

## Resistência à Corrosão de Ligas Odontológicas Submetidas à Desinfecção

*Max Von SCHALCH<sup>a</sup>, Gelson Luis ADABO<sup>b</sup>, Raphael Freitas de SOUZA<sup>a</sup>,  
Renata Garcia FONSECA<sup>b</sup>, Carlos Alberto dos Santos CRUZ<sup>b</sup>*

*<sup>a</sup>Pós-Graduando em Reabilitação Oral, Nível de Doutorado,  
Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Faculdade de Odontologia, UNESP  
14801-903 Araraquara - SP*

*<sup>b</sup>Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Faculdade de Odontologia, UNESP  
14801-903 Araraquara - SP*

Schalch MV, Adabo GL, Souza RF, Fonseca RG, Cruz CAS. Corrosion resistance of dental alloys submitted to disinfection. Rev Odontol UNESP. 2004; 33 (3): 143-8

**Resumo:** O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da desinfecção ou esterilização sobre a resistência à corrosão de cinco tipos de ligas metálicas (Ag-Sn, Cu-Al, Cu-Zn, Ni-Cr e Co-Cr). Corpos-de-prova circulares (6 mm de diâmetro e 3 mm de altura, n = 150) foram fundidos, polidos e submetidos a um dos seguintes tratamentos: hipoclorito de sódio a 1% - 30 minutos; álcool 70 - 30 minutos; glutaraldeído a 2% - 30 minutos; glutaraldeído a 2% - 10 horas; estufa seca a 170 °C - 1 hora; autoclave - 120 °C - 20 minutos. Foram realizados seis ciclos de tratamento, simulando três etapas clínico/laboratoriais. Ao final, os espécimes foram armazenados em sulfeto de sódio a 0,25%, por 24 horas. A superfície foi analisada visualmente por dois examinadores e classificada segundo o seguinte critério: 0. ausência de alterações, 1. perda de brilho, 2. ligeira alteração de cor, 3. intensa alteração de cor, 4. corrosão generalizada. A análise revelou que as ligas de cobre são mais susceptíveis à corrosão e as de Ni-Cr e Co-Cr as mais resistentes, ficando as de Ag-Sn em posição intermediária. O método menos agressivo foi o da estufa seca, seguida de glutaraldeído (30 minutos ou 10 horas) e álcool 70, enquanto o hipoclorito de sódio e a autoclave promoveram maiores alterações.

**Palavras-chave:** *Desinfecção; ligas; metais; corrosão.*

**Abstract:** The aim of this study was to evaluate the effect of disinfection or sterilization on corrosion resistance of 5 kinds of dental alloys (Ag-Sn, Cu-Al, Cu-Zn, Co-Cr, Ni-Cr). 150 circular samples were obtained with 6 mm in diameter by 3 mm thick, casted, polished and subjected to one of the following treatments: 1% sodium hypochlorite - 30 minutes, alcohol 70 - 30 minutes, 2% glutaraldehyde - 30 minutes, 2% glutaraldehyde - 10 hours, Dry heat oven at 170 °C - 1 hour, Autoclave at 120 °C - 20 minutes. Six cycles of treatment were done, simulating 3 clinic/laboratorial stages. Finally the samples were stored in sodium sulfide 0,25% for 24 hours. The surface was visually examined by 2 examiners and organized according the criteria: 0. Absence of changes, 1. Lost of shining, 2. slight color change, 3. intense color change, 4. generalized corrosion. The analysis showed that cooper alloys are most susceptible to corrosion and Ni-Cr and Co-Cr alloys are the most resistant, remaining Ag-Sn in an intermediary position. The less aggressive disinfecting method was the oven procedure, followed by glutaraldehyde (30 min or 10 hours) and alcohol 70, while sodium hypochlorite and autoclave promoted largest changes.

**Keywords:** *Disinfection; alloys; metals; corrosion.*

## Introdução

A partir dos anos 80, a preocupação com a disseminação e a possibilidade de transmissão da AIDS, Hepatite B e de outras doenças contagiosas nos consultórios odontológicos tem levado os profissionais a tomarem medidas de segurança, com o objetivo de evitar a infecção cruzada entre profissional, pessoal auxiliar e paciente<sup>7,10,13,25,27</sup>. Diversos autores e entidades têm sugerido protocolos que incluem desde o uso de materiais descartáveis até métodos de desinfecção e esterilização de instrumental, equipamentos e moldes<sup>1-5,16,23,26</sup>. Entretanto, são escassas as informações sobre os procedimentos a serem adotados para as peças protéticas enviadas aos laboratórios de prótese<sup>9</sup>.

Esses laboratórios têm recebido pouca atenção, porém representam uma importante fonte de microrganismos patogênicos, com real perigo de infecção do técnico de laboratório de prótese pelo manuseio dos trabalhos enviados pelos clínicos bem como de transmissão de doenças ao dentista, ao auxiliar e aos pacientes quando do retorno das peças protéticas à clínica<sup>8,11,22</sup>.

Visando estabelecer um programa de controle de infecção, a *A.D.A.*<sup>2-6</sup> estabeleceu diversos cuidados a serem adotados, como a desinfecção de todo material recebido no laboratório. Apesar disso, somente as próteses confeccionadas em resina acrílica apresentam protocolo estabelecido de biossegurança<sup>6,8,14</sup>.

As maiores dúvidas, até o momento, referem-se ao efeito das soluções desinfetantes sobre ligas metálicas utilizadas em prótese, uma vez que algumas soluções são corrosivas<sup>15,18</sup>. Como as peças protéticas metálicas são submetidas a várias provas clínicas, nas quais a desinfecção deve ser realizada, fica a dúvida se as exposições sucessivas oferecem algum risco de corrosão. Além disso, pouco se conhece sobre o comportamento de ligas alternativas de baixo custo, muito populares e de alcance social significativo no Brasil, quando expostas a agentes químicos para desinfecção.

Assim, os profissionais não contam com informação suficientes quanto à efetividade dos métodos de desinfecção e esterilização a serem adotados e sobre os possíveis efeitos negativos que podem provocar nos materiais e instrumentos<sup>18</sup>.

À vista do exposto, o objetivo deste estudo é avaliar a resistência à corrosão de ligas odontológicas em função de diferentes métodos de desinfecção e esterilização.

## Material e método

As ligas metálicas odontológicas utilizadas neste estudo estão relacionadas na Tabela 1.

Cinco corpos-de-prova de cada liga foram obtidos a partir de padrões para fundição, em cera, por meio de uma matriz de aço inoxidável com cavidade cilíndrica de 6 mm de diâmetro e 3 mm de profundidade. Em seguida, os padrões foram incluídos utilizando-se dois diferentes tipos de reves-

timento. Para as ligas de prata-estanho, cobre-alumínio e cobre-zinco, foi utilizado revestimento aglutinado por gesso Cristobalite (Dentsply, Rio de Janeiro - Brasil), e para as ligas de níquel-cromo e cobalto-cromo-níquel, o revestimento fosfatado Precise (Dentstly, Rio de Janeiro - Brasil).

Para as ligas de prata-estanho, cobre-alumínio e cobre-zinco, os anéis incluídos foram levados a um forno elétrico para fundição Bravac (Indústria Eletromecânica, São Paulo - Brasil), dotado de controlador de temperatura digital, regulado para atingir 400 °C em 60 minutos para a eliminação da cera. Na seqüência, cada anel foi invertido, ficando o cadinho voltado para cima e o forno regulado para atingir 700 °C, mantido a esta temperatura por 30 minutos. Realizado o aquecimento do anel, as ligas foram fundidas com maçarico gás/ar e injetadas no molde de revestimento por meio de centrifugação.

Para as ligas de níquel-cromo e cobalto-cromo-níquel, os procedimentos de aquecimento do anel foram semelhantes, porém a temperatura final do forno atingiu 900 °C e a fusão das ligas foi realizada por meio de maçarico gás/oxigênio (para a liga de níquel-cromo) ou oxi-acetileno (para a liga de cobalto-cromo-níquel), injetadas no molde de revestimento também por centrifugação.

Após a fundição das ligas, os espécimes foram desinfectados e limpos com instrumentos manuais, escovas e jato de óxido de alumínio 50 µm por 15 segundos.

O acabamento dos corpos-de-prova foi realizado em polítrix mecânica refrigerada a água Metaserv Grind/Polisher 2000 (Buehler, Coventry - Inglaterra), iniciando-se com lixas d'água Norton (Saint-Gobain Abrasivos LTDA, São Paulo - Brasil) de granulações seqüenciais 280, 400, 600 e 1000. O polimento final foi realizado com disco de feltro associado a pasta de pedra pomes Herjos (Vigodent S.A. Indústria e Comércio, Rio de Janeiro - Brasil) seguido de pasta de branco de espanha Herjos (Vigodent S.A. Indústria e Comércio, Rio de Janeiro - Brasil).

Em seguida, os espécimes foram submetidos a seis ciclos de desinfecção/esterilização, considerando-se que as peças protéticas metálicas passam, em média, por três etapas clínicas e laboratoriais e que devem ser tratadas ao chegar e ao sair do laboratório de prótese. Visando simular a situação real, as peças foram imersas por 30 minutos em solução de sulfeto de sódio a 0,25% a cada dois ciclos, supondo-se o contato com o ambiente bucal durante as provas clínicas.

Foram utilizados seis diferentes métodos de tratamento das peças metálicas, de acordo com Runnels<sup>24</sup> e as recomendações do *Ministério da Saúde*<sup>16</sup>, para desinfecção (métodos T1, T2 e T3) e esterilização (T5 e T6). Como controle, foi confeccionado um espécime polido de cada liga, não submetido a tratamentos, relacionados na Tabela 2.

Após os procedimentos de desinfecção/esterilização, foram realizados os ensaios de resistência à corrosão por imersão em solução de sulfeto de sódio 0,5%.

A avaliação do processo de manchamento e corrosão foi

**Tabela 1.** Ligas metálicas a serem estudadas

| Sigla | Marca comercial  | Composição básica | Fabricante                         |
|-------|------------------|-------------------|------------------------------------|
| L1    | DFL Alloy        | Ag-Sn             | DFL                                |
| L2    | Duracast MS Soft | Cu-Al             | Dental Gaúcho Marquat & Cia Ltda.  |
| L3    | Goldent LA       | Cu-Zn             | AJE Comercio e Representação Ltda  |
| L4    | Durabond         | Ni-Cr             | Dental Gaúcho Marquat & Cia Ltda.  |
| L5    | Starlloy - 400   | Co-Cr-Mo          | Cromox Importadora e Distribuidora |

**Tabela 2.** Tratamentos para desinfecção/esterilização a serem utilizados

|    | Método                                    | Tempo      | Fabricante                       |
|----|---|------------|----------------------------------|
| T1 | sol. de hipoclorito de sódio a 1%         | 30 minutos | Miyako do Brasil Ind. Com Ltda   |
| T2 | álcool etílico 70% (peso a peso)          | 30 minutos | Miyako do Brasil Ind. Com Ltda   |
| T3 | solução de glutaraldeído a 2%             | 30 minutos | Johnson & Johnson's Prod. Prof.  |
| T4 | solução de glutaraldeído a 2%             | 10 horas   | Johnson & Johnson's Prod. Prof.  |
| T5 | estufa a 170 °C (calor seco)              | 1 hora     | Olidef                           |
| T6 | autoclave 121 °C (1 kgf/cm <sup>2</sup> ) | 20 minutos | Phoenix Equipamentos Científicos |

realizado por dois examinadores treinados e calibrados após 24 horas de imersão na solução descrita, e a classificação feita por consenso. Para a análise da superfície, foi empregado um critério de 0 a 5, como mostra a Tabela 3.

## Resultado

Na Tabela 4 estão apresentados os resultados dos escores relativos às ligas metálicas em estudo em função dos tratamentos de desinfecção/esterilização utilizados.

Esses resultados evidenciaram que as ligas apresentaram comportamentos muito distintos ante aos diferentes métodos de tratamento desinfetante ou esterilizante.

Quanto ao fator liga metálica, ficou evidente que as ligas L4 (Ni-Cr) e L5 (Co-Cr-Mo) mostraram os menores escores médios de alteração superficial, enquanto as ligas L2 (Cu-Al) e L3 (Cu-Zn) exibiram os maiores níveis, ficando a liga L1 (Ag-Sn) em posição intermediária.

Quanto ao fator tratamento desinfetante/esterilizante, o uso de esterilização em estufa seca proporcionou alterações menos perceptíveis e a desinfecção com hipoclorito de sódio foi o método mais agressivo, enquanto os demais tratamentos mostraram comportamento intermediário.

## Discussão

Segundo O'Brien<sup>19</sup>, o processo de corrosão resulta da combinação do metal com elementos não metálicos, produzindo compostos químicos. Esses compostos, conhecidos como produtos de corrosão, podem ter efeito acelerador ou retardador do processo ou mesmo não influenciar a deterioração superficial da estrutura metálica.

De acordo com Phillips<sup>20</sup>, o estresse e a presença de impurezas no metal podem aumentar a velocidade do ataque

**Tabela 3.** Critério de análise visual da corrosão

| Valor | Alterações visuais       |
|-------|--------------------------|
| 0     | ausência de alterações   |
| 1     | perda do brilho          |
| 2     | ligeira alteração de cor |
| 3     | alteração intensa de cor |
| 4     | corrosão generalizada    |

corrosivo com o tempo, causando severa desintegração da estrutura. Esta desintegração também pode ocorrer pela ação da umidade, da atmosfera e de soluções ácidas ou alcalinas. O manchamento é precursor da corrosão, e o filme formado pode acumular elementos ou compostos que poderão atacar a superfície metálica. Vários sulfetos, tais como sulfeto de hidrogênio ou amônia, podem corroer a prata, o cobre, o mercúrio e outros metais presentes nas ligas odontológicas.

No ambiente bucal, a grande variação de pH dos diferentes alimentos, assim como a da temperatura, associadas à presença de matéria orgânica em degradação geram condições propícias ao processo de corrosão<sup>21</sup>.

Se for considerado que apenas o escore "0" credencia um tratamento como eficaz, pode-se admitir que a liga L1 (Ag-Sn) pode ser submetida apenas ao tratamento T5 (estufa), as ligas L2 (Cu-Al) e L3 (Cu-Zn) não são passíveis de receber nenhum dos tratamentos estudados e as ligas L4 (Ni-Cr) e L5 (Co-Cr-Mo) somente não poderiam ser submetidas ao tratamento T6 (autoclave).

Neste trabalho, a liga de prata-estanho (L1) apresentou comportamento muito variável em função do tratamento. A esterilização em estufa (T5) foi o único método adequado, obtendo-se o escore 0, ou seja, sem alteração na superfície.

**Tabela 4.** Escores relativos às ligas metálicas em estudo em função do tratamento de desinfecção/esterilização

| Liga  | Método desinfecção/esterilização | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
|-------|----------------------------------|---|---|---|---|---|
| Ag-Sn | Hipoclorito de sódio             | 0 | 0 | 0 | 0 | 5 |
|       | Álcool etílico 70%               | 0 | 0 | 5 | 0 | 0 |
|       | Glutaraldeído 2% (30 minutos)    | 0 | 0 | 5 | 0 | 0 |
|       | Glutaraldeído 2% (10 horas)      | 0 | 0 | 3 | 2 | 0 |
|       | Estufa 170 °C (1 hora)           | 5 | 0 | 0 | 0 | 0 |
|       | Autoclave 121 °C (20 minutos)    | 0 | 0 | 0 | 5 | 0 |
| Cu-Al | Hipoclorito de sódio             | 0 | 0 | 0 | 0 | 5 |
|       | Álcool etílico 70%               | 0 | 0 | 0 | 5 | 0 |
|       | Glutaraldeído 2% (30 minutos)    | 0 | 0 | 0 | 5 | 0 |
|       | Glutaraldeído 2% (10 horas)      | 0 | 0 | 0 | 5 | 0 |
|       | Estufa 170 °C (1 hora)           | 0 | 0 | 0 | 5 | 0 |
|       | Autoclave 121 °C (20 minutos)    | 0 | 0 | 0 | 5 | 0 |
| Cu-Zn | Hipoclorito de sódio             | 0 | 0 | 0 | 0 | 5 |
|       | Álcool etílico 70%               | 0 | 0 | 0 | 5 | 0 |
|       | Glutaraldeído 2% (30 minutos)    | 0 | 0 | 0 | 5 | 0 |
|       | Glutaraldeído 2% (10 horas)      | 0 | 0 | 0 | 5 | 0 |
|       | Estufa 170 °C (1 hora)           | 0 | 0 | 0 | 5 | 0 |
|       | Autoclave 121 °C (20 minutos)    | 0 | 0 | 0 | 5 | 0 |
| Ni-Cr | Hipoclorito de sódio             | 5 | 0 | 0 | 0 | 0 |
|       | Álcool etílico 70%               | 5 | 0 | 0 | 0 | 0 |
|       | Glutaraldeído 2% (30 minutos)    | 5 | 0 | 0 | 0 | 0 |
|       | Glutaraldeído 2% (10 horas)      | 5 | 0 | 0 | 0 | 0 |
|       | Estufa 170 °C (1 hora)           | 5 | 0 | 0 | 0 | 0 |
|       | Autoclave 121 °C (20 minutos)    | 0 | 5 | 0 | 0 | 0 |
| Co-Cr | Hipoclorito de sódio             | 5 | 0 | 0 | 0 | 0 |
|       | Álcool etílico 70%               | 5 | 0 | 0 | 0 | 0 |
|       | Glutaraldeído 2% (30 minutos)    | 5 | 0 | 0 | 0 | 0 |
|       | Glutaraldeído 2% (10 horas)      | 5 | 0 | 0 | 0 | 0 |
|       | Estufa 170 °C (1 hora)           | 5 | 0 | 0 | 0 | 0 |
|       | Autoclave 121 °C (20 minutos)    | 0 | 5 | 0 | 0 | 0 |

O uso de álcool 70 (T2) causou ligeira alteração de cor. É possível que isso se deva à presença de OH<sup>-</sup>, resultante da dissociação do álcool, que pode ter-se combinado com os metais da matriz da liga, formando uma película superficial. A solução de glutaraldeído por 30 minutos (T3) produziu efeito semelhante pois, possivelmente, ao degradar-se, produz ácidos carboxílicos, provocando o início do manchamento superficial. Em seguida, o tratamento T4 (glutaraldeído por 10 horas) sinaliza para um agravamento desse processo, havendo alguns corpos-de-prova já classificados como escore 3. O tratamento em autoclave (T6) provocou acentuada alteração de cor, possivelmente pelo fato de, nessa situação, existirem três fatores (calor, umidade e pressão)

que, combinados, influenciam no processo de corrosão. O meio mais agressivo foi o hipoclorito de sódio (T1), produzindo corrosão generalizada com a dissociação de íons cloretos, que são extremamente agressivos<sup>15,18</sup>.

A corrosão será tanto mais severa quanto menos homogênea a estrutura metálica e mais complexo o ambiente. Talvez, devido à estrutura das ligas à base de cobre apresentar porosidade e segregação, os efeitos do meio, comentados anteriormente para a liga de prata-estanho, são mais acentuados para as mesmas<sup>17</sup>. É provável, também, que a própria composição seja responsável pelo mau comportamento desses materiais, pois tanto o cobre como o alumínio e o zinco apresentam baixo potencial elétrico e grande facilidade de solubilização<sup>12,19</sup>.

Vaz<sup>28</sup> destacou a influência do hidrogênio dissolvido na solução assim como da presença de outros ânions. Assim, a velocidade da corrosão do cobre em soluções contendo cloreto é determinada pelo transporte de massa de complexos cuprosos para a solução. A reação eletroquímica de oxigênio aumenta a concentração de cloreto de cobre na superfície do eletrodo, aumentando também a velocidade da corrosão do cobre.

As ligas de níquel-cromo (L4) e cobalto-cromo (L5) apresentaram excelente comportamento, sendo classificadas com escore 0 para todos os tratamentos, exceto autoclave, quando foi verificada ligeira perda do brilho. A elevada resistência à corrosão dessas ligas metálicas pode ser explicada pela formação da película passivadora, composta de óxido de cromo (Cr<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), que é transparente e fortemente aderida à superfície. Assim, sua formação não altera acentuadamente o brilho e mostra-se muito eficiente na proteção da superfície. Além disso, o cobalto não sofre corrosão em soluções neutras ou alcalinas livres de agentes oxidantes, porém é susceptível em soluções ácidas ou muito alcalinas contendo esses agentes<sup>22</sup>.

A ligeira perda de brilho quando do uso de autoclave pode novamente ser explicada pela possibilidade da combinação de calor, pressão e umidade que poderia favorecer o processo de corrosão. Alguns autores, entretanto, alertaram para o perigo do uso de hipoclorito de sódio sobre essas ligas, o que não foi confirmado em nosso estudo, talvez pela curta exposição ao produto, tempo que, se somado, daria um total de 3 horas, considerado muito curto se comparado com o tempo que ocorre durante os procedimentos de higienização diária de uma prótese parcial removível<sup>13,18,22</sup>.

À vista dos resultados colhidos, podemos observar que outros estudos devem ser realizados com o objetivo de encontrar métodos eficientes para desinfecção de ligas à base de cobre. Além disso, um outro aspecto importante não encontrado na literatura pesquisada e que poderá ser avaliado em estudos futuros é a viabilidade da indicação dos métodos de desinfecção/esterilização em outras situações clínicas reais, tal como na associação entre ligas de Ni-Cr e porcelana odontológica, com o objetivo de criar diretrizes de conduta clínica para o profissional.



## Conclusão

As ligas metálicas apresentaram comportamento distinto quanto à resistência à corrosão, sendo as ligas de Ni-Cr e Co-Cr as mais resistentes, as ligas de Cu-Al e Cu-Zn as menos resistentes e a liga de Ag-Sn com comportamento intermediário.

Os tratamentos com hipoclorito de sódio e autoclave foram os métodos mais agressivos, seguidos de glutaraldeído por 10 horas, álcool 70 e glutaraldeído por 30 minutos. O tratamento com estufa mostrou-se o menos agressivo.

Para as ligas de cobre, todos os métodos foram deletérios. Para a liga de Ag-Sn, o tratamento mais adequado foi a estufa e os mais agressivos foram hipoclorito de sódio e autoclave, ficando os demais métodos em posição intermediária. As ligas de Ni-Cr e Co-Cr mostraram-se resistentes à corrosão frente a todos os tratamentos, exceto para autoclave.

## Referências

- Adabo GL, Zanarotti E, Fonseca RG, Cruz CA. Effect of disinfectant agents on dimensional stability of elastomeric materials. *J Prosthet Dent.* 1999; 81: 621-4.
- American Dental Association. Denture cleansers. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. *J Am Dent Assoc.* 1983; 106: 77-9.
- American Dental Association. Guidelines for infection control in the dental office and the commercial dental laboratory. Council on Dental Therapeutics. Council on Prosthetic Services and Dental Laboratory Relations. *J Am Dent Assoc.* 1985; 110: 969-72.
- American Dental Association. Infection control recommendations for the dental office and the dental laboratory. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. Council on Dental Practice. Council on Dental Therapeutics. *J Am Dent Assoc.* 1988; 116: 241-8.
- American Dental Association. Sterilization required for infection control. Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. *J Am Dent Assoc.* 1991; 122 (12): 80.
- American Dental Association. Infection control recommendations for the dental office and the dental laboratory. ADA Council on Scientific Affairs and ADA Council on Dental Practice. *J Am Dent Assoc.* 1996; 127: 672-80.
- Bond WW, Favero MS, Petersen NJ, Ebert JW. Inactivation of Hepatitis B virus by intermediate-to-high-level disinfectant chemicals. *J Clin Microbiol.* 1983; 18: 535-8.
- Brace ML, Plummer KD. Practical denture disinfection. *J Prosthet Dent.* 1993; 70: 538-40.
- Crawford JJ. State-of-the-art: practical infection control in dentistry. *J Am Dent Assoc.* 1985; 110: 629-33.
- Kane MA, Lettau LA. Transmission of HBV from dental personnel to patients. *J Am Dent Assoc.* 1985; 110: 634-6.
- Larato DC. Disinfection of pumice. *J Prosthet Dent.* 1967; 18: 534-5.
- Lauar S, Dinelli W, Gabrielli F, Santos MS, Porto CLA. Resistência à corrosão de ligas de cobre/alumínio. Estudo através de refletância aparente e avaliação microscópica. II - efeito de ligas, agentes de polimento e tempo. *RGO.* 1987; 35: 303-8.
- Leung RL, Schonfeld SE. Gypsum casts as a potential source of microbial cross-contamination. *J Prosthet Dent.* 1983; 49: 210-1.
- Merchant VA. Update on disinfection of impressions, prostheses, and casts. ADA 1991 guidelines. *J Calif Dent Assoc.* 1992; 20 (10): 31-5.
- Merchant VA, Molinari JA. Infection control in prosthodontics: a choice no longer. *Gen Dent.* 1989; 37: 29-32.
- Ministério da Saúde. Secretaria de Assistência à Saúde. Programa Nacional de DST/AIDS. Hepatites, AIDS e herpes na prática odontológica. Brasília: Ed.Littera Maciel; 1996.
- Mondelli J. Ligas alternativas para restaurações fundidas. São Paulo: Panamericana; 1995.
- Naylor WP. Infection control in fixed prosthodontics. *Dent Clin North Am.* 1992; 36: 809-31.
- O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2<sup>nd</sup> ed. Chicago: Quintessence Publ; 1997.
- Phillips RW. Skinner's science of dental materials. 9<sup>th</sup> ed. Philadelphia: Saunders; 1991.
- Powell GL, Runnells RD, Saxon BA, Whisenant BK. The presence and identification of organisms transmitted to dental laboratories. *J Prosthet Dent.* 1990; 64: 235-7.
- Ramires I. Estudo de corrosão em biomateriais – Ti c.p., Ti-6Al-4V e Co-Cr-Mo [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Instituto de Química da UNESP; 1998.
- Rudd W, Senia ES, Mc Cleskey FK, Adams ED Jr. Sterilization of complete dentures with sodium hypochlorite. *J Prosthet Dent.* 1984; 51: 318-21.
- Runnells RR. An overview of infection control in dental practice. *J Prosthet Dent.* 1988; 59: 625-9.
- Sarma AC, Neiman R. A study on the effects of disinfectant chemicals on physical properties of die stone. *Quintessence Int.* 1990; 21: 53-9.
- Segalla JCM. Influência do tratamento térmico na microestrutura, resistência à corrosão e dureza Vickers de ligas alternativas à base de cobre [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 1994.
- Stern MA, Whitacre RJ. Avoiding cross-contamination in prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1981; 46: 120-2.
- Vaz LG. Elaboração e desenvolvimento de ligas metálicas alternativas para aplicação odontológica. Estudo de propriedades mecânicas e resistência à corrosão [Tese de Doutorado]. Araraquara: Instituto de Química da UNESP; 1998.

