma de espículas (setas) depositadas sobre as partículas de carga (asteriscos).*



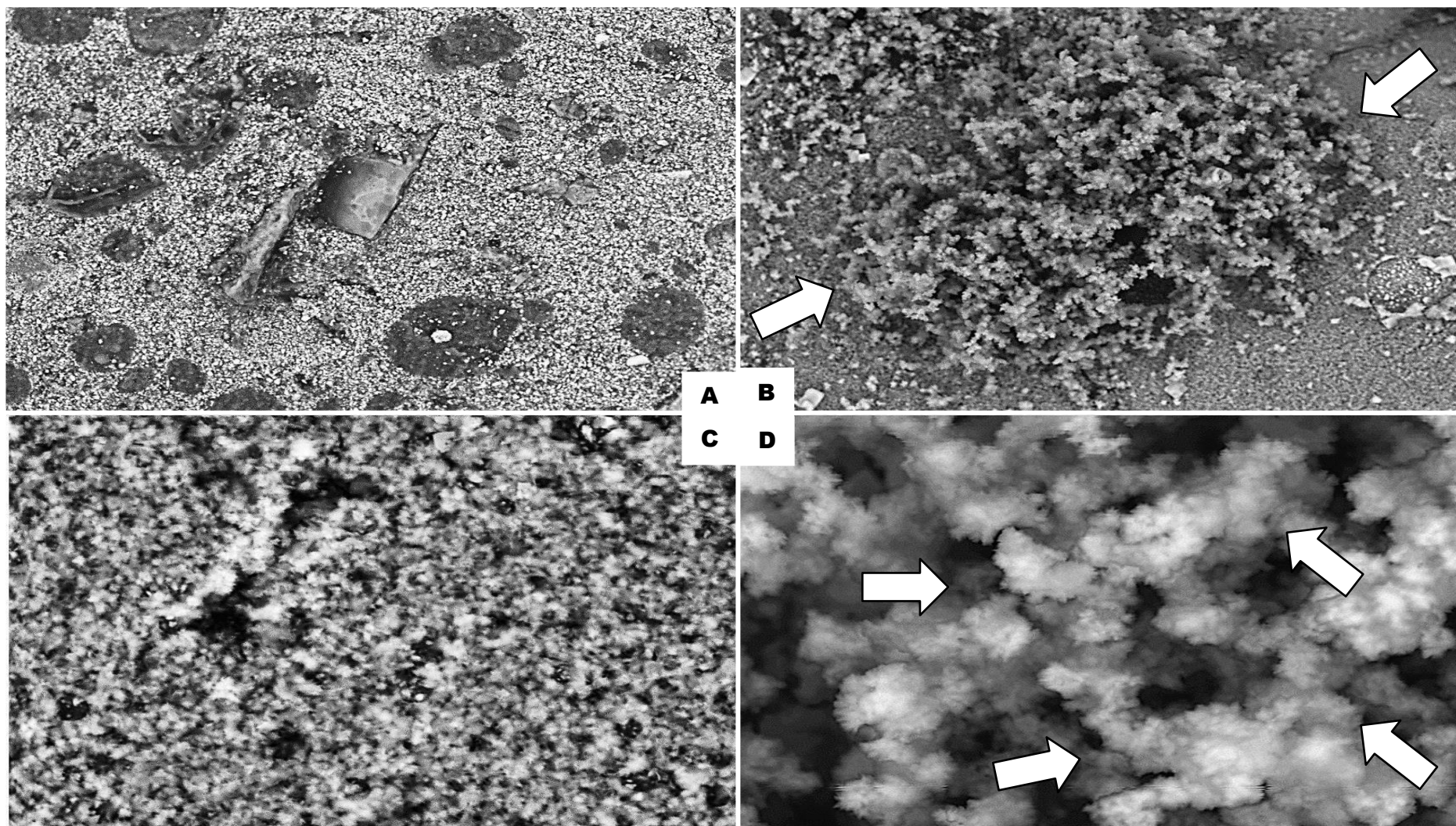
*Figura 10: Microscopia eletrônica de varredura da resina NbG 10%: Imediatamente após a confecção do espécime, a um aumento de 1000x; B: Imediatamente após a confecção do espécime, a um aumento de 5000x; C: 28 dias após a confecção do espécime, a um aumento de 1000x; D: 28 dias após a confecção do espécime, a um aumento de 5000x. Nas imagens de 28 dias (B e D) observam-se estruturas em forma de aglomerados espiculares (setas) depositadas sobre a matriz resinosa.*



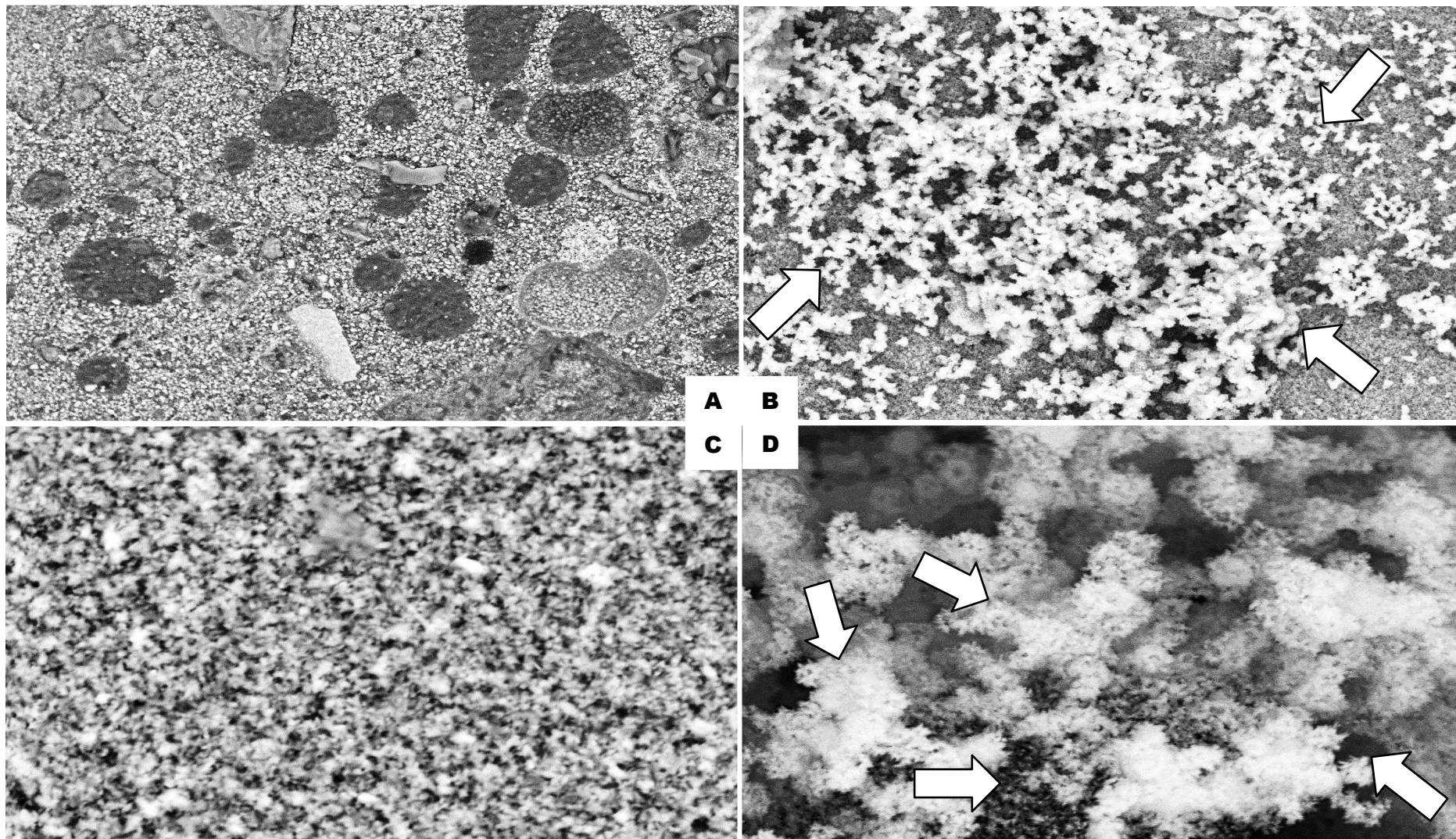
*Figura 11: Microscopia eletrônica de varredura da resina NbG 20%: Imediatamente após a confecção do espécime, a um aumento de 1000x; B: Imediatamente após a confecção do espécime, a um aumento de 5000x; C: 28 dias após a confecção do espécime, a um aumento de 1000x; D: 28 dias após a confecção do espécime, a um aumento de 5000x. Nas imagens B e D, observam-se estruturas impregnadas sobre a partícula de carga retratada na imagem A (setas).*



*Figura 12: Microscopia eletrônica de varredura da resina 45S5 5%: Imediatamente após a confecção do espécime, a um aumento de 1000x; B: Imediatamente após a confecção do espécime, a um aumento de 5000x; C: 28 dias após a confecção do espécime, a um aumento de 1000x; D: 28 dias após a confecção do espécime, a um aumento de 5000x. Na imagem C observam-se as partículas de carga sobre a matriz resinosa. Na imagem D, após 28 dias imerso em PBS, o espécime parece estar recoberto por um aglomerado de estruturas em forma de espículas (setas).*



*Figura 13: Microscopia eletrônica de varredura da resina 45S5 10%: Imediatamente após a confecção do espécime, a um aumento de 1000x; B: Imediatamente após a confecção do espécime, a um aumento de 5000x; C: 28 dias após a confecção do espécime, a um aumento de 1000x; D: 28 dias após a confecção do espécime, a um aumento de 5000x. Na imagem B, observa-se um aglomerado de estruturas atípicas (setas) sobre a matriz resinosa, não observada na imagem A, feita imediatamente após a confecção do espécime. Na imagem D, essas estruturas atípicas aparecem em maior proximidade, observando-se uma semelhança com espículas formando cristais (setas).*



*Figura 14: Microscopia eletrônica de varredura da resina 45S5 10%: Imediatamente após a confecção do espécime, a um aumento de 1000x; B: Imediatamente após a confecção do espécime, a um aumento de 5000x; C: 28 dias após a confecção do espécime, a um aumento de 1000x; D: 28 dias após a confecção do espécime, a um aumento de 5000x. Na imagem B, observa-se um aglomerado de estruturas atípicas (setas) sobre a matriz resinosa, não observada na imagem A, feita imediatamente após a confecção do espécime. Na imagem D, essas estruturas atípicas aparecem em maior proximidade, observando-se uma semelhança com espículas formando cristais (setas).*

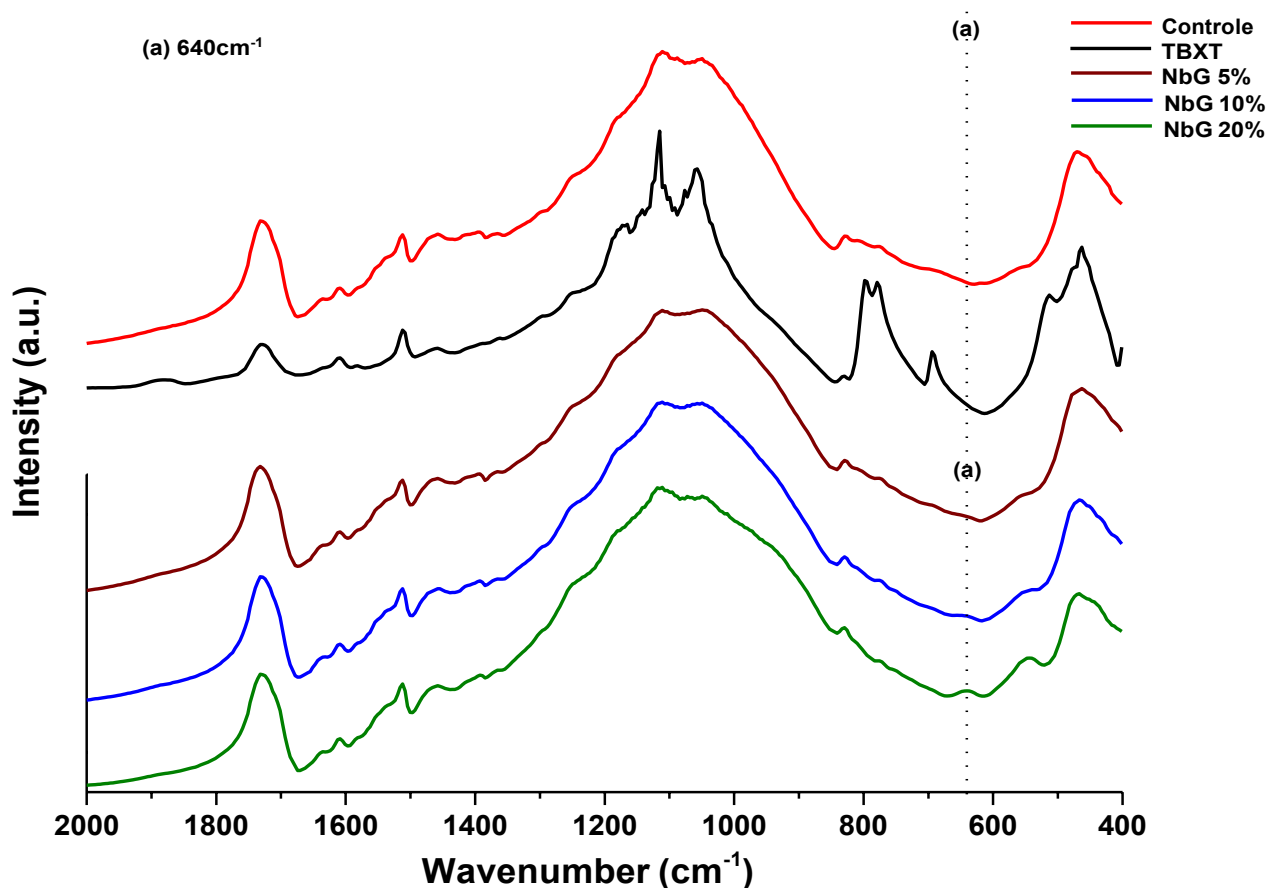


Figura 15 A. A um comprimento de onda de  $640\text{ cm}^{-1}$  (a) observa-se a formação de picos de fosfato nos grupos NbG 5, 10 e 20%.

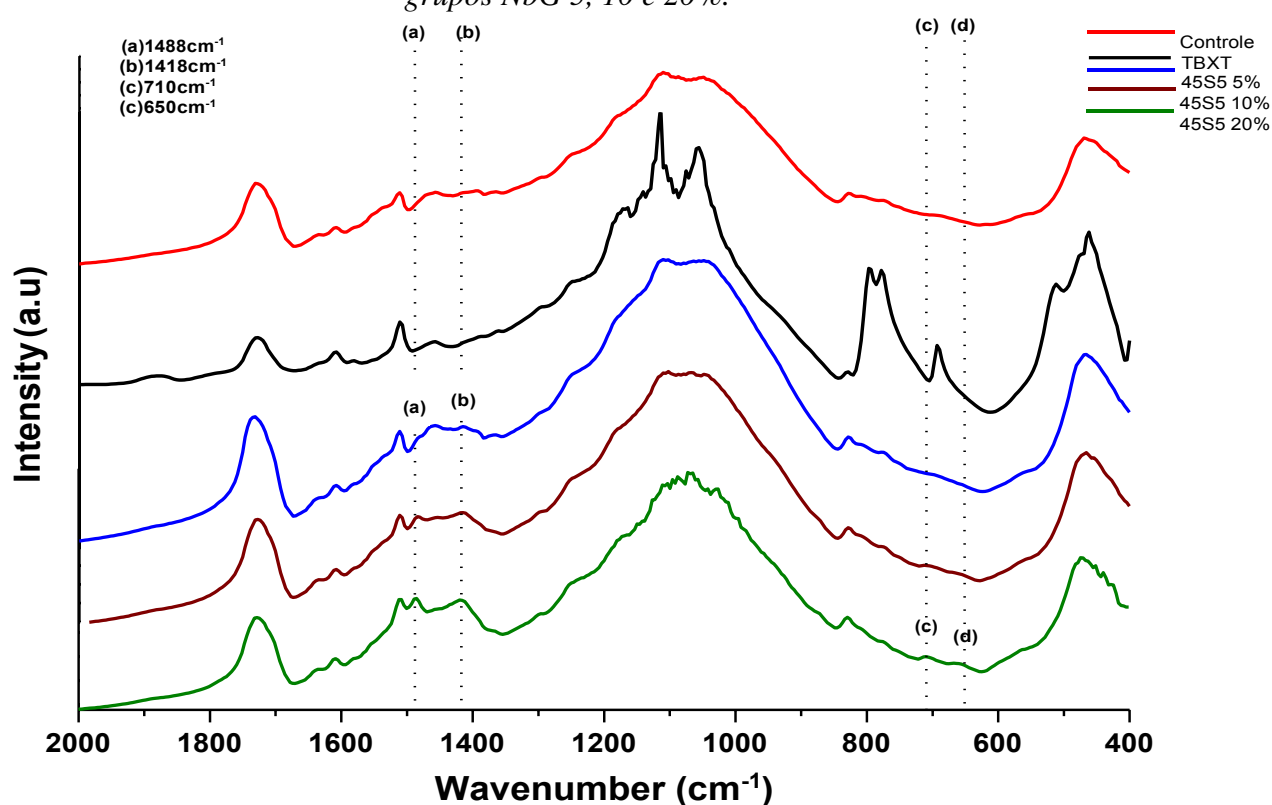


Figura 15 B. Os picos de carbonato podem ser observados nas resinas contendo 45S5 nos comprimentos de onda  $1488\text{ cm}^{-1}$  (a) e  $1418\text{ cm}^{-1}$  (b). Os picos de fosfato aparecem em  $710\text{ cm}^{-1}$  (c) e  $650\text{ cm}^{-1}$  (d).

ANOVA One-Way demonstrou que houve diferença entre o grupo da resina controle e os grupos NbG 10%, NbG 20%, 45S5 10% e 45S5 20% ( $P < 0,05$ ). A resistência de união da resina Transbond XT foi semelhante ao de todas as demais resinas testadas, o que pode justificar a viabilidade clínica desses materiais experimentais em termos de resistência de união ao esmalte.

O IAR apresentou comportamento similar nas resinas Controle e NbG 5%, com maior parte dos espécimes (80%) com IAR = 0 e nenhum dente com IAR = 3. Os demais grupos contendo vidros bioativos (NbG 10%, NbG 20%, 45S5 5%, 45S5 10%, 45S5 20%) apresentaram apenas um dente com IAR 3. As resinas contendo vidros bioativos e a resina controle apresentaram maioria de falhas de adesão com o esmalte. Em todos os grupos contendo vidros bioativos houve fratura de esmalte em pelo menos um espécime.

O grupo Transbond foi o que apresentou maior frequência de IAR = 3, com 30% da amostra apresentando toda a face vestibular coberta por remanescente adesivo.

## DISCUSSÃO

Muitos pesquisadores têm buscado um material com capacidade de reduzir as alterações sofridas pelo esmalte na colagem direta de bráquetes. Propriedades como ação antibacteriana<sup>29,31,33,36-38</sup>, manutenção das propriedades mecânicas do esmalte<sup>40</sup>, inibição da desmineralização<sup>15,33,39,41,42</sup> e potencial remineralizante<sup>17,44-46</sup> do esmalte são as mais esperadas.

O presente estudo mostrou resultados promissores de resinas experimentais contendo diferentes vidros bioativos, quando comparados a uma resina livre de vidro e uma resina padrão ouro encontrada no mercado (Transbond XT). Dessa forma, a partir dos presentes resultados obtidos, rejeita-se a hipótese nula pois as resinas contendo partículas de vidro apresentaram propriedades diferentes daquelas livres de vidros bioativos.

A habilidade ácido-neutralizante esteve presente em todos os materiais apresentados. Contudo, foi possível observar que as resinas contendo 45S5 apresentaram um forte potencial alcalinizante independente do pH inicial (4 ou 7). Os espécimes contendo 45S5 mantiveram

sua capacidade de elevar o pH para níveis acima de 8 e isso pode ser decisivo para uma precipitação extra de íons cálcio e fosfato provenientes da partícula de vidro bioativo, formando uma camada de cálcio-fosfato que se cristaliza em hidroxiapatitas<sup>19</sup>.

Estudos anteriores sugerem que as partículas de vidro bioativo desempenham um importante efeito antibacteriano devido à elevação do pH<sup>47-50</sup>. O pH elevado pode inibir os efeitos tóxicos da bactéria e aumentar a permeabilidade da membrana citoplasmática, permitindo a passagem de partículas provenientes do biovidro para dentro da célula bacteriana. Como consequência, há uma elevação do pH intracelular e morte da bactéria. O vidro 45S5 apresentou efeito antibacteriano considerável contra certas bactérias orais<sup>51</sup>.

Na saliva, os íons sódio provenientes dos vidros bioativos reagem com os cátions hidrogeno da saliva (na forma  $H_3O^+$ ), induzindo a liberação de íons cálcio e fosfato do biovidro<sup>18</sup>. Brown *et al.* (2011)<sup>14</sup> observaram uma maior liberação de íons cálcio na solução de pH = 4. Um baixo pH pode causar uma subsaturação de cálcio e fosfato no ambiente e criar uma força<sup>52</sup> que proporciona uma maior liberação de íons cálcio a partir do vidro bioativo, quando comparado a um pH mais elevado<sup>14</sup>. Isso também foi observado no presente estudo, onde foi encontrada maior liberação de íons  $Ca^{++}$  e  $PO_4^{-3}$  em pH 4, quando comparado com o pH = 7.

A liberação de íons cálcio para o meio parece ser capaz de reduzir o pH crítico do esmalte da região. O pH crítico é o pH no qual a solução está saturada de determinado mineral. Se o pH da solução estiver acima do pH crítico, então a solução é supersaturada em relação determinado mineral, e mais minerais tendem a se precipitar. Por outro lado, se o pH da solução for menor ao pH crítico, a solução está subsaturada e o mineral tenderá a dissolver até a solução se tornar saturada<sup>53</sup>.

A redução do pH crítico pode resultar na necessidade de uma redução do pH da atividade da placa bacteriana para que a dissolução do esmalte possa ocorrer<sup>53</sup>, resultando em uma redução do risco para lesões de mancha branca<sup>14</sup>. Por outro lado, é possível observar uma baixa quantidade de íons fosfatos liberados pelas resinas experimentais contendo os diferentes

vidros bioativos. Entretanto, essa baixa liberação não impediu a formação de precipitados percussores de hidroxiapatita nas superfícies dos materiais experimentais.

Nas figuras 7 - 14 é possível observar a formação de precipitados aglomerados cristaliformes nas superfícies das resinas experimentais contendo vidro bioativo. No vidro 45S5, esses precipitados são bem próximos daqueles encontrados por outros autores<sup>59-61</sup>. Carneiro *et al.* (2017) também encontraram precipitados similares na superfície de sistemas adesivos dopados com 30% de NbG<sup>62</sup>. Em nosso estudo, a presença de precipitados nas resinas contendo NbG também pode ser observada em menor quantidade, principalmente na resina com menor concentração de NbG (5%).

A análise FTIR-ATR confirma a presença de precipitados nas resinas experimentais contendo vidro bioativo. É possível observar a presença de picos indicativos de componentes precursores da bioatividade, esses picos ficam mais evidentes conforme a concentração de vidro bioativo aumentava no material resinoso experimental. Isso é determinado pelas vibrações capturadas: o comprimento de onda relacionado ao carbonato é  $890\text{ cm}^{-1}$ <sup>63</sup>; fosfato pode estar relacionado a  $544\text{ cm}^{-1}$ <sup>64</sup>; instável a  $638\text{ cm}^{-1}$ ,  $1033$  e  $1107\text{ cm}^{-1}$ <sup>63</sup>. Esses íons representam deposição mineral, sugerindo bioatividade<sup>65,66</sup>.

As resinas ortodônticas desempenham o papel de manter os bráquetes em posição até o final do tratamento. Assim, é interessante que a remoção do remanescente adesivo seja a mais suave possível para evitar que excesso de força cause danos ao esmalte subjacente<sup>51</sup>. Por outro lado, os materiais restauradores precisam ter uma dureza suficiente para suportar as cargas mastigatórias. O presente estudo demonstrou que a Transbond XT apresentou dureza superior à de todas as resinas experimentais contendo 45S5.

Iijima *et al.* (2010) realizaram um estudo avaliando a facilidade de desgaste de resinas ortodônticas avaliando parâmetros como dureza do material. Eles observaram que materiais contendo altas concentrações de  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{Ba}_2\text{O}_3$  e  $\text{Al}_2\text{O}_3$  como a resina Transbond XT, possuem alta resistência ao desgaste. Esse resultado parece estar relacionado com tamanho, forma e a nanodureza das partículas de carga<sup>55</sup>.

A alta instabilidade química do vidro 45S5 em meio aquoso pode estar relacionada à sua alta capacidade de liberação iônica e alto potencial de elevar o pH. Esse processo parece culminar em perda estrutural por dissolução que pode reduzir sua microdureza. Isso de alguma forma pode estar relacionado com o fato de que resina 45S5 20%, que apresentou maior capacidade de elevar o pH de todas as soluções, foi também a que apresentou a menor dureza.

A resina Transbond XT teve um IAR alto em comparação com os demais materiais, de modo que 70% dos dentes desse grupo precisaria de remoção mecânica do remanescente adesivo. E essa alta resistência ao desgaste pode exigir um maior tempo de cadeira para o profissional, além de uma possibilidade de dano ao esmalte devido a utilização de brocas e discos <sup>54</sup>.

Os valores de resistência de união dos materiais bioativos testados, independente da concentração e do vidro bioativos utilizado, foram semelhante a resina Transbond XT. Essa informação em conjunto com os testes realizados é um forte indicativo que essas resinas experimentais tem um potencial para ser utilizada clinicamente no futuro. Entretanto, alguns espécimes colados com resinas bioativas fraturam o esmalte após a descolagem do bráquete. Essas fraturas no esmalte ocorridas nos grupos das resinas contendo partículas de vidro podem ser explicadas em razão da formação de precipitados (apatita), que gera uma união e resistente entre dente e o material resinoso<sup>58</sup>.

Elevados valores de resistência de união entre o dente e o bráquete sempre foram determinantes para a escolha do material de colagem de bráquetes. Entretanto, desenvolvimento de *smart materials*, com capacidade de controlar o pH, inibir a ação bacteriana e liberar íons que possibilitam a remineralização dos tecidos duros, tem chamado a atenção da comunidade científica.

## CONCLUSÃO

Os vidros bioativos apresentaram capacidade de elevar o pH e reduzir a dureza de resinas experimentais, quando comparadas à Transbond XT e a uma resina convencional.

Além disso, apenas resinas contendo vidros bioativos apresentaram a formação de estruturas semelhantes a cristais em sua superfície, o que pode ser um indício da bioatividade desses materiais. Todas essas características foram obtidas sem comprometer os valores de resistência de união, que ainda foi similar à resina Transbond XT.

**Relevância Clínica:** O uso de resinas contendo vidros bioativos NbG e 45S5 pode ser uma estratégia interessante para reduzir alguns efeitos adversos do condicionamento do esmalte garantindo uma excelente resistência de união do bráquete ao dente.

## REFERÊNCIAS

1. Mitchell L. Decalcification during orthodontic treatment with fixed appliances--an overview. *Br J Orthod*. 1992;19(3):199–205.
2. Richter AE, Arruda AO, Peters MC, Sohn W. Incidence of caries lesions among patients treated with comprehensive orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;139(5):657–64.
3. 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;34(5):633–9.
4. Chambers C, Stewart S, Su B, Sandy J, Ireland A. Prevention and treatment of demineralisation during fixed appliance therapy: a review of current methods and future applications. *Br Dent J*. 2013;215(10):505–11.
5. Knösel M, Bojes M, Jung K, Ziebolz D. Increased susceptibility for white spot lesions by surplus orthodontic etching exceeding bracket base area. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2012;141(5):574–82.
6. Øgaard B. White Spot Lesions During Orthodontic Treatment: Mechanisms and Fluoride Preventive Aspects. *Semin Orthod*. 2008;14(3):183–93.
7. Julien KC, Buschang PH, Campbell PM. Prevalence of white spot lesion formation during orthodontic treatment. *Angle Orthod*. 2013;83(4):641–7.
8. 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.
9. Boersma JG, van der Veen MH, Lagerweij MD, Bokhout B, Prahl-Andersen B. Caries prevalence measured with QLF after treatment with fixed orthodontic appliances: influencing factors. *Caries Res*. 2005;39(1):41–7.
10. 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 Dentofacial Orthop*. 2007;132(2):165–70.
11. Benson PE, Parkin N, Dyer F, Millett DT, Furness S, Germain P. Fluorides for the prevention of early tooth decay (demineralised white lesions) during fixed brace treatment. *Cochrane database Syst Rev*. 2013;12(12):CD003809.
12. Benson PE, Parkin N, Millett DT, Dyer FE, Vine S, Shah A. Fluorides for the prevention of white spots on teeth during fixed brace treatment. *Cochrane Database Syst Rev*. 2004;(3):CD003809.
13. Gandolfi MG, Chersoni S, Acquaviva GL, Piana G, Prati C, Mongiorgi R. Fluoride release and absorption at different pH from glass-ionomer cements. *Dent Mater*. 2006;22(5):441–9.
14. Brown ML, Davis HB, Tufekci E, Crowe JJ, Covell D a., Mitchell JC. Ion release from a novel orthodontic resin bonding agent for the reduction and/or prevention of white spot lesions An in vitro study. *Angle Orthod*. 2011;81(6):1014–20.
15. Kohda N, Iijima M, Kawaguchi K, Toshima H, Muguruma T, Endo K, et al. Inhibition of enamel demineralization and bond-strength properties of bioactive glass containing 4-META/MMA-TBB-based resin adhesive. *Eur J Oral Sci*. 2015;123(3):202–7.
16. Manfred L, Covell DA, Crowe JJ, Tufekci E, Mitchell JC. A novel biomimetic orthodontic bonding agent helps prevent white spot lesions adjacent to brackets. *Angle Orthod*. 2013;83(1):97–103.
17. Altmann ASP, Collares FM, Balbinot G de S, Leitune VCB, Takimi AS, Samuel SMW. Niobium pentoxide phosphate invert glass as a mineralizing agent in an

- experimental orthodontic adhesive. *Angle Orthod.* 2017;87(5):759–65.
18. Hench LL. The story of Bioglass. *J Mater Sci Mater Med.* 2006;17(11):967–78.
  19. Hench LL, Wilson J. Surface-active biomaterials. *Science.* 1984;226(4675):630–6.
  20. Taha AA, Patel MP, Hill RG, Fleming PS. The effect of bioactive glasses on enamel remineralization: A systematic review. *J Dent.* 2017;67:9–17.
  21. Carbonari MJ. Desenvolvimento de vidros niobofosfato bioativos [tese]. São Paulo: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Centro de Ciências Tecnológicas e de Materiais; 2003.
  22. Bertolini MJ, Zaghe MA, Gimenes R, Padovani GC. Determination of the properties of an experimental glass polyalkenoate cement prepared from niobium silicate powder containing fluoride. *Dent Mater.* 2008;24(1):124–8.
  23. Tamai M, Isama K, Nakaoka R, Tsuchiya T. Synthesis of a novel b-tricalcium phosphate/hydroxyapatite biphasic calcium phosphate containing niobium ions and evaluation of its osteogenic properties. *J Artif Organs.* 2007;10(1):22–28.
  24. Godley R, Stroskevsky D, Gotman T. Bonelike apatite formation on niobium metal treated in aqueous NaOH. *J Mater Sci Mater Med.* 2004;15(10):1073–1077.
  25. Karlinsey RL, Hara AT, Yi K, Duhn CW. Bioactivity of novel self-assembled crystalline Nb<sub>2</sub>O<sub>5</sub> microstructures in simulated and human salivas. *Biomed Mater.* 2006;1:16–23.
  26. Collares F, Portella F, da Silva FG, Semeunka S, Almeida L, Santos E, Leitune V, Samuel S. Mineral deposition at dental adhesive resin containing niobium pentoxide. *Appl Adhes Sci.* 2014; 2:22.
  27. Chenu S, Lebullenger R, Rocherullé J. Microwave synthesis and properties of NaPO<sub>3</sub>–SnO–Nb<sub>2</sub>O<sub>5</sub> glasses. *J Mater Sci.* 2012; 47: 4632–4639.
  28. Forsback A-P, Areva S, Salonen JI. Mineralization of dentin induced by treatment with bioactive glass S53P4 in vitro. *Acta Odontol Scand.* 2004;62(1):14–20.
  29. Altmann ASP, Collares FM, Leitune VCB, Arthur RA, Takimi AS, Samuel SMW. In vitro antibacterial and remineralizing effect of adhesive containing triazine and niobium pentoxide phosphate inverted glass. *Clin Oral Investig.* 2017;21(1):93–103.
  30. Ummadi JG, Downs CJ, Joshi VS, Ferracane JL, Koley D. Carbon-Based Solid-State Calcium Ion-Selective Microelectrode and Scanning Electrochemical Microscopy: A Quantitative Study of pH-Dependent Release of Calcium Ions from Bioactive Glass. *Anal Chem.* 2016;88(6):3218–26.
  31. Salehi S, Davis HB, Ferracane JL, Mitchell JC. Sol-gel-derived bioactive glasses demonstrate antimicrobial effects on common oral bacteria. *Am J Dent.* 2015;28(2):111–5.
  32. Carvalho CN, Freire LG, de Carvalho APL, Duarte MAH, Bauer J, Gavini G. Ions release and pH of calcium hydroxide-, chlorhexidine- and bioactive glass-based endodontic medicaments. *Braz Dent J.* 2016;27(3):325–31.
  33. Manfred L, Covell DA, Crowe JJ, Tufekci E, Mitchell JC. A novel biomimetic orthodontic bonding agent helps prevent white spot lesions adjacent to brackets. *Angle Orthod.* 2013;83(1):97–103.
  34. Queiroz CS, Hara AT, Paes Leme AF, Cury JA. pH-Cycling models to evaluate the effect of low fluoride dentifrice on enamel De- and remineralization. *Braz Dent J.* 2008;19(1):21–7.
  35. Årtun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod* 1984;85:333–40.
  36. Altmann ASP, Collares FM, Ogliari FA, Samuel SMW. Effect of methacrylated-based antibacterial monomer on orthodontic adhesive system properties. *Am J Orthod*

- Dentofac Orthop. 2015;147(4):S82–7.
37. Zhang N, Weir MD, Chen C, Melo MAS, Bai Y, Xu HHK. Orthodontic cement with protein-repellent and antibacterial properties and the release of calcium and phosphate ions. *J Dent*. 2016;50:51-9.
  38. Melo MAS, Wu J, Weir MD, Xu HHK. Novel antibacterial orthodontic cement containing quaternary ammonium monomer dimethylaminododecyl methacrylate. *J Dent*. 2014;42(9):1193–201.
  39. Oz AZ, Oz AA, Yazıcıoğlu S. In vivo effect of antibacterial and fluoride-releasing adhesives on enamel demineralization around brackets: *A micro-CT study*. *Angle Orthod*. 2017;87(6):841–6.
  40. Iijima M, Muguruma T, Brantley W a., Ito S, Yuasa T, Saito T, et al. Effect of bracket bonding on nanomechanical properties of enamel. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2010;138(6):735–40.
  41. Melo MAS, Morais WA, Passos VF, Lima JPM, Rodrigues LKA. Fluoride releasing and enamel demineralization around orthodontic brackets by fluoride-releasing composite containing nanoparticles. *Clin Oral Investig*. 2014;18(4):1343–50.
  42. Visel D, Jäcker T, Präger T. Demineralization adjacent to orthodontic brackets after application of conventional and self-etching primer systems. *J Orofac Orthop*. 2014;75(5):358-73.
  43. Pascotto RC, Navarro MFDL, Filho LC, Cury JA. In vivo effect of a resin-modified glass ionomer cement on enamel demineralization around orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2004;125(1):36–41.
  44. Paschos E, Rosenbeck KA, Huth KC, Rudzki I, Wichelhaus A, Kunzelmann K-H. Evaluation of the effect of bracket-periphery treatment on prevention of enamel demineralization by consecutive  $\mu$ CT scans. *Clin Oral Investig*. 2015;19(6):1519–26.
  45. Singh S, Singh SP, Goyal A, Utreja AK, Jena AK. Effects of various remineralizing agents on the outcome of post-orthodontic white spot lesions (WSLs): a clinical trial. *Prog Orthod. Progress in Orthodontics*. 2016;17(1):25.
  46. Al-Suleiman M, Silikas N, Watts D. Effects of procedures of remineralization around orthodontics bracket bonded by self-etching primer on its shear bond strength. *J Orthod Sci*. 2012;1(3):63.
  47. Begum S, Johnson WE, Worthington T, Martin RA.. The influence of pH and fluid dynamics on the antibacterial efficacy of 45S5 Bioglass. *Biomed Mater*. 2016;11(1):15006.
  48. Fowle DA, Fein JB. Competitive adsorption of metal cations onto two gram positive bacteria: Testing the chemical equilibrium model. *Geochimica et Cosmochimica Acta*. 1999;63(19):3059–67.
  49. Cutinelli C, Galdiero F. Ion-binding Properties of the Cell Wall of *Staphylococcus aureus*. *J Bacteriol*. 1967;93(6):2022–3.
  50. Hu S, Chang J, Liu M, Ning C. Study on antibacterial effect of 45S5 Bioglas. *J Mater Sci Mater Med*. 2009;20(1):281–6.
  51. Allan I, Newman H, Wilson M. Antibacterial activity of particulate Bioglass against supra- and subgingival bacteria. *Biomaterials*. 2001;22(12):1683–7.
  52. Margolis HC, Zhang YP, Lee CY, Kent RL Jr, Moreno EC. Kinetics of enamel demineralization in vitro. *J Dent Res*. 1999;78:1326–1335.
  53. Dawes C. What is the critical pH and why does a tooth dissolve in acid? *J Can Dent Assoc*. 2003; 69: 722-724.
  54. Alessandri Bonetti G, Zanarini M, Incerti Parenti S, Lattuca M, Marchionni S, Gatto MR. Evaluation of enamel surfaces after bracket debonding: an in-vivo study with

- scanning electron microscopy. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2011;140:696–702
55. Iijima M, Muguruma T, Brantley WA, Yuasa T, Uechi J, Mizoguchi I. Effect of mechanical properties of fillers on the grindability of composite resin adhesives. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2010;138(4):420–6.
  56. Kokubo T, Kushitani H, Sakka S, Kitsugi T, Yamamuro T. Solutions able to reproduce in vivo surface-structure changes in bioactive glass-ceramic A-W3. *J Biomed Mater Res*. 1990;24(6):721-34.
  57. Zhong JP, Greenspan DC. A microstructural examination of apatite induced by Bioglass® *in vitro*. *J Mater Sci Mater Med*. 2002;18:321-326.
  58. D. Fernando, et al. Bioactive glass for dentin remineralization: A systematic review. *Mater. Sci. Eng*. 2017.
  59. 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*. 2017;10(78):188-195.
  60. Gandolfi MG, Taddei P, Modena E, Siboni F, Prati C. Biointeractivity-related versus chemi/physorption-related apatite precursor-forming ability of current root end filling materials. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2013;101(7):1107-23.
  61. Gandolfi MG, Ciapetti G, Taddei P, Perut F, Tinti A, Cardoso MV, Van Meerbeek B, Prati C. Apatite formation on bioactive calcium-silicate cements for dentistry affects surface topography and human marrow stromal cells proliferation. *Dent Mater*. 2010;26(10):974-92.
  62. Carneiro KK, Meier MM, Santos CC, Maciel AP, Carvalho CN, Bauer J. Adhesives doped whit bioactive niobophosphate micro-filler: degree of conversion and microtensile bond strenght. *Braz Dent J*. 2016;27(6):705-711.
  63. Chang MC, Tanaka J. FT-IR study for hydroxyapatite/collagen nanocomposite cross-linked by glutaraldehyde. *Biomaterials*. 2002;23:4811-4818.
  64. Mendes LC, Ribeiro GL, Marques RC. In situ hydroxyapatite synthesis: influence of collagen on its structural and morphological characteristic. *Mater Sci Appl*. 2012; 3(8):580-586.
  65. Prati, C., Gandolfi, M.G., 2015. Calcium silicate bioactive cements: biological perspectives and clinical applications. *Dent. Mater*. 31, 351–370;
  66. Sauro, S., Osorio, R., Watson, T.F., Toledano, M., 2015. Influence of phosphoproteins' biomimetic analogs on remineralization of mineral-depleted resin-dentin interfaces created with ion-releasing resin-based systems. *Dent. Mater*. 31, 759–777).

## **AGRADECIMENTOS**

Os autores agradecem à Fundação de Amparo à Pesquisa e Desenvolvimento Tecnológico do Maranhão (FAPEMA).

## ANEXO A

### 1 NORMAS *THE ANGLE ORTHODONTIST*

### 2 INFORMATION FOR CONTRIBUTORS

---

Please be aware that *The Angle Orthodontist* participates in the CrossCheck™ initiative and that all submissions are subject to screening with iThenticate software to detect plagiarism.

**Please organize and enter your Original Article manuscript using the following headings** (Case reports and other types of articles may vary):

**COVER LETTER** - Must contain the following:

**Copyright Releases** - The following written statement, signed by one of the authors and acting on behalf of all of the authors, must accompany all manuscripts:

"The undersigned author transfers all copyright ownership of the manuscript (fill in the title of your manuscript) to *The Angle Orthodontist* in the event the work is published. The undersigned author warrants that the article is original, is not under consideration for publication by another journal and has not been previously published. I sign for and accept responsibility for releasing this material on behalf of *any* and all coauthors."

Direct quotations, tables or images that have appeared elsewhere in copyrighted material must be accompanied by a signed release from the copyright owner. Complete information identifying the source of the material is required.

**Patient Releases** - A signed release must be obtained for all images that contain identifiable patients or human subjects. These releases must be retained indefinitely by the Corresponding Author. A cover letter must be submitted with the manuscript attesting to the fact that all applicable patient releases were obtained and are on file with the Corresponding Author.

Each release statement must be on a separate page, include the manuscript title, all authors' names and contain a copy of the following statement signed by the patient:

"I hereby grant all rights to publish photographs or other images of me in the above manuscript where I appear as a patient or subject without payment of any kind. I have been informed that any images of me that do appear may be modified."

- **ARTICLE FILE**

Articles must be original and written in clear English. The total article file must be entered as one document and must contain the Title, Abstract, Text References and Figure Legends. The article file must not exceed a maximum of 3500 words. To determine the number of words in your document, go to the toolbar, click on tools and then click on word count.

For Systematic Reviews, use the PRISMA statement for uniformity in reporting format: (<http://www.prisma-statement.org/2.1.2-20PRISMA%202009%20Checklist.pdf>). Follow the proposed structure and subheadings whenever possible. The article file for systematic reviews must not exceed a maximum of 4000 words.

For Letters to the Editor, the article file must not exceed a maximum of 250 words.

**Please enter only the following items in the article file:**

- **Title** of the manuscript
- **Abstract** - *The Angle Orthodontist* is using a structured abstract which must be limited to 250 words. The abstract should conform to the following outline and not contain an introduction, literature review or discussion.

#### **ABSTRACT**

**Objective:** List the specific goal(s) of the research.

**Materials and Methods:** Briefly describe the procedures you used to accomplish this work. Leave the small details for the manuscript itself.

**Results:** Identify the results that were found as a result of this study.

**Conclusion:** List the specific conclusion(s) that can be drawn based on the results of this study.

- **Manuscript text** - Please remove all references to the author's identity or institutions as manuscripts are peer reviewed anonymously. An original article text will contain the following in order:

**INTRODUCTION** - This section states the purpose of the research and includes a brief summary of the literature describing the current state of the field.

**MATERIALS AND METHODS** - This section states exactly what was done and should enable a reader to replicate the work. Materials or methods described elsewhere in the literature can be referenced without repeating these details. Identify teeth using the full name of the tooth or the FDI annotation. If human subjects or animals were involved in the work, this section must contain a statement that the rights of the human or animal subjects were protected and approval was obtained from an identified institutional review board, or its equivalent.

**RESULTS** - This section should describe the objective findings without any comment on their significance or relative importance. Cite all tables and figures in sequential order in the text.

**DISCUSSION** - Only this section allows you freedom to interpret your data and to give your opinion of the value of your findings relative to previous work. All opinions must be limited to this section.

**CONCLUSION** - This section states what conclusions can be drawn specifically from the research reported. Bullet points are preferred. Do not repeat material from other sections..

**REFERENCES** - References cited must refer to published material. Number references consecutively in order of their appearance in the manuscript using superscript and Arabic numerals. References to "personal communication" or unpublished theses are not acceptable. The style and punctuation of references should strictly conform to *American Medical Association Manual of Style: A Guide for Authors and Editors*, 9th ed (Baltimore, Md: Williams & Wilkins; 1998). Consult previous issues of *The Angle Orthodontist* for guidance (Available at <http://www.angle.org> ).

**FIGURE LEGENDS** - All figures must be numbered sequentially in the manuscript and a legend for each figure must appear in this section.

#### • **TABLE FILES**

Each table must be in WORD or EXCEL format and entered as a separate file. Each table must have its own legend accompanying it, numbered with Arabic numerals and sequentially referred to in the text. All abbreviations used in the table must be defined in a footnote. Use \*  $P=.05$ ; \*\*  $P=.01$ ; \*\*\*  $P=.001$ ; \*\*\*\*  $P=.0001$  as needed. Tables cannot be in pictorial or image formats. Pictorial or image formats are figures and must be entered as figures.

#### • **FIGURE FILES**

Each figure must be of sufficient resolution for high quality publication usually in TIFF or EPS format. All images need to be at 300 DPI when the figure is of the size to be used in publication.

If you enter a large image at 300 DPI and reduce it to a much smaller size for publication, this will increase the DPI and the image will be very heavy and slow to open electronically. If you enter a small image (such as a 35 mm picture) and plan to enlarge it for publication, it needs to be entered at more than 300 DPI since enlargement will only reduce the resolution.

Figures in WORD or presentation software such as PowerPoint, Corel Draw or Harvard Graphics do not contain sufficient resolution for publication and will not be accepted. Authors will be charged for publication of figures in color.

## • ACKNOWLEDGEMENTS

If this research was funded or supported by a commercial firm or other outside entities, please provide their name and location. If an author(s) receives funding or support from a commercial firm or other outside entity related to this research, it also should be revealed here.

## Manuscript Review

After you have entered your manuscript, you will receive automated responses from the system as the manuscript is processed. You may also follow the progress of your manuscript via the web site and your own password you created when you first entered the system.

Your manuscript will be peer reviewed and the reviewers' comments will be sent to you. Please allow adequate time for this process. Our automated system is instantaneous, but the reviewers are busy people who donate their expertise and time.

A manuscript returned to an author with suggested revisions must be returned within 3 months. Revised manuscripts returned after this time will be considered new submissions.

After the revisions are complete, the editor will submit the manuscript to the printer and an electronic copy of your galley proof will be sent to you for corrections and final approval. Expect the figures in the galley proof to be of low resolution for ease of transmission. The final publication will contain your high quality figures.

## Reprints

Reprints are available through special order for a nominal charge. Your galley copy will contain an order form for you to request any reprints desired. When you complete this application, return it directly to the printer. Reprints are not sent out or billed to you until the printed copy of your article is mailed out.

## General Information

The E. H. Angle Education and Research Foundation invites manuscripts concerning the dental and craniofacial complex. Original research, clinical observations and review articles as well as guest editorials, letters to the editor and case reports are welcome.

Articles are peer reviewed through a double-blind process and are subject to editorial revision. Statements and opinions expressed in articles are not necessarily those of the editor or publisher. The editor and the publisher disclaim any responsibility or liability for such material.

*The Angle Orthodontist* is now ONLINE for all manuscript submissions and review. Please go to the Internet: <http://angle.allentrack.net/> and follow the easy instructions for manuscript submission. If you have questions regarding the submission of your manuscript, please e-mail those questions to <[rjisaacson@aol.com](mailto:rjisaacson@aol.com)>.