

# Estudo comparativo *in vitro* da resistência ao desgaste entre o cimento de ionômero de vidro pó/líquido e o encapsulado

*Comparative study in vitro wear resistance between powder/liquid glass ionomer cement and encapsulated*

Lorena Sena Alves de SOUSA<sup>a</sup>, Débora Michelle Gonçalves de AMORIM<sup>a</sup>, Aion Mangino MESSIAS<sup>b</sup>,  
Sergei Godeiro Fernandes Rabelo CALDAS<sup>a</sup>, Marília Regalado GALVÃO<sup>a\*</sup>

<sup>a</sup>UFRN – Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, RN, Brasil

<sup>b</sup>Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP – Universidade Estadual Paulista, Araraquara, SP, Brasil

## Resumo

**Introdução:** Os cimentos de ionômero de vidro possuem limitações devido à sua baixa resistência mecânica, a qual está diretamente relacionada com a proporção pó/líquido e a sua manipulação. Com o intuito de padronizar o proporcionamento e a manipulação, surgiram os cimentos de ionômero de vidro encapsulados, os quais possuem proporção pré-estabelecida e manipulação mecânica. **Objetivo:** Comparar, *in vitro*, a resistência ao desgaste entre os cimentos de ionômero de vidro pó/líquido (Riva self cure e Riva light cure) e os encapsulados (Riva self cure e Riva light cure). **Material e método:** As amostras foram divididas em quatro grupos, tendo sido confeccionados 48 corpos de prova (n=12), sendo 12 para cada grupo, com as seguintes dimensões: 7 mm de diâmetro e 4 mm de espessura. O desgaste foi avaliado de acordo com a massa perdida no processo de escovação (10.000 ciclos). Os valores obtidos na diferença entre a massa inicial e a massa final foram submetidos à análise de variância ANOVA e Teste de Tamhane ( $p < 0,05$ ). **Resultado:** Segundo os resultados obtidos, todas as amostras sofreram perda de massa estatisticamente significativa e, em ordem crescente de desgaste, temos os cimentos de ionômero de vidro modificado por resina - para os quais não houve diferença significativa entre o sistema pó/líquido ( $\Delta M = 11,62$  mg e  $p = 0,001$ ) e o encapsulado ( $\Delta M = 12,96$  mg e  $p = 0,003$ ) ( $p > 0,05$ ) - seguidos pelo convencional pó/líquido ( $\Delta M = 20,68$  mg e  $p = 0,014$ ) e o convencional encapsulado ( $\Delta M = 47,95$  mg e  $p = 0,002$ ). **Conclusão:** Pode-se conseguir uma resistência ao desgaste semelhante e até melhor no sistema pó/líquido.

**Descritores:** Cimentos de ionômero de vidro; resistência; desgaste.

## Abstract

**Introduction:** The glass ionomer cements presents limitations because of their low mechanical strength, which is directly related to the powder / liquid proportion and handling. Aiming to standardize the proportioning and handling, first came the encapsulated glass ionomer cements, which have pre-determined ratio and mechanical manipulation. **Objective:** To compare the *in vitro* wear resistance of the encapsulated glass ionomer cements (Riva Self Cure and Riva Light Cure) and powder/liquid (Riva Self Cure and Riva Light Cure). **Material and method:** The samples were divided into four groups which were made 48 specimens (n=12), 12 for each group with 7 mm diameter by 4 mm thick, and the wear was evaluated according to the mass lost in the process of brushing (10,000 cycles). The obtained values on the difference of the initial and final mass were analyzed using ANOVA and Tamhane's test ( $p < 0.05$ ). **Result:** Resulting found that all groups had loss of statistically significant mass, and in ascending order of wear have the light-cured glass, which there was no statistically significant differences between the powder /liquid ionomer ( $\Delta M = 11,62$ mg  $p = 0.001$ ) and encapsulated ( $\Delta M = 12,96$ mg  $p = 0.003$ ) ( $p < 0,05$ ), followed by conventional self-curing ( $\Delta M = 20,68$ mg  $p = 0.014$ ) and encapsulated self-curing ( $\Delta M = 47,95$ mg  $p = 0.002$ ). **Conclusion:** Conclude that despite the glass ionomer cement encapsulated standardize the proportion and handling, you can get a similar resistance to wear and even better in powder /liquid.

**Descriptors:** Glass ionomer cements; strength; wear.

## INTRODUÇÃO

Os cimentos de ionômero de vidro (CIVs) surgiram dos estudos precursores de Wilson, Kent<sup>1</sup>, sendo inseridos no mercado em 1975. Representam uma nova classe de material restaurador para o uso clínico, com a capacidade de se aderir por meios químicos ao esmalte e à dentina<sup>2</sup>, reduzindo a necessidade de retenção mecânica nos preparos cavitários e possibilitando selamento marginal, além de sua ação bacteriostática sobre os *Streptococcus mutans*<sup>3</sup>.

O CIV derivou-se da união das propriedades do cimento de silicato e do cimento de policarbonato de zinco, em que foram observadas as melhores características desses materiais, sendo então unidos na tentativa de se obter um material restaurador com boas propriedades. O cimento de silicato possui o coeficiente de expansão térmica bem próxima ao do dente, além de sua capacidade de liberar flúor na cavidade bucal, enquanto que o cimento policarbonato de zinco é composto pelo ácido poliacrílico, o que dá a esse cimento a capacidade de se aderir quimicamente à estrutura dental. Nesse contexto, foram dessas particularidades que surgiu o cimento híbrido: cimento de ionômero de vidro<sup>1,4</sup>.

Apesar de unir as melhores características desses dois cimentos, o primeiro CIV lançado não apresentava boas características, uma vez que apresentava propriedades estéticas ruins e tempo de trabalho curto, o que acarretou a sua saída do mercado. Dessa forma, surgiram tipos de cimento de ionômero de vidro: o CIV reforçado por metais<sup>4</sup>, os de alta viscosidade e os modificados por monômeros resinosos<sup>5</sup>.

Um dos pontos mais críticos nas propriedades mecânicas do CIV é o proporcionamento pó/líquido e a sua manipulação. Para então tentar minimizar essas dificuldades, bem como melhorar as propriedades dos CIVs pó/líquido, surgiram no mercado materiais em cápsulas, as quais já vêm pré-dosadas e cuja manipulação é

realizada mecanicamente, permitindo uma perfeita proporção pó/líquido e até uma maior inclusão de partículas de pó em uma mesma quantidade de líquido, quando comparada à manipulação manual, o que acarreta melhorias nas propriedades mecânicas desse material<sup>1,4-6</sup>.

O desgaste sofrido por esses materiais pode aumentar a rugosidade superficial<sup>7-9</sup> e isso acarretará manchamentos no material restaurador<sup>10</sup>, tornando a restauração um fator de retenção e maturação de biofilme<sup>11</sup>, provocando inflamação gengival, diminuição na longevidade da restauração e comprometimento da sua estética<sup>12</sup>. A resistência ao desgaste de cimentos ionoméricos é influenciada, além de outras características composicionais, pela sua manipulação<sup>13</sup>, ressaltando que estudos anteriores revelam que manipulação manual causa alterações nas propriedades mecânicas<sup>14,15</sup>. Dowling et al.<sup>16</sup> relatam que os CIVs encapsulados apresentam proporção e técnica de manipulação padronizada recomendadas pelo fabricante.

Diante desse contexto, este estudo *in vitro* busca avaliar a resistência ao desgaste dos CIVs encapsulados quando comparados ao sistema pó/líquido, seguindo a hipótese alternativa de que possa existir diferença significativa de resistência ao desgaste entre os CIVs pó/líquido e os encapsulados.

## MATERIAL E MÉTODO

### Amostra

A amostra foi dividida em quatro grupos (Tabela 1), dos quais dois são CIVs convencionais (Riva self cure, SDI, Bayswater, Victoria, Austrália, e Riva light cure, SDI, Bayswater, Victoria, Austrália) e dois encapsulados (Riva self cure, SDI, Bayswater, Victoria, Austrália, e Riva light cure, SDI, Bayswater, Victoria, Austrália).

**Tabela 1.** Especificações dos CIVs testados

| Grupos | Nome comercial/<br>Fabricante                               | Categoria   | Apresentação<br>comercial | Principais componentes   |
|--------|---|---|---------------------------|--|
| SC     | Riva self cure/SDI,<br>Bayswater,<br>Victoria,<br>Austrália | Cimento de ionômero de vidro<br>convencional          | Frasco<br>pó/líquido      | Pó: Fluoreto de silicato de alumínio<br>Ácido poliacrílico<br>Líquido: Ácido poliacrílico<br>Ácido tartárico   |
| SC-E   | Riva self cure/SDI,<br>Bayswater,<br>Victoria, Austrália    | Cimento de ionômero de vidro<br>encapsulado           | Encapsulado               | Pó: Fluoreto de silicato de alumínio<br>Ácido poliacrílico<br>Líquido: Ácido poliacrílico<br>Ácido tartárico.  |
| LC     | Riva light cure/SDI,<br>Bayswater,<br>Victoria, Austrália   | Cimento de ionômero de vidro<br>modificado por resina | Frasco pó/líquido         | Pó: Fluoreto de silicato de alumínio<br>Líquido: Ácido poliacrílico<br>Ácido tartárico<br>Hidroxietil metacrilato<br>Dimetacrilato<br>Monômero acidificado |
| LC-E   | Riva light cure/SDI,<br>Bayswater,<br>Victoria, Austrália   | Cimento de ionômero de vidro<br>modificado por resina | Encapsulado               | Pó: Fluoreto de silicato de alumínio<br>Líquido: Ácido poliacrílico<br>Ácido tartárico<br>Hidroxietil metacrilato<br>Dimetacrilato<br>Monômero acidificado |

Para o teste de resistência ao desgaste, foram confeccionados 12 espécimes para cada grupo, utilizando-se uma matriz de teflon circular hemisseccionada, contendo uma cavidade interna com 7 mm de diâmetro por 4 mm de espessura<sup>17</sup>.

Após a manipulação de cada material, de acordo com as proporções específicas, os mesmos foram inseridos na matriz em um único incremento com o auxílio de uma espátula plástica própria para ionômero, em quantidade suficiente para preenchê-la com ligeiro excesso. Exceção foi feita com os cimentos modificados por resina, os quais foram inseridos em dois incrementos, sendo o primeiro fotoativado previamente à colocação do segundo, de acordo com as recomendações do fabricante. Em seguida, uma fita de poliéster foi posicionada sobre o espécime e, sobre esta, uma placa de vidro e um peso metálico de 1 kg foram aplicados por 30 s, para permitir o extravasamento do excesso de material. Os materiais que apresentavam reação de polimerização pela luz foram fotoativados com aparelho Radian Cal (SDI, Bayswater, Victoria, Austrália) previamente aferido quanto à sua irradiância (1.200 mW/cm<sup>2</sup>), pelo tempo recomendado pelo fabricante (20 segundos). Após reação de presa e/ou polimerização, os espécimes foram removidos do interior da matriz e avaliados macroscopicamente para análise de suas superfícies, as quais deveriam estar planas, sem apresentar bolhas ou outras imperfeições. Decorridos 60 minutos, os espécimes foram armazenados individualmente em um recipiente plástico, imerso em água destilada, dentro de uma estufa a 37 °C<sup>17</sup>.

Todos os espécimes foram polidos 24 horas após sua confecção, com a mesma seqüência de lixas abrasivas. Para essa finalidade, foi utilizado o sistema de acabamento e polimento Super-Snap (Shofu Inc., Kyoto, Japão), em ordem decrescente de granulação (discos roxo, verde e rosa). Cada disco foi aplicado por 15 segundos sob uma pressão manual leve. Entre as trocas de disco, os espécimes foram lavados abundantemente com jatos de ar-água (15 s)<sup>17</sup>. Após este período, foram secos com papel absorvente por 30 segundos antes da aferição da massa, para que a quantidade de água fosse padronizada e não influenciasse no peso.

#### Determinação da Massa Inicial ( $M_i$ )

Cada espécime foi pesado a cada 24 horas em balança analítica (modelo GH-252, A&D Company, Limited, Tokyo, Japão) com precisão de 0,1 mg. A pesagem foi repetida até que a diferença entre cinco pesagens consecutivas fosse inferior a 0,5 mg, evidenciando, assim, que os materiais atingiram peso considerado constante. Nos intervalos, os espécimes foram armazenados individualmente em um recipiente plástico, imerso em água destilada, dentro de uma estufa a 37 °C. A média aritmética simples das últimas cinco pesagens consecutivas foi calculada, sendo esta considerada o valor de massa inicial ( $M_i$ ) de cada espécime<sup>17</sup>.

#### Procedimento de Escovação Simulada

Após a obtenção da  $M_i$ , cada espécime foi encaixado em um dispositivo plástico que serviu de base para o posicionamento nas cavidades retangulares existentes na horizontal da máquina de escovação (MAVTEC, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil)<sup>17</sup>.

Os testes de escovação foram realizados na máquina equipada com seis escovas dentais com cerdas de nylon (Essencial clean, Colgate Palmolive, Divisão Kolynos do Brasil Ltda., São Paulo,

Brasil), de tal forma que seis corpos de prova foram testados simultaneamente. Os espécimes foram recolhidos de uma maneira tal que representantes de todos os grupos foram submetidos a esse procedimento em cada repetição. A máquina foi calibrada para realizar 198 ciclos por minuto, sendo aplicada força constante de 200 gf sobre as pontas ativas das escovas durante os testes de escovação. O recipiente presente na base horizontal da máquina de escovação foi preenchido com uma solução preparada utilizando-se água destilada e um dentífrico (Colgate Total 12 Whitening, Colgate Palmolive, Divisão Kolynos do Brasil Ltda., São Paulo, Brasil) na proporção de 1:2 em massa. Os espécimes foram submetidos a um total de 10.000 ciclos de escovação<sup>17</sup>.

#### Determinação da Massa Final ( $M_f$ )

Após a escovação, os espécimes foram lavados abundantemente em água corrente. Os mesmos foram recondicionados até peso constante, como descrito para determinação de  $M_p$ , e o cálculo da massa final ( $M_f$ ) foi computado obtendo-se a média das últimas cinco pesagens. A perda de massa ( $\Delta_M$ ) de cada espécime foi calculada a partir da aplicação da equação:

$$\Delta_M = M_i - M_f \quad (1)$$

Em que:

$\Delta_M$ : Variação de massa

$M_i$ : Massa inicial

$M_f$ : Massa final

#### Análise Estatística

O conjunto de dados referentes às variáveis  $M_i$ ,  $M_f$  e  $\Delta_M$  foi avaliado quanto à aderência a curva normal. Para tanto, foi utilizado o teste de ANOVA complementado pelo Teste de Tamhane, para comparação dos cimentos utilizando-se a variável  $\Delta_M$ .

## RESULTADO

Após a escovação simulada, os quatro materiais apresentaram  $\Delta_M$  positivo, constatando que os corpos de prova sofreram desgaste. Verifica-se que a perda de massa sofrida foi significativa (Tabela 2), sendo que o material com pior desempenho foi o SC-E, enquanto os materiais de melhores resultados foram os grupos LC e LC-E; note-se que não houve diferença estatística entre estes.

**Tabela 2.** Análise estatística tipo ANOVA e pós-teste Tamhane para  $\Delta_M$  (mg)

| Grupo | $M_i$  | $M_f$  | $\Delta_M$ | $p^*$              |
|-------|--------|--------|------------|--------------------|
| SC    | 166,13 | 145,45 | 20,68      | 0,014 <sup>b</sup> |
| SC-E  | 174,80 | 126,85 | 47,95      | 0,002 <sup>a</sup> |
| LC    | 203,73 | 192,11 | 11,62      | 0,001 <sup>c</sup> |
| LC-E  | 205,91 | 192,95 | 12,96      | 0,003 <sup>c</sup> |

\*Letras diferentes denotam diferença significativa ( $p < 0,05$ ).

## DISCUSSÃO

Ao se realizar esse tipo de estudo, a hipótese esperada era que os CIVs encapsulados apresentassem melhores propriedades mecânicas quando comparados ao pó/líquido, pois, ao se escolher os encapsulados, remove-se a possibilidade da falha humana na realização da proporção pó/líquido e no processo de aglutinação, uma vez que esse material já vem no interior de sua cápsula com a proporção pré-definida e sua aglutinação é realizada por um amalgamador.

Durante a confecção dos corpos de prova, foi constatada a dificuldade de se trabalhar com o CIV encapsulado convencional, uma vez que o mesmo apresentava rápido processo de geleificação, ao ponto de não se conseguir utilizar todo material da cápsula.

Pôde ser observada também a alta solubilidade dos CIVs convencionais, uma vez que estes permaneceram em um ambiente com 100% de umidade relativa durante seis dias após sua confecção, além de, durante o teste de escovação supervisionada, os mesmos terem permanecido em uma solução de água e creme dental; observe-se que esse conjunto de condições pode ter influenciado na fratura de algumas amostras. Essas mesmas condições não prejudicaram os CIVs modificados por resina, pois os mesmos possuem em sua composição compômeros resinosos, os quais acabam por proteger as partículas de ionômero de vidro<sup>5</sup>.

A intensidade do desgaste sofrido pelo material dependerá do ciclo de escovação e também do dentífrico e de sua concentração na solução água/dentífrico. No nosso estudo, houve a padronização do uso do dentífrico (Colgate Total 12 Whitening, Colgate Palmolive, Divisão Kolynos do Brasil Ltda., São Paulo, Brasil). Vale ressaltar

também que o tipo de escova influencia quanto à sua textura, sendo classificada em macia ou média; na medida em que a média causa o maior desgaste<sup>18,19</sup>, foi utilizada uma escova classificada como macia. Durante os períodos de pesagens, notou-se uma dificuldade em estabilizar o peso dos corpos de prova, principalmente os CIVs convencionais, fato este já demonstrado em outros estudos da literatura<sup>2</sup>.

Outro fato observado quanto aos encapsulados foi a perda de algumas cápsulas, uma vez que a ponta aplicadora da cápsula se desprende, desperdiçando todo o material.

O CIV é um dos materiais mais utilizados na Odontopediatria, por se tratar de um material biocompatível, que armazena e libera flúor na cavidade oral, além de sua utilização para o tratamento restaurador atraumático<sup>20-23</sup>. Porém, ao se pensar em um material que será usado preferencialmente em crianças, é necessário que este seja pelo menos visivelmente agradável aos olhos das mesmas, o que não acontece com o aplicador dos CIVs encapsulados, por se tratar de um instrumento grande, grosseiro, o que acaba por intimidar a criança. O que se poderia fazer para melhorar esse aplicador seria, além de diminuir o seu tamanho, colocar na sua superfície animações, ou ainda existir a opção de compra de cores diferentes e não apenas o prateado, que é o que se encontra hoje no mercado.

## CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos, pode-se concluir que, de todos, o CIV convencional encapsulado foi o que demonstrou o maior desgaste e que os CIVs modificados por resina não diferiram entre si.

## REFERÊNCIAS

1. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry: the glass ionomer cement. *Br Dent J.* 1972 Feb;132(4):133-5. PMID:4501690. <http://dx.doi.org/10.1038/sj.bdj.4802810>.
2. Bilgin Z, Ozalp N. Fluoride release from three different types of glass ionomer cements after exposure to NaF solution and APF gel. *J Clin Pediatr Dent.* 1998;22(3):237-41. PMID:9641099.
3. Hamilton IR. Biochemical effects of fluoride on oral bacteria. *J Dent Res.* 1990 Feb;69(Spec No):660-7, discussion 682-3. PMID:2179327. <http://dx.doi.org/10.1177/00220345900690S128>.
4. Simmons JJ. The miracle mixture. glass ionomer and alloy powder. *Tex Dent J.* 1983 Oct;100(10):6-12. PMID:6579699.
5. Guggenberger R, May R, Stefan KP. New trends in glass-ionomer chemistry. *Biomaterials.* 1998 Mar;19(6):479-83. PMID:9645553. [http://dx.doi.org/10.1016/S0142-9612\(97\)00127-0](http://dx.doi.org/10.1016/S0142-9612(97)00127-0).
6. Gee D, Pearson GJ. Effect of mixing speed on mechanical properties of encapsulated glass-ionomer cements. *Br Dent J.* 1993 Jan;174(2):65-8. PMID:8422318. <http://dx.doi.org/10.1038/sj.bdj.4808079>.
7. Smales R, Joyce K. Finished surface texture, abrasion resistance, and porosity of Aspa glass ionomer cement. *J Prosthet Dent.* 1978 Nov;40(5):549-53. PMID:281506. [http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913\(78\)90091-4](http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913(78)90091-4).
8. McCabe JF, Jones PA, Wilson HJ. Some properties of a glass ionomer cement. *Br Dent J.* 1979 May;146(9):279-81. PMID:373780. <http://dx.doi.org/10.1038/sj.bdj.4804243>.
9. Sulong MZ, Aziz RA. Wear of materials used in dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 1990 Mar;63(3):342-9. PMID:2407832. [http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913\(90\)90209-U](http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913(90)90209-U).
10. Kula K, Nelson S, Kula T, Van T. In vitro effect of acidulated phosphate fluoride gel on the surface of composites with different filler particles. *J Prosthet Dent.* 1986 Aug;56(2):161-9. PMID:3020237. [http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913\(86\)90465-8](http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913(86)90465-8).
11. Quirynen M, Bollen CM. The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man: a review of the literature. *J Clin Periodontol.* 1995 Jan;22(1):1-14. PMID:7706534. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-051X.1995.tb01765.x>.

12. Pedrini D, Gaetti-Jardim Júnior E, Mori GG. Effect of the application of fluoride on the superficial roughness of vitremer glass ionomer cement and microbial adhesion to this material. *Pesqui Odontol Bras*. 2001 Jan-Mar;15(1):70-6. PMID:11705319.
13. Yip HK, Peng D, Smales RJ. Effects of APF gel on the physical structure of compomers and glass ionomer cements. *Oper Dent*. 2001 May-Jun;26(3):231-8. PMID:11357564.
14. Billington RW, Williams JA, Pearson GJ. Variation in powder/liquid ratio of a restorative glass-ionomer dental cement used in dental practice. *Br Dent J*. 1990 Sep;169(6):164-7. PMID:2206679. <http://dx.doi.org/10.1038/sj.bdj.4807311>.
15. Fleming GJ, Farooq AA, Barralet JE. influence of powder/liquid mixing ratio on the performance of a restorative glass-ionomer dental cement. *Biomaterials*. 2003 Oct;24(23):4173-9. PMID:12853247. [http://dx.doi.org/10.1016/S0142-9612\(03\)00301-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0142-9612(03)00301-6).
16. Dowling AH, Fleming GJ. Are encapsulated anterior glass-ionomer restoratives better than their hand-mixed equivalents? *J Dent*. 2009 Feb;37(2):133-40. PMID:19059689. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2008.10.006>.
17. Scheffel DLS, Ricci HA, Panariello BHD, Zuanon ACC, Hebling J. Desgaste e rugosidade superficial de um cimento de ionômero de vidro nanoparticulado. *ROBRAC: Rev Odontol Bras Central*. 2012;21(56):430-5.
18. Voronets J, Jaeggi T, Buergin W, Lussi A. Controlled toothbrush abrasion of softened human enamel. *Caries Res*. 2008;42(4):286-90. PMID:18663297. <http://dx.doi.org/10.1159/000148160>.
19. Furlan GHV, Braga SRM, Steagall Junior W, Sobral MAP. Desgaste dental causado por diferentes cerdas de escovas dentais. *Rev Inst Ciênc Saúde*. 2005 Out-Dez;23(4):305-8.
20. Molina GF, Cabral RJ, Mazzola I, Lascano LB, Frencken JE. Mechanical performance of encapsulated restorative glass-ionomer cements for use with Atraumatic Restorative Treatment (ART). *J Appl Oral Sci*. 2013;21(3):243-9. <http://dx.doi.org/10.1590/1679-775720130129>. PMID:23857657.
21. Amorim RG, Leal SC, Frencken JE. Survival of atraumatic restorative treatment (ART) sealants and restorations: a meta-analysis. *Clin Oral Investig*. 2012 Apr;16(2):429-41. PMID:21274581. <http://dx.doi.org/10.1007/s00784-011-0513-3>.
22. Chibinski AC, Baldani MH, Wambier DS, Martins AS, Kriger L. Tratamento restaurador atraumático: percepção dos dentistas e aplicabilidade na atenção primária. *Rev Bras Odontol*. 2014 Jun;71(1):89-92. <http://dx.doi.org/10.18363/rbo.v71i1.517>.
23. Frencken JE, Leal SCL, Navarro MF. Twenty- five-year atraumatic restorative treatment (ART) approach: a comprehensive overview. *Clin Oral Investig*. 2012 Oct;16(5):1337-46. PMID:22824915. <http://dx.doi.org/10.1007/s00784-012-0783-4>.

## CONFLITOS DE INTERESSE

---

Os autores declaram não haver conflitos de interesse.

## \*AUTOR PARA CORRESPONDÊNCIA

---

Marília Regalado Galvão, Departamento de Odontologia, UFRN – Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Avenida Senador Salgado Filho, 1787, 59056-000 Natal - RN, Brasil, e-mail: mariliaregalado@hotmail.com

Recebido: Fevereiro 29, 2016

Aprovado: Outubro 20, 2016