

Falhas de fundição nas infraestruturas de próteses ferulizadas sobre implantes: ensaio *in vitro*

Casting failures in denture structures with ferrule attachment to implants: an in vitro test

Maria Cristina PEDRAZINI¹

Thomaz WASSALL¹

RESUMO

Objetivo: Avaliar, por meio de análise metalográfica, a qualidade de dois processos de fundição em dois metais utilizados rotineiramente em próteses ferulizadas sobre implantes.

Métodos: Uma base de alumínio foi usinada para que, sobre ela, fossem esculpido os padrões de cera de oito barras, tipo protocolo, com 3 mm de diâmetro e 6 cm de extensão. Foram fundidas quatro barras de Titânio com a técnica do arco voltaico e quatro em liga de Cobalto-Cromo pela técnica de gás e ar por meio de maçarico. As oito barras finalizadas foram cortadas, incluídas em resina para análise metalográfica e passaram a ser chamadas de corpo de prova. Foram analisadas macrograficamente, a olho nu, e micrograficamente, em aumento de 100X, com o uso de microscopia eletrônica.

Resultados: O resultado da análise mostrou que as quatro peças fundidas em titânio com o uso do arco voltaico apresentaram defeitos como: vazios, trincas, porosidades e escórias. As quatro barras fundidas em Cobalto-Cromo, pela técnica de gás e ar, mostraram-se satisfatórias, mesmo com a presença de microestrutura dendrítica.

Conclusão: Conclui-se que a falta de qualidade, observada na fundição do Titânio, seja devida tanto a uma baixa curva de aprendizagem dos técnicos como a possíveis defeitos nos equipamentos utilizados.

Termos de indexação: porosidade; titânio; plasma; técnica de fundição odontológica.

ABSTRACT

Objective: To use metallographic analysis to evaluate the quality of Co-Cr and Ti CP alloy casting processes routinely used in dentures with ferrule attachment to implants.

Methods: An aluminum base simulating a mandible was machined, onto which prototype wax patterns were sculpted, consisting of eight bars, measuring 3 mm in diameter with an extension of 6 cm. Four Ti bars were cast by the voltaic arch technique and four of Co-Cr alloy by the gas and air technique using a blowtorch. The eight finished bars were cut, embedded in resin for metallographic analysis, and were then called test specimens (TS). They were analyzed by the naked eye and macrographically at 100 X magnification using electronic microscopy.

Results: The analysis result showed that the four titanium castings with the use of voltaic arch presented defects such as voids, cracks, porosities and slags. The four bars cast with Co-Cr by the gas and air technique using the blowtorch were shown to be satisfactory, even with the presence of dendritic microstructure.

Conclusion: It was concluded that the lack of quality observed in these laboratory processes is due to both the low learning curve of the technicians and possible defects in the equipment used.

Indexing terms: porosity; titanium; plasma; dental casting technique.

INTRODUÇÃO

Na Implantodontia bucal, a chave do sucesso da restauração final está relacionada diretamente à correta instalação dos implantes, perfeito manuseio dos tecidos moles, escolha dos componentes protéticos apropriados e trabalhos laboratoriais de qualidade.

Além disso, esse sucesso só pode ser alcançado quando a reabilitação protética se traduz em reabilitação funcional, estética e psicológica do indivíduo.

Essa reabilitação protética depende de passos laboratoriais importantes como as fundições. Independentemente da liga metálica utilizada ou do processo

de fundição, modificações ou negligências nesses processos poderão influenciar as propriedades mecânicas e estruturais do metal, comprometendo o resultado final das próteses confeccionadas¹⁻².

Um processo de fundição deve manter a continuidade do metal³, como também a homogeneidade das propriedades físicas, estruturais e mecânicas⁴. Essa continuidade metálica da peça fundida pode ser avaliada por meio da análise metalográfica, que visa à revelação da macro e da microestrutura dos metais e suas ligas, determinando seus constituintes e suas fases⁵.

Todo trabalho laboratorial se inicia com a escolha de um metal ou liga. A seleção desse material para fundição deve ser baseada nas propriedades físicas e químicas, biocompatibilidade,

¹ Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic, Faculdade de Odontologia. Rua José Rocha Junqueira, 13, Swift, 13045-755, Campinas, SP, Brasil. Correspondência para / Correspondence to: MC PEDRAZINI (mcpequipe@sigmanet.com.br).

facilidade de trabalho em laboratório e compatibilidade com o material de revestimento estético. Com o avanço do conhecimento sobre as ligas e sobre os processos de fundição e também com a necessidade de redução de custos, surgiram as ligas alternativas. No início, foram desenvolvidas alterando as proporções dos metais nobres e não nobres e, mais tarde, sem a presença de metais nobres em sua composição. Possíveis alterações nas propriedades físicas, químicas, mecânicas e biológicas dessas ligas podem ocorrer, em consequência das alterações em suas composições⁶. O aquecimento também pode deteriorar as propriedades destas, pois as mudanças bruscas de temperatura, o aquecer e resfriar rapidamente, provoca alterações nas estruturas de grãos e dos cristais⁷.

O Co-Cr oferece maior resistência em dimensões estruturais menores, além disso, é biocompatível com os tecidos periimplantares, tem boa fundibilidade, rigidez e baixo custo⁸⁻⁹. Tem sido o substituto do níquel-cromo já que o níquel pode causar alergias nos usuários¹⁰.

Em relação à microestrutura, a liga de Co-Cr não é homogênea, não é simples, modifica-se com leves alterações de manipulação e se apresenta com uma estrutura cristalina dendrítica, que sugere uma condição de desequilíbrio que pode ser corrigido por meio de tratamento térmico¹¹.

A liga de Co-Cr pode ser fundida com máquinas que usam força centrífuga, após ter sido liquefeita por uma chama de maçarico com gás e ar. A combinação de acetileno com oxigênio tem sido usada para fundi-la, por ter um alto ponto de fusão. Uma citação importante é que, qualquer que seja o método de fundição, um operador habilidoso é a chave do sucesso da fundição. Caso haja qualquer negligência no processo, danos severos às propriedades dos metais podem ser causados¹².

O Titânio é um metal de difícil manuseio, porque tem um alto ponto de fusão (cerca de 2000°C), uma rápida oxidação e reage com o revestimento, sendo assim, ele só pode ser submetido a fornos com atmosfera de argônio e revestimentos especiais. São necessários ciclos especiais de fusão, resfriamento e equipamentos especiais, para prevenir a contaminação do metal. Por possuir uma baixa densidade, não pode ser fundido em máquinas convencionais de força centrífuga, mas sim em máquinas que combinam força centrífuga com indução ou naquelas com vácuo, pressão e arco elétrico¹²⁻¹³.

Ao ser fundido com a técnica de arco voltaico (plasma), sob atmosfera de argônio, para depois ser injetado por vácuo e pressão, como também com a técnica de indução sob vácuo e atmosfera de argônio com injeção do metal fundido por centrifugação, observou-se que as peças em titânio fundidas a plasma, vácuo e pressão apresentaram maior número de porosidades (50%) quando comparadas com as fundidas por indução e centrifugação (16,66%). Concluiu-se que os métodos de fundição interferem na microestrutura, na microdureza e na porosidade¹⁴.

Uma vez escolhida a liga ou metal, prepara-se um padrão de cera que será fundido. Nesse processo, o modelo de cera, com os esboços precisos da estrutura dental que se deseja, é substituído por uma liga liquefeita por aquecimento que, depois de solidificada, corresponde à forma inicialmente esculpida em cera. Erros de até 0,2% não podem ser evidenciados clinicamente¹⁵.

Quando se utilizam técnicas convencionais de fundição por cera perdida, cada fundição pode ser considerada uma entidade única. Ao protético, é reservado o dissabor do fracasso, pois ele é o arquiteto e o construtor, e o cirurgião-dentista é um mero espectador¹⁶.

Durante o processo de fundição, o molde é aquecido para receber o metal fundido e, dependendo da temperatura de aquecimento, o tempo de resfriamento pode ser aumentado ou diminuído, influenciando diretamente na viscosidade, estrutura cristalina e precisão da fundição¹⁷.

Sempre que possível, deve-se fundir as estruturas em peça única, pois, com isso, as propriedades de endurecimento do metal são mantidas¹⁸. A utilização da fundição em monobloco tem como vantagem um menor tempo de confecção de uma infraestrutura, a verificação da adaptação das próteses assim que fundidas e as propriedades de endurecimento mantidas¹⁹. Peças fundidas em monobloco passam por um processo que incorpora inúmeros erros. Algumas vezes, a adaptação é feita à custa de movimentos dentários, aceitáveis em próteses de pequenas dimensões. As próteses amplas devem receber soldagem²⁰.

A seleção da técnica de fundição é diretamente influenciada pela liga utilizada. Independentemente da liga ou do método, alguns itens devem ser observados como: a) a liga deve ser aquecida o mais rápido possível para que fique totalmente derretida; b) a oxidação deve ser prevenida ajustando-se a chama do maçarico e a quantidade de fundente; c) deve ser aplicada uma força adequada para forçar o metal derretido para dentro do molde e, ainda, manter esta força até o metal se solidificar¹².

Todo processo laboratorial pode apresentar falhas e o processo de fundição utilizado, não somente no setor odontológico como em larga escala nas indústrias metalúrgicas, pode apresentar alguns defeitos durante a solidificação dos metais. A solidificação inicia-se nas paredes do molde e na superfície deste, onde está exposto ao ar. Durante a solidificação ocorre uma diminuição de volume, originando no interior da peça os “vazios” ou “chupagem.” Os vazios também ocorrem quando há um cálculo errado do tamanho dos canais de alimentação, pouca pressão ou temperaturas aquém, no aquecimento, provocando um resfriamento rápido do metal fundido, o que origina uma “gota fria”, impedindo a passagem do restante do material. Essas gotas frias aparecem quando o metal é injetado sem muita pressão, por um cálculo errado do tamanho dos canais de alimentação ou temperatura de aquecimento inadequada.

Algumas pequenas gotas do metal líquido entram em contato com a parede do molde, resfriando com rapidez. Uma dessas gotas pode, então, permanecer aderida à parede do molde ou se misturar no restante do metal injetado. A presença dela sugere uma falha de fundição que causa defeitos nas peças diminuindo a resistência destas. A presença de dendritas não pode ser chamada de falha de fundição, pois as dendritas são feixes de cristalização no processo de solidificação do metal. A presença delas, porém, sugere uma instabilidade do metal fundido, podendo reduzir a resistência mecânica deste. A segregação é um acúmulo de impurezas nas zonas centrais de uma peça, onde ocorre a etapa final da solidificação. A presença dessas impurezas acarreta transformações químicas no metal, podendo diminuir a resistência mecânica, causando a propagação de fissuras e porosidades. As bolhas são cavidades cheias de gases como o CO_2 . Quando estas estão perto da superfície oxidam-se pelo contato com o ar, originando pontos menos resistentes. Vapores de gases no molde ou no revestimento também são causadores das bolhas que se apresentam de forma esférica. Trincas podem ocorrer durante resfriamentos e reaquecimentos, quando as peças estão sendo acabadas e polidas. Podem também se originar quando a peça é soldada e a região da solda está côncava, o que provoca tensões que trincam a solda e ocorrem também no metal de base. As superficiais podem ser removidas no polimento, mas as profundas diminuem a resistência da peça. Surgem também quando o metal não foi estabilizado por meio de tratamentos térmicos, de forma que as tensões deste originam as trincas. É importante relatar que nem sempre que uma peça se rompa ou não corresponda às expectativas, devem-se procurar os motivos nos defeitos do metal acarretados por falhas em fundição ou soldagem. Muitas vezes, as causas estão em cargas excessivas, por enganos nos cálculos ao dimensionar a peça, emprego de material inadequado ou fôrmas mal projetadas. Em muitos casos de fratura não se encontrou a causa ou uma explicação satisfatória⁵.

As falhas de fundição citadas em livros e artigos odontológicos são poucas. Entre elas as mais proeminentes são a rugosidade superficial, causada por bolhas de ar ou por película de água no revestimento, e as fendas e fraturas causadas pelo aquecimento rápido de uma liga, como também pelo aquecimento prolongado. A distorção, as porosidades e as fundições incompletas também foram citadas. A porosidade foi considerada a principal falha criada pela presença de gases nas ligas. Como enfraquece a estrutura fundida deve ser evitada, através do controle da solidificação do metal fundido e da entrada de gases enquanto a liga está sendo fundida. Canais de alimentação adequados, em posições corretas, e limpeza dos cadinhos foram considerados úteis para evitar as porosidades. Em relação à distorção, sua origem pode estar no padrão de cera. A fundição incompleta pode acontecer devido a uma eliminação incompleta da cera²¹⁻²². A solidificação do metal no canal de alimentação causa a porosidade por sucção

retrógrada. Este problema pode ser evitado com a utilização de pinos de tamanhos adequados ou aquecimento maior do molde, em mais 100°C a 150°C, para receber a liga¹². Anusavice²³ também relatou como falhas as porosidades e as fundições incompletas. Para ele, as porosidades são causadas pelo aprisionamento de gases, temperaturas de fusão inadequadas e incompleta queima da cera, o que impede que os gases escapem pelos poros do molde, pois estes estão obliterados pela cera. As fundições incompletas acontecem pelo fato da liga fundida ter sido impedida de preencher o molde. O autor não afirma com certeza o que pode impedir o metal de entrar, mas sugere que a pressão de retorno do ar no molde pode ser um fator, que ele chamou de “ventilação insuficiente”, também causada pela incompleta eliminação da cera. A pressão de injeção insuficiente não pode compensar a pressão de retorno, também causando as falhas.

Em geral, os erros de fundição são divididos em erros causados por uma baixa curva de aprendizagem do técnico e por erros técnicos relacionados ao material e ao equipamento²⁴. Muitas falhas ocorrem por inabilidade ou descuido do operador durante as etapas que precedem e envolvem a fundição, como também pela falta de conhecimento sobre as propriedades e limitações dos materiais utilizados. Apesar de simples e rotineiro, nos laboratórios de prótese dentária, o processo de fundição deve prosseguir com rigor para que as peças metálicas obtidas tenham precisão, sejam adaptadas e resistentes²⁵.

O exame metalográfico observa o metal sob o ponto de vista de sua estrutura, procurando relacioná-la às propriedades físicas, composição e processo de fabricação, de modo a poder prever e esclarecer o comportamento deste em uma determinada aplicação. Em resumo, a análise metalográfica fornece dados de como o material ou a peça foi feita e sua homogeneidade. A macrografia consiste no exame do aspecto 3D de uma peça ou amostra metálica, segundo uma secção plana devidamente polida e em regra atacada por um reativo apropriado.

O aspecto, assim obtido, chama-se macroestrutura em tamanho natural ou com ampliação máxima de dez vezes e, com isso, obtêm-se informes de caráter geral e um aspecto de conjunto sobre a homogeneidade do material da peça, a distribuição, quantidade e a natureza de certas impurezas, além de informes sobre o processo de fabricação. Para ampliações maiores, emprega-se o termo micrografia, porque são, em geral, obtidas com auxílio de microscópio.

A técnica do preparo de um corpo de prova para a análise abrange as seguintes fases, sendo a primeira a escolha e localização da secção a ser estudada, depois a realização de uma superfície plana e polida no lugar escolhido e por último o ataque dessa superfície por um reagente químico adequado. Na escolha da localização a ser estudada intervém o critério do operador, que será guiado pela forma da peça, pelos dados que ele quer colher e por outras considerações. Far-se-á, de

preferência, um corte transversal se o objetivo é verificar: a) a natureza do material (aço, ferro, etc.); b) se a secção é inteiramente homogênea ou não; c) a forma e intensidade da segregação; d) a sanidade da solda (se contém vazios, bolha, etc.); e) a fusão da solda com o material de base. Um corte longitudinal será preferível quando se quer verificar, por exemplo: a) se a peça é fundida, forjada ou laminada; b) se a peça foi estampada ou torneada; c) a solda de barras; d) como se processou o caldeamento de topo; e) eventuais defeitos nas proximidades da fratura; f) a extensão de tratamentos térmicos superficiais, etc.

Realiza-se o aplainamento e polimento da superfície escolhida e, depois de atacada com reagente apropriado, faz-se o exame micrográfico. A metalografia micrográfica estuda os produtos metalúrgicos, com o auxílio do microscópico, visando à determinação de seus constituintes e de suas fases. Este estudo é feito em superfícies previamente polidas e, em geral, atacadas por um reativo adequado. Observa-se a granulação do material, a natureza, quantidade, distribuição e forma dos diversos constituintes⁵.

O reagente de Kroll (6ml HNO₃, 3ml HF e 1000ml H₂O) é indicado para a avaliação metalográfica do titânio e suas ligas. O grande problema está no ácido fluorídrico (HF) que é muito perigoso, sendo assim, o manuseio requer muito cuidado²⁶. Outra solução para o estudo metalográfico de ligas odontológicas é a chamada “água régia”, que é uma mistura de 50% de HNO₃ - ácido nítrico e 50% de HCl - ácido clorídrico²⁷.

Quando se observa, por meio do exame metalográfico, que a microestrutura se apresenta de forma dendrítica conclui-se que há uma instabilidade do metal, podendo afetar a resistência mecânica deste. O ideal seria que fosse visualizada uma estrutura granular, o que sugeriria uma estabilidade do metal. Quando se fundem algumas ligas, normalmente os cristais precipitam-se em formas de dendritas. Para eliminar este estado é necessária uma operação de normalização que destrói esta cristalização e precipita os grãos que estão em uma condição estável, tanto sob o ponto de vista dimensional como para resistência mecânica. A normalização consiste no aquecimento do metal a uma temperatura acima da zona crítica seguido de resfriamento ao ar. O recozimento, por sua vez, consiste no aquecimento do metal a uma temperatura acima da zona crítica seguido de resfriamento dentro do forno⁵.

O tratamento térmico é usado quando se quer uma transformação na estrutura cristalina de uma liga, melhorando as qualidades destas. No caso do Co-Cr, este sofre recozimento, mudando sua estrutura dendrítica para uma estrutura mais estável a aproximadamente 1225° C¹².

A investigação metalográfica para avaliar e comparar a qualidade dos processos de fundição da liga de Co-Cr, com o uso de gás e ar (maçarico e centrífuga) e do Ti cp, utilizando o arco voltaico, vácuo e pressão (plasma), foi o objetivo desse trabalho. Uma vez diagnosticadas as falhas, espera-se que estas sejam corrigidas para que se obtenha uma longevidade maior do trabalho protético.

MÉTODOS

A confecção das estruturas foi conduzida em um laboratório de prótese odontológica na cidade de São Paulo (SP) e o estudo qualitativo no laboratório de análises metalográficas de uma empresa instalada na cidade de São João da Boa Vista (SP).

Uma base de alumínio, com quatro pinos de aço inoxidável, simulando uma mandíbula com quatro munhões, foi usinada para que os trabalhos laboratoriais fossem desenvolvidos sobre ela. Foram esculpidas oito barras de 3 mm de diâmetro por 6 cm de comprimento, dando origem aos padrões de cera que seguiram para fundição. Quatro padrões foram fundidos em titânio cp pela técnica do arco voltaico e quatro em liga de cobalto-cromo com a técnica de gás e ar (maçarico). As oito barras seguiram para análise metalográfica, onde foram divididas e incluídas em resina especial, dando origem a um corpo de prova.

Uma pastilha de Ti e uma de Co-Cr, vendidas no comércio e do mesmo lote das usadas nas fundições, também foram avaliadas para comparação.

Distribuição dos corpos de prova

- a) Uma pastilha de cobalto-cromo comercializada para fundição (corpo de prova 1);
- b) Uma pastilha de titânio cp comercializada para fundição (corpo de prova 1);
- c) Quatro peças fundidas em titânio cp (corpos de prova 2 a 5);
- d) Quatro peças fundidas em cobalto-cromo (corpos de prova 6 a 9)

Obtenção das barras

As barras foram obtidas por meio de enceramento, com cera StarWax (Dentaurum, Germany), sobre a base de alumínio. Foram utilizados *sprues* de 3 mm (Dentaurum, Germany) para unir um *copping* ao outro e a fusão da cera foi obtida com o uso de um gotejador elétrico (*prot3*). Os condutos de alimentação tinham 3 mm de espessura e a trave de alimentação da peça no anel tinha 4 mm. Sobre os padrões de cera finalizados, com 3 mm de diâmetro por 6 cm de comprimento, utilizou-se um antibolhas (Dentaurum, Germany).

Fundição do cobalto-cromo

Foram adquiridos 150 gramas de Co-Cr da marca Triloy (Dentaurum, Germany) do lote número 11 286, com 62% Co, 24% Cr, 8% Mo, 4% W, 1,5% Si e 1% de outros elementos como Ce, N, Mn. Cada padrão em cera foi incluído em um anel com revestimento Trivest (Dentaurum, Germany). O conjunto foi ao forno convencional até atingir a temperatura de 900°C quando a cera, uma vez volatilizada

(técnica da cera perdida), gerou o molde que por fim foi preenchido pelo metal fundido por gás e ar (ponto de fusão entre 1350°C e 1550°C). A injeção do metal liquefeito deu-se por meio de uma centrífuga, com pressão apropriada, gerada com quatro voltas no braço. A peça fundida recebeu acabamento e polimento.

Fundição do titânio

Foram adquiridos 186 gramas de Ti tipo 1 da marca Tritan (Dentaurum, Germany) do lote número 0124, com 99,5% de Ti e o restante de Fe, O, H, N e C. O padrão de cera foi incluído em um anel com revestimento Rematitan Ultra (Dentaurum, Germany). O conjunto foi ao forno convencional até atingir a temperatura de 850°C quando a cera foi volatizada. Gerou-se um molde que foi resfriado no forno até 430°C quando foi levado para uma máquina de fundição com proteção de atmosfera de argônio (Autocast, Dentaurum, Germany) e preenchido por Ti fundido a 1668°C. A fundição se deu dentro de um cadinho de cobre pela ação de um eletrodo não consumível de tungstênio que gera uma corrente descontínua (técnica do arco voltaico ou plasma). A injeção do metal liquefeito se deu por vácuo e pressão, dentro da própria máquina.

Análise metalográfica

Cada barra seccionada foi incluída em resina fenólica “baquelite” e em uma embutideira da marca Arotec. Obteve-se então um corpo de prova.

Cada corpo de prova foi então sendo retificado no sentido longitudinal a cada 1 mm e os defeitos encontrados foram sendo fotografados.

Os corpos de prova foram polidos em uma politriz (Arotec) com lixa d’água (grana 120, 200, 400, 600) e por fim com um disco de feltro com pasta de diamante.

As análises foram realizadas a olho nu e com um microscópio eletrônico (Olympus BX51M) com capacidade de aumento de 1000X, acoplado a uma câmera fotográfica (Evolution C-LC), que enviou as imagens diretamente a um computador, onde foram armazenadas. Foram realizadas fotografias dos corpos de prova a olho nu e em aumentos de 100X.

Cada corpo de prova foi posteriormente atacado pelo reagente de Kroll, para avaliação micrográfica. O reagente foi colocado em um copo de Becker de 100 ml e cada corpo de prova ficou imerso por oito minutos. A solução estava em temperatura ambiente, a cerca de 24°C. O Ti se revelou muito bem com o Kroll, porém, o Co-Cr se revelou menos.

Seria necessário outro reagente para o Co-Cr, mas como não foi encontrado nada a respeito na literatura pesquisada, foram considerados para os resultados as análises a olho nu e em aumento de 100X sem ataque.



Figura 1. Corpo de prova - pastilha de Ti atacada por Kroll – 100X.



Figura 2. Corpo de prova - pastilha de Co-Cr atacada por Kroll – 100X.



Figura 3. Corpos de prova 2 e 3 com bolhas (esféricas) e vazios.

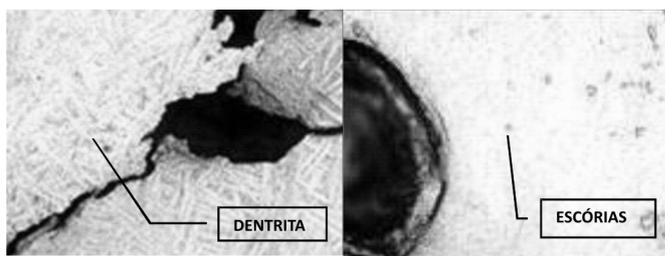


Figura 4. Corpos de prova 2 e 3 vazios, trincas, dendritas, bolhas e escórias.

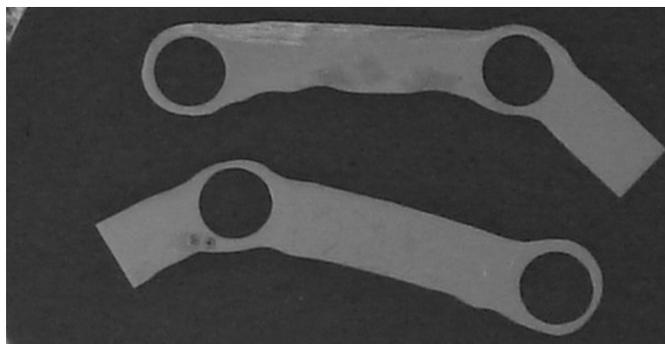


Figura 5. Corpo de prova 6 - sem defeitos.

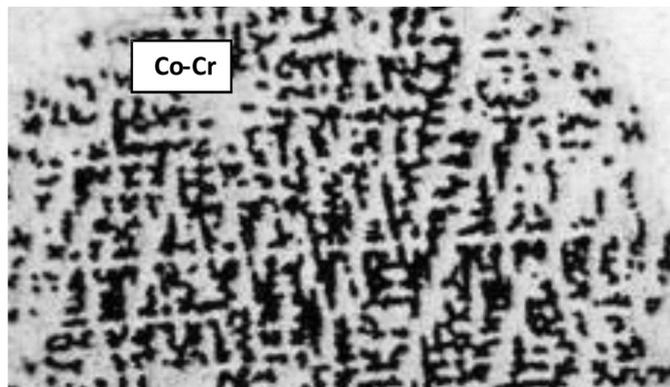


Figura 6. Corpo de prova 6 - Dendritas – 100X.

RESULTADOS

O grupo controle (corpo de prova 1), formado pelas pastilhas de Ti e de Co-Cr em seu estado de comercialização, não apresentou falhas. O exame metalográfico mostrou que a pastilha de Ti sofreu uma normalização, ou seja, um tratamento térmico que estabiliza os cristais apresentando uma estrutura granular, enquanto a pastilha de Co-Cr apresentou a estrutura dendrítica por não ter passado por tratamento. As Figuras 1 e 2 a seguir mostram a avaliação destas pastilhas atacadas por Kroll. Os quatro corpos de prova (2, 3, 4 e 5) com as barras fundidas em Ti apresentaram bolhas e vazios a olho nu (Figura 3).

A avaliação metalográfica dos corpos de prova confirmou, em aumento de 100X, além dos vazios e bolhas também trincas, escórias e dendritas (Figura 4).

Os quatro corpos de prova (6, 7, 8 e 9) com as barras fundidas em Co-Cr não mostraram defeitos a olho nu (Figura 5) porém, em aumento de 100X, visualizaram-se dendritas em todas as amostras (Figura 6).

DISCUSSÃO

Na Implantodontia temos como objetivo reabilitar o indivíduo proteticamente utilizando como ancoragem os implantes dentários e, para isso, dependemos de passos laboratoriais importantes que, se forem negligenciados, podem levar ao insucesso de todo o trabalho.

Os resultados apresentados neste estudo deixam duas incertezas; uma em relação à qualidade das fundições recebidas, uma vez que não é rotina de nenhum profissional analisar a metalografia das próteses recebidas, a outra em

relação à longevidade de uma prótese instalada com defeitos estruturais.

Foram apresentados neste estudo defeitos de fundição citados tanto na literatura odontológica^{12,21-23} como na literatura metalúrgica⁵. Tais defeitos, ou seja, as porosidades, os vazios, bolhas, fundições incompletas e trincas podem influenciar a longevidade de uma prótese sendo, então, necessário refazê-la¹².

Entretanto, a presença dos defeitos foi marcante nas fundições do metal titânio, ou pelo fato de ser um metal de difícil manuseio^{12-13,23} ou por ser fundido em equipamentos especiais que precisam ser aferidos, como também exigem treinamento apropriado para serem operados. Por este motivo, uma baixa curva de aprendizagem dos operadores ou falhas nestes equipamentos podem levar aos defeitos encontrados neste estudo^{16,24-25}.

As lacunas e vazios encontrados nas peças fundidas em Ti foram causados pela “gota fria”, solidificação do metal no canal de alimentação, ou por erros no tamanho deste canal, ou por diferenças nas temperaturas entre o metal injetado e o molde⁵, ou pela pressão de retorno que, se for maior, devido à obliteração dos poros do revestimento, do que a pressão de injeção, impede a entrada do metal liquefeito^{12,23}.

O Co-Cr tem sido bem aceito em próteses sobre implante⁸⁻⁹, não somente pelas características propícias para isto, mas também por ter um custo menor. Além disso, por meio deste experimento, demonstrou que aceita ser fundido por técnicas mais simples, como o uso do maçarico, um equipamento muito antigo que, se operado por um técnico habilidoso, possibilita a obtenção de um bom trabalho¹². Isso explica uma incidência menor de falhas na fundição convencional desta liga.

As ligas escolhidas e a técnica de fundição utilizada para confecção de peças protéticas interferem no resultado dos trabalhos. Os vazios, rugosidades ou bolhas, as trincas e a presença de dendritas e escórias são, portanto, um problema a ser resolvido.

A estrutura dendrítica, vista na análise metalográfica, poderia ser transformada em uma estrutura granular, que sugere uma estabilidade maior do metal^{15,11-12}, se os laboratórios de prótese submetessem as peças prontas ao tratamento de normalização, que nada mais é do que um tratamento onde os metais são aquecidos acima da zona crítica e resfriados ao ar, proporcionando então a desejada estabilidade.

Um processo de fundição não deveria danificar a estrutura cristalina de uma liga, mas isto é inevitável²⁴. As dendritas aparecem sempre que um metal é fundido e poderiam ser transformadas em uma estrutura granular, mais resistente, por meio de tratamentos térmicos após fundição.

É importante ressaltar que essas falhas podem não ser as causas de fraturas e insucessos nas peças protéticas. Cargas excessivas, cálculos dimensionais equivocados (relacionados à biomecânica), bem como materiais inadequados também são considerados causadores de fraturas⁵.

Muitas fraturas não possuem causa aparente. As falhas na fundição do titânio (bolhas, vazios, trincas e escórias) e as falhas encontradas na soldagem a laser dos metais estudados como concavidade da solda (dando origem às trincas), falta de união na interface barra e solda, falta de preenchimento ou vazios e as porosidades encontradas tanto na soldagem a laser como na convencional devem ter suas causas investigadas e corrigidas, pois as alterações na estrutura metálica podem levar a uma fadiga do metal. Isso pode causar um tempo de vida menor das peças concluídas, de acordo com a literatura estudada e, em consequência disso, a insatisfação dos indivíduos reabilitados, bem como do profissional que executa o trabalho.

Em relação à falta de qualidade nos processos laboratoriais, tendo em vista que a legislação considera como responsáveis por danos causados aos indivíduos os cirurgiões-dentistas, estes se sentiriam mais seguros se trabalhassem com laboratórios que adotassem um controle de qualidade interno mais rígido, e também sistemas de qualidade como ISO 9000.

As universidades e entidades que ministram cursos na área de Odontologia deveriam chamar a atenção de seus alunos para que se tornassem mais críticos e exigentes com os laboratórios de próteses para, assim, evitarem problemas futuros.

REFERÊNCIAS

1. Angelini E, Bonino P, Pezzoli M, Zucchi F. Tensile strength of Cr-Co dental alloys solder joints. *Dent Mater.* 1989; 5(1): 13-7.
2. Henriques GE, Consani S, Rollo JM, Andrade e Silva F. Soldering and remelting influence on fatigue strength of cobalt-chromium alloys. *J Prosthet Dent.* 1997; 78(2): 146-52.
3. Wiskott HW, Macheret F, Bussy F, Belser UC. Mechanical and elemental characterization of solder joints and welds using a gold-palladium alloy. *J Prosthet Dent.* 1997; 77(6): 607-16.
4. Anusavice KJ. *Phillip's science of dental materials.* 10 ed. Chicago: Guanabara Koogan; 1998.
5. Colpaert H. *Metalografia dos produtos siderúrgicos comuns.* São Paulo: Edgar Blücher; 1951.
6. Duncanson MG. Nonprecious metal alloys for fixed restorative dentistry. *Dent Clin North Am.* 1976; 20(2): 422-33.
7. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. *Materiais dentários: propriedades e manipulação.* 7 ed. São Paulo: Santos; 2002.
8. Chao Y, Zarb GA, Judes H. A study into the use of chromium-cobalt alloy for constructing the framework for osteointegrated prostheses. *Clin Mater.* 1988; 3: 309-15.
9. Hulterström M, Nilsson U. Cobalt-Chromium as a framework material in implant supported fixed prostheses – a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991; 6(4): 475-80.
10. Kansu G, Aydin AK. Evaluation of the biocompatibility of various dental alloys. Part 2: Allergenic potentials. *Eur J Prosthodont Rest Dent.* 1996; 4(4): 155-61.
11. Noort RV. *Introdução aos materiais dentários.* 2 ed. Porto Alegre: Artmed; 2004.
12. Craig RG, Powers JM. *Materiais dentários restauradores.* 11 ed. São Paulo: Santos; 2004.
13. Kappert HF. *Schweißen mit plasma und laser.* Quintessenz Zahntech. 1991; 17: 977-98.
14. Rodrigues RCS. *Estudo comparativo de dois métodos utilizados na fundição do Ti cp [tese].* Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo; 2005.
15. Paffenbarger GC. Base metal alloys for oral restorations. *J Am Dent Assoc.* 1943; 30(11): 852-62.

CONCLUSÃO

A falta de qualidade no processo de fundição de infraestruturas em titânio pela técnica do arco voltaico pode ser atribuída tanto ao pouco domínio da técnica, negligência na observação dos protocolos laboratoriais para a programação do equipamento, bem como falhas nos equipamentos utilizados.

Protocolos laboratoriais e orientações de fabricantes devem ser seguidos e respeitados; técnicos devem ser treinados, reciclados e acompanhados, e por fim, equipamentos devem ser aferidos com regularidade.

Agradecimentos

Ao Professor Walter Winckler pelas orientações, atenção e análises metalográficas e ao Sr. Luiz Fernandes Gonçalves pelo preparo dos corpos de prova e por toda dedicação.

Colaboradores

MC PEDRAZINI & T WASSALL participaram de todo o processo para publicação do artigo.

16. Huget EF, Vlica JM, Wall RM. Characterization of two ceramic base metal alloys. *J Prosthet Dent.* 1978; 40(6): 637-41.
17. McLean JW. *Science and art of dental ceramics.* Chicago: Quintessence; 1980.
18. Goll GE. Production of accurately fitting full arch implant frameworks: Part I - clinical procedures. *J Prosthet Dent.* 1991; 66(3): 377-84.
19. Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks J. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994; 9(4): 405-11.
20. Bonfante G. Prova dos retentores, remoção em posição para soldagem e remontagem. In: Pegoraro LF. *Prótese fixa.* São Paulo: Artes Médicas; 2000. p. 221-52.
21. Araujo PA, Abreu D, Netto JC. *Materiais dentários II: metálicos.* 3 ed. Bauru: FOB-USP; 1978.
22. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992; 7(1): 26-33.
23. Anusavice KJ. *Materiais dentários.* 11 ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.
24. Martignoni M, Schönenberger A. *Precisão em próteses fixas: aspectos clínicos e laboratoriais.* 2 ed. São Paulo: Santos; 2001.
25. Zequetto MM, Silva EMM, Zuim PRJ, Rocha EP, Assunção WG. Falhas no processo de fundição que levam ao insucesso das próteses parciais fixas. *Rev Bras Odontol.* 2005; 62(1-2): 39-41.
26. Marino CEB, Rocha Filho RC, Bocchi N, Biaggio SR. Investigação da estabilidade de materiais biocompatíveis por análise microestrutural. São Paulo: UFSCar [citado 2006 Nov 26]. Disponível em: <www.sbp.org.br/ranteriores/23/resumo/0301/index.html>.
27. Santos ML, Souza PCRD, Vercik LCO, Guastaldi AC. Estudo microestrutural e resistência à corrosão de uma liga de Au soldada a laser empregada em prótese sobre implante. *Ecl Quim.* 2002; 27: 185-99.

Recebido em: 17/12/2007

Aprovado em: 18/2/2008