

Infra-estruturas de próteses parciais fixas e removíveis em titânio: uma revisão de literatura

Titanium removable and fixed partial denture frameworks: a review

Variessa Migliorini **URBAN** - Doutoranda do curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral UNESP/SP

Eduardo Andrade de **OLIVA** - Doutorando do curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral UNESP/SP

Luís Geraldo **VAZ** - Professor Assistente Doutor do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese - UNESP/SP

Gelson Luiz **ADABO** - Professor Adjunto do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese - UNESP/SP

Relevância Clínica

Esta revisão de literatura visa a atualização do clínico relacionada à utilização do titânio como metal componente de infra-estruturas de próteses, procurando, para isso, salientar suas propriedades físicas e mecânicas, adequadas para essa finalidade.

Resumo

A utilização do titânio em Odontologia se iniciou no ano de 1977. A partir daí, pesquisas relacionadas ao desenvolvimento de técnicas e máquinas específicas para a fundição, bem como estudos relacionados à aplicação clínica do titânio em próteses avançaram, principalmente com a descoberta da osseointegração e biocompatibilidade por Brånemark na década de 80. O titânio é encontrado em abundância na crosta terrestre, conseqüentemente, apresenta baixo custo. Apresenta características físicas e mecânicas de biocompatibilidade, baixa densidade, baixa condutibilidade térmica, excepcional resistência à corrosão, baixo módulo de elasticidade em relação às ligas de Ni-Cr e Co-Cr, excelente resistência à fadiga e alta resistência à flexão, com valores intermediários aos das ligas de Ni-Cr e de Co-Cr. Dessa forma, pode ser utilizado para a confecção de infra-estruturas de próteses parciais fixas e removíveis. Entretanto, apresenta uma criteriosa técnica de fundição pela necessidade de equipamentos e revestimentos especiais, devido à sua fácil oxidação a altas temperaturas e apresenta um baixo coeficiente de expansão térmica, em relação às porcelanas utilizadas para a confecção de próteses metalocerâmicas. Este artigo é uma revisão de literatura que objetiva a apresentação das propriedades físicas, mecânicas e biológicas do titânio, relacionando suas vantagens e desvantagens de utilização.

Palavras-Chave

Titânio; prótese parcial fixa; prótese parcial removível; materiais dentários.

Introdução

Atualmente existe uma grande preocupação quanto à aplicação de biomateriais na área da Saúde, voltada para uma abordagem moderna e bastante ampla. Moderna porque vem se aprimorando continuamente e incorporando todos os avanços científicos provenientes de outras áreas do conhecimento. Ampla porque é necessário o conhecimento de uma série de propriedades para testar e avaliar o desempenho clínico destes materiais. Essa nova visão prevê todo o estudo de características químicas e metalúrgicas, de propriedades físicas e mecânicas, de biofuncionalidade e biocompatibilidade para sua aplicação clínica propriamente dita (Vaz²³, 1998).

O titânio foi descoberto por Willian Gregor, em 1789, (Voitik²⁴, 1991) e suas primeiras ligas surgiram no início da década de 50 com objetivo de substituir as ligas de níquel e as de cobalto em equipamentos militares, cujos componentes exigiam uma melhora das propriedades destas ligas (Lautenschlager & Monaghan¹⁵, 1993). Seu uso, domínio técnico e aplicações médicas e odontológicas são recentes, tendo o primeiro registro em prótese dental em 1977 (Nakajima & Okabe¹⁷, 1996). Na Medicina, tem sido utilizado para tratamentos de fraturas ortopédicas e na Odontologia, para confecção de implantes dentários e de infra-estruturas para próteses parciais removíveis e fixas. A utilização do titânio e suas ligas na Odontologia aumentou muito na década de 80, principalmente na Implantodontia com a descoberta da osseointegração por Brånemark (Brånemark⁸, 2001).

O titânio é o quarto elemento metálico mais encontrado

(depois do Al, Fe e Mg) e o nono elemento mais abundante, constituindo cerca de 0,63% de toda a crosta terrestre (Wang & Fenton²⁷, 1996). Entretanto, por ser altamente reativo, dessa forma, é difícil extraí-lo puro, sendo a forma de óxido de titânio a mais estável. Apresenta baixo custo (Lautenschlager & Monaghan¹⁵, 1993), biocompatibilidade (Jones et al.¹³; Lautenschlager & Monaghan¹⁵, 1993), baixa densidade (4,2 g/cm³, em relação às ligas de Co-Cr, 8,9 g/cm³, e ao ouro, 19,3 g/cm³) (Könönen et al.¹⁴, 1995; Togaya et al.²¹, 1983), baixa condutibilidade térmica (0,16 cal.cm/seg°C.cm², em relação ao ouro, 0,71 cal.cm/seg°C.cm²) (Bergman et al.⁶, 1990; Blackman et al.⁷, 1991; Lautenschlager & Monaghan¹⁵, 1993), excepcional resistência à corrosão (0,8 mA/cm², em relação à liga de Ni-Cr, 1,9 mA/cm²) (Gil et al.¹¹, 1999; Ida et al.¹², 1982; Lautenschlager & Monaghan¹⁵, 1993; Menis et al.¹⁶, 1986; Togaya et al.²¹, 1983; Vallittu & Kokkonen²², 1995; Watanabe et al.²⁸, 1997), baixo módulo de elasticidade (110 GPa, aproximadamente a metade do valor das ligas de Ni-Cr e Co-Cr) (Bridgeman et al.⁹, 1997; Lautenschlager & Monaghan¹⁵, 1993), excelente resistência à fadiga (números de ciclos necessários para a fratura iguais a 25.000 para a liga de Co-Cr, 20.000 para a liga Ti-6Al-4V e 21.000 para a liga de Au tipo IV) (Rodrigues¹⁸, 2001; Vallittu & Kokkonen²², 1995; Zavanelli et al.²⁹, 2000) e alta resistência à flexão (com valores intermediários aos da liga de Ni-Cr e de Co-Cr; para produzir uma deformação de 0,25 mm em um corpo-de-prova de 10 mm, foram necessárias 1.172+85 gf para a liga de Ni-Cr, 1.273+64 gf para o Ti e 1.700+246 gf para a liga de Co-Cr e, para produzir uma deformação de 0,5 mm, foram necessárias 2.100+148 gf para a liga de Ni-Cr, 2.330+87 gf para o Ti e 2.800+101 gf para a liga de Co-Cr) (Afzali et al.¹, 1995). E, como desvantagens, apresenta criteriosa técnica de fundição (Craig et al.¹⁰, 1994) e baixo coeficiente de expansão térmica (8,4 x 10⁻⁶/°C, valor inferior ao coeficiente das porcelanas utilizadas para a confecção de próteses metalocerâmicas, de 12,7 a 14,2 x 10⁻⁶/°C) (Menis et al.¹⁶, 1986; Togaya et al.²¹, 1983). Devido às características mencionadas, a utilização do titânio se estendeu para a confecção de *copings* metálicos para coroas metalocerâmicas, para restaurações metálicas fundidas e para estruturas metálicas de próteses parciais removíveis.

O titânio comercialmente puro (Ti c.p.) normalmente é indicado para trabalhos que requeiram alta resistência à corrosão, especialmente naqueles em que a alta resistência mecânica não seja necessária, e a liga Ti-6Al-4V é a mais utilizada dentre as ligas de titânio e, ao contrário do Ti c.p., demonstra uma alta resistência mecânica.

Este estudo é uma revisão de literatura que tem por objetivo evidenciar a utilização do titânio e de suas ligas em prótese dentária, relacionando suas indicações, contra-indicações, vantagens e desvantagens, a fim de que o clínico possa indicar, em determinadas situações, conhecendo todas as limitações técnicas.

Revisão de Literatura e Discussão

1. Aspectos técnicos:

Uma das grandes dificuldades a serem vencidas para a utilização do titânio nas próteses dentárias é o processo de fundição pelo método da cera perdida (Blackman et al.⁷, 1991). A injeção do metal fundido no molde de revestimento requer procedimentos e equipamentos adequados tanto para a fusão (em torno de 1.668°C para o Ti c.p.), realizada, por exemplo, por meio de corrente contínua em um eletrodo de tungstênio (Rodrigues¹⁸, 2001), quanto para a injeção. Segundo Craig et al.¹⁰ (1994), a técnica convencional de injeção por centrifugação em atmosfera ambiente demonstrou-se inadequada. Foram desenvolvidos, então, equipamentos especiais bem como a utilização de atmosfera inerte de argônio para prevenir a fácil oxidação do titânio e sua reatividade com o cadinho cerâmico (Bergman et al.⁶, 1990; Blackman et al.⁷, 1991; Ida et al.¹², 1982) sob altas temperaturas (Bergman⁶, 1990), causando problemas de fundição e de soldagem. Exposto ao ar, em temperaturas acima de 750°C, o titânio absorve N, O, H e C, tornando-se frível. Dessa forma, a utilização de um aparelho que permita a remoção de ar do molde de revestimento, sendo o vácuo mantido até o momento da fundição, possibilita a confecção de estruturas livres de vazios e de contaminações.

Outro fator a ser considerado durante a etapa de fundição é sua baixa densidade (4,2 g/cm³, em relação às ligas de Co-Cr, 8,9 g/cm³, e ao ouro, 19,3 g/cm³), que apesar de vantajosa, cria alguns problemas, dificultando, por exemplo, o preenchimento do molde e, conseqüentemente, porosidades (Al-Mesmar et al.², 1999; Rodrigues¹⁸, 2001; Syverud et al.¹⁹, 1995; Taira et al.²⁰, 1989; Wang & Boyle²⁶, 1993; Wang & Fenton²⁷, 1996) poderão aparecer no interior das estruturas metálicas.

A criteriosa técnica de fundição também está relacionada com a diferença entre a alta temperatura de fusão e a baixa temperatura do molde, o que implica em uma rápida solidificação do metal fundido. A busca, portanto, por revestimentos estáveis sob temperaturas mais altas, e, segundo Lautenschlager & Monaghan¹⁵ (1993), o desenvolvimento de ligas com baixa temperatura de fusão (900 a 1.100°C), que retenham a resistência à corrosão e a biocompatibilidade do Ti c.p., permitindo a utilização de revestimentos convencionais, seriam necessários. Em um estudo realizado por Ida et al.¹² (1982), o revestimento à base de magnésio demonstrou-se significativamente melhor que aqueles à base de sílica e de fosfato. Taira et al.²⁰ (1989) ressaltaram que, nas fundições industriais, têm sido utilizados moldes frios para minimizar a reação com o revestimento. Entretanto, durante o processo de fundição odontológica seria necessário o uso de moldes aquecidos, com o intuito de melhorar o preenchimento assim como garantir a precisão dimensional.

Segundo Al-Mesmar et al.² (1999), as causas de ocorrência de porosidades seriam: a contração da liga, a apreensão de gases durante a solidificação, porosidades do revestimento, as quais facilitariam o escape dos gases, e a alta pressão de argônio, que, teoricamente, produziria ainda mais força, expelindo os gases e

2.2. Aspectos clínicos relativos à PPF:

Para confecção de próteses metalocerâmicas com infraestrutura em titânio são necessárias porcelanas de baixa fusão (Togaya et al.²¹, 1983) e coeficiente de expansão térmica menores (Menis et al.¹⁶, 1986). Em temperaturas menores que 800°C, a formação de camada de oxidação é insuficiente e a resistência de união entre o titânio e a porcelana é baixa. Em temperaturas superiores a 900°C, a resistência de união também é pequena, entretanto, a camada de óxidos formada é muito espessa. A temperatura de cocção intermediária, entre 800 a 900°C, é ideal e demonstrou melhor resistência de união (com valores superiores a 160 kgf/cm²) (Togaya et al.²¹, 1983).

Devido aos baixos valores de módulo de elasticidade (menor rigidez), fundições bilaterais de grande extensão de próteses parciais fixas estariam contra-indicadas (Lautenschlager & Monaghan¹⁵, 1993).

Conclusão

1. Aspectos técnicos:

- são necessárias técnicas e máquinas de fundição específicas para o titânio, devido à fácil oxidação, à baixa densidade e à diferença existente entre a alta temperatura de fusão e a baixa temperatura do molde de revestimento;

- a presença de porosidades e outras falhas de fundição podem ser detectadas a partir de radiografias, a fim de se avaliar o sucesso do tratamento.

2. Aspectos clínicos:

- o titânio e suas ligas apresentam uma alta biocompatibilidade devida à sua alta resistência à corrosão e à maior espessura de óxidos obtida nas temperaturas de fundição;

- o conforto e a satisfação com as próteses confeccionadas em titânio estão relacionados à baixa densidade, à baixa condutibilidade térmica e à alta resistência à corrosão;

- devido ao seu baixo módulo de elasticidade, é possível a

confeção de grampos de retenção de próteses parciais removíveis em regiões mais retentivas dos dentes pilares;

- em função da mesma propriedade, o titânio e suas ligas são contra-indicados para a confecção de infra-estruturas bilaterais extensas para próteses parciais fixas;

- para a confecção de próteses metalocerâmicas, são necessárias porcelanas de baixa fusão e baixo coeficiente de expansão térmica para que se obtenha uma adequada resistência de união entre metal e porcelana, devido à adequada formação de óxidos apenas entre 800 e 900°C.

Abstract

Cast titanium for dental prostheses was first described in 1977. It has been showed biocompatibility, low density, low thermal conduction, exceptional corrosion strength, low elasticity modulus, excellent fatigue strength and high flexure strength. Studies have been related the development of special techniques and casting machines, mainly since osseointegration process discovered by Brånemark in the 80's. Moreover, titanium is not too expensive, once it's the fourth more abundant metallic element in the earth's crust. All of these properties, its sensible casting technique and low thermal coefficient expansion allow it being used in removable and fixed partial denture frameworks. The purpose of this article was a review of the literature, attempting to present the physical, mechanical and biological titanium properties, relating its advantages and limitations for use.

Keywords

Titanium; denture partial fixed; denture partial removable; dental materials.

Referências

1. AFZALI, D.; MARIC, B.; FENTON, A. Titanium RPD clasp performance. *J. Dent. Res.*, Washington, v. 74, n. sp. iss., p. 227, 1995. Abstract 1725.
2. AL-MESMAR, H.; MORGANO, 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.*, St. Louis, v. 82, n. 1, p. 15-21, July 1999.
3. ANUSAVICE, K.J. Ligas Odontológicas para fundição. In: _____ *Phillips' materiais dentários*. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. cap. 20, p. 248-270.
4. ANUSAVICE, K.J. Soldagem. In: _____ *Phillips' materiais dentários*. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. cap. 27, p. 367-373.
5. BERG, E. Dentist's opinions on aspects of cast titanium restorations. *J. Dent.*, Kidlington, v. 25, n. 2, p. 113-117, Mar. 1997.
6. BERGMAN, B. et al. A 2-year follow-up study of titanium crowns. *Acta Odontol. Scand.*, Olso, v. 48, n. 2, p. 113-117, Apr. 1990.
7. BLACKMAN, R.; BARGHI, N.; TRAN, C. Dimensional changes in casting titanium removable partial denture frameworks. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 65, n. 2, p. 309-315, Feb. 1991.
8. BRÅNEMARK, R. et al. Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: a review. *J. Rehabil. Res. Dev.*, Washington, v. 38, n. 2, p. 175-181, Mar./Apr. 2001.
9. BRIDGEMAN, J.T. et al. Comparison of titanium and cobalt-chromium removable partial denture clasps. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 78, n. 2, p. 187-193, Aug. 1997.
10. CRAIG, R.G. et al. Cast and wrought base metal alloys. In: _____ *Restoration dental materials*. 10th ed. St. Louis: Mosby, 1994. chap. 15, p. 415-418.
11. GIL, F. G. et al. In vitro corrosion behaviour and metallic ion release of different prosthodontic alloys. *Int. Dent. J.*, London, v. 49, n. 6, p. 361-367, Dec. 1999.
12. IIDA, K. et al. Effect of magnesia investment in dental casting of pure titanium or titanium alloys. *Dent. Mater. J.*, Tokyo, v. 1, n. 1, p.

8-21, Dec. 1982.

13. JONES, T.K. et al. Dental Implications of nickel hypersensitivity. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 56, n. 4, p. 507-509, Oct. 1986.
14. KÖNÖNEN, M. et al. Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals: A clinical report and literature review. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 73, n. 1, p. 4-7, Jan. 1995.
15. LAUTENSCHLAGER, E.P.; MONAGHAN, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int. Dent. J.*, London, v. 43, n. 3, p. 245-253, June 1993.
16. MENIS, D.L.; MOSER, J.B.; GREENER, E. H. Experimental porcelain compositions for application to cast titanium. *J. Dent. Res.*, Washington, v. 65, p. 343, Jan./Apr. 1986. Abstract 1565.
17. NAKAJIMA, H.; OKABE, T. Titanium in dentistry: development and research in the U.S.A. *Dent. Mater. J.*, Kidlington, v. 15, n. 2, p. 77-90, Dec. 1996.
18. RODRIGUES, R.C.S. **Estudo comparativo da força de inserção e remoção de grampos circunferenciais de prótese parcial removível obtidos em titânio e ligas de cobalto-cromo.** 2001. 140 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2001.
19. SYVERUD, M.; OKABE, T.; HERO, H. Casting of Ti-6Al-4V alloy compared with pure Ti in an Ar-arc casting machine. *Eur. J. Oral Sci.*, Copenhagen, v. 103, n. 5, p. 327-330, Oct. 1995.
20. TAIRA, M.; MOSER, J.B.; GREENER, E.H. Studies of Ti alloys for dental castings. *Dent. Mater. J.*, Kidlington, v. 5, n. 1, p. 45-50, Jan. 1989.
21. TOGAYA, T. et al. An application of pure titanium to the metal porcelain system. *Dent. Mater. J.*, Kidlington, v. 2, n. 2, p. 210 - 219, Dec. 1983.
22. VALLITTU, P.K.; KOKKONEN, M. Deflection fatigue of cobalt-chromium, titanium, and gold alloy cast denture clasp. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 74, n. 4, p. 412-419, Oct. 1995.
23. VAZ, L.G. **Elaboração e desenvolvimento de ligas metálicas alternativas para aplicação odontológica. Estudo de propriedades mecânicas e resistência à corrosão.** 1998. 121 f. Tese (Doutorado em Química) – Instituto de Química, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 1998.
24. VOITIK, A.J. Titanium dental castings, cold worked titanium restoration – yes or no? *Trends Tech. Contemp. Dent. Lab.*, Alexandria, v. 8, n. 10, p. 23-34, Dec. 1991.
25. WAKABAYASHI, N.; AI, M. A short-term clinical follow-up of superplastic titanium alloy for major connectors of removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 77, n. 6, p. 583-587, June 1997.
26. WANG, R.R.; BOYLE, A.M. A simple method for inspection of porosity in titanium castings. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 70, n. 3, p. 275-276, Sept. 1993.
27. WANG, R.R.; FENTON, A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int.*, New Malden, v. 27, n. 6, p. 401-408, June 1996.
28. WATANABE, I. et al. Effect of pressure difference on the quality of titanium casting. *J. Dent. Res.*, Washington, v. 76, n. 3, p. 773-779, Mar. 1997.
29. ZAVANELLI, R. A. et al. Corrosion-fatigue life of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V in different storage. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 84, n. 3, p. 274-279, Sept. 2000.

Endereço para correspondência

Luis Geraldo Vaz
 Depto. Materiais Odontológicos e Prótese – UNESP
 R. Humaitá, 1680 Caixa Postal 331 – CEP: 14801-903 – Araraquara – SP.
 e-mail: lugervaz@foar.unesp.br

Escolha o Profi® que deu nome a todos os aparelhos de profilaxia do mercado.

A Linha Profi® Dabi Atlante é, desde sua criação, uma referência de qualidade e tecnologia no mercado odontológico, inclusive entre as marcas concorrentes. Por isso, o Profi® tornou-se sinônimo de aparelhos de profilaxia no Brasil. É fácil entender por que: em todos os modelos Profi®, você tem à disposição o que existe de mais confiável em precisão, durabilidade e variedade de recursos. Por isso, escolha o Profi® que tem o diferencial que nenhum outro Profi® pode oferecer: a garantia da marca Dabi Atlante.



Profi II Ceramic

- O Profi® mais vendido do mercado.
- + 02 capas de transdutor removíveis e autoclaváveis
- + 02 anos de garantia total (inclusive transdutor)
- + 03 tips (Perio E, Perio Supra e Perio Sub)
- + 15 sachês de bicarbonato de sódio

Condições promocionais exclusivas.

R\$ 2.619,00 à vista ou em **36X** de R\$ 109,20

*Por pouco mais que o valor de 2 tratamentos de profilaxia, você já paga uma parcela.

PERIODONTIA



ENDODONTIA



RETROCIRURGIA



Tips
 R\$ 109,00 cada

Profi® Dabi Atlante. O verdadeiro.



DABI ATLANTE
 Odonto Médica Brasil

Av. T2, 238 - Setor Bueno - Goiânia - GO - CEP 74.210-005
 TELEFONAS - FONE: (62) 275.1212