

# **RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO E À TRAÇÃO DIAMETRAL DE AMÁLGAMA E LIGA DE GÁLIO, COM E SEM ADESIVOS\***

## **COMPRESSIVE STRENGTH AND DIAMETRAL TRACTION OF AMALGAM AND GALLIUM ALLOY, WITH AND WITHOUT SYSTEMS ADHESIVE**

Paulo Humaitá de ABREU

Mestre em Dentística, opção Materiais Dentários, pela FOB - USP.

José MONDELLI

Professor Titular do Departamento de Dentística da FOB - USP.

César Antunes de FREITAS

Professor Doutor do Departamento de Materiais Dentários da FOB - USP.

\*Extrato da Dissertação de Mestrado em Dentística, opção Materiais Dentários, FOB-USP, 1998.

**A**valiou-se a resistência à compressão e à tração diametral de três materiais restauradores (DFL Alloy, liga de gálio Galloy e Velvalloy), associados ou não a três sistemas adesivos (All-Bond 2, Paama-2 e Resinomer), nas idades de 1 e 48 horas, através de corpos-de-prova (cinco para cada condição específica). Todas as fases deste trabalho foram executadas seguindo-se a Especificação nº 1 da A.D.A. e pôde-se concluir que: 1) o aumento da idade fez elevar os níveis de resistência; 2) houve diferença estatisticamente significante entre os materiais, assim como para as condições sem e com adesivo, quanto à resistência à compressão e quanto à tração diametral; 3) nas duas situações de ensaios realizadas, a liga Galloy comportou-se melhor, comparavelmente à liga Velvalloy, enquanto que a DFL Alloy apresentou os piores resultados.

**UNITERMOS:** Amálgama dentário; Liga de gálio; Adesivos dentinários.

## **INTRODUÇÃO**

O amálgama dental, liga metálica contendo prata, cobre, estanho, zinco e mercúrio, vem sendo utilizado na Odontologia por mais de 170 anos, desde 1826<sup>46</sup>. É consagrado como material de eleição para as restaurações de dentes posteriores<sup>32</sup>, devido a suas boas qualidades e vantagens. Qualidades de, já na sua inserção, ter ótima adaptação às paredes cavitárias, ter o espaço da interface com elas progressivamente vedado por produtos de corrosão, receber e manter um alto grau de polimento e ainda suportar cargas mastigatórias, com resultados clínicos e laboratoriais consistentes e

efetivos<sup>22,23,27,38,51</sup>. Vantagens, por ser de manipulação simples e rápida, assim como ter baixo custo<sup>1,7,20</sup>.

Para os dentes posteriores onde a estética não requer tanta prioridade, o amálgama dental tem sido bastante satisfatório<sup>32</sup>. Embora sua popularidade tenha caído nos anos atuais, devido à controvérsia de contaminação do profissional e principalmente do paciente pelo mercúrio, ainda continua servindo e muito bem, pois as restaurações são diretas, duráveis, fáceis de colocação e relativamente de baixo custo<sup>1,7,20</sup>. Além disso, nenhuma conclusão evidencia que o amálgama é um perigo biológico, pelo contrário, diversos artigos a respeito<sup>17,19,52</sup>, atestam a segurança quando usado

devidamente pelos cirurgiões-dentistas. Como alternativa dessa polêmica, pesquisas<sup>44,45</sup> sobre o metal gálio têm sido realizadas para substituir o mercúrio.

O amálgama não tem adesão ao dente, tendo que ser retido à cavidade por um preparo com alguns artificios como paredes paralelas, com cauda de andorinha e em forma de caixa com sulcos de retenção<sup>32</sup>. Quando realizamos esses procedimentos, estamos geralmente removendo estruturas sadias do órgão dental, resultando em uma cavidade nem tanto conservadora.

Tem-se buscado constantemente uma técnica que possibilite forte e permanente adesão à estrutura dental e uma efetiva união, quando da combinação entre diferentes materiais<sup>2,3,5,7,8,14,15,24,26,28,29,43,46,50</sup>, para proporcionar essa propriedade altamente desejável para os materiais restauradores.

A técnica de condicionamento ácido do esmalte realizada em 1955<sup>6</sup> contribuiu para o surgimento dos materiais adesivos, passando a utilizá-los juntamente com o amálgama, com o intuito de maior conservação do dente<sup>16,47,49</sup>, obtenção de uma melhor união do material restaurador às paredes cavitárias do preparo<sup>15,24,46</sup> e reforço do remanescente dental<sup>16</sup>. Portanto, alguns estudos têm mostrado que a aplicação de adesivos às paredes cavitárias, antes da colocação do amálgama, é satisfatória a diminuição da microinfiltração<sup>10,13,47,48</sup>.

Como a resistência é uma propriedade importante em um material e de grande interesse científico e clínico, analisamos laboratorialmente três ligas através de testes de compressão e de tração diametral para colhermos dados seguros com poder e amplitude, para uma indicação adequada do material e como que por consequência, pressupomos o seu comportamento clínico.

## MATERIAL E MÉTODOS

Todos os espécimes, num total de 240, foram confeccionados em uma sala, a temperatura de  $23 \pm 2^\circ \text{C}$  e umidade relativa do ar de  $50 \pm 10\%$ , conforme Especificação nº 1 da American Dental Association (A.D.A.)<sup>4</sup>.

As ligas selecionadas para este trabalho, com alto conteúdo de cobre DFL Alloy (DFL), liga a base de gálio Galloy (SDI) e de composição convencional Velvalloy (SSWHITE), encontram-se listadas abaixo em ordem alfabética de nomes e com algumas de suas características de interesse para o estudo.

O mercúrio vivo utilizado (tridestilado) K-Dent é comercializado por Quimidrol, com validade até abril de 2001 e apresentado em frascos de 100g. Para facilitar sua medição, foi transferido para um dosador volumétrico, fabricado por

Sybron/Kerr, cuja porção, como também da liga, foram controlados por peso com medição de centésimo de grama através de uma balança analítica SAUTER modelo K 1200, fabricada por August Sauter GmbH, Ebingen.

Os corpos-de-prova de amálgama foram confeccionados, pesando-se primeiramente 0,60 g de liga, segundo norma da A.D.A.<sup>4</sup> (1977), e depois a quantidade de mercúrio, conforme dosagem recomendada pelo fabricante, ou seja 0,60 g para a liga de nome comercial DFL ALLOY e 0,72 g para VELVALLOY. Essas porções foram colocadas em uma cápsula descartável, usada apenas uma vez, através de um funil plástico e trituradas em amalgamador de alta velocidade Ultramat 2 (SDI) por 8 segundos. A liga de gálio já encapsulada foi usada diretamente, nas devidas orientações do fabricante, isto é, rompia-se o lacre da cápsula que separa a liga em pó da liga com gálio, levava-se ao amalgamador e após a trituração, quebrava-se a ponta da cápsula e com auxílio de um dispositivo próprio, colocava-se diretamente no interior do molde para confecção de espécimes.

Anteriormente a esses procedimentos, para os corpos-de-prova confeccionados com agentes adesivos ALL-BOND 2\*, PAAMA-2\*\* e RESINOMER\*\*\*, a parte interna da matriz em Teflon era pincelada (com pincel Tigre nº. 000) com isolante de cera Hoechst-V (P-6456), da Dinamarca, dissolvida a 10% em benzina, e depois com os respectivos adesivos sendo fotopolimerizados (PAAMA-2), por um aparelho fotopolimerizador Visilux 2 (3M) por 20 segundos, ou não (ALL-BOND 2 e RESINOMER), dependendo do tipo de ativação da polimerização.

O adesivo de quarta geração PAAMA-2 (SDI), acompanhado no estojo da liga de gálio, foi utilizado segundo orientações do fabricante, ou seja, colocou-se uma gota do "Dentine/Enamel Adhesive" num recipiente próprio e, com um pincel, passou-se uma camada fina nas paredes internas da matriz em Teflon, e fotopolimerizado. A aplicação do adesivo ALL-BOND 2 (Bisco), também de quarta geração, consistiu na adição de quantidades iguais de "Dentin/Enamel Bonding Resin" e do "Pre-Bond Resin", e pinceladas com uma fina camada no interior do molde. Já o RESINOMER (Bisco), cimento resinoso com partículas de ionômero de vidro, colocou-se na matriz de Teflon com auxílio de um pincel, após espatulação por 15 segundos de pequenas porções iguais de pasta base e pasta catalisadora.

| Nome      | Fabricante | Validade | Dosagem | Apresentação |
|-----------|------------|----------|---------|--------------|
| DFL ALLOY | DFL        | 03/2001  | 1:1     | 30g          |
| GALLOY    | SDI        | 02/1998  | 1:0,49  | 50 cápsulas  |
| VELVALLOY | SSWHITE    | 04/2006  | 1:1,2   | 30g          |

**FIGURA 1** - Relação dos materiais estudados: DFL Alloy (liga para amálgama com alto conteúdo de cobre); Galloy (liga à base de gálio); Velvalloy (liga para amálgama de composição convencional)

Com o término do movimento da forquilha do amalgamador, após a trituração mecânica, removia-se a cápsula, abria-se a mesma, retirava-se a massa do seu interior, e levava-a para o interior da matriz metálica ou Teflon de confecção de espécimes, dispositivo exigido pela A.D.A., dependendo do corpo-de-prova a ser confeccionado, sem ou com adesivo, respectivamente. Este dispositivo era levado a uma prensa estática para condensação, estrutura metálica contendo um anel fixo à base cilíndrica, por meio de três armações soldadas entre si; também em metal, uma plataforma superior, cilíndrica e fixa na sua parte inferior a um eixo que adentra o orifício do anel, podendo exercer pressão para efetuar a condensação do amálgama ou liga de gálio. Sobre a plataforma foi colocada uma série de corpos metálicos, de modo que a massa total efetiva (17,900 Kgf) fosse liberada vagarosamente no momento da condensação, por um sistema de alavanca consistindo de um garfo de dois dentes preso ao anel por um parafuso de cada lado.

O espécime foi ejetado, pesado na balança Sauter e medido quanto aos seus comprimento e diâmetro, com auxílio de um micrômetro Mitutoyo, com capacidade de medição de 0 a 25 mm, fabricado por Mitutoyo do Brasil Indústria e Comércio Ltda.. Todos os resultados foram anotados em fichas próprias. O corpo-de-prova, envolto em uma gaze, cuidadosamente colocado dentro de um frasco de vidro, sem tampa, com uma etiqueta colada, contendo a liga utilizada, com ou sem adesivo e o período que seria armazenado até o momento do teste de compressão ou tração diametral, em uma estufa fabricada por Fanem Ltda., seca e regulada a 37° C. Os testes foram realizados em 2 idades (1 e 48 horas), utilizando-se 5 corpos-de-prova para cada situação específica. Passado o tempo determinado os testes foram realizados na máquina universal de ensaios Kratos, modelo K 500/2000, com capacidade de 2000 Kgf, fabricada por Dinamômetros Kratos Ltda., calibrada na escala 2, regulada a uma velocidade de 0,5 mm/min. e conectada à célula de carga 1. Cada espécime era removida da estufa, levado dentro de uma bandeja pequena, colocado na posição e local adequados e a máquina acionada até que ocorresse a fratura, com o valor dado em Kgf, para posterior transformação em Mpa<sup>9</sup>, sendo seus fragmentos jogados dentro da referida bandeja e logo que possível, colocados no interior do frasco com fixador<sup>18</sup>. Os resultados anotados foram submetidos ao tratamento estatístico, consistindo de análises de variância a 3 critérios (liga x adesivo x idade) de classificação, acompanhadas de comparações individuais pelo teste de Tukey-Kramer, no caso de ter havido significância estatística.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Sabe-se que os materiais odontológicos para confeccionar restaurações da estrutura dentária perdida, comumente usados hoje, ainda não reúnem todas as propriedades físicas, químicas e biológicas exigidas e não se comparam aos tecidos do órgão dental sadio. Por isso, a intenção de conseguir um material restaurador ideal é constante entre os pesquisadores.

Outro fator que ocorre com as restaurações de amálgama é a microinfiltração na interface dente/restauração, que nos amálgamas com ligas de composição convencional são compensados pela corrosão. Todavia, vários estudos<sup>2,3,5,7,8,10,12,13,14,15,16,20,24,26,28,29,42,43,46,47,48,49,50</sup> têm mostrado a efetividade da diminuição da microinfiltração e preservação de estrutura dentária sã, quando da aplicação de monômeros adesivos às paredes do preparo cavitário, antes da colocação do amálgama.

Isso pôde ser feito com auxílio da técnica do condicionamento ácido do esmalte preconizada por BUONOCORE<sup>6</sup>, onde não se realiza tanto desgaste e sim, atentando-se principalmente na remoção de todo tecido cariado, deixando desta forma o preparo mais conservador e por consequência o dente com maior resistência<sup>12,46</sup>.

Devido a várias correntes de autores contrários aos amálgamas pela contaminação do mercúrio, principalmente europeus e escandinavos, podemos concordar com ENGLE et al.<sup>17</sup>, verificando ser inferior ao nível do total de exposição estabelecido pelos órgãos reguladores.

Outros autores<sup>30,52</sup>, através de testes apropriados, mostraram a segurança clínica das ligas de gálio obtendo dados para enquadrá-las como substâncias comuns de acordo com as leis farmacêuticas. PSARRAS; WENNBORG; DÉRAND<sup>41</sup> não encontraram diferença entre as ligas de gálio e ligas para amálgama, estimulando então novos estudos e desenvolvimentos sobre as novas ligas livres de mercúrio.

Com relação à manipulação, OKAMOTO; HORIBE<sup>36</sup> constataram que a técnica para restauração com liga de gálio é mais simples e rápida que a de amálgama, indicando inclusive para uso na Odontopediatria. Ao contrário HABU<sup>21</sup> e MOMOI et al<sup>33</sup> observaram dificuldades na colocação e condensação da referida liga na cavidade, sendo que a mistura tendia a mover-se para cima aderindo em demasia ao instrumento, sugerindo condensadores revestidos de Teflon para diminuir aderência ou colocar etanol<sup>21</sup> ou menos de 5 µl de álcool<sup>33</sup> na massa, o que segundo os pesquisadores não alteravam as propriedades das ligas estudadas.

Pelos resultados do presente trabalho, verificou-se que a liga de gálio, Galloy (SDI, Austrália) comportou-se relativamente bem com valores compatíveis às ligas de

\* All-Bond 2 Universal Adhesive System, fabricado por Bisco Inc., Itasca (IL USA), de lote no 069256, com validade até 10/98.

\*\* PAAMA-2, fabricado pela Southern Dental Industries Ltda., Austrália, de lote no 4632301, com validade até 02/98.

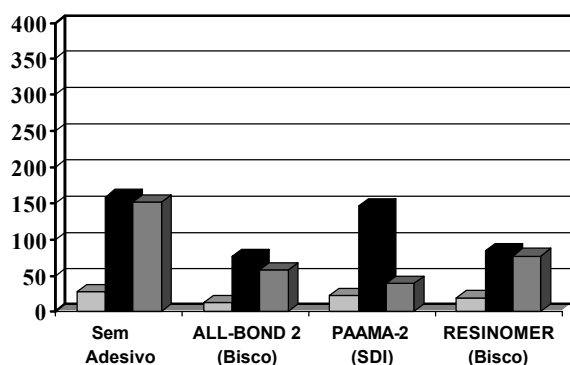
\*\*\* Resinomer, fabricado por Bisco Inc., Itasca (IL-USA) de lote no 109314, com validade até 06/98.

composição convencional e enriquecidas com cobre, sendo até superiores a estas com relação às resistências de compressão e tração diametral (Figuras 2 a 5).

Pelo método paramétrico primeiramente foi feita uma análise de variância (ANOVA) a três critérios (liga x adesivo x tempo), englobando todos os resultados, tanto para resistência à compressão como para tração diametral. Foi observado diferença estatística significativa para os três critérios ( $p < 0,01$ ) e também interação significativa entre os fatores, mostrando comportamentos diferentes dependendo da combinação desses fatores. A partir daí, utilizamos o teste de Tukey-Kramer para comparações individuais com nível de significância de 5%.

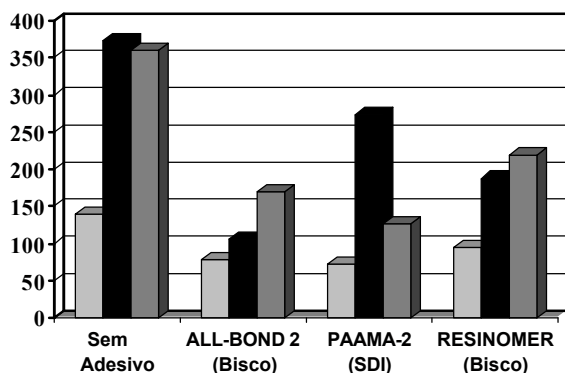
Estes dados vêm ao encontro à afirmativa de HOLLENBACK; VILLANY<sup>22</sup> e MAHLER<sup>27</sup> de ter uma correlação positiva entre as resistências à compressão e tração, ou seja, as conclusões podem ser tiradas ou de uma força de compressão ou de uma força diametral. Outras constatações<sup>45,53</sup> evidenciam muito as propriedades desejáveis para um material restaurador dental e superiores ao amálgama dental.

■ DFL ALLOY (DFL) ■ GALLOY (SDI) ■ VELVALLOY (SSWHITE)



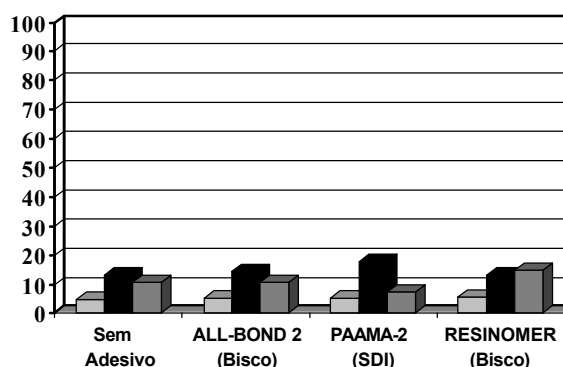
**FIGURA 2** – Resistência à compressão (médias em MPa) na idade de 1 hora

■ DFL ALLOY (DFL) ■ GALLOY (SDI) ■ VELVALLOY (SSWHITE)



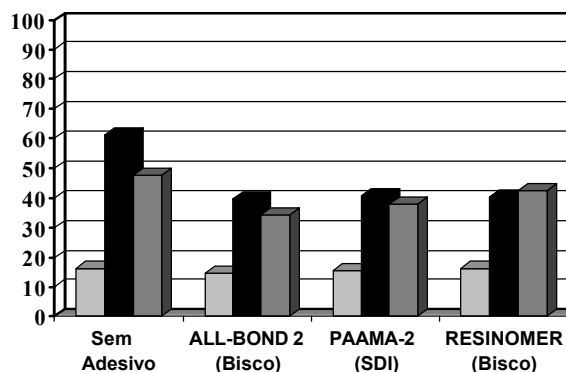
**FIGURA 3** – Resistência à compressão (médias em MPa) em 48 horas

■ DFL ALLOY (DFL) ■ GALLOY (SDI) ■ VELVALLOY (SSWHITE)



**FIGURA 4** – Resistência à tração diametral (médias em MPa) na idade de 1 hora

■ DFL ALLOY (DFL) ■ GALLOY (SDI) ■ VELVALLOY (SSWHITE)



**FIGURA 5** – Resistência à tração diametral (médias em MPa) em 48 horas

Observou-se que as resistências à compressão e tração diametral aumentaram conforme o aumento das idades dos corpos-de-prova, corroborando com outros trabalhos<sup>1,51</sup>.

Alguns sistemas adesivos utilizados com o objetivo de unir o material restaurador ao preparo cavitário, apresentaram uma consistência tal que, durante a condensação do amálgama na cavidade, incorporaram-se à massa da restauração podendo afetar as propriedades físicas e mecânicas do material, ocorrência observada e bem ilustrada através do microscópio eletrônico de varredura (MEV) por CHARLTON; MURCHISON; MOORE<sup>11</sup>, PEGORARO; MONDELLI<sup>37</sup> e PINTO<sup>39</sup>, inclusive podendo causar diminuição da resistência à compressão.

Para ratificar estas afirmações BOSTON<sup>5</sup> com auxílio de radiografias digitalizadas por computador, mostrou que as restaurações de amálgama com adesivos apareciam com grandes quantidades de substâncias diferentes do amálgama quando comparadas àqueles sem adesivos, pois estes misturavam-se com a massa da restauração, podendo afetar suas propriedades mecânicas e sua

performance clínica.

MILLSTEIN; NAGUIB<sup>31</sup>, PEGORARO; MONDELLI<sup>37</sup> e PINTO<sup>39</sup> não notaram diferença estatística significativa entre as ligas com ou sem adesivos, assim como RUZICKOVA et al.<sup>42</sup>, que segundo análise das características das restaurações “adesivas” observou que apresentaram um desempenho clínico satisfatório, tão bom quanto as restaurações realizadas com amálgama sem adesivos.

Em contrapartida estudos clínicos de NAVARRO et al.<sup>35</sup> e PRAZERES; BALLESTER; SANTOS<sup>40</sup> com as ligas de gálio Gallium Alloy GF (Tokuriki Honten, Japan) mostraram altas proporções de corrosão, assim como KAGA<sup>25</sup> sensibilidade pós-operatória, sendo consideradas inaceitáveis para uso em pacientes por apresentarem fendas, dentes fraturados e manchas marginais.

SHIMIZU; UI; KAWAKAMI<sup>43</sup> e LACY; STANINEC<sup>26</sup> associaram um adesivo resinoso ao amálgama possibilitando maior retenção da restauração, preservação de estrutura dental sadia e redução de microinfiltração<sup>10,13,15,16,47,48,50</sup> nas margens cavitárias, sugerindo então ser uma técnica efetiva, inclusive sem que haja necessidade de confecção de sulcos, canaletas ou cauda de andorinha.

## CONCLUSÕES

Notou-se em todas situações examinadas que as resistências, tanto à compressão como à tração diametral, após 48 horas foram sempre maiores que após 1 hora.

Pelos resultados obtidos pudemos verificar que houve diferença estatisticamente significativa dos materiais restauradores com adesivo comparado aos materiais sem adesivo, quanto à resistência à compressão e à tração diametral.

Em todas as idades, para todas ligas, a resistência à compressão sempre decresceu (com qualquer adesivo), em relação às ligas usadas isoladamente (sem adesivo), sendo que na resistência à tração diametral esse fenômeno ocorreu apenas na idade de 48 horas.

Observou-se que a liga com alto conteúdo de cobre (DFL Alloy) apresentou resultados inferiores aos outros dois tipos de liga em quaisquer dos eventos estipulados.

## ABSTRACT

The resistance to the compressive and the diametral traction of three restoring materials (DFL Alloy, gallium alloy Galloy and Velvalloy), associated or not to three adhesive systems (All-Bond 2, Paama-2 end Resinomer), in the ages of 1 and 48 hours, was evaluated through bodies-of-tes (five for each specific condition). All stages of this experiment were made according to A.D.A. Specification nº 1 and it was concluded the following: 1) the increase of the age did to elevate the resistance

levels; 2) there was significant statistical difference among the materials, as well as, for the conditions without and with adhesive, with relationship to the resistance to the compressive and to the diametral traction; 3) in the two situations of accomplished assays, the alloy Galloy behaved better, comparable to the Velvalloy, while DFL Alloy presented the worst results.

**Uniterms:** Dental amalgam; Gallium alloy; Dental bonding.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ABREU, D.; GOMES, G.S.; CHIODI NETTO, J. Influência da proporção mercúrio-limalha sobre algumas propriedades de amálgama dental, preparado com trituração e condensação manuais. **Estomat. Cult.**, v.3, n.2, p.115-26, jul./dez. 1969.
2. AL DUWAIRI, Y; HADJI-HAMOU, R. Amalgam restorations. A new approach. **J. prosth. Dent.**, v.69, p.138-40, 1993.
3. AL-MOAYAD, M.; ABOUSH, Y.E.Y.; ELDERTON, R.J. Bonded amalgam restorations: a comparative study of glass-ionomer and resin adhesives. **Brit. dent. J.**, v.175, n.10, p.363-7, Nov. 1993.
4. AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Council on Dental Materials and Devices. Specification nº 1 for alloy for dental amalgam. **J. Amer. dent. Ass.**, v.95, n.3, p.614-7, Sept. 1977.
5. BOSTON, D.W. Adhesive liner incorporation in dental amalgam restorations. **Quintessence Int.**, v.28, n.1, p.49-55, Jan.1997.
6. BUONOCORE, M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J. dent. Res.**, v.34, n.6, p.849-53, Dec. 1955.
7. BUSATO, A.L.S. et al. Restaurações complexas de amálgama. In: \_\_\_\_\_. **Restaurações em dentes posteriores**. São Paulo, Artes Médicas, 1996. Cap. 9, p.125-96.
8. CANTARELLI, M.M.C.; MATOS, A.B.; ODA, M. Amálgama adesivo. **Rev. Fac. Odont. USP**, v.10, n.2, p.137-44, abr./jun. 1996.
9. CARNEIRO, F.L.L.B.; BARCELLOS, A. **Resistance à la traction des bétons**. Rio de Janeiro, Instituto Nacional de Tecnologia, 1949.
10. CHANG, J.C. et al. Microleakage of a 4-methacryloxyethyl trimellitate anhydride bonding agent with amalgams. **J. prosth. Dent.**, v.75, n.5, p.495-8, May 1996.
11. CHARLTON, D.G.; MURCHISON, D.F.; MOORE, B.K. Incorporation of adhesive liners in amalgam: effect on compressive strength and creep. **Amer. J. Dent.**, v.4, n.4, p.184-8, Aug. 1991.
12. CHRISTENSEN, G.J. Should you and can you afford to bond amalgams? **J. Amer. dent. Ass.**, v.125, p.1381-2, Oct. 1994.

13. COOLEY, R.L.; TSENG, E.Y.; BARKMEIER, W.W. Dentinal bond strengths and microleakage of a 4-META adhesive to amalgam and composite resin. **Quintessence Int.**, v.22, n.12, p.979-83, Dec.1991.
14. DENEHY, G.E. The bonded amalgam restoration. **Dent. Econ.**, v.83, n.6, p.104-5, June 1993.
15. DEVLIN, H. New developments in tooth restoration with amalgam. **Dent. Update**, v.20, n.1, p.21-4, Jan./Feb. 1993.
16. EAKLE, W.S. et al. Mechanical retention versus bonding of amalgam and gallium alloy restorations. **J. prosth. Dent.**, v.72, n.4, p.351-4, Oct. 1994.
17. ENGLE, J.H. et al. Quantitation of total mercury vapor released during dental procedures. **Dent. Mat.**, v.8, p.176-80, May 1992.
18. FEDERATION DENTAL INTERNATIONAL. Recomendaciones de higiene para el mercurio dental. **Rev. Fed. Odont. Colomb.**, v.38, n.164, p.79-81, abr./jun. 1988.
19. FICHMAN, D.M.; SILVA, J.N.; GUIDI, D. Dispensadores de limalha e mercúrio. **Rev. Ass. paul. cirurg. Dent.**, v.27, n.6, p.339-45, nov./dez. 1973.
20. GWINNETT, A.J. et al. Adhesive restorations with amalgam: guidelines for the clinician. **Quintessence Int.**, v.25, n.10, p.687-95, Oct. 1994.
21. HABU, H. Study of influences of amalgams trituration upon corrosion. **J. Nihon Univ. Sch. Dent.**, v.2, n.3, p.127-30, Mar. 1960.
22. HOLLENBACK, G.M.; VILLANY, A.A. The physical properties of dental amalgam: part IV. **J. Calif. dent. Ass.**, v.33, n.9, p.422-3, Sept. 1965.
23. INNES, D.B.K.; YOUDELIS, W.D. Dispersion strengthened amalgams. **J. Canad. dent. Ass.**, v.29, n.9, p.587-93, Sept. 1963.
24. JORDAN, R.E.; SUZUKI, M.; BALANKO, M. Bonded silver amalgam restorations. **J. Canad. dent. Ass.**, v.58, n.18, p.817-9, Oct. 1992.
25. KAGA, M. et al. Gallium alloy restorations in primary teeth: a 12-month study. **J. Amer. dent. Ass.**, v.127, p.1195-200, Aug. 1996.
26. LACY, A.M.; STANINEC, M.A. The bonded amalgam restoration. **Quintessence Int.**, v.20, n.7, p.521-4, July 1989.
27. MAHLER, D.B. Physical properties and manipulation of amalgam. **Dent. Clin. N. Amer.**, p.213-22, Mar. 1967.
28. MAHLER, D.B. et al. One-year clinical evaluation of bonded amalgam restorations. **J. Amer. dent. Ass.**, v.127, p.345-9, Mar. 1996.
29. MARGRAF, M.T.; GOMES, J.C. Restauração de amálgama adesivo. **Rev. gaúcha Odont.**, v.43, n.6, p.317-20, nov./dez. 1995.
30. MASUHARA, T.; NAKAMURA, Y.; KUWASHIMA, H. Study on toxicity of a new gallium alloy for dental restorations – subacute oral toxicity test of gallium alloy in rats. **Dent. Hlth.**, v.37, p.372-8, 1987.
31. MILLSTEIN, P.L.; NAGUIB, G.H. Effects of two resin adhesives on mechanical properties of set amalgam. **J. prosth. Dent.**, v.74, n.1, p.106-9, July 1995.
32. MONDELLI, J. et al. Amálgama dental. In:\_\_\_\_\_. **Dentística operatória**. São Paulo, Sarvier, 1976. Cap.7, p.95-162.
33. MOMOI, Y. et al. A suggested method for mixing direct filling restorative gallium alloy. **Oper. Dent.**, v.27, n.1, p.12-6, Jan./Feb. 1996.
34. NASCIMENTO, T.N. et al. Fuga de mercúrio ocorrida durante a trituração mecânica da amálgama. **Rev. port. Odont.**, n.15, p.9-14, Jan. 1991.
35. NAVARRO, M.F.L. et al. Clinical evaluation of gallium alloy as a posterior restorative material. **Quintessence Int.**, v.27, n.5, p.315-20, May 1996.
36. OKAMOTO, Y.; HORIBE, T. Liquid gallium alloys for metallic plastic fillings. **Brit. dent. J.**, v.170, n.1, p.23-6, Jan. 1991.
37. PEGORARO, C.N.; MONDELLI, J. Resistência à fratura de dentes restaurados com amálgama adesivo. In: REUNIÃO CIENTÍFICA DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISA ODONTOLÓGICA, 12. Águas de São Pedro, 1995. **Anais**. Bauru, SBPqO, 1995. p.66 / Resumo n.132 /
38. PHILLIPS, R.W. Ligas para amálgama dentário: considerações técnicas. In:\_\_\_\_\_. **Materiais dentários de Skinner**. 8. ed. Rio de Janeiro, Interamericana, 1984. Cap.18, p.241-58.
39. PINTO, M.B. **Avaliação da infiltração marginal em restaurações com amálgama utilizando como materiais intermediários verniz cavitário e diferentes sistemas adesivos**. Bauru, 1997. 209p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
40. PRAZERES, P.S.L.; BALLESTER, R.Y.; SANTOS, J.F.F. Contribuição para o estudo sobre a viabilidade de uso clínico de uma liga de gálio. **RPG**, v.3, n.4, p.274, out./dez. 1996.
41. PSARRAS, V.; WENNBERG, A.; DÉRAND, T. Cytotoxicity of corroded gallium and dental amalgam alloys. **Acta odont. scand.**, v.50, n.1, p.31-6, 1992.
42. RUZICKOVA, T. et al. Bonded amalgam restorations: two years clinical results. **J. dent. Res.**, v.76, p.67, 1997. Special issue. / Abstract n.426 /
43. SHIMIZU, A.; UI, T.; KAWAKAMI, M. Bond strength between amalgam and tooth hard tissues with application of fluoride, glass ionomer cement and adhesive resin cement in various combinations. **Dent. Mat.**, v.5, n.2, p.225-32, 1986.

44. SMITH, D.L.; CAUL, H.J. Alloys of gallium with powdered metals as possible replacement for dental amalgam. **J. Amer. dent. Ass.**, v.53, n.3, p.315-24, Sept. 1956.
45. SMITH, D.L.; CAUL, H.J.; SWEENEY, W.T. Some physical properties of gallium-copper-tin alloys. **J. Amer. dent. Ass.**, v.53, n.6, p.677-85, Dec. 1956.
46. STANINEC, M. Retention of amalgam restorations: undercuts versus bonding. **Quintessence Int.**, v.20, n.5, p.347-51, 1989.
47. STANINEC, M.; HOLT, M. Bonding of amalgam to tooth structure: Tensile adhesion and microleakage tests. **J. prosth. Dent.**, v.59, n.4, p.397-402, Apr. 1988.
48. TANGSGOOLWATANA, J. et al. Microleakage evaluation of bonded amalgam restorations: confocal microscopy versus radioisotope. **Quintessence Int.**, v.28, n.7, p.467-77, July 1997.
49. TRUSHKOWSKY, R. Restoration of a cracked tooth with a bonded amalgam. **Quintessence Int.**, v.22, n.5, p.397-400, May 1991.
50. VARGA, J.; MATSUMURA, H.; MASUHARA, E. Bonding of amalgam filling to tooth cavity with adhesive resin. **Dent. Mat. J.**, v.5, n.2, p.158-64, 1986.
51. VILLELA, L.C.; GALAN JR., J.; MONDELLI, J. Influência da técnica de condensação em algumas propriedades físicas de amálgamas preparados com diferentes tipos de partículas. **Ars curandi Odont.**, v.6, n.3, p.53-60, jun. 1979.
52. WATAHA et al. Correlation of cytotoxicity with elemental release from mercury-and gallium-based dental alloys *in vitro*. **Dent. Mat.**, v.10, n.5, p.298-303, Sept. 1994.
53. WATERSTRAT, R.M. Evaluation of a gallium-palladium-tin alloy for restorative dentistry. **J. Amer. dent. Ass.**, v.78, n.3, p.536-41, Mar. 1969.