

Ligas para restaurações metalocerâmicas: uma revisão da literatura

Alloys for metallo-ceramic restorations: literature review

José Roberto de Oliveira Bauer*

Fernanda Calabro Calheiros**

Roberto Ruggiero Braga***

Walter Gomes Miranda Junior***

Resumo

Durante muitos anos, as ligas nobres foram utilizadas como única alternativa para a confecção de restaurações metalocerâmicas e próteses parciais fixas. Posteriormente, o desenvolvimento de ligas básicas proporcionou um maior número de opções, com custo mais acessível. Muitas são as ligas capazes de estabelecer união com cerâmicas odontológicas, diferindo quanto à manipulação e ao desempenho devido a variações na composição. As ligas nobres, apesar de seu excelente desempenho, perderam espaço em razão do seu alto custo; as ligas básicas, por outro lado, apresentam como desvantagem problemas relacionados ao potencial alergênico de certos constituintes. Em virtude das excelentes propriedades mecânicas e de sua biocompatibilidade, o titânio surgiu como alternativa ao alto custo das ligas nobres e à sensibilidade das ligas básicas. Porém, há ainda problemas relacionados à técnica da fundição e união à porcelana, que fazem necessárias várias pesquisas para torná-lo uma opção viável. Nesta revisão da literatura propõe-se discutir as ligas odontológicas nobres e de metais básicos mais utilizadas para a confecção de restaurações metalocerâmicas em relação à composição e propriedades mecânicas, abordando também seus mecanismos de união com as porcelanas.

Palavras-chave: restaurações metalocerâmicas, ligas odontológicas, ligação metalocerâmica.

Introdução

Em 1774, o químico francês Alexis Duchâteau utilizou pela primeira vez a porcelana em odontologia ao confeccionar para si próprio uma prótese total, devido a sua insatisfação com a antiga feita, com dentes de marfim, muito comum naquela época. Mais tarde, em 1788, o dentista Nicolas Chemant, também francês, confeccionou a primeira coroa de porcelana (NAYLOR, 1992).

Apesar de as porcelanas apresentarem excelente estética, biocompatibilidade, baixa condutividade térmica e alta resistência ao manchamento (MACKERT, BUTTS e FAIRHURST, 1986), esses materiais apresentam alta friabilidade, sendo suscetíveis a fraturas frente a tensões de tração. Felizmente, as características favoráveis das cerâmicas puderam ser aproveitadas quando estas foram associadas a ligas metálicas, a partir de 1960, com o desenvolvimento das restaurações metalocerâmicas (MCLEAN, 1980).

Desde que Brecker (1956) confeccionou a primeira restauração metalocerâmica, muitos avanços tecnológicos ocorreram, tanto em relação às cerâmicas quanto em relação aos metais usados como

infra-estruturas. Todavia, o modo como a união entre metal e porcelana é feita permanece como um tema da maior relevância, uma vez que a não observância de fatores como compatibilidade térmica, mecânica e química pode afetar a restauração final com distorções e falhas de união, comprometendo o seu sucesso.

Nesta revisão da literatura propõe-se discutir as ligas odontológicas nobres e de metais básicos mais utilizadas para a confecção de restaurações metalocerâmicas em relação à composição e às propriedades mecânicas, abordando também seus mecanismos de união com as porcelanas.

Ligas para restaurações metalocerâmicas

As ligas nobres foram as primeiras a serem utilizadas para a confecção de coroas metalocerâmicas. Mais tarde, ligas de metais básicos foram desenvolvidas como uma alternativa de menor custo.

Ligas nobres

Os metais nobres presentes nessas ligas incluem ouro (Au), platina (Pt), paládio (Pd), ródio (Rh), rutênio (Ru), irídio (Ir) e ósmio (Os). Na prática, as ligas nobres

* Doutorando do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP).

** Doutoranda do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP).

*** Professores Assistentes do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP).

Recebido: 06.08.2003 Aceito: 07.11.2003

apresentam ouro e paládio como principais componentes. Dentre as ligas mais utilizadas estão ouro-platina-paládio (Au-Pt-Pd), ouro-paládio-prata (Au-Pd-Ag), ouro-paládio (Au-Pd), paládio-prata (Pd-Ag), paládio-cobre (Pd-Cu) e paládio-cobre-gálio (Pd-Cu-Ga) (Tab. 1).

Tabela 1 - Metais constituintes das ligas nobres* (wt%)

Ligas	Marcas comerciais	Au	Pt	Pd	Ag	Cu	Temperos
Au-Pt-Pd	Degudent U ^a ; Jelenko O ^b	84-86	4-10	5-7	0-2	/	Fe, Ir, In, Re, Sn 2-5
Au-Pd	Will-Ceram ^c ; Orion ^b	45-52	/	38-45	0	/	Ru, Re, In 8,5 Ga 1,5
Au-Pd-Ag	Ceramco White ^a ; Cameo ^b	51-52	/	26-31	14-16	/	Ru, Re, In 1,5 Sn 3-7
Pd-Ag	Porson 4 ^a ; Jelstar ^b ; Aries ^c	/	/	53-88	30-37	/	Ru, In 1-5 Sn 4-8
Pd-Cu	Freedom Plus ^b ; Spatan Plus ^c	0-2	/	74-79	/	10-15	In, Ga 9

* Adaptado de Craig e Powers (2002).

^a Dentsply Ceramco, Burlington, NJ, USA.

^b Heraeus Kulzer, Inc Armonk, NY, USA.

^c Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein.

Ligas de ouro têm sido bastante usadas na odontologia por sua ótima adaptação marginal e excelente resistência à corrosão, porém elementos nobres não apresentam a capacidade de formar óxidos em quantidade suficiente para a adesão com a porcelana. Então, elementos como índio (In), estanho (Sn) e ferro (Fe) são adicionados para proporcionar uma maior formação de óxidos (ESPEVIK, OILO e LODDING, 1979). A dureza das ligas nobres que contêm platina (Pt) resulta da solução sólida endurecedora e da formação do precipitado FePt₃ (CRAIG e POWERS, 2002). Essa fase metálica também aumenta a resistência à tração quando comparada com ouro (Au) puro (ANTHONY et al., 1970).

O ródio (Rh) é encontrado nessas ligas com a função de refinador de grãos em razão do ao seu alto ponto de fusão, ao passo que o rutênio (Ru) é adicionado para melhorar a fundibilidade. Em algumas ligas nobres, pode ser encontrado gálio (Ga) para diminuir a temperatura de fusão (CRAIG e POWERS, 2002). A prata (Ag) é adicionada para aumentar o intervalo de fusão, o coeficiente de expansão térmica e a resistência ao manchamento da liga. Contudo, altas concentrações de prata (Ag) podem manchar a porcelana em virtude da liberação de vapor de prata (Ag) durante o aquecimento, difundindo a prata (Ag) iônica e formando prata (Ag) metálica coloidal na camada superficial da porcelana (ANUSAVICE, 1996). Algumas porcelanas apresentam em sua composição o sódio (Na), que promove a redução da Ag iônica, propiciando o manchamento da porcelana, especialmente em porcelanas com pouco opacificador e alta concentração de sódio (Na) (ANUSAVICE, 1985).

As ligas de ouro-platina-paládio (Au-Pt-Pd) podem apresentar em sua composição concentrações de 5% de prata (Ag), quantidade insuficiente para manchar a porcelana. Por apresentar altos níveis de metais nobres (de 96 a 98%), essas ligas são extremamente resistentes à corrosão. No entanto, os altos teores de ouro (Au) presentes levam a que algumas ligas apresentem maior risco de sofrer deformação (*sag*) a altas temperaturas durante a cocção da porcelana, comprometendo a adaptação final da peça. Outro inconveniente é o baixo módulo de elasticidade dessas ligas, o que as contra-indica para restaurações extensas.

Em ligas de paládio-prata (Pd-Ag), não há presença de ouro (Au) e o conteúdo de prata (Ag) situa-se entre 30 a 37%; por isso, essas ligas apresentam menor custo do que as ligas nobres, previamente discutidas, porém existe maior risco de manchamento da porcelana (ANUSAVICE, 1985).

Outras ligas de paládio (Pd) com um considerável conteúdo de metais não nobres como cobre, gálio (Pd-Cu-Ga) e cobalto (Pd-Co), estão disponíveis no mercado, porém apresentam uma tonalidade excessivamente escura, criando dificuldades para mascarar o metal (JACOBIDES et al., 1985). Além disso, a dureza dessas ligas pode ser um inconveniente para o técnico e para o clínico no que se refere ao polimento e acabamento (CARR e BRANTLEY, 1991).

Além do alto preço do ouro (Au), o paládio (Pd) teve um aumento considerável a partir da década de 80 em razão das crises econômicas da antiga União Soviética, onde se encontram as maiores reservas do metal (WATAHA, 2002). Por esse motivo, a procura por ligas alternativas aumentou significativamente.

Ligas de metais básicos¹

As ligas de metais básicos para restaurações metalocerâmica são níquel-cromo (Ni-Cr), cobalto-cromo (Co-Cr) e titânio (Tab. 2). As principais vantagens dessas ligas em relação às nobres são a baixa densidade, alta temperatura de fusão, alta resistência ao escoamento durante a cocção da porcelana, alto módulo de elasticidade e baixo custo. Por causa dessas características as ligas básicas passaram a ser amplamente utilizadas não só em restaurações metalocerâmicas, mas também em próteses parciais removíveis (ANUSAVICE, RINGLE e FAIRHURST, 1977). No entanto, ligas básicas também apresentam características negativas, como a alta dureza, o que dificulta o processo de acabamento, descoloração da porcelana e acarreta baixa resistência à corrosão em relação às ligas nobres (AKAGI, OKAMOTO e MATSUURA, 1992).

Dentre as ligas básicas, as ligas de Ni-Cr merecem destaque pela grande quantidade de produtos disponíveis no mercado. O diagrama de fases do sistema Ni-Cr mostra uma grande solubilidade do cromo (Cr) em níquel (Ni) (HANSEN, 1958). Com isso, não há precipitação de solução endurecedora e torna-se necessário adicionar elementos que confirmem resistência

¹ Apesar de essas ligas não apresentarem somente metais básicos da família 1A e 2A, o nome é derivado do inglês *base-metal alloys*.

mecânica, fundibilidade, capacidade de união à porcelana e resistência à corrosão. O cromo (Cr) é responsável pela formação de uma película de óxidos firmemente aderida e resistente à corrosão. Os demais componentes comumente presentes são ferro (Fe), alumínio (Al), molibdênio (Mo), silício (Si), berílio (Be), manganês (Mn), cobalto (Co), carbono (C), tungstênio (W), nióbio (Nb), boro (B), cobre (Cu), titânio (Ti), gálio (Ga), magnésio (Mg) e estanho (Sn), em concentrações em torno de 0,1% a 14% em peso (BARAN, 1983).

Dentre as várias propriedades das ligas para metalocerâmica, a fundibilidade tem grande importância em razão das finas estruturas usadas nessa técnica (ANUSAVICE, 1996). O berílio (Be) tem um papel importante na melhora da fundibilidade de ligas de níquel-cromo (Ni-Cr) pela formação de eutético níquel-berílio (Ni-Be) a baixas temperaturas, com o que a temperatura de fusão da liga é reduzida e a fluidez é aumentada (OKUNO, TESKE e PENN, 1989). Outra função associada ao berílio (Be) é a formação de óxidos para auxiliar na união à porcelana, contudo, a presença desse elemento também está relacionada a riscos de berilose pela inalação de vapor rico em berílio (Be). Outro inconveniente das ligas de Ni-Cr é o risco de hipersensibilidade e dermatite de contato causada pelo níquel (Ni) (KONONEN et al., 1995).

O níquel pode ser substituído pelo cobalto, visto que são elementos intercambiáveis, todavia isto implica aumento da dureza, resistência à tração, módulo de elasticidade,

havendo, em contrapartida, uma diminuição do alongamento e ductibilidade (PHILLIPS, 1991). Assim são formadas as ligas de cobalto-cromo (Co-Cr) para restaurações metalocerâmicas, que são reforçadas pela formação de uma solução endurecedora proporcionada pela presença de carbeto metálicos. O molibdênio (Mo) é adicionado para diminuir o coeficiente de expansão térmica e aumentar a resistência à corrosão; já o rutênio (Ru) tem como função melhorar a fundibilidade da liga. As ligas de Co-Cr apresentam alta resistência mecânica e alta dureza quando comparadas com ligas nobres e ligas de Ni-Cr. A alta dureza leva a que essas ligas sejam preteridas por apresentarem dificuldades no acabamento e polimento (CRAIG e POWERS, 2002).

No final da década de 70, surgiram ligas a base de titânio com características singulares que impulsionaram o seu uso na odontologia. O titânio não é tóxico, é hipoalérgico, possui metade da densidade de ligas como cobalto-cromo (Co-Cr) e níquel-cromo (Ni-Cr), é radiolúcido e apresenta custo baixo (COLLINGS, 1984). Por outro lado, o uso do titânio para aparelhos protéticos obtidos através de técnicas de fundição tem se mostrado problemático: sua alta temperatura de fusão, baixa densidade, alta reatividade com componentes do cadinho usado na fundição e do revestimento, e, ainda, com gases do ambiente demandam técnicas complexas e equipamentos especiais para fundição.

Como alternativa ao processo de fundição, métodos como *spark erosion* e CAD-CAM são alterna-

tivas de processamento que eliminam os contratempos no processo de fundição do titânio, sem alterar suas propriedades mecânicas (KING et al., 1994). Além disso, estudos *in vivo* e *in vitro* mostraram que a adaptação marginal de coroas fabricadas pelo processo de usinagem foi satisfatória (VALDERRAMA et al., 1995; CHAI et al., 1997).

As ligas de titânio necessitam de porcelanas com baixo coeficiente de expansão térmica e com temperatura máxima da cocção abaixo da temperatura de transição do titânio, por volta de 750 °C (DERAND e HERO, 1992). Ainda há o problema de que, quando aquecido acima de 800 °C, o titânio pode formar uma espessa camada de óxido que é fracamente ligada ao metal puro (DONACHIE, 1988). Além disso, o coeficiente de expansão térmica da porcelana precisa ser igual ou um pouco menor que o do titânio ($9,6 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$).

Apesar de ser um metal relativamente recente na odontologia, o titânio já demonstra um bom desempenho em estudos clínicos com acompanhamento de seis anos, quando comparado a ligas de metais nobres (WALTER et al., 1999). Em estudos laboratoriais, valores de adesão à porcelana são comparáveis aos obtidos com o uso de ligas básicas (YILMAZ e DINCER, 1999).

O sucesso clínico e laboratorial obtido pelo titânio, desde que associado à diminuição dos custos da técnica de fundição e simplificação dos métodos de processamento, torna-o potencial substituto tanto de metais nobres quanto de metais básicos, em virtude da conjugação das suas excelentes propriedades mecânicas e biológicas.

Tabela 2 - Metais constituintes das ligas de metais básicos* (wt%)

Ligas	Marcas comerciais	Ni	Cr	Co	Ti	Mo	Al	V	Fe	Be	Ga	Mn	Nb	Si	W	B	Ru
Ni-Cr	VeraBond II ^a ; Tilit ^b ; Wiron 99 ^c	69-77	13-16	/	0-4**	4-14	0-4	/	0-1	0-2	0-2	0-1	/	0-3,5***	/	/	/
Co-Cr	Remanium 2000 ^d ; Dentitan ^e ; Vera PDN ^a	/	15-25	55-58	/	0-4	0-2	/	0-1	/	0-7	/	0-3		0-5	0-1	0-6
Ti****	Tritan ^d ; Rematitan ^d	/	/	/	90-99	/	0-6	0-4	0-0,3	/	/	/	/		/	/	/

* Adaptado de Craig e Powers (2002).

** Adaptado de Huang (2002).

*** Adaptado de Bezzon et al., 2001.

**** Adaptado de Donachie (1998)

^a Aalba Dental Inc, Cordelia, CA, USA.

^b Talladium Inc, Valencia, CA, USA.

^c Bego, Bremen, Germany.

^d Dentauro J. P. Winkelstroeter KG, Ispringen, Germany.

^e Krupp, Essen, Germany.

Tabela 3 - Concentração de elementos oxidados na matriz metálica e a variação, mensurada nos óxidos* (wt%)

Liga Tipo	Matriz				Óxidos			
	In	Sn	Fe	Mn	In	Sn	Fe	Mn
1	0,1	0,35	0,05	0	1-11	12-59	0-0,2	0
2	2,3	0,4	0,2	0	32-58	10-45	2-27	0
3	3,7	1,5	0,05	0	19-37	28-37	0	0
4	2,0	0,3	0,3	0,9	21-33	19-25	4-5	6-19

* Adaptado de Espevik et al., 1979.

Aspectos da união metalocerâmica

O sucesso de uma restauração metalocerâmica depende da formação de uma união resistente entre a porcelana e o metal utilizado como infra-estrutura. Dessa forma, existe a necessidade de que o metal e a porcelana sejam química, térmica, mecânica e esteticamente compatíveis (KIMURA et al., 1990).

Compatibilidade química implica uma adesão que resista a tensões térmicas residuais e aos esforços mastigatórios. Compatibilidade térmica e mecânica estão relacionadas à temperatura de cocção da porcelana (que não deve causar distorção na infra-estrutura do metal), juntamente com pequenas diferenças do coeficiente de expansão térmica linear (BAGBY, MARSHALL E MARSHALL, 1990). Para Kononen e Kivilahti (2001), a compatibilidade também depende dos produtos ou óxidos gerados durante a fusão do metal e da porcelana. Segundo Yamamoto (1985), a faixa de diferença entre as expansões considerada segura é de 0,21% a 0,02%, acima de 0,21% haverá risco de fratura por compressão excessiva da cerâmica e abaixo de 0,02%, risco de fratura em razão de esforços de tração sobre a porcelana.

A união porcelana-metal é o resultado de fenômenos como "chaveamento" mecânico, forças de van der Waals e ligações iônicas. Os três mecanismos são dependentes da molhabilidade da porcelana na superfície do metal durante o ato de sinterização. Murakami e Schulman (1987) acrescentam que as forças compressivas também atuam na ligação, mas completam que a compreensão dos fatores responsáveis pela ligação entre os substratos é controversa, com exceção das ligações químicas, reconhecidas pela maioria dos pesquisadores.

As ligações químicas da porcelana com o metal se estabelecem durante a queima da porcelana, levando a uma sorção química pela difusão entre os óxidos das superfícies dos dois substratos (VICKERY e BADINELLI, 1968). A molhabilidade da superfície do metal é uma característica importante para evitar a presença de porosidades entre os dois materiais. Além disso, porosidades concentram as tensões geradas pelo resfriamento da porcelana, propiciando uma possível trinca ou facilitando o descolamento da porcelana durante o uso clínico da restauração (CRAIG e POWERS, 2002).

Conforme mencionado, a formação de óxidos é fundamental para o estabelecimento da ligação entre o metal e a porcelana, e os metais nobres não apresentam grande oxidação. Espevik, Oilo e Lodding (1979) estudaram quatro ligas nobres quanto à formação de óxidos em suas superfície e encontraram uma grande diferença de elementos na matriz metálica quando comparados aos óxidos, mostrando a importância desses elementos para a adesão da porcelana. (Tab. 3).

Nas ligas de níquel-cromo (Ni-Cr), a formação de óxidos é conseguida mais facilmente quando comparadas às ligas nobres, porém cuidados devem ser tomados para evitar oxidação excessiva, pois a presença de uma camada muito espessa de óxidos aumenta o risco de falha na interface porcelana-metal. Alguns fabricantes recomendam a utilização de um agente de união antes da aplicação do opaco a fim intuito de diminuir a formação da camada de óxidos. Os agentes de união para as ligas de ní-

quel-cromo (Ni-Cr) são tipicamente constituídos por um pó de alumínio (Al) e vidros de baixa fusão, que são misturados a um líquido e aplicados sobre a estrutura metálica. Esse agente de união é responsável pela formação de um óxido bastante aderente à superfície da liga básica (BARAN, 1985). Além disso, são adicionados às ligas de Ni-Cr elementos como o berílio (Be), alumínio (Al), vanádio (V), titânio (Ti), ítrio (Y), que apresentam uma capacidade de formar óxidos com um forte potencial de adesão (MA-CKERT et al., 1984).

Quanto ao uso do titânio em restaurações metalocerâmicas, o principal cuidado se refere à utilização de um agente de união antes da aplicação da porcelana (ATSÜ e BERKSUN, 2000). Outro cuidado é a remoção da camada chamada de *alfa-case*, esta formada durante o processo de fundição. Em razão da alta reatividade do titânio a elevadas temperaturas, óxidos do revestimento são reduzidos pelo titânio, liberando átomos de oxigênio do revestimento que reagem com o metal líquido, originando uma camada negra, fracamente aderida à superfície do titânio. Essa camada é rica em oxigênio, um alfa estabilizador, daí a origem da denominação *alfa-case* (MIYAKAWA et al., 1989). A presença dessa camada reduz a ductibilidade, a resistência à fadiga e, ainda, é responsável por uma união reduzida entre o metal e a de porcelana (PANG et al., 1995; CAI et al., 2001).

Considerações finais

As ligas nobres usadas vêm sendo substituídas pelas ligas básicas em razão do seu alto custo. Por outro lado, as ligas básicas apresentam como desvantagem o potencial alergênico conferido por alguns elementos em sua composição. Isso faz do titânio um metal de grande interesse na odontologia graças a suas excelentes propriedades mecânicas, biocompatibilidade e baixo custo. No entanto, é necessário que aspectos técnicos relativos a sua fundição e adesão à porcelana sejam aprimorados.

Abstract

For many years, noble alloys were the only choice for porcelain-fused-to-metal restorations and fixed partial prostheses. The development of base-metal alloys allowed a wider variety of alternatives, for a lower cost. Several alloys may form bonding with dental ceramics. However, they differ widely in terms of composition, handling characteristics, performance and cost. Noble alloys, even presenting excellent performance, have limited acceptance due to their high cost. On the other hand, base-metal alloys have the disadvantage of being potentially allergenic. Due to its excellent mechanical properties and biocompatibility, titanium appears to be an important alternative for both noble and base-metal alloys. However, there are shortcomings regarding casting technique and bonding to porcelain that demand more research in order to make this metal a true alternative for metal-ceramic restorations. This literature review aimed to discuss the noble and base-metal alloys used to fabricate metal-ceramic crowns, examining their chemical composition, mechanical properties, as well as their bonding mechanism to dental porcelains.

Key words: metal-ceramic restoration, dental alloys, metal-ceramic bonding.

Referências

AKAGI, K.; OKAMOTO, Y.; MATSUURA, T. et al. Properties of test metal ceramic titanium alloys. *J Prosthet Dent*, v. 68, n. 3, p. 462-467, 1992.

ANTHONY, D. H. et al. Shear test for measuring bonding in cast gold alloy-porcelain composites. *J Dent Res*, v. 49, n. 1, p. 27-33, 1970.

ANUSAVICE, K. J. *Phillips' science of dental materials*. 10. ed. Philadelphia: Saunders, 1996. 709p.

ANUSAVICE, K. J.; RINGLE, R. D.; FAIRHURST, C. W. Adherence controlling elements in ceramic-metal systems. II. Non-precious alloys. *J Dent Res*, v. 56, n. 9, p. 1053-1061, 1977.

ANUSAVICE, K. J. Noble metal alloys for metal-ceramic restorations. *Dent Clin North Am*, v. 29, n. 4, p. 789-803, 1985.

ATSÜ, S.; BERKSUN, S. Bond strength of three porcelains to two forms of titanium using two firing atmospheres. *J Prosthet Dent*, v. 84, n. 5, p. 567-574, 2000.

BAGBY, M.; MARSHALL, S. J.; MARSHALL, G. W. JUNIOR. Metal ceramic compatibility: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, v. 63, n. 1, p. 21-25, 1990.

BARAN, G. R. Selection criteria for base metal alloys for use with porcelains. *Dent Clin North Am*, v. 29, n. 4, p. 779-787, 1985.

BARAN, G. R. The metallurgy of Ni-Cr alloys for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*, v. 50, n. 5, p. 639-650, 1983.

BEZZON, O. L. et al. Castability and resistance of ceramometal bonding in Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *J Prosthet Dent*, v. 85, n. 3, p. 299-304, 2001.

BRECKER, S. C. Porcelain baked to gold: A new medium in prosthodontics. *J Prosthet Dent*, v. 6, p. 801, 1956.

CAI, Z. et al. Porcelain adherence to dental cast CP titanium: effects of surface modifications. *Biomaterials*, v. 22, n. 9, p. 979-986, 2001.

CARR, A. B.; BRANTLEY, W. A. New high-palladium casting alloys: 1. Overview and initial studies. *Int J Prosthodont*, v. 4, n. 3, p. 265-275, 1991.

CHAI, J. et al. A multicenter longitudinal clinical trial of a new system for restorations. *J Prosthet Dent*, v. 77, n. 1, p. 1-11, 1997.

COOLLINGS, E. W. *The physical metallurgy of titanium alloys*. Ohio: ASM, 1984.

CRAIG, R. G.; POWERS, J. M. *Restorative dental materials*. 11 ed. St. Louis: Mosby, 2002.

DERAND, T.; HERO, H. Bond strength of porcelain on cast vs. wrought titanium. *Scand J Dent Res*, v. 100, n. 3, p. 184-188, 1992.

DONACHIE, M. J. *Titanium - a technical guide*. Metals Park (OH): ASM International, 1988.

ESPEVIK, S.; OILO, G.; LODDING, A. Oxidation of noble metal alloys for porcelain veneer crowns. *Acta Odontol Scand*, v. 37, n. 6, p. 323-328, 1979.

HUANG, H. H. Effect of chemical composition on the corrosion behavior of Ni-Cr-Mo dental casting alloys. *J Biomed Mater Res*, v. 60, n. 3, p. 458-465, 2002.

HANSEN, M. *Constitution of binary alloys*. 2. ed. New York, McGraw-Hill, 1958.

JACOBIDES, D. C. et al. Ability of various opaque porcelains to mask six high palladium alloys. *J Dent Res*, v. 59, p. 246, (Abstract n. 639), 1985.

KIMURA, H. et al. Thermal compatibility of titanium-porcelain system. *J Osaka Univ Dent Sch*, v. 30, p. 43-52, 1990.

KING, A. W. et al. The mechanical properties of milled and cast titanium for ceramic veneering. *Int J Prosthodont*, v. 7, n. 6, p. 532-537, 1994.

KONONEN, M.; KIVILAHTI, J. Fusing of dental ceramics to titanium. *J Dent Res*, v. 80, n. 3, p. 848-854, 2001.

KONONEN, M. et al. Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals: a clinical report and literature review. *J Prosthet Dent*, v. 73, n. 1, p. 4-7, 1995.

MACKERT, J. R.; BUTTS, M. B.; FAIRHURST, C. W. The effect of the leucite transformation on dental porcelain expansion. *Dent Mater*, v. 2, n. 1, p. 32-36, 1986.

MACKERT, J. R. et al. Measurement of oxide adherence to PFM alloys. *J Dent Res*, v. 63, n. 11, p. 1335-1340, 1984.

MCLEAN, J. W. *The science and art of dental ceramics*. Chicago: Quintessence, 1980.

MIYAKAWA, O. et al. Layered structure of cast titanium surface. *Dent Mater J*, v. 8, n. 2, p. 175-185, 1989.

MURAKAMI, I.; SCHULMAN, A. Aspects of metal-ceramic bonding. *Dent Clin North Am*, v. 31, n. 3, p. 333-346, 1987.

NAYLOR, W. P. *Introduction to metal ceramic technology*. Chicago: Quintessence Pub. Co., 1992.

OKUNO, O.; TESK, J. A.; PENN, R. Mesh monitor casting of Ni-Cr alloys: element effects. *Dent Mater*, v. 5, n. 5, p. 294-300, 1989.

PANG, I. C. et al. Bonding characteristics of low-fusing porcelain bonded to pure titanium and palladium-copper alloy. *J Prosthet Dent*, v. 73, n. 1, p. 17-25, 1995.

PHILLIPS, R. W. *Skinner's Science of dental materials*. 9. ed. Philadelphia: W.B. Saunders, 1991.

VALDERRAMA, S. et al. A comparison of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, v. 8, n. 1, p. 29-37, 1995.

VICKERY, R. C.; BADINELLI, L. A. Nature of attachment forces in porcelain-gold systems. *J Dent Res*, v. 47, n. 5, p. 683-689, 1968.

WALTER, M. et al. Six-year follow-up of titanium and high-gold porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures. *J Oral Rehabil*, v. 26, n. 2, p. 91-96, 1999.

WATAHA, J. C. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent*, v. 87, n. 4, p. 351-363, 2002.

YAMAMOTO, M. *Metal-ceramics: principles and methods of makoto yamamoto*. Chicago: Quintessence, 1985. 523 p.

YILMAZ, H.; DINCER, C. Comparison of the bond compatibility of titanium and an NiCr alloy to dental porcelain. *J Dent*, v. 27, n. 3, p. 215-222, 1999.

Endereço para correspondência

José Roberto de Oliveira Bauer
Av: Lineu Prestes, 2227.
Faculdade de Odontologia – Departamento de Materiais Dentários.
Bairro: Cidade Universitária
CEP: 05508-900
São Paulo-SP.
Tel: (11) 3091-7840
E-mail: zerobauer@hotmail.com