

## LIGAS DE TITÂNIO NA CONFEÇÃO DE PRÓTESES PARCIAIS REMOVÍVEIS

### TITANIUM ALLOYS IN REMOVABLE PARTIAL DENTURE CONSTRUCTION

**Camila Maggi Maia Silveira<sup>\*</sup>; Shelon Cristina Souza Pinto<sup>\*\*</sup>;  
Andréa Romanini<sup>\*\*\*</sup>; Fabiana Dias Simas Dreweck<sup>\*\*\*\*</sup>; Gibson Luiz Pilatti<sup>\*\*\*\*\*</sup>;  
Nara Hellen Campanha<sup>\*\*\*\*\*</sup>**

\* Cirurgiã Dentista, especialista em Endodontia, aluna de Pós-Graduação, nível de Mestrado, Área de concentração em Clínica Integrada - Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG). E-mail: camaggi@uol.com

\*\* Cirurgiã Dentista, aluna de Pós-Graduação, nível de Mestrado, Área de concentração em Clínica Integrada - Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG). E-mail: shelsonsouza@yahoo.com.br

\*\*\* Cirurgiã Dentista, especialista em Endodontia, aluna de Pós-Graduação, nível de Mestrado, Área de concentração em Clínica Integrada - Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG). In Memoriam

\*\*\*\* Cirurgiã Dentista, especialista em Prótese Dentária, Instituto Latinoamericano de Pesquisa e Ensino em Odontologia (ILAPEO). E-mail: simasfabi@hotmail.com

\*\*\*\*\* Cirurgião Dentista, Doutor em Periodontia, Professor da Disciplina de Periodontia, Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG). E-mail: gibson@tudoparana.com

\*\*\*\*\* Cirurgiã Dentista, Doutora em Reabilitação Oral, Professora da Disciplina de Prótese Dental II, Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG). E-mail: narahell@yahoo.com.br; F. (42) 3224-4145

*Recebido para publicação em 05/02/2008*

*Aceito para publicação em 01/03/2009*

#### RESUMO

O titânio (Ti) e suas ligas têm despertado grande interesse na Odontologia, em especial na área de Prótese Dental, levando-se em consideração suas propriedades favoráveis como biocompatibilidade, resistência à corrosão e baixa densidade. O Ti tem sido largamente utilizado na Odontologia, na Implantodontia, em Ortodontia, mas ainda muito pouco utilizado para a confecção de estruturas metálicas de prótese parcial removível (PPR). Isto se deve ao fato de tratar-se de metal extremamente reativo aos elementos constituintes do ar atmosférico, o que difere seu processo de fundição dos métodos convencionais. Portanto, o maior obstáculo na confecção de próteses parciais removíveis com este metal e suas ligas seria a dificuldade técnica na confecção das armações metálicas, mas, a cada dia que passa, aumenta a preocupação em se estudar mais este assunto. Sendo assim, parece ter o Ti um horizonte promissor, em virtude de suas excelentes propriedades e, se suas desvantagens forem superadas com a adequação dos laboratórios comerciais e maior conhecimento técnico, seu emprego nessa área poderá tornar-se realidade, beneficiando profissionais e pacientes.

Palavras-chaves: Ligas odontológicas. Próteses removíveis. Titânio.

## ABSTRACT

Titanium (Ti) and Ti alloys have aroused the interest in dentistry, especially in Prosthodontics, mainly because of their favorable properties as biocompatibility, corrosion resistance, high mechanical resistance and low density. Titanium has been widely used in dentistry, implantology, and orthodontics, but it has been rarely used for the confection of partial removable prosthesis. On the other hand, it is an extremely reactive metal with the constitutive elements of the atmospheric air, which requires a different casting process compared to the conventional method. Therefore, promising application of this metal appears to be arising, due to its excellent properties. Moreover, if the disadvantages can be overcome with the adequacy of the commercial laboratories to the advances in casting technology, it may become a reality that can benefit dentists and other professionals of the area as well as patients.

Keywords: Alloys. Partial removable prosthesis. Titanium.

### Introdução

Uma das principais metas da Odontologia é manter a integridade do elemento dental, preservando a saúde do indivíduo como um todo. Uma prótese parcial removível (PPR) apresenta como principal objetivo substituir os dentes ausentes, mas tendo como prioridade a manutenção e preservação dos dentes e estruturas remanescentes. Assim, restabelece as funções alteradas ou perdidas, entre as quais a estética, o conforto e a saúde do paciente, sem, no entanto, promover danos às estruturas de suporte para a prótese, dentes remanescentes, osso alveolar, fibromucosa, ligamento periodontal. (BRIDGEMAN; HUMMEL; BENSON, 1997).

Ao longo do tempo, devido ao alto custo na confecção de PPRs com ligas de ouro, buscou-se desenvolver ligas compostas de metais básicos, que alcançassem as propriedades das ligas áureas. Entretanto, alguns elementos, como o níquel, o cromo e o cádmio, presentes nessas ligas, demonstram-se potencialmente tóxicos e possuem caráter alérgico; por isso, ligas alternativas foram introduzidas com a intenção de se compensar as deficiências dos metais básicos. (COSTA; CARVALHO, 1999).

Neste sentido, muitas ligas têm sido estudadas para a confecção de estruturas metálicas de PPRs, porém, até o momento, não foi descoberta uma liga ideal. A partir da década de 1980, aumentou muito o interesse pelo titânio (Ti) como metal em Odontologia. (WANG; FENTON, 1996; WATANABE et

al., 1996). Foi empregado inicialmente na Implantodontia, sendo o material de escolha na fabricação de implantes aloplásticos devido à sua excelente biocompatibilidade em tecidos moles e duros. Por esta e por outras propriedades favoráveis, tais como alta resistência mecânica e baixo peso específico, o titânio vem sendo recentemente estudado e empregado também na confecção de estruturas protéticas de próteses parciais removíveis (PPRs) e próteses parciais fixas (PPFs). Outros fatores positivos deste material são: boa resistência à corrosão, preço razoável e o fato ser o quarto metal mais abundante na crosta terrestre. (WATANABE et al., 1996; RODRIGUES et al., 2002). Embora se considerem estas características, necessita-se de trabalhos que comprovem se sua efetividade se iguala à dos outros metais ou até mesmo se os supera.

Apesar de suas amplas vantagens, o titânio possui algumas características indesejáveis, como alta temperatura de fusão (aproximadamente 1.700°C), difícil escoamento do metal devido à sua baixa densidade, e alta reatividade química com o oxigênio a temperaturas superiores a 600°C, fazendo com que seu processo de fundição se apresente de forma complexa. Há, então, a necessidade de procedimentos diferenciados de fundições, tais como materiais especiais para revestimento e equipamentos sofisticados para prevenir a contaminação do metal. (ARRAIS, 2005). Existe uma inquietação na comunidade científica com a pequena quantidade de trabalhos listados na literatura no que diz respeito

ao uso de ligas de titânio na confecção de armações de PPR. (WATANABE et al., 1996).

O presente estudo tem como objetivo realizar uma revisão de literatura referente às vantagens e desvantagens das estruturas metálicas para PPRs à base de titânio, analisando a evolução dos materiais utilizados em estruturas metálicas para esse tipo de prótese.

### Revisão de literatura

O tratamento reabilitador por meio de PPRs é, e ainda será, indicado para um número significativo de pacientes. Neste tipo de terapia existe preocupação objetivando a melhoria na execução dessas próteses, para torná-las mais efetivas na manutenção dos dentes e outras estruturas remanescentes de suporte. Desta forma, assume papel relevante na reabilitação oral de boa parte dos indivíduos parcialmente edentados, evitando ou retardando ao máximo a necessidade de uso de próteses totais. (MATOS et al., 1996).

Muitas ligas têm sido estudadas para a confecção de estruturas metálicas de PPRs, porém, até o momento, não foi descoberta uma liga ideal. (GIAMPAOLO et al., 1991). A grande maioria dos trabalhos encontrados na literatura pertinente (WANG; FENTON, 1996; ROLLO, 1997) referem-se a estruturas metálicas confeccionadas em ligas de cobalto-cromo (Co-Cr). Apesar do amplo uso dessas ligas, elas apresentam algumas propriedades desfavoráveis, como baixo limite de fadiga e baixa ductilidade de trabalho de encruamento, relacionados principalmente com a perda de retenção dos grampos. (AU et al., 2000). As ligas de Co-Cr foram introduzidas para substituírem as de ouro, que são estruturas duras, rígidas, mais resistentes à corrosão e cujos grampos apresentam falta de flexibilidade. Já as ligas de titânio aumentaram seu uso, devido a relatos na literatura do caráter alergênico de algumas ligas, como as que apresentavam níquel ou berílio em sua composição. (TAIRA; MOSER; GREENER, 1989; LAUTENSCHLAGER; MONAGAN, 1993).

### Propriedades do Ti

O Ti, quando exposto ao ambiente, caracteriza-se por alta resistência à corrosão, ocorrendo a formação de uma camada de óxido superficial, no caso, óxido de Ti, por ser um metal passivo, e apresenta um baixo módulo de elasticidade. Por isso, as armações feitas com Ti deveriam possuir os grampos mais largos, se comparados com os grampos feitos com Co-Cr, para prevenir a ocorrência de deformação permanente durante a função. Também devido ao baixo módulo de elasticidade, os grampos confeccionados com Ti podem ser colocados em áreas retentivas maiores, sem a aplicação de forças laterais excessivas ao dente pilar durante a inserção e remoção da prótese. (TOUMELLIN; ROELLET; BOURDARION, 1996; MODAFFORE; KLIE-MANN; FERREIRA, 2001).

As principais propriedades encontradas no titânio são: 1) biocompatibilidade, conferida por sua estabilidade, que o impede de emitir íons metálicos. Não há relatos na literatura de casos de sensibilidade ao titânio; já as ligas que possuíam em sua composição níquel, berílio, cobalto, cromo e molibdênio apresentaram caráter alergênico e carcinogênico. Para pacientes que necessitavam de algum tipo de aparelho protético e que relataram hipersensibilidade a outros metais, o titânio é o material de escolha; 2) resistência à corrosão, pois o titânio, sendo um metal altamente reativo, oxida-se rapidamente na presença de ar ou água, por isso forma-se em sua superfície uma camada ou filme de óxido, extremamente fino, mecanicamente aderente e termodinamicamente estável, protegendo o metal do ataque corrosivo em meio aquoso. Este filme pode ser afetado por soluções ácidas, géis dentários, agentes de polimento profilático e aplicações tópicas de flúor, bem como por irregularidades superficiais e corrosão localizada. (TOUMELLI; ROELLET; BOURDARION, 1996; WAKABAYASHI; AI, 1997; CECCONI et al., 2002).

A densidade, uma propriedade que confere leveza ao metal, conforto ao paciente e baixo grau de radiopacidade, está presente nas ligas de titânio. A densidade do titânio é de 4,2g/cm<sup>3</sup>, possibilitando uma inspeção pré-clínica das porosidades internas da infraestrutura da PPR através dos raios X.

Preconizou-se uma técnica radiográfica para detecção de defeitos internos no metal originados durante o processo de fundição. A estrutura da PPR deveria ser colocada sobre um filme oclusal, a uma distância de 10 a 13 cm, devendo o aparelho de raios X ser programado em 90 KV, 15 mA e 0,6 segundos de exposição e o processamento devendo ser realizado segundo a orientação do fabricante do filme radiográfico. (TOUMELLIN; ROELLET; BOURDARION, 1996; PARR; GARDNER; TOTH, 1985; WATANOBE et al., 1996).

O módulo de elasticidade do titânio (110.000 N/mm<sup>2</sup>) é considerado baixo se comparado ao das ligas de metais básicos. Conectores maiores e menores das PPRs em titânio deveriam ser confeccionados mais espessos, aumentando assim sua rigidez. (TOUMELLIN; ROELLET; BOURDARION, 1996; MORI et al., 1997).

Outra propriedade observada no titânio foi com relação à sua condutibilidade térmica (0,04 cal/cm<sup>2</sup>C sec), que se apresenta baixa, não ocorrendo choques térmicos durante a ingestão seguida de alimentos frios e quentes. E sua passividade permite que possa entrar em contato com outros metais em meio bucal sem causar corrente galvânica. (TOUMELLIN; ROELLET; BOURDARION, 1996; MUTARELLI et al., 2001).

A alta ductibilidade do titânio permite que próteses e restaurações confeccionadas com esse metal possam apresentar modificações em seu desenho, proporcionando maior adaptação da peça na boca e funcionalidade, mas impossibilitam ajustes com alicate. (TOUMELLIN; ROELLET; BOURDARION, 1996).

O titânio, no entanto, apresenta algumas desvantagens, como: alto ponto de fusão (1700°C), alta reatividade química com o oxigênio a elevadas temperaturas (acima de 600°C), necessitando de equipamentos e materiais especiais para prevenir a contaminação do metal. Para acabamento da peça, devem-se utilizar instrumentos em baixa rotação (15.000 RPM), evitando o superaquecimento do metal, que pode gerar microfraturas ou trincas em sua superfície, alto custo dos equipamentos, alto custo laboratorial de confecção da infraestrutura e falta de conhecimento técnico. A liga de Ti-6Al-4V (6% de alumínio, 4% de vanádio e 90% de titânio)

foi desenvolvida para a melhoria de algumas propriedades pelo alumínio (estabilizador da fase alfa) e o vanádio (estabilizador da fase beta), fazendo com que a liga apresente, na temperatura ambiente, as fases alfa e beta, por outro lado, menor fluidez e maior quantidade de porosidade em relação ao titânio puro. (TOUMELLIN; ROELLET; BOURDARION, 1996; ARRAIS, 2005).

Com isso, estruturas metálicas para PPR em titânio exigem procedimentos especiais de fundição, tais como materiais de revestimento não reativos e equipamentos que previnam a contaminação do metal e o injetem sob pressão no molde do revestimento. (LECHNER; MORI, 1997; RODRIGUES et al., 2002; ARRAIS, 2005; THOMAS; LECHNER; MORI, 1997). Com relação ao material refratário, Modaffore; Kliemann e Ferreira (2001) compararam revestimentos especiais para fundição de titânio, à base de magnésio, fosfato aglutinado por sílica e suas derivações. Os revestimentos à base de magnésio foram mais adequados e promoveram melhores resultados do que os revestimentos especiais para fundição de titânio à base de fosfato aglutinado por sílica e suas derivações.

Após a fundição, o revestimento deve ser imediatamente resfriado em água, por recomendação do fabricante, evitando-se a contaminação e formação da fase alfa, que tende a reduzir a resistência e ductibilidade da estrutura obtida. (THOMAS; LECHNER; MORI, 1997; RODRIGUES et al., 2002).

A substituição dos gases nobres argônio e hélio por xenônio e criptônio pode diminuir as porosidades durante a fundição, assim como o uso de canais de alimentação múltiplos, retos, largos e diretos, e a utilização de *sprues* de calibre 6 também podem colaborar para a diminuição da porosidade das ligas durante o processo de fundição. (ARRAIS, 2005).

### Ligas Ti X ligas Co-Cr

A substituição de parte do cobalto nas ligas de Co-Cr por titânio é plenamente justificável, tendo em vista a utilização de um elemento abundante na natureza, e também por ser um elemento que

favorece a fundibilidade da liga, além de ser resistente à corrosão e ser compatível com os tecidos vivos. (ROLLO, 1997).

Em estudos clínicos, comparando próteses removíveis confeccionadas com titânio e com cobalto-cromo, observou-se ausência de falhas nas fundições de Co-Cr, ao passo que um número considerável de porosidades internas foi revelado em radiografias de inspeção nas próteses de Ti. As dificuldades no processo de fundição do Ti podem ser decorrentes da alta temperatura de fusão e a baixa temperatura do molde. Mas, ao observar falhas clínicas, poucas ocorreram com o Ti e não foi encontrada deformação permanente de grampos. Os pacientes relataram que as PPRs de Ti eram mais confortáveis e mais fáceis de serem removidas e colocadas na boca. (PARR; GARDNER; TOTH, 1985; WANG; BOYLE, 1993). Uma preservação de seis meses demonstrou que a reabilitação com Ti é mais uma opção para tratamento protético, pois as PPRs não apresentam reações alérgicas, tóxicas ou de hipersensibilidade, são leves e mantiveram a mesma retenção desde a instalação. (WANG; BOYLE, 1993).

Após avaliar o comportamento elástico de grampos confeccionados em dois materiais (Ti e liga de Co-Cr), atuando sobre retenções de 0,25 mm e 0,50 mm durante 12.500 ciclos de inserção e remoção, para se definir o seu potencial de resistência à deformação permanente, Giampaolo et al. (1991) concluíram que todos os grampos sofreram algum grau de deformação plástica durante os testes e que os grampos confeccionados em liga Co-Cr sofreram menor deformação permanente do que os confeccionados em Ti. Já Bridgeman et al. (1997) compararam grampos de PPR em Ti cp e em ligas de Ti e Co-Cr e concluíram que os confeccionados em Ti mantiveram alto grau de retenção e mostraram menor fadiga do que os de Co-Cr, em retenção de 0,75 mm.

Grampos pré-fabricados para Co-Cr foram desenhados inicialmente para as ligas de ouro, com flexibilidade de 90 GPa, e uma flexibilidade similar pode ser conseguida com as fundições de Ti (85-105 GPa). Os grampos podem fraturar no período de dois anos, dando uma sobrevida de 91%. Fraturas

recentes, em apenas três meses de uso, foram resultantes de apoios muito finos (0,8 mm). O aumento da força e da resistência à fratura deste metal está relacionado aos seus diferentes graus de pureza, determinados de acordo com o conteúdo de O, N, H, C e Fe. (PARR; GARDNER; TOTH, 1985).

Para comparar a capacidade retentiva de grampos tipo T em PPR, com infraestruturas confeccionadas em ligas de titânio e cobalto-cromo, Costa; Bonachela e Carvalho (1999) utilizaram corpos de prova com cada tipo de liga. As amostras foram levadas a um dispositivo simulador de inserção e remoção das estruturas de PPRs, como acontece clinicamente em pacientes, por períodos de 6 meses e 1, 2, 3, 4 e 5 anos. Os autores não obtiveram diferenças significativas quanto à retenção das estruturas confeccionadas em Ti e Cr-Co nos períodos simulados.

## Discussão

A excelente biocompatibilidade e a alta resistência à corrosão são as principais propriedades do titânio. (TOUMELLIN; ROELLET; BOURDARION, 1996; WATANABE; ROLLO, 1997; RODRIGUES et al., 2002; MORI et al., 1997; MUTARELLI et al., 2001). Além disso, sua baixa densidade proporciona baixo grau de radiopacidade à estrutura metálica, possibilitando a verificação de porosidades internas através dos raios X. (PARR; GARDNER; TOTH, 1985; LAUTENSCHLAGER; MONAGHAN, 1993; WANG; BOYLE, 1993; WANG; FENTON, 1996; THOMAS; LECHNER; MORI, 1997).

A camada de óxido formada na superfície do titânio, quando entra em contato com o ar, pode ser danificada em meios ácidos, com o uso excessivo de géis dentários ou pastas profiláticas. (CECCONI et al., 2002; RODRIGUES et al., 2002). Não apenas isso, também as irregularidades superficiais e corrosão localizada poderiam levar à quebra do filme óxido. Porém, para Mutarelli et al., (2001), esta camada é autorreparadora quando danificada.

Thomas et al. (1997) afirmaram que as PPRs de titânio utilizam os mesmos conceitos das

confeccionadas com ligas de Co-Cr; por outro lado, Mori et al.(1997) e Au et al. (1999) desconhecem se as regras comumente aceitas para as PPRs em Co-Cr podem automaticamente ser aplicadas para as de titânio.

Ao analisar retenções de 0,25 mm e 0,75 mm tanto para o titânio quanto para o Co-Cr, observaram que a retenção de 0,75 mm não seria indicada para as ligas de Co-Cr devido ao seu alto módulo de elasticidade, podendo gerar tensão no dente pilar. Já o titânio e suas ligas mantiveram alto grau de retenção a 0,75 mm<sup>3</sup>.

Thomas; Lechner e Mori (1997) salientaram que a maior diferença entre o titânio e as ligas de Co-Cr é o módulo de elasticidade, constatando que as forças retentivas de grampos de mesmo comprimento e retenção são muito diferentes. Baseados na mesma propriedade, Wakabayashi e Ai (1997) observam que os conectores maiores e menores em titânio deveriam ser confeccionados levemente mais espessos que os de Co-Cr. Wang e Boyle (1993) recomendaram que os conectores maiores ou os grampos de uma PPR em titânio estejam na espessura de 1,2 mm e no máximo 1,6 mm, pois, excedendo-se esta medida, as porosidades internas não poderiam ser mais identificadas pelos raios X.

Alguns autores, como Parr; Gardner e Toth, (1985), Wang e Boyle (1993), e Lautenschlager e Monagan (1993), realizaram estudos clínicos utilizando PPRs em titânio, idênticas às de Co-Cr, comparando-as por um período de dois anos. Embora todos os autores tenham indicado o emprego do titânio para PPRs, nenhum deles desenvolveu infraestruturas especiais para o titânio, apenas se basearam nas de Co-Cr.

Costa; Bonachela e Carvalho (1999), com o objetivo de analisar grampos tipo T em titânio e Co-Cr, concluíram que não houve diferenças estatísticas na retenção dos grampos com ambos os materiais em ambiente seco e úmido. Porém, Mutarelli et al. (2001) observaram, em seu estudo, que não ocorreram deformações por abertura e fratura por fadiga em grampos confeccionados em titânio e Co-Cr, mas não avaliaram o grau de retenção restante nos grampos após o ensaio.

## Considerações finais

Com base neste levantamento bibliográfico, pode-se afirmar que o titânio e suas ligas:

- podem ser indicados na Prótese Dentária em bases de PTs, PPRs, PPFs (*inlays, onlays, copings* para metalo-cerâmicas), bem como na Implanto-dontia, desde os cilindros já amplamente utilizados, como em supraestruturas de PF, permitindo que os casos sejam realizados com um único tipo de metal;

- não apresentam quaisquer reações alérgicas, tóxicas ou de hipersensibilidade;

- podem entrar em contato com outros metais em meio bucal sem gerar corrente galvânica;

- apresentam baixa densidade, proporcionando conforto e leveza para o paciente, e permitindo ao protesista avaliar porosidades internas através dos raios X;

- acarretam alto custo final para a peça protética, devido ao preço elevado dos equipamentos e à falta de conhecimento técnico;

- carecem de consenso literário quanto ao planejamento de retentores e conectores (maiores e menores) para PPRs, pois atualmente são baseados nas ligas de Co-Cr, devendo ainda serem realizadas mais pesquisas para comprovar seu sucesso clínico e longevidade.

Sendo assim, as ligas de titânio para o uso como estrutura de PPRs ainda apresentam muitas limitações, necessitando de mais pesquisas que venham a diminuir suas desvantagens.

**Agradecimentos:** a autora Shelon Cristina Souza Pinto agradece à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pela concessão da bolsa.

## REFERÊNCIAS

AL-MESMAR, H.S.; MOREANO, S.M.; MARK, L. E. Investigation of the effect of three sprue designs on the porosity and the completeness of titanium cast removable partial denture frameworks. **J. Prosthet. Dent.**; v.82, n.1, p.15-21, jul. 1999.

- ARRAIS, M. J. **Estudo in vitro da deformação permanente em grampos a barra fundidos em ligas de cobalto-cromo e em titânio comercialmente puro, submetidos a testes de tensão-deformação.** São Paulo, 2005. 133 p. Tese (Doutorado Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia).
- AU, A. R.; LECHNER, S. K.; THOMAS, C. J., MORI, T., CHUNG, P. Titanium for removable partial dentures (III): 2-year clinical follow-up in an undergraduate programme. **J. Oral Rehabil.** v.27, n.11, p.978-984, 2000.
- BAUER, J. R. O.; SCHROEDER, M.; LOGUERCIO, A. D.; RODRIGUES FILHO, L. E.; MUENCH, A. Titânio e ligas de titânio : propriedades e técnicas de fundição. **RPG Rev Pós Grad,** São Paulo, v.9, p.2, p.179-185, 2002.
- BRIDGEMAN, J. T.; MARKER, V. A.; HUMMEL, S. K.; BENSON, B. W.; PACE, L. L. Comparison of titanium and cobalt- chromium removable partial denture clasps. **J. Prosthet. Dent.**, v.78, n.2, p.187-193, Aug. 1997.
- CECCONI, B. T.; KOEPPEN, R. G.; PHOENIX, R. D.; CEC-CONI, M. L. Casting titanium partial denture frameworks: a radiographic evaluation. **J. Prosthet. Dent.**; v.87, n.3, p.277-280, mar. 2002.
- COSTA, S. C.; BONACHELA, W. C.; CARVALHO, M. C. F. S. Análise comparativa da capacidade de grampus tipo "T" usados em prótese parcial removível em armações de titânio e cobalto-cromo. **Rev. FOB,** São Paulo, v.7, n.1/2, p.1-6, jan/jun., 1999.
- GIAMPAOLO, E. T.; LEONARDI, P.; CUCCI, A. L. M.; FULLER, J. B. Análise da resistência à flexão de grampos de retenção em prótese parcial removível: efeito da interação grampos, ligas e técnicas de fusão. **Rev. Odontol. UNESP;** v.20, n.1, p.285-92, 1991.
- LAUTENSCHLAGER, E.; MONAGHAN, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J.* 1993; 43:245-53.
- MATTOS, M. G. C., BEZZON, O. L., FREGONESI, L. A., ROLLO, J. M. D. D.; PANZERI, H. Desenvolvimento de uma liga experimental de cobalto-cromo-níquel-titânio para prótese parcial removível. **Ver. Odontol. Univ. São Paulo,** São Paulo, v.19, n.3, p.233-6 , jul./set.1996.
- MODAFFORE, P. M.; KLIEMANN, C.; FERREIRA, J. R. P. A. Liga metálica de titânio: uma nova alternativa na confecção das armações em prótese parcial removível? **PCL, Curitiba;** v.3, n.15, p.421-430, set/out. 2001
- MORI, T.; TOGAYA, T.; JEAN-LOUIS, M.; YABUGAMI, M. Titanium for removable dentures. I. Laboratory procedures. **J. Oral Rehabil.**; v.25, n.5, p.338-341, 1997.
- MUTARELLI, P. S.; MARCACCI, S.; GASPERINI, F. M.; MONTEIRO, J. A. A prótese parcial removível em titânio : apresentação de um caso clínico. **Revista Paulista de Odontologia São Paulo** set/out 2001; 23(5):8-10.
- PARR, G. R.; GARDNER, L. K.; TOTH, R. D. Titanium: mystery metal of implant dentistry. *Dental materials aspects.* **J. Prosth. Dent.**; v.54, n.3, p.410-14, Sep., 1985.
- RODRIGUES, R. C.; RIBEIRO, R. F.; DE MATTOS, M. D. A. G.; BEZZON, O.L. Comparative study of circumferential clasp retention force for titanium and cobalt-chromium removable partial dentures. **J. Prosthet. Dent.**; v.88, n.3, p.290-6, Sep. 2002.
- ROLLO, J. M. D. A. Potencialidade do elemento tóxico berílio, usado em próteses dentárias. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo,** v.11, n.3, p.169-172, jul./set., 1997.
- TAIRA, M.; MOSER, J. B.; GREENER, E. H. Studies of alloys for dental castings. **Dental Materials,** v.5, p.45-50, 1989.
- THOMAS, C. J.; LECHNER, S.; MORI, T. Titanium for removable dentures. II. Two-year clinical observations. **J.Oral Rehabil.** v.26, n.6, p.414-8, 1997.
- TOUMELIN-CHEMLA, F.; ROELLET, F.; BOURDARION G. Corrosive properties of fluoride-containing odontologic gels against titanium. **J. Dent.**; v.24, n.1-2, p.109-115, jan./mar., 1996.
- WAKABAYACHI, N.; AI, M. A short-term clinical follow-up study of superplastic titanium alloy for major connectors of removable partial dentures. **J. Prosthet. Dent.**; v.77, n.6, p.583-7, 1997.
- WANG, R. R.; BOYLE A. M. A simple method for inspection of porosity in titanium castings. **J Prosth Dent.** v.70, p. 275-6, sep., 1993.
- WANG, R. R.; FENTON A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. **Quintessence Int.,** v.27, p.401-8, 1996
- WATANABE, I.; WATKINS, J. H.; NAKAJIMA, H.; ATSUTA, M.; OKABE T. Effect of pressure difference on the quality of titanium casting. **Quintessence Int.,** v.27, n.6, p.401-8, jun.1996.
- ZAVANELLI, R. A.; HENRIQUES, G. E. P. Um simples método para inspeção de porosidades nas fundições de titânio. **Ver. ABO Nac.,** São Paulo, v.9, n.3, p. 165-166, jun/jul. 2001.

