

Utilização do titânio na confecção de estruturas metálicas em prótese parcial removível

The use of titanium for the fabrication of removable partial denture frameworks

Érica Miranda de TORRES ¹

Adriana da Fonte Porto CARREIRO ²

Cristianne Maria Nunes de LIRA ³

Ricardo Faria RIBEIRO ⁴

RESUMO

Em virtude de propriedades como excelente biocompatibilidade, alta resistência à corrosão e baixo peso específico, o titânio tem se tornado um material de grande interesse para a odontologia, sendo largamente utilizado nos implantes e nas cirurgias ortognáticas. Recentemente, o titânio vem sendo considerado uma alternativa viável para a confecção de estruturas metálicas em próteses parciais removíveis, tanto na sua forma pura (99,75% puro), como sob a forma de ligas (Ti-6Al-4V; Ti-6Al-7Nb). Baseado numa revisão de literatura, o presente trabalho estudou o uso do titânio na confecção de estruturas metálicas em próteses parciais removíveis, destacando as vantagens, desvantagens e características desse metal. Pode-se concluir que o uso do titânio é uma opção conveniente para reabilitação de arcos parcialmente desdentados com resultados clínicos bastante satisfatórios e promissores. Contudo, a necessidade de laboratórios altamente equipados eleva o custo, impedindo sua utilização em larga escala.

Termos de indexação: titânio; prótese parcial removível; ligas dentárias.

ABSTRACT

Due to properties such as excellent biocompatibility, high resistance to corrosion and low specific weight, titanium has been considered a material of great interest for Dentistry. It has been widely used in implants and orthognathic surgeries. Recently, titanium has been seen as a feasible alternative for the fabrication of removable partial denture frameworks, either in pure titanium (99.75%) or in titanium alloy forms (Ti-6Al-4V; Ti-6Al-7Nb). Based on a review of the literature, this work studied the use of titanium for the fabrication of removable partial denture frameworks, focusing on its advantages and disadvantages as well as its characteristics. It was concluded that the use of titanium is a convenient option for partially edentulous arches rehabilitation with quite satisfactory and promising clinical results. However, the need for highly-equipped laboratories increases the cost, preventing its large scale use.

Indexing terms: titanium; removable partial denture; dental alloys.

INTRODUÇÃO

Inicialmente, as estruturas metálicas das próteses parciais removíveis (PPRs) eram confeccionadas em ouro, obtendo-se resultados bastante satisfatórios. Contudo, o aumento drástico do custo da liga de ouro constituiu-se em um sério obstáculo para seu emprego em prótese dentária, de modo que, por volta dos anos 30, ligas de metais básicos foram desenvolvidas e introduzidas no mercado como substitutas ou alternativas ao ouro, incluindo as ligas de prata-paládio, níquel-cromo e cobalto-cromo¹.

Recentemente, o titânio vem sendo sugerido e empregado como uma alternativa para a confecção de estruturas metálicas de PPRs. Esse metal apresenta, dentre outras vantagens, baixo peso específico, alta resistência à corrosão, boas propriedades físicas e mecânicas, e excelente biocompatibilidade^{2,3}, características estas que o tornaram um material amplamente utilizado em implantodontia e cirurgia ortognática⁴.

O titânio pode ser encontrado na natureza sob a forma de dióxido, constituindo o nono elemento químico em ordem de abundância. Foi descoberto por W. Gregor, na Inglaterra, em 1789, e atualmente, é o terceiro metal mais utilizado em

¹ Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia. Av. do Café, s/n, Monte Alegre, 14040-904, Ribeirão Preto, SP Brasil. Correspondência para / *Correspondence to:* E.M. TORRES. (ericatorres@forp.usp.br)

² Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Centro de Ciência da Saúde, Departamento de Odontologia. Natal, RN, Brasil.

³ Associação Caruaruense de Ensino Superior, Faculdade de Odontologia. Caruaru, PE, Brasil.

⁴ Universidade de São Paulo, Departamento de Materiais Dentários e Prótese, Faculdade de Odontologia. Ribeirão Preto, SP, Brasil.

construções mecânicas, ficando atrás apenas do alumínio e do ferro. Na odontologia, vem sendo utilizado tanto na forma de titânio comercialmente puro (Ti cp) como sob a forma de ligas, sendo a liga Ti-6Al-4V, a mais comumente empregada⁵. Contudo outra formulação de liga de titânio (Ti-6Al-7Nb) vem sendo recentemente estudada na confecção de PPRs^{6,7}.

Embora o titânio possua grande aplicabilidade na odontologia, ainda não é um metal amplamente pesquisado e utilizado para a confecção de estruturas metálicas de PPRs. Dificuldades operacionais, necessidade de tecnologia avançada e custo elevado dos equipamentos impedem o emprego do titânio rotineiramente⁸⁻¹⁰.

Diversos estudos relatam a dificuldade de fundição do titânio, que comumente resulta na ocorrência de porosidades e fundições incompletas¹⁰⁻¹⁴. Este parece ser um fator limitante de grande importância para utilização do titânio nas PPRs, pois segundo Meloncini *et al.*¹⁵, o motivo da falha de grampos de PPR reside no fenômeno da fadiga, que ocorrerá mais rapidamente se existirem porosidades ou outras falhas na liga.

Diante do exposto, torna-se evidente a necessidade de maiores estudos divulgando as possibilidades de emprego clínico do titânio, bem como a realização de pesquisas buscando soluções para as dificuldades de sua manipulação laboratorial e definições de parâmetros para o planejamento de casos clínicos.

O presente estudo tem por objetivo descrever, através de revisão da literatura, o estágio atual da utilização do titânio na confecção de estruturas metálicas para próteses parciais removíveis, salientando as vantagens, desvantagens e características desse metal, e ainda a perspectiva futura em relação ao seu emprego em prótese parcial removível. Foram incluídos no estudo desde os primeiros trabalhos diretamente relacionados ao tema indexados no Pubmed a partir de 1991 até a presente data, e ainda alguns poucos estudos nacionais e informações obtidas de livros que abordam o assunto, a fim de possibilitar maior explanação acerca das propriedades do titânio.

Blackman *et al.*¹⁶ estudaram a alteração dimensional de 90 estruturas metálicas de PPR fundidas em titânio (Ti), avaliando tanto o plano vertical como o plano horizontal da região de molares, pré-molares e incisivo central. Com base nos resultados obtidos, observaram que as fundições de titânio demonstraram alteração dimensional nos dois planos, sendo menor na região de pré-molares do que na região de molares. Os autores concluíram que os níveis de alteração dimensional verificados nas fundições de Ti podem ser semelhantes àqueles encontrados em outras ligas comumente empregadas

na confecção de PPR. Salientaram ainda que o titânio puro é uma alternativa para confecção de estrutura metálica, porém as dificuldades relacionadas aos procedimentos laboratoriais, assim como métodos para controlar os fatores que influenciam tais alterações dimensionais requerem maiores estudos.

Latta *et al.*¹⁷ relataram o caso clínico de um paciente sensível ao níquel, reabilitado com PPR, cuja estrutura metálica foi fabricada em liga de titânio. O paciente retornou para ajustes de rotina em 24 horas, 72 horas e intervalos de uma semana. Na avaliação, foram verificadas pequenas irritações nos tecidos em contato com a resina acrílica, mas nenhuma reação alérgica à estrutura metálica foi observada. O paciente não relatou nenhum desconforto em relação à utilização da prótese após um mês de uso. Os autores concluíram que o titânio, sendo um metal altamente inerte, parece ser uma alternativa ideal para o tratamento protético de pacientes que apresentem alergia ao níquel, a objetos metálicos de uso diário ou a metais comuns.

Könönen *et al.*¹⁸ realizaram um caso clínico e uma breve revisão de literatura a respeito da utilização de estruturas metálicas de titânio para PPR em pacientes alérgicos a outros metais. Após utilizar PPRs consecutivas em cobalto-cromo (Co-Cr) e ouro, a paciente apresentou sinais e sintomas de reação alérgica a estes metais. Foi então confeccionada uma PPR inferior com estrutura metálica em titânio. Após dois anos de uso, nenhuma alteração foi encontrada, mantendo-se a precisão e a retenção dos grampos. A paciente estava bastante satisfeita, relatando que a prótese em titânio era confortável, leve e não possuía gosto metálico. Os autores concluíram que o titânio é um material adequado para estrutura de PPR, constituindo-se numa alternativa ideal para pacientes alérgicos a outros metais.

Vallittu & Kokkonen¹⁹ avaliaram a deflexão e fadiga de grampos confeccionados em Co-Cr, Ti e liga de ouro. Foram utilizadas cinco ligas de Co-Cr, Ti cp, uma liga de titânio (Ti-6Al-4V) e uma liga de ouro tipo IV. Os grampos foram submetidos a testes de fadiga em uma máquina de ciclos até a fratura do metal e também a exame radiográfico. A superfície de fratura dos grampos foi avaliada por meio de microscópio eletrônico. Os resultados demonstraram que a resistência à fadiga dos grampos confeccionados em Ti cp e liga de titânio foi menor do que para as ligas de Co-Cr e ouro. Os resultados radiográficos revelaram alguns espaços vazios nos grampos fundidos em titânio, e principalmente em liga de titânio.

Wang & Fenton³, por meio de revisão de literatura, estudaram a aplicação do titânio na prótese dentária. Relataram uma crescente tendência do uso do titânio como

substituto de ligas utilizadas para próteses fixas e removíveis. Afirmaram que a biocompatibilidade, resistência à corrosão e propriedades físicas e mecânicas desejáveis fazem do titânio um excelente material para aplicação médico-odontológica em implantes, próteses fixas e removíveis. Relataram ainda que o titânio apresenta menor peso específico que Co-Cr e níquel-cromo (Ni-Cr), alta ductilidade e baixa condutibilidade térmica. Concluíram que o titânio é econômico e facilmente utilizável, porém a tecnologia das máquinas, fundição, solda e revestimento são recentes. Segundo os autores, o crescimento do uso do titânio em prótese depende de experiências clínicas que comprovem sua efetividade e divulguem o seu emprego.

Bridgeman *et al.*⁸ compararam grampos circunferenciais fundidos em Ti cp, liga de titânio e Co-Cr, elaborados para funcionar em duas retenções diferentes: 0,25mm e 0,75mm. Seis grampos circunferenciais de cada material foram preparados para cada retenção, e os corpos-de-prova foram submetidos a uma simulação de três anos de uso clínico. Todos os grampos exibiram comportamento similar para retenção de 0,25mm. Para retenção de 0,75mm, houve menor perda de retenção com os grampos de Ti cp e liga de titânio e maior risco de fraturas com os grampos de Co-Cr. Diante dos resultados obtidos, os autores sugeriram que o Ti cp e a liga de titânio são materiais satisfatórios para confecção de grampos de PPR.

Mori *et al.*¹¹ avaliaram dez pacientes por um período de dois anos, cinco deles reabilitados com PPRs de Ti e cinco de Co-Cr, com planejamentos iguais. Radiograficamente foram observados defeitos internos em algumas das estruturas metálicas de titânio, sendo estas descartadas e novamente confeccionadas. Depois de fundidas, as estruturas de Ti apresentaram 60% de sucesso e as de Co-Cr, 100%. Os pesos médios foram de 1,3g para as de Ti e 3,9g para as de Co-Cr. Os autores salientaram que o baixo peso específico do titânio constitui uma grande vantagem desse metal em relação ao Co-Cr.

Thomas *et al.*²⁰ avaliaram o comportamento clínico de dez próteses parciais removíveis, sendo cinco superiores e cinco inferiores, confeccionadas em Ti. Os pacientes também possuíam próteses em Co-Cr com planejamentos iguais, e foram instruídos a utilizarem as duas próteses intercalando-as a cada duas semanas, por um período de seis meses. Depois disso, foi aplicado um questionário aos pacientes para registrar suas opiniões em relação ao uso das próteses. As próteses em titânio foram consideradas mais leves, confortáveis, lisas e retentivas do que as de Co-Cr. Em seguida, os pacientes passaram a utilizar somente as próteses de titânio, retornando a cada seis meses para controle e avaliação. Após dois anos,

foi aplicado um segundo questionário e realizadas avaliações clínicas e observações finais. Verificou-se presença de fratura de alguns apoios oclusais e leve perda de retenção nas próteses. No questionário, os pacientes mostraram-se bastante satisfeitos com o uso das próteses de Ti, relatando leveza, conforto e ausência de gosto metálico.

Wakabayashi & Ai² descreveram os procedimentos técnicos para fabricação de estruturas metálicas de PPRs com liga de titânio e avaliaram sua eficácia acompanhando cinco pacientes a intervalos de seis meses durante três anos. Os resultados demonstraram que as próteses funcionaram bem e não causaram nenhum problema clínico maior. Os pacientes expressaram satisfação nas consultas regulares de avaliação. Apenas em um caso foi detectada leve descoloração na superfície da estrutura de titânio. Diante das observações clínicas, os autores sugeriram que é conveniente a fabricação de estruturas de PPR em titânio, porém são necessárias investigações em longo prazo para avaliações adicionais dessas próteses.

Anusavice¹ afirmou que três metais são bem conhecidos pelo seu potencial de passividade: o alumínio, o cromo e o titânio, sendo este último utilizado em implantes, estruturas de PPR e em coroas e próteses fixas. Além do potencial de passividade, o titânio apresenta alta biocompatibilidade com os tecidos moles e duros, não é tóxico e devido a sua excelente resistência à corrosão, o titânio puro é usado para marcapassos, contenções ósseas e implantes dentários. Cerca de 10% da população feminina e apenas 1% da população masculina é alérgica ao níquel. Para estes pacientes, com hipersensibilidade comprovada ao níquel, o titânio puro representa uma excelente alternativa.

al-Mesmar *et al.*²¹ avaliaram comparativamente três desenhos de sprue (árvore, bola e circular) quanto a capacidade de produzir estruturas metálicas completas e livres de porosidades fundidas em Ti cp. Foram enceradas dez estruturas para PPR para cada desenho de sprue, sobre modelo classe III de Kennedy modificação 1. As fundições foram visualmente examinadas para verificar se estavam completas e também foram feitas radiografias para pesquisar presença de porosidades internas. Não foram verificadas diferenças estatísticas quanto ao número de poros presentes nas fundições, contudo mais fundições completas foram obtidas utilizando o desenho de sprue tipo bola.

Costa *et al.*⁹ estudaram a capacidade retentiva de grampos tipo "T" em prótese parcial removível comparando estruturas metálicas confeccionadas em liga de Co-Cr e Ti. Dez corpos-de-prova de cada tipo de material foram levados a um dispositivo para simular a inserção e remoção de

estruturas de PPR, por períodos de seis meses, 1, 2, 3, 4, e 5 anos. A cada período de simulação, os corpos-de-prova foram levados a uma máquina de tração para medir a quantidade de retenção ainda presente em cada estrutura, em ambientes seco e umedecido com saliva artificial. Em seguida, foram pesados em balança de precisão para se observar prováveis perdas de peso tanto das estruturas metálicas quanto dos dentes naturais dos corpos-de-prova. Através da análise estatística dos resultados, os autores concluíram que não houve diferença significativa de retenção entre as estruturas confeccionadas em Co-Cr e Ti nos períodos simulados, tanto em ambiente seco quanto umedecido com saliva artificial.

Essop *et al.*²² analisaram comparativamente a flexibilidade de grampos circunferenciais confeccionados em titânio e em três ligas de Co-Cr. De acordo com os resultados, a média da força necessária para defletir a ponta ativa do grampo a 0,25mm foi de 5,75N para o titânio (Rematitan) e 10,91N, 14,50N e 12,23N para as ligas de Co-Cr Vitallium, Wironit e Remanium GM 380, respectivamente. Isto significa que todos os materiais testados apresentaram flexibilidade suficiente para confecção de grampos em áreas retentivas de 0,25mm. Contudo, os grampos de titânio foram significativamente mais flexíveis do que os de Co-Cr. Como a retenção das PPRs depende da quantidade da mesma presente nos dentes pilares e também da flexibilidade dos grampos, os autores sugerem que grampos de titânio poderiam ser utilizados em retenções maiores ou ainda em casos onde houver necessidade de grampos mais curtos, como por exemplo, em pré-molares.

Spiekermann⁴ relatou que o titânio é um metal não nobre, protegido por uma camada passiva de dióxido de titânio que se forma espontaneamente no ar. Se a camada de óxido for danificada, ela se regenera em poucos segundos. Como material protético, o titânio tem muitas vantagens, sendo resistente à corrosão, biocompatível, não-tóxico e não-alergênico. Além disso, possui propriedades físicas e químicas favoráveis, como inércia química após oxidação, baixa condutibilidade térmica e leveza. Entretanto, apresenta como uma grande desvantagem o alto custo do processamento laboratorial. Em relação à técnica de fundição, os problemas ainda não estão suficientemente resolvidos, já que a porosidade e a contração pelo estresse ocorrem com mais frequência no sistema de fundição a laser do que com a fundição de metais convencionais. Além disso, qualquer fundição de titânio apresentará em sua superfície uma zona de contaminação de 100-200µm de espessura, sendo essa camada mais dura e com ductilidade reduzida, além de conter contaminantes químicos, e, portanto, exibir pobre biocompatibilidade.

Jang *et al.*¹² compararam porosidade, adaptação e rugosidade superficial de estruturas metálicas de titânio e cobalto-cromo em PPR. Foram confeccionadas 20 estruturas, sendo 10 em Ti cp e 10 em liga de Co-Cr. Cada estrutura foi analisada pelos métodos visual, radiográfico e microscópico. Com base nos resultados obtidos, os autores concluíram que a porosidade, adaptação e rugosidade de ambas as ligas estudadas não apresentaram diferenças significantes, ressaltando ainda que o Ti cp está adequadamente indicado para fabricação de estruturas metálicas de PPRs.

Modaffore *et al.*⁵, em trabalho de revisão de literatura, apresentaram as características da liga de titânio e perspectivas futuras para confecção de estruturas metálicas para PPRs. Afirmaram que este metal apresenta como vantagens baixo peso específico, alta resistência à corrosão, boas propriedades físicas e mecânicas e, principalmente, excelente biocompatibilidade. Os autores concluíram que o titânio apresenta maior número de vantagens do que desvantagens, e que as dificuldades de sua manipulação, as falhas ainda existentes e o elevado custo de seus equipamentos serão solucionados em breve com as pesquisas e avanços tecnológicos. Os autores afirmaram ainda que o titânio apresenta ótima biocompatibilidade por ser estável e por possuir passividade superficial, não havendo possibilidade de produzir efeitos tóxicos e/ou alérgicos devido à emissão ou dispersão de partículas metálicas.

Mutarelli *et al.*²³ relataram um caso clínico em que a paciente apresentava-se com comprometimento sistêmico e foi submetida a tratamento protético com duas próteses parciais removíveis confeccionadas em titânio, sendo uma inferior e outra superior. Após seis meses de uso, não foi observada nenhuma reação alérgica ao titânio, e as próteses continuaram com a mesma retenção e leveza. Os autores concluíram que a reabilitação com o Ti cp constitui mais uma opção para o tratamento protético e não possibilita reação alérgica, tóxica ou de hipersensibilidade.

Baltag *et al.*¹³ investigaram a influência do modelo dos sprues sobre as porosidades internas resultantes em estruturas para PPR fundidas em titânio. Sprues auxiliares retos ou curvos foram posicionados em grampos circunferenciais de enceramentos para PPR. Ao todo, foram enceradas e fundidas dez estruturas idênticas sobre modelo inferior classe II de Kennedy modificação 1. O número e o tamanho das porosidades internas foram verificados através de radiografias. De acordo com os resultados, poros de menor diâmetro e em menor quantidade foram verificados nos braços linguais dos grampos que receberam sprues curvos quando comparados aos braços correspondentes nos grampos que receberam sprues retos. Nas demais regiões dos grampos, não foram detectadas diferenças estatísticas.

Cecconi *et al.*²⁴ avaliaram radiograficamente trezentas estruturas para PPR fundidas em titânio grau II, e tomando como parâmetros tamanho, número e localização das porosidades internas verificadas, classificaram as estruturas como clinicamente aceitáveis, aceitáveis após modificações com solda a laser ou inaceitáveis para uso clínico. As fundições foram executadas com equipamentos adequados e por um técnico experiente. Os autores assumiram que 97% das fundições poderiam ser clinicamente utilizadas, concluindo que, quanto à fusibilidade, o titânio pode apresentar resultados previsíveis que favorecem o seu emprego de forma rotineira.

Craig *et al.*²⁵ ressaltaram a importância da resistência das ligas, que deve ser suficiente para evitar qualquer deformação permanente. O limite convencional de escoamento é a força por unidade de área (estresse) necessária para distorcer uma liga numa quantidade específica. Os metais a base de titânio, apresentam um limite convencional de escoamento a 0,2% de 300MPa, enquanto aqueles a base de cobalto apresentam 870MPa, sendo, portanto, superiores ao titânio. Afirmaram ainda que a dureza do metal está diretamente relacionada com o seu limite de escoamento, de modo que uma liga com alto limite de escoamento terá alta dureza e geralmente será mais difícil de ser polida do que aquelas com baixo limite.

Eisenburger & Addy²⁶ ressaltaram a importância de pesquisar defeitos e porosidades internas em estruturas metálicas para PPR antes do ajuste, a fim de minimizar a ocorrência de possíveis falhas do material após a instalação das próteses. Segundo os autores, um simples exame radiográfico das estruturas fundidas em titânio ou Co-Cr realizado com o próprio aparelho de raios-X odontológico com 70kV e 8mA pode detectar a presença destes defeitos, empregando um tempo de exposição de 0,32s para titânio e 1,2s para Co-Cr. Já para ligas de metais nobres, seria necessário um equipamento mais potente, em torno de 120kV, 50mA e 0,32s de exposição, uma vez que com aparelho odontológico convencional seria possível detectar apenas falhas em regiões mais finas das peças protéticas.

Rodrigues *et al.*¹⁰ avaliaram a capacidade retentiva de grampos circunferenciais fundidos em Ti cp e duas ligas de Co-Cr após simulação de cinco anos de uso, e também pesquisaram radiograficamente a presença de porosidades nas estruturas fundidas. Para tanto, foram confeccionadas 12 estruturas para cada tipo de material, sendo 6 com retenção de 0,25mm e 6 com 0,50mm. De acordo com os resultados obtidos, 20% das estruturas de Ti apresentaram porosidades internas, enquanto que para as ligas de Co-Cr não foram verificadas dificuldades de fundição. Os grampos mantiveram sua capacidade retentiva ao final da simulação, porém, tanto

para a retenção de 0,25mm quanto para a de 0,50mm, foram encontrados menores valores retentivos para os grampos fundidos em Ti quando comparados aos de Co-Cr. Os autores concluíram que a retenção de 0,25mm pode não ser suficiente para grampos circunferenciais em Ti cp.

Segundo Sykes *et al.*²⁷, dois dos principais problemas que podem levar os pacientes a não usar devidamente a PPR são: pobre estética e ausência de retenção. Comparando os dados do seu estudo com os resultados apresentados no estudo de Essop *et al.*²², anteriormente citado nesta revisão, os autores afirmaram que grampos confeccionados em polímero estético podem ser cerca de dez vezes mais flexíveis do que grampos metálicos, sejam eles confeccionados em titânio ou em cobalto-cromo. Em média, a força necessária para defletir a ponta ativa dos grampos estéticos a 0,25mm foi de 1,57N. Assim, alertaram que até mesmo os grampos de Ti, mais flexíveis do que os de Co-Cr, podem exercer forças capazes de movimentar e comprometer os dentes suporte, além de serem esteticamente desagradáveis quando empregados em dentes anteriores.

Srimaneepong *et al.*⁶ estudaram três diferentes desenhos para estruturas de PPR fundidas em liga de Ti-6Al-7Nb: placa palatina, barra antero-posterior e barra em ferradura (barra em forma de U). Compararam alterações apresentadas pelas estruturas confeccionadas com a liga experimental com estruturas similares fundidas em Co-Cr. Para tanto, estas deformações foram avaliadas após aplicação de carga vertical de 19,6N em duas localizações, 10mm e 20mm a distal do término da estrutura metálica. Maiores deformações foram verificadas com a liga experimental, sendo que as estruturas em forma de placa palatina apresentaram os melhores resultados. Os autores concluíram que o desenho das estruturas influencia as propriedades de deformação e que o desenho do conector maior em forma de placa palatina foi o mais adequado para liga de Ti-6Al-7Nb.

Aridome *et al.*⁷ afirmaram que a liga Ti-6Al-7Nb apresenta excelentes propriedades mecânicas, mas sua pobre rigidez limita o seu emprego clínico na confecção de PPRs. Os autores desenvolveram e avaliaram diferentes desenhos de reforço para construção de conectores maiores com esta liga. Quatro desenhos de reforço foram desenvolvidos pelo método de análise com elementos finitos, os quais possuíam rigidez semelhante aos valores convencionais obtidos com liga de Co-Cr. Os desenhos foram denominados de largo, espesso, espesso no meio e espesso nas bordas anterior e posterior. Trinta PPRs classe II de Kennedy foram confeccionadas, 25 com liga de Ti-6Al-7Nb, subdivididas em cinco grupos envolvendo os quatro desenhos de reforço

desenvolvidos e um grupo com desenho convencional, sem reforço algum, e cinco foram fundidas em Co-Cr com um desenho convencional (controle). A rigidez das estruturas foi avaliada sob aplicação de carga de 30N. Resultados inferiores foram obtidos com a liga de Ti-6Al-7Nb para as estruturas sem reforço. Entretanto, os desenhos com reforço não apresentaram diferenças significantes quando comparados às estruturas fundidas em Co-Cr. Os autores concluíram que os desenhos de reforço sugeridos melhoram a rigidez da liga Ti-6Al-7Nb, tornando a sua utilização viável para confecção de PPRs.

Segundo Baltag *et al.*¹⁴, a falta de critérios bem definidos para posicionamento dos sprues nas fundições de estruturas de PPR em titânio dificulta a obtenção de peças livres de defeitos internos. Os autores analisaram radiograficamente o número e o tamanho das porosidades apresentadas por grampos circunferenciais fundidos em titânio variando a direção (0°, 30° e 60°) e o diâmetro (1,5mm, 2mm e 2,5mm) dos sprues nas fundições. Ao todo foram fundidos 90 grampos. Os sprues foram posicionados dividindo simetricamente os braços lingual e vestibular dos grampos, perpendicularmente ao conector menor (0°) ou angulados em relação a este (30° e 60°). De acordo com os resultados do estudo, menores porosidades foram verificadas com angulação 0° e observou-se maior número de porosidades com o aumento do diâmetro dos sprues.

Tse *et al.*²⁸ compararam a força retentiva de grampos fundidos em Ti cp e Co-Cr, empregando um modelo experimental no qual braços de reciprocidade, apoios e planos guias não foram simulados, a fim de minimizar possível efeito de retenção friccional exercido por estes componentes. Desta forma, 20 grampos duplos, ou seja, com dois braços de retenção diametralmente opostos, foram confeccionados para cada material com retenções de 0,25mm, 0,50mm e 0,75mm. De acordo com os resultados, a força retentiva dos grampos confeccionados em titânio correspondeu a aproximadamente metade da força obtida com os grampos de Co-Cr nas três quantidades de retenção utilizadas no estudo. A média e o desvio padrão dos valores obtidos para grampos de Ti cp com retenção de 0,50mm (2.34 ± 0.23 N) foram semelhantes àqueles obtidos para os grampos de Co-Cr com retenção de 0,25mm.

Oliveira *et al.*²⁹ pesquisaram a fusibilidade do Ti cp e da liga de Ti-6Al-4V em um modelo experimental no qual foram fundidas malhas contendo 64 quadrados formados por fios de 0,7mm de diâmetro. Trinta malhas de cera foram incluídas em revestimento Rematitan

Plus, divididas em três grupos variando a temperatura do molde (430°C, 480°C e 530°C), e então subdivididas dentro de cada grupo para fundição com um dos materiais testados. A fusibilidade dos materiais foi determinada com base no percentual de segmentos completamente fundidos em relação ao padrão de cera. De acordo com os resultados, tanto para Ti cp quanto para liga de Ti-6Al-4V, o aumento da temperatura do molde resultou em fundições mais completas. Contudo, a liga Ti-6Al-4V foi estatisticamente superior quanto à fusibilidade quando comparada ao Ti cp.

DISCUSSÃO

Durante muitos anos, o ouro foi o material de escolha para restaurações dentais. Mas com o aumento no seu preço, as ligas de ouro foram sendo substituídas até o surgimento das ligas de cobalto-cromo, que predominantemente são utilizadas para confecção de estruturas de PPRs^{1,5}. Atualmente, outros metais vêm sendo pesquisados para esta finalidade, dentre estes o titânio, que pode ser utilizado tanto na forma pura (99,75% puro) como sob a forma de ligas⁴.

Quanto às propriedades gerais do titânio, Anusavice¹, Wakabayshi & Ai² e Wang & Fenton³ concordam que alta resistência à corrosão e excelente biocompatibilidade são as características principais e mais desejáveis deste metal. Além disso, outras propriedades incentivam a sua utilização na área médico-odontológica, como baixa densidade e baixa condutibilidade térmica, justificando sua aplicação na ortopedia, nos implantes e nas próteses fixas e removíveis⁵.

Segundo Spiekermann⁴ e Könönen *et al.*¹⁸, a alta resistência à corrosão do Ti ocorre graças a uma película muito fina e superficial de óxidos, onde há predominância do dióxido de titânio (TiO₂), que se forma na presença de oxigênio em poucos milésimos de segundos.

Diversos trabalhos têm sido desenvolvidos utilizando o titânio e ligas de titânio na confecção de PPRs como alternativa ideal no tratamento protético para pacientes que apresentam alergia a metais^{17,18,23} e todos eles vêm obtendo resultados bastante satisfatórios.

Segundo Anusavice¹, cerca de 10% da população feminina é alérgica ao níquel em comparação com apenas 1% da população masculina. Craig *et al.*²⁵ relataram que cerca de 8% a 15% da população é alérgica ao níquel, de modo que este metal apresenta o maior potencial alergênico dentre todos os metais.

O baixo peso específico é uma das maiores vantagens da utilização do titânio em PPRs. O peso das estruturas confeccionadas em titânio é praticamente reduzido à metade quando comparado às de Co-Cr^{5,11,25}. De acordo com Mori *et al.*¹¹, essa propriedade pode não ser importante em trabalhos reabilitadores menores, mas é de muita significância em trabalhos extensos, principalmente na maxila. É importante salientar que, nos casos clínicos relatados por Mori *et al.*¹¹ e Thomas *et al.*²⁰, os pacientes utilizaram tanto próteses confeccionadas em titânio como em Co-Cr, e mostraram-se bastante satisfeitos em relação à leveza e conforto superior das estruturas de Ti.

A baixa condutibilidade térmica do titânio possibilita que o paciente ingira alimentos quentes e frios sem sofrer choques térmicos^{2,5}, o que não acontece com o ouro, que possui alta condutibilidade⁵.

Apesar das vantagens evidentes, o uso do titânio apresenta limitações, como custo elevado dos equipamentos, necessidade de tecnologias avançadas, e técnica de fundição mais elaborada em relação às empregadas em fundições de Co-Cr⁸⁻¹⁰.

Wakabayashi & Ai² e Modaffore *et al.*⁵ afirmaram que o sistema de fundição para o titânio exige uma atmosfera neutra, não contaminada, pois o titânio é altamente reativo com os principais gases existentes na atmosfera, oxigênio, hidrogênio e nitrogênio, o que explica a necessidade de máquinas de fundição especiais.

Além disso, o titânio e suas ligas devem ser soldados com solda a laser, enquanto que as ligas de Co-Cr e ouro podem ser soldadas pelo método convencional⁵. Isso implica na necessidade de alto investimento laboratorial e tecnológico, reforçando a limitação do emprego do titânio como material de rotina.

Outra desvantagem do titânio reside no seu alto ponto de fusão^{5,25}. Para Mori *et al.*¹¹, a dificuldade da fundição do titânio é freqüentemente atribuída a esta alta temperatura de fusão (1668°C), mas o real obstáculo está no domínio da acentuada diferença entre a temperatura de fusão e a baixa temperatura do molde. Esta diferença faz com que o metal fundido solidifique quase instantaneamente, causando maior ocorrência de porosidades e fundições incompletas.

A presença de defeitos internos nas estruturas metálicas pode implicar em fraturas de áreas nobres¹³. Mori *et al.*¹¹ detectaram defeitos internos em um considerável número de próteses confeccionadas em titânio, o que não aconteceu com as estruturas fundidas em Co-Cr. Do mesmo modo, Rodrigues *et al.*¹⁰ encontraram porosidades internas

em 20% dos grampos fundidos em Ti e ausência destas porosidades nos de Co-Cr.

Por outro lado, no estudo de Jang *et al.*¹², a presença de porosidades e rugosidade nas estruturas metálicas de titânio e Co-Cr não apresentaram diferenças significantes. Cecconi *et al.*²⁴ relataram em seu estudo que 97% de trezentas estruturas para PPR fundidas em titânio poderiam ser utilizadas clinicamente, concluindo que a fusibilidade do titânio é adequada para seu emprego rotineiro.

Como citado na introdução do presente estudo, ligas de titânio vêm sendo pesquisadas como alternativa para confecção de estruturas para PPR, como a liga de Ti-6Al-4V¹⁹ e a liga de Ti-6Al-7Nb^{6,7}. De acordo com o estudo recente de Oliveira *et al.*²⁹, a liga de Ti-6Al-4V possui fusibilidade superior ao Ti cp, indicando que mais estudos devem ser realizados considerando o uso desta liga em PPR. No mesmo estudo, os autores demonstraram que a elevação da temperatura do molde pode resultar em fundições mais completas tanto para liga de Ti-6Al-4V quanto para o Ti cp.

Além disso, estudos relataram que é possível melhorar os resultados obtidos nas fundições de estruturas para PPR em titânio adequando o desenho dos sprues^{13,14,21}. al-Mesmar *et al.*²¹ obtiveram fundições mais completas de estruturas em titânio utilizando sprues com modelo tipo bola. Baltag *et al.*¹³ reduziram as porosidades internas em grampos circunferenciais de titânio utilizando sprues auxiliares curvos ao invés de retos. Posteriormente, Baltag *et al.*¹⁴ também reduziram as dimensões e o número de poros nos grampos circunferenciais de titânio empregando sprues de pequeno diâmetro (1,5mm) numa direção perpendicular ao conector menor.

De qualquer modo, a pesquisa de possíveis porosidades internas nas estruturas fundidas em titânio ou mesmo em Co-Cr deve ser rotineira, e pode ser realizada através de um exame radiográfico simples, como relataram Eisenburger & Addy²⁶.

Vale ressaltar que, possivelmente devido às dificuldades mencionadas, poucos laboratórios no Brasil confeccionem estruturas metálicas em titânio. Por isso, é necessário que novas pesquisas sejam desenvolvidas, objetivando a minimização das dificuldades de manipulação e das falhas relacionadas ao processamento laboratorial do titânio.

Com relação às propriedades mecânicas, o módulo de elasticidade do Ti cp é menor do que o do Co-Cr, o que aumenta sua resiliência e diminui sua rigidez^{5,8,28}. Essa propriedade permite que os braços retentivos dos grampos da PPR em titânio sejam

posicionados em retentivo mais profundas, o que não é possível com Co-Cr²⁸. A flexibilidade do braço retentor do grampo afeta a retenção e a função de uma prótese parcial removível. Se o material for muito flexível, o grampo pode não promover uma retenção adequada para PPR²². Modaffore *et al.*⁵, Essop *et al.*²² e Mutarelli *et al.*²³, concordam que a retenção indicada para liga de Co-Cr deve ser de 0,25mm.

Já a quantidade de retenção a ser empregada para o titânio ainda não está bem definida. No estudo de Bridgeman *et al.*⁸, para retenções de 0,75mm, houve menor perda de retenção com grampos de Ti cp e liga de titânio, o que sugere a possibilidade de se utilizar retenções maiores que 0,25mm sem que ocorra perda de retenção com o uso prolongado da prótese. Para grampos tipo "T" com retenção de 0,25mm, Costa *et al.*⁹ concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa entre liga de Co-Cr e Ti, embora tenha sido observada uma maior retenção inicial para as estruturas de titânio. Mutarelli *et al.*²³ empregaram retenção de 0,50mm em PPRs confeccionadas em Ti, obtendo resultados bastante satisfatórios e manutenção da capacidade retentiva após período de seis meses de acompanhamento clínico. Rodrigues *et al.*¹⁰ afirmaram que retenções de 0,25mm podem ser insuficientes para grampos circunferenciais fundidos em Ti, sugerindo o emprego de retenções de 0,50mm. Tse *et al.*²⁸ relataram que para uma mesma quantidade de retenção, grampos fundidos em Ti cp apresentaram cerca de metade da força retentiva obtida com grampos similares fundidos em Co-Cr.

As diferenças verificadas nestes relatos apontam a necessidade de mais pesquisas e trabalhos com objetivo de definir um grau de retenção ideal para estruturas de PPR confeccionadas em titânio.

Com base na literatura consultada, objetivando facilitar a visualização e comparação das principais propriedades do ouro, cobalto-cromo e titânio, foi elaborado o Quadro 1.

REFERÊNCIAS

1. Anusavice KJ. Materiais dentários. 10 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998.
2. Wakabayashi N, Ai M. A short-term clinical follow-up study of superplastic titanium alloy for major connectors of removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1997; 77(6): 583-7.
3. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int.* 1996; 27(6): 401-8.
4. Spiekermann H. *Implantologia.* Porto Alegre: Artmed; 2000.

Quadro 1. Comparação das propriedades do titânio com outros materiais classicamente indicados e utilizados em estruturas metálicas de prótese parcial removível.

| Propriedades | Ouro | Cobalto-cromo | Titânio |
|--------------------------------------|-----------|---------------|-------------|
| Peso Específico (g/cm ³) | 16 - 19,3 | 3,9 | 1,3 - 4 |
| Resistência à Corrosão | Adequada | Boa | Excelente |
| Condutibilidade Térmica | Alta | Média | Mínima |
| Dureza (Kg/mm ²) | 140 | 380 | 125-210 |
| Módulo de Elasticidade (GPa) | 78 | 206 | 116 |
| Ponto de Fusão (°C) | 910 - 950 | 1400 | 1668 - 1700 |

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Como se pode observar, o titânio comercialmente puro e as ligas de titânio apresentam várias vantagens em relação a outros metais, como excelente biocompatibilidade, alta resistência à corrosão, baixo peso específico, baixa condutibilidade térmica, dureza reduzida e ausência de potencial alergênico. Além disso, o custo do titânio em si é relativamente baixo, de modo que constitui um material adequado e indicado não só para confecção de estruturas metálicas de PPR, mas também para outras aplicações odontológicas como próteses fixas, implantes e cirurgias ortognáticas. Existem, porém, muitas lacunas a serem preenchidas em relação aos problemas encontrados no processamento laboratorial do titânio, incluindo custo elevado dos equipamentos e dificuldades na fundição. Por isso, são necessários mais estudos e pesquisas abordando esses aspectos, a fim de minimizar tais limitações e possibilitar um maior alcance social das próteses confeccionadas em titânio.

5. Modaffore PM, Kliemann C, Ferreira Júnior PA. Liga metálica de titânio: uma nova alternativa na confecção das armações em prótese parcial removível? *PCL.* 2001; 3(15): 421-30.
6. Srimanepong V, Yoneyama T, Wakabayashi N, Kobayashi E, Hanawa T, Doi H. Deformation properties of Ti-6Al-7Nb alloy castings for removable partial denture frameworks. *Dent Mater J.* 2004; 23(4): 497-503.
7. Aridome K, Yamazaki M, Baba K, Ohyama T. Bending properties of strengthened Ti-6Al-7Nb alloy major connectors compared to Co-Cr alloy major connectors. *J Prosthet Dent.* 2005; 93(3): 267-73.

8. Bridgeman JT, Marker VA, Hummel SK, Benson BW, Pace LL. Comparison of titanium and cobalt-chromium removable partial denture clasps. *J Prosthet Dent.* 1997; 78(2): 187-93.
9. Costa SC, Bonachella WC, Carvalho MCFS. Análise comparativa da capacidade retentiva de grampos tipo “t” usados em prótese parcial removível em armações de titânio e cobalto-cromo. *Rev Fac Odontol Bauru.* 1999; 7(1/2): 1-6.
10. Rodrigues RC, Ribeiro RF, Mattos MG, Bezzon OL. Comparative study of circumferential clasp retention force for titanium and cobalt-chromium removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2002; 88(3): 290-6.
11. Mori T, Togaya T, Jean-Louis M, Yabugami M. Titanium for removable dentures. I. Laboratory procedures. *J Oral Rehabil.* 1997; 24(5): 338-41.
12. Jang KS, Youn SJ, Kim YS. Comparison of castability and surface roughness of commercially pure titanium and cobalt-chromium denture frameworks. *J Prosthet Dent.* 2001; 86(1): 93-8.
13. Baltag I, Watanabe K, Kusakari H, Miyakawa O. Internal porosity of cast titanium removable partial dentures: Influence of sprue direction on porosity in circumferential clasps of a clinical framework design. *J Prosthet Dent.* 2002; 88(2): 151-8.
14. Baltag I, Watanabe K, Miyakawa O. Internal porosity of cast titanium removable partial dentures: influence of sprue direction and diameter on porosity in simplified circumferential clasps. *Dent Mater.* 2005; 21(6): 530-7.
15. Meloncini MA, Cardoso PEC, Grande RHM, Muench A. Falhas de grampos circunferenciais de próteses removíveis em função de ciclagens de flexão. *Rev Odontol Univ São Paulo.* 1998; 12(3): 257-60.
16. Blackman R, Barghi N, Tran C. Dimensional changes in casting titanium removable partial denture frameworks. *J Prosthet Dent.* 1991; 65(2): 309-15.
17. Latta GH, McDougal S, Bowles WF. Response of known nickel-sensitive patient to a removable partial denture with a titanium alloy framework: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 1993; 70(2): 109-10.
18. Kononen M, Rintanen J, Waltimo A, Kempainen P. Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals: a clinical report and literature review. *J Prosthet Dent.* 1995; 73(1): 4-7.
19. Vallittu PK, Kokkonen M. Deflection fatigue of cobalt-chromium, titanium, and gold alloy cast denture clasp. *J Prosthet Dent.* 1995; 74(4): 412-9.
20. Thomas CJ, Lechner S, Mori T. Titanium for removable dentures. II. Two-year clinical observations. *J Oral Rehabil.* 1997; 24(6): 414-8.
21. al-Mesmar HS, Morgano SM, Mark LE. Investigation of the effect of three sprue designs on the porosity and the completeness of titanium cast removable partial denture frameworks. *J Prosthet Dent.* 1999; 82(1): 15-21.
22. Essop AR, Salt SA, Sykes LM, Chandler HD, Becker PJ. The flexibility of titanium clasps compared with cobalt-chromium clasps. *SADJ.* 2000; 55(12): 672-7.
23. Mutarelli PS, Marcacci S, Gasperini FM, Monteiro JA. A prótese parcial removível em titânio: apresentação de um caso clínico. *Rev Paul Odontol.* 2001; 23(5): 8-10.
24. Cecconi BT, Koeppen RG, Phoenix RD, Cecconi ML. Casting titanium partial denture frameworks: a radiographic evaluation. *J Prosthet Dent.* 2002; 87(3): 277-80.
25. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. *Materiais dentários: propriedades e manipulação.* 7a. ed. São Paulo: Santos; 2002.
26. Eisenburger M, Addy M. Radiological examination of dental castings - a review of the method and comparisons of the equipment. *J Oral Rehabil.* 2002; 29(7): 609-14.
27. Sykes LM, Dullabh HD, Chandler HD, Bunn B, Essop AR. Flexibility of technopolymer clasps compared with cobalt-chromium and titanium clasps. *SADJ.* 2002; 57(5): 166-71.
28. Tse ET, Cheng LY, Luk HW, Chu FC, Chai J, Chow TW. Comparison of the retentive characteristics of cobalt-chromium and commercially pure titanium clasps using a novel method. *Int J Prosthodont.* 2006; 19(4): 371-2.
29. Oliveira PC, Adabo GL, Ribeiro RF, Rocha SS. The effect of mold temperature on castability of CP Ti and Ti-6Al-4V castings into phosphate bonded investment materials. *Dent Mater.* 2006; 22(12): 1098-102.

Recebido em: 9/1/2007

Aprovado em: 3/4/2007