

# FUNDIÇÃO POR CERA PERDIDA DE LIGAS TI-CU PARA USO ODONTOLÓGICO<sup>1</sup>

Ricardo Risso Chaves<sup>2</sup>  
Ronaldo Cravo da Silva<sup>3</sup>  
Daniel Maiolino Ramos<sup>4</sup>  
Rubens Caram Junior<sup>5</sup>

## Resumo

A aplicação de ligas de titânio em coroas odontológicas requer o emprego de moldes cerâmicos, os quais são obtidos pela técnica de cera perdida. No entanto, devido às características de alta reatividade do titânio quando no estado líquido, vários cuidados devem ser tomados para evitar o aparecimento de defeitos no fundido, o que dificulta esta tarefa. Nesse trabalho foram fundidos coroas e corpos de prova de tração para avaliação das propriedades mecânicas de dureza e resistência à tração, bem como para análise da porosidade. Na preparação da liga foi empregado um forno a arco voltaico com eletrodo não consumível de tungstênio, atmosfera inerte de argônio e cadinho de cobre refrigerado a água. Na fundição das peças foi empregado um forno de indução, com vazamento por centrifugação, atmosfera de argônio, além de cadinho e molde cerâmicos. Os moldes foram obtidos pelo processo de fundição por cera perdida, empregando a pasta refratária TICAST S+L, da Manfredi-Saed, mesma fabricante do forno de fundição. O objetivo deste trabalho foi avaliar o processo de obtenção de pequenas peças de duas composições da liga titânio-cobre em molde cerâmico, visando sua utilização em odontologia. As peças produzidas foram ensaiadas e mostraram que apesar da porosidade apresentada, foi possível obter resultados significativos nos ensaios de tração e dureza, que corroboram para a continuidade dos estudos.

**Palavras-chave:** Ligas de titânio; Molde cerâmico; Biomaterial; Microfusão.

## INVESTMENT CASTING OF TI-CU ALLOYS FOR DENTISTRY

### Abstract

The application of titanium alloys in odontological crowns requires the use of ceramic molds, which are obtained by the technique of lost-wax casting. However, due to the high reactivity of melted titanium, several procedures must be taken in order to avoid bad results in the cast part, what makes this task harder. In this work, crowns and tensile test specimen were cast to analyze the mechanical properties: hardness and tensile strength, as well as the appearance of porosity. An arc furnace with non-consumable tungsten electrode, argon inert-gas atmosphere and a water-cooled cooper crucible was used in the alloy obtainment. In the casting of the parts, an electric induction furnace, with centrifugal pouring, argon inert-gas atmosphere, and ceramics crucible and mold were used. The molds were obtained by the process of investment casting, using the refractory mixture TICAST S+L, by Manfredi-Saed, which was the same casting furnace manufacturer. The purpose of this work was to evaluate the process of obtaining small parts of two compositions of the Ti-Cu alloy in a ceramic mold, for use in dentistry. The evaluating tests allowed one to conclude that despite of the porosity presence, it was possible to obtain significant results on the strength and hardness tests, which corroborate to the continuity of the studies.

**Key words:** Titanium alloys; Ceramic mold; Biomaterial; Investment casting.

<sup>1</sup> *Contribuição técnica ao 63º Congresso Anual da ABM, 28 de julho a 1º de agosto de 2008, Santos, SP, Brasil*

<sup>2</sup> *Doutor em Eng. Mecânica e Prof. Adjunto do Inst. de Eng. Mecânica da Univ. Federal de Itajubá.*

<sup>3</sup> *Mestre em Materiais para Engenharia pelo Inst. Ciências Exatas da Univ. Federal de Itajubá*

<sup>4</sup> *Graduando em Engenharia Mecânica na Universidade Federal de Itajubá*

<sup>5</sup> *Doutor em Eng. Mecânica e Prof. Titular da Faculdade de Engenharia Mecânica da UNICAMP.*

# 1 INTRODUÇÃO

Segundo a Organização Pan-americana de Saúde,<sup>(1)</sup> os problemas relacionados com a saúde bucal que podem causar perda de dentes, como a cárie dentária e as doenças periodontais, são comuns em todo mundo e atingem entre 50% e 99% das pessoas. A falta de um ou mais dentes promove a tendência de movimentação dos dentes restantes e de seus oponentes para o espaço livre gerado, provocando desequilíbrios na arcada dentária, ou também a absorção pelo organismo do osso alveolar, que é o osso esponjoso na qual encontram-se as raízes dos dentes. Esta absorção pode dificultar a utilização de implantes dentários. O uso de próteses minimiza os efeitos mencionados anteriormente e restaura as funções mastigatória, estética e fonética.

Dentre as próteses fixas, encontram-se as coroas e pontes. Estas próteses são geralmente confeccionadas com estrutura interna metálica, o que lhe garante robustez, e recoberta com cerâmica na tonalidade dos dentes do paciente, melhorando o aspecto estético. Também podem ser feitas apenas em cerâmica ou unicamente em metal. A ponte, também conhecida como prótese parcial fixa, é uma restauração protética destinada a substituir um ou mais dentes, permanentemente unida aos dentes remanescentes. A coroa é uma restauração cimentada que se destina a reconstituir a morfologia, função e contorno da porção coronária destruída de um dente. Dessa forma, sua aplicação implica na existência de parte da estrutura do dente que se propõe reconstruir e ao qual será cimentada.<sup>(2)</sup>

O titânio comercialmente puro (TiCP) é considerado um material promissor para dispositivos protéticos dentais por apresentar propriedades como baixo peso específico, boa resistência mecânica, elevada resistência à corrosão e excelente biocompatibilidade. Porém, sua elevada temperatura de fusão e alta reatividade química em elevadas temperaturas dificultam sua manipulação.

Para o emprego em próteses odontológicas, a resistência mecânica do titânio pode ser elevada a um patamar mais adequado através da adição de elementos de liga como Al, V, Ta, Fe, Mo, Nb e Cu. No entanto, é desejado que o elemento de liga seja biocompatível e inerte.

O estudo da possibilidade de aplicação de ligas do sistema Ti-Cu na odontologia, tratado neste trabalho, está relacionado ao projeto Pronex – CNPq/FAPESP da UNICAMP, intitulado “Núcleo de excelência de ligas de titânio aplicadas em ortopedia e odontologia”.

## 1.1 Objetivo

Este trabalho tem por objetivo avaliar a fundição por cera perdida em molde cerâmico de pequenas peças feitas em ligas do sistema Ti-Cu, para a utilização em próteses odontológicas (coroas).

## 1.2 Propriedades e Características do Titânio

O titânio é um metal de transição de baixa densidade (peso específico 4,51g/cm<sup>3</sup>), de número atômico 22 e massa atômica 47,90g/mol. Apresenta-se como o segundo elemento de transição mais comum no planeta (0,63% da crosta terrestre), atrás apenas do ferro, possuindo coloração cinza prateada e aspecto lustroso.<sup>(3)</sup>

A fundição ou o trabalho mecânico a quente do titânio deve apresentar um controle da atmosfera, uma vez que o titânio é altamente reativo com o oxigênio, nitrogênio e hidrogênio. A não observação desta condição pode acarretar a difusão intersticial desses elementos, promovendo mudanças na composição e/ou na microestrutura do produto, o que altera suas propriedades físicas e mecânicas. Desta forma, foram desenvolvidos equipamentos que utilizam gases inertes, como o argônio ou hélio, para evitar a contaminação.

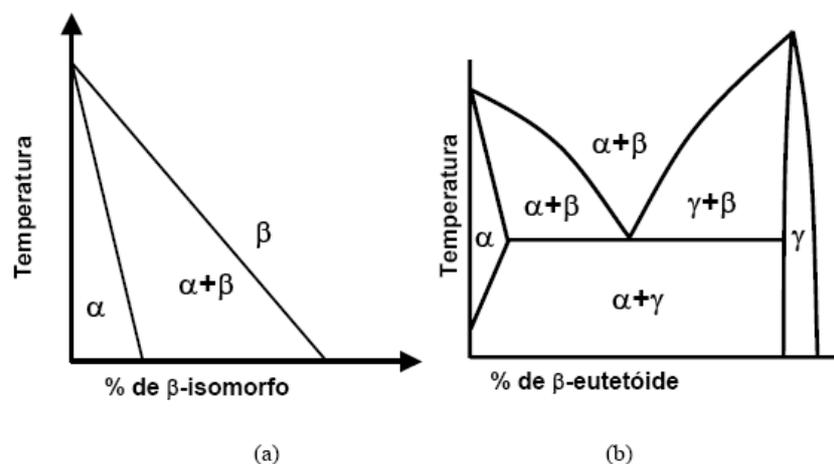
Os materiais utilizados como moldes para a fundição do titânio são os materiais refratários que possuem reduzida reatividade com o mesmo, tais como o óxido de magnésio, a alumina, a ítria e a zircônia. Entretanto, mesmo a utilização de cerâmicas de alta estabilidade química não impede totalmente a formação de uma camada de óxido na superfície do metal, denominada  $\alpha$ -case, resultante da reação do metal com o molde.<sup>(4)</sup>

### 1.3 Transformação de Fases em Ligas de Titânio

A temperatura de transformação das fases em uma liga de titânio é função do conteúdo da liga e é fortemente influenciada por elementos intersticiais. Metais simples dos grupos IIIA e IVA (Al, Ga e Sn) e os elementos intersticiais (B, C, O e N) são denominados  $\alpha$ -estabilizadores e quando adicionados ao titânio puro, promovem o aumento da temperatura de transformação da fase  $\alpha$ , de estrutura cristalina hexagonal compacta, para a fase  $\beta$ , de estrutura cúbica de corpo centrado. Já a adição de metais denominados  $\beta$ -estabilizadores tende a diminuir a temperatura desta transformação. Em outras palavras, diminui-se a temperatura de  $\beta$ -transus.

Existem dois tipos de  $\beta$ -estabilizadores: os  $\beta$ -isomorfos (como por exemplo: Mo, V, Ta e Nb) e os  $\beta$ -eutetóides (dentre eles: Cr, Mn, Fe, Si, Co, Ni e Cu).<sup>(5)</sup>

Nas ligas do sistema Ti-Cu, a transformação eutetóide, de grande importância na formação de microestruturas, ocorre em 790°C e com composição próxima à 7,1% de Cu, em peso. A reação envolvida nesta transformação pode ser representada por  $\beta\text{Ti} \leftrightarrow \alpha\text{Ti} + \text{Ti}_2\text{Cu}$ . O limite de solubilidade de cobre na fase  $\beta$  é de aproximadamente 15%, em peso e ocorre em uma temperatura próxima à 1.000°C.



**Figura 1.** Diagramas de fases esquemáticas para duas principais classes de  $\beta$ -estabilizadores (a)  $\beta$ -isomorfo e (b)  $\beta$ -eutetóide.<sup>(6)</sup>

## 1.4 Processo de Fundição por Cera Perdida

O processo de fundição conhecido como cera perdida é um dos processos de manufatura mais antigos que se tem conhecimento. Os egípcios usavam-no na época dos faraós para fazer jóias de ouro, há cerca de 5.000 anos. Pode ser utilizado para produzir peças de alguns gramas até peças de 35 kg, embora o tamanho normal varie de 200 g a aproximadamente 8 kg. Quanto à espessura de parede, a mínima espessura usual é em torno de 0,5 mm a 1 mm para as ligas que podem ser fundidas facilmente.

As peças feitas com processo de cera perdida freqüentemente não requerem nenhuma intervenção adicional, por causa das tolerâncias dimensionais atingidas. Peças metálicas de difícil usinabilidade, seja por suas formas complexas ou pela dureza elevada, são boas candidatas para este processo. O molde é construído utilizando-se um modelo de cera ou algum outro material que possa ser derretido e retirado posteriormente. Este modelo de cera é mergulhado em uma pasta refratária que o reveste e dá forma ao molde.<sup>(7)</sup>

O processo apresenta as vantagens de reproduzir formas complexas por um custo relativamente baixo. Entretanto, determinados defeitos no produto final podem resultar deste processo, tais como a porosidade devido ao enchimento insuficiente, encolhimento devido à contração do metal, gases dissolvidos, segregação química pela presença de diferentes fases e, portanto, propriedades não uniformes, além da contaminação devido às interações entre o molde e o metal.<sup>(7)</sup>

## 2 MATERIAIS E MÉTODOS

O procedimento experimental deste trabalho pode ser dividido em três etapas, quais sejam: a obtenção da amostras das ligas de titânio-cobre nas composições de 7,1 e 15% de cobre, a fundição das coroas e corpos de prova, e a caracterização das propriedades.

Na primeira etapa, a obtenção da liga foi feita a partir da decação das matérias primas, seguida pela pesagem em balança analítica para a obtenção da composição estequiométrica requerida e, por fim, a fusão dos lingotes, em forno a arco com atmosfera controlada.

O titânio empregado foi adquirido da empresa TiBrasil Titânio Ltda., classificado como grau 2 de pureza (ASTM), decaído quimicamente por uma solução de HF, HNO<sub>3</sub> e H<sub>2</sub>O (1:1:1) por aproximadamente 10s. O cobre eletrolítico empregado foi cortado de fios elétricos, apresentava pureza próxima de 99,99% e foi decaído mecanicamente por meio de lixamento superficial para a remoção de óxidos e resíduos decorrentes do isolamento plástico.

As matérias primas, após serem lavadas, secas e pesadas em balança analítica para atingir a composição estequiométrica desejada, foram fundidas por cinco vezes em um forno a arco com eletrodo não-consumível de tungstênio, sob atmosfera de argônio pré-purificado (grau 5.0, analítico), em cadinho de cobre refrigerado a água. As refusões têm por objetivo melhorar a homogeneidade da composição do lingote, e para garantir essa homogeneidade o lingote era virado sem a abertura do forno, para permitir a exposição da superfície que ficou em contato com o cadinho na fusão anterior.

Tais lingotes foram, em uma segunda etapa, fundidos em um forno, modelo Neutor Digital TI, da Manfredi-Saed, cujo aquecimento é realizado por indução e o vazamento ocorre por centrifugação. A atmosfera interna é inerte de argônio. Este

forno apresenta dois modos de aquecimento: rápido e lento, sendo que o primeiro modo foi empregado.

A etapa de moldagem foi realizada empregando a técnica da cera perdida, na qual foram confeccionados modelos de cera de corpos de prova de tração e de coroas dentárias, conforme apresentado nas Figuras 1 e 2. Os moldes foram formados com revestimento específico para a fundição de titânio denominado TiCast S+L, da Manfredi-Saed, seguindo as recomendações do fabricante (15ml de solução para cada 100 g de pó). O pó do revestimento e a parte líquida foram espatulados manualmente por 60s, e em seguida despejados sobre o modelo, posicionados no interior de um anel de aço inoxidável. Após o contato da mistura com o modelo de cera, a pasta era devolvida à cuia de espatulação e novamente vertida no interior do anel. Este procedimento visava garantir que toda a superfície do modelo estava sendo molhada pelo revestimento. O enchimento do anel metálico ocorria sobre uma placa vibratória que serve para melhorar a acomodação da pasta e promover a subida das bolhas presentes no revestimento. Decorridos 5 minutos do enchimento do anel, este era posicionado no interior de uma panela de pressão específica para trabalhos protéticos, que tinha sua pressão elevada para 20 lbf/pol<sup>2</sup> (138kPa) por 20min, para diminuir a incidência de bolhas no molde. O resultado desta etapa pode ser visualizado na Figura 3.



**Figura 1.** Foto do modelo de cera do corpo de prova de tração empregado no trabalho.



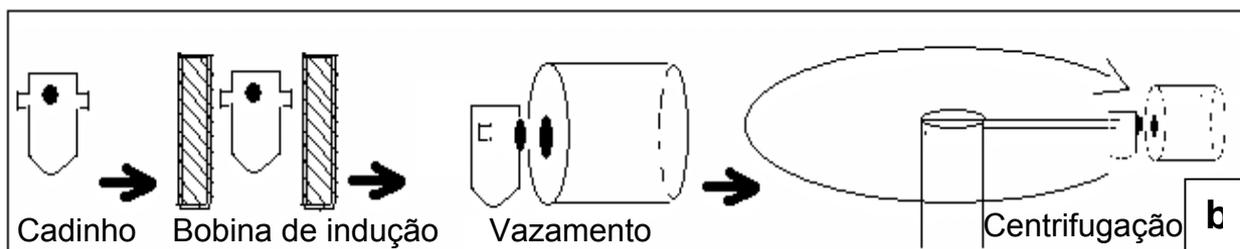
**Figura 2.** Foto do modelo de cera das coroas empregadas no trabalho.

A deceragem do molde ocorreu em forno de resistência elétrica, no qual o molde era deixado por 30 min a 150°C. A cera derretida era recolhida e o molde então era submetido a uma temperatura de 1.100°C por 60 minutos para a queima do revestimento refratário.



**Figura 3.** Foto do anel metálico e do molde cerâmico, antes da deceragem.

Para a fundição dos corpos de prova no interior do forno Neutor Digital TI, mostrado na Figura 4, o molde pré-aquecido à 250°C foi posicionado no suporte e o lingote do material a ser fundido foi colocado no cadinho. O modo de fundição rápida do forno era selecionado, o que fazia o material chegar ao estado líquido em aproximadamente 15s. O forno dispõe de um pirômetro óptico para a leitura da temperatura do metal. No entanto, segundo a recomendação do fabricante, a decisão sobre o instante do vazamento é tomada pelo operador, baseado na indicação visual do estado do metal no interior do cadinho. Isso se faz possível pela existência de uma janela de vidro na tampa superior do forno, exatamente sobre o cadinho.



**Figura 4.** a) Vista externa e interna do Forno Neutor Digital e; b) representação esquemática do processo de fundição.

Uma vez feito o vazamento, a rotação do conjunto cadinho/molde promovia a centrifugação que ocorria por aproximadamente 6min.

Após a desmoldagem, o sistema de alimentação e massalotes eram removidos e a peça metálica avaliada. Os corpos de prova fundidos eram submetidos à operação de usinagem para obtenção das dimensões especificadas pela norma ASTM E8M-97. As coroas produzidas não foram usinadas.

A caracterização das propriedades mecânicas foi feita pelos ensaios de tração e de dureza Vickers. A análise do peso específico do fundido possibilitou avaliar a porosidade decorrente do processo de fundição.

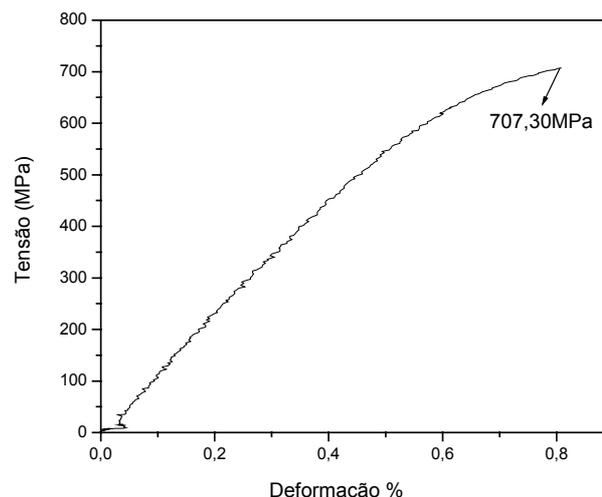
Os ensaios de tração foram realizados sob taxa de deformação constante de 0,02mm/mm.s. Nos ensaios de dureza Vickers foi empregada carga de 49N (5kgf) por 15s para analisar a dureza das seções transversais e longitudinais das cabeças e hastes dos corpos de prova ensaiados em tração.

A porosidade das peças fundidas deste trabalho foi estimada indiretamente pela determinação da densidade das amostras. A densidade das coroas e dos corpos de prova foram comparadas com a densidade dos lingotes produzidos no forno a arco para ambas as ligas. Para tanto, foi empregado o princípio de Arquimedes com o auxílio de uma balança semi-analítica.

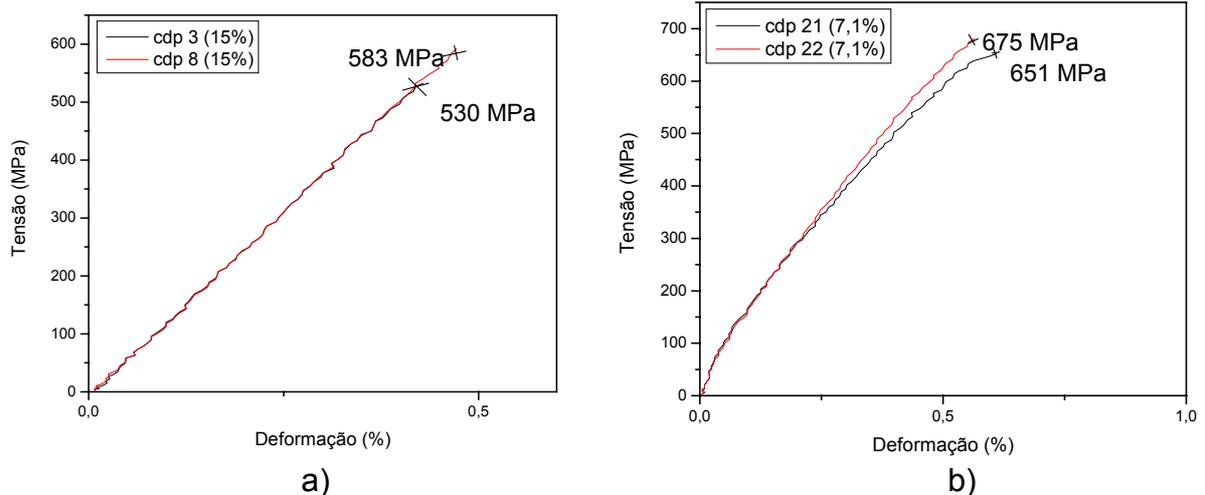
### 3 RESULTADOS

Foram preparados vários lingotes das duas ligas estudadas (7,1 e 15% Cu), apresentando massa entre 30 e 35g. Alguns foram descartados por problemas no forno que causaram oxidação da amostra. Das várias as fundições por centrifugação para a obtenção de corpos de prova que foram realizadas, apenas cinco delas resultaram em peças que suportaram a usinagem, pois ocorreram problemas de falta de preenchimento do molde e quebra da peça durante a desmoldagem. Assim, foram analisados três corpos de prova da liga contendo 15% de cobre e dois contendo 7,1%. Um dos corpos de prova com 15% de Cu foi fundido sem massalotes. Outros três lingotes, com massa média de 30g, sendo um com 15% e dois com 7,1% de Cu, foram empregados na fundição de coroas dentárias.

Os resultados do ensaio de tração para as amostras testadas encontram-se nas Figuras 5 e 6.

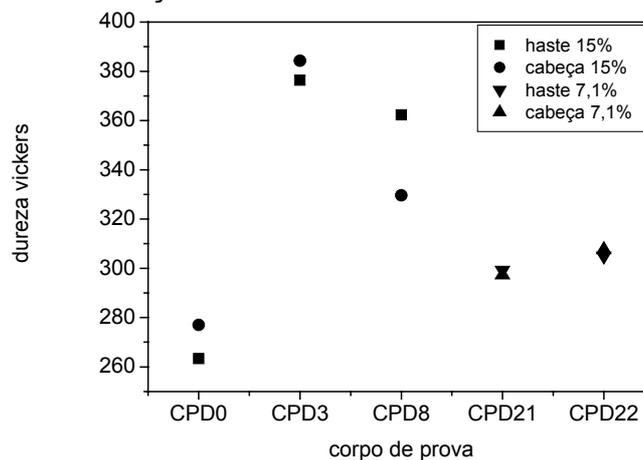


**Figura 5.** Curva tensão x deformação do corpo de prova da liga Ti-15Cu sem massalotes.



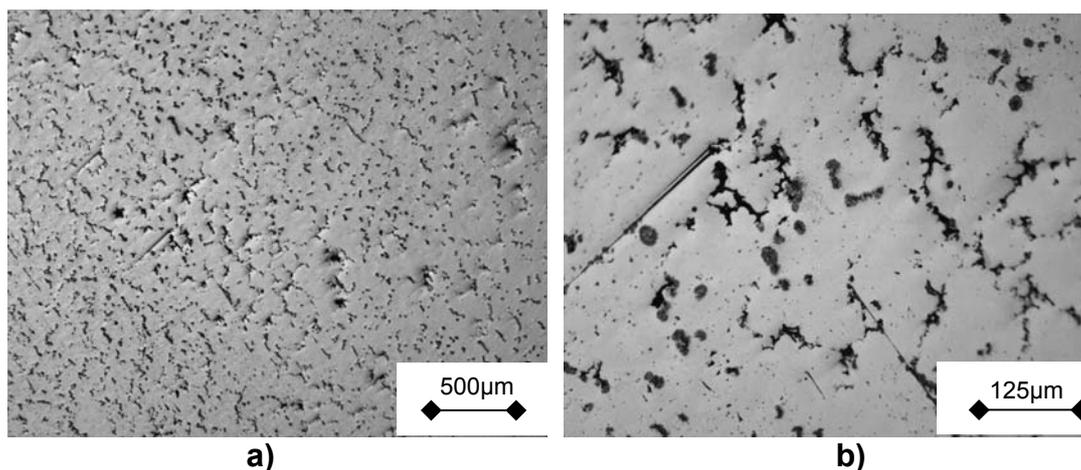
**Figura 6.** Curva tensão x deformação dos corpos de prova das ligas: a) Ti-15Cu; e b) Ti-7,1Cu; ambas fundidas com massalotes.

A Figura 7 apresenta os resultados de dureza Vickers efetuados nas amostras que haviam sido ensaiadas em tração.

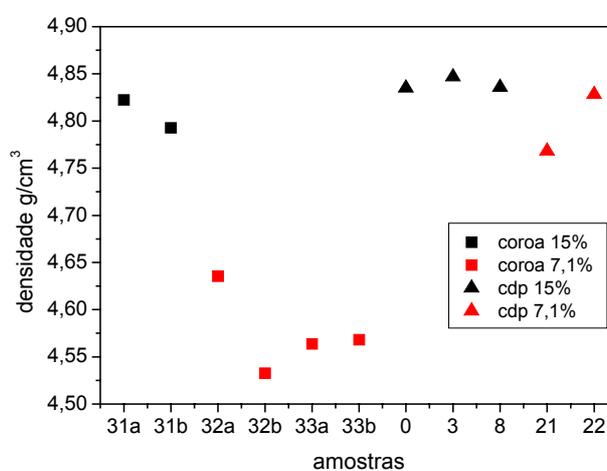


**Figura 7.** Resultados de dureza Vickers para os corpos de prova das ligas estudadas.

A Figura 8 apresenta uma micrografia da coroa fundida com 15%Cu, indicando a porosidade característica das peças fundidas neste trabalho. Como foram obtidas duas coroas em cada molde, as amostras de coroas receberam a indicação A ou B, após o número de identificação do fundido. A Figura 9 apresenta uma comparação entre as densidades apresentadas pelas coroas (amostras 31, 32 e 33) e pelos corpos de prova (amostras 0, 3, 8, 21 e 22)



**Figura 8.** Porosidade apresentada pela coroa da amostra 31A (Ti-15Cu): a) 50X e b) 200X.



**Figura 9.** Comparação das densidades apresentadas pelas amostras dos corpos de prova e das coroas de ambas as ligas estudadas.

#### 4 DISCUSSÃO

A fundição de precisão utilizada neste trabalho é amplamente empregada na área odontológica por permitir a confecção de um molde cerâmico para a produção de uma peça de precisão (prótese), que apresenta características exclusivas para a aplicação em um único paciente. Os resultados obtidos neste trabalho foram diferentes dos esperados. Os procedimentos, equipamentos e materiais empregados foram escolhidos especificamente para a obtenção de fundidos de titânio e suas ligas a partir de molde cerâmico. No entanto, é sabido que a alta reatividade deste material dificulta o seu processamento metalúrgico. Assim, os problemas encontrados são perfeitamente compreensíveis em se tratando da fase inicial do trabalho de aquisição e desenvolvimento da técnica necessária para a realização da fundição destes materiais em moldes cerâmicos.

As escolhas do sistema Ti-Cu e das composições estudadas neste trabalho são decorrentes da biocompatibilidade apresentadas por esses dois elementos e pela existência do trabalho de Andrade<sup>(8)</sup>, realizado em 2006, no qual as mesmas ligas foram fundidas por centrifugação em molde metálico de cobre. Este fato possibilitou a comparação dos resultados obtidos, permitindo analisar a influência do molde cerâmico na qualidade do produto final.

A observação dos resultados obtidos nos ensaios de tração, dureza e na análise da porosidade indicam que as considerações referentes às propriedades dos produtos fundidos (corpo de prova e coroa) obtidos neste trabalho devem ser feitas com algumas ressalvas. A primeira delas diz respeito aos resultados do ensaio de tração. A porosidade interna do material contribuiu bastante para torná-lo frágil. Nota-se que os corpos de prova não chegaram a apresentar deformação plástica. A associação da porosidade com a reação entre a liga e o material cerâmico do cadinho e do molde também devem ser consideradas na análise de quaisquer dos resultados apresentados.

Vários fatores podem causar porosidades no produto fundido, dentre eles pode-se citar o posicionamento inadequado dos canais de alimentação, a incorporação de gases durante o vazamento, o processo de resfriamento, a pressão insuficiente de injeção do metal no molde, a reação com o material do molde (revestimento) e a temperatura inadequada para injeção do metal no molde.

Foram tomados vários cuidados para minimizar a influência desses fatores, como o planejamento dos canais de alimentação e a adição de massalotes, a utilização de um forno que mantém a rotação constante durante o vazamento e solidificação do metal e a utilização do revestimento específico para fundição com titânio. Entretanto, a temperatura de vazamento do metal pode ter sido um fator significativo para o aparecimento de porosidades. A frequência de atualização da temperatura indicada no mostrador digital frontal do forno Neutor Digital é baixa e, além disso, o metal líquido não deve ficar um tempo excessivo em contato com o revestimento especial do cadinho, pois há o risco de rompimento deste revestimento e da ocorrência de uma reação violenta do metal com o material da parte externa do cadinho. Com isso, segundo o próprio fabricante do equipamento, a decisão para o instante da interrupção do fornecimento de calor e início do vazamento é tomada pelo operador mediante um aviso subjetivo, incorrendo na falta de controle sobre um parâmetro importante do processo de fundição, que é a temperatura de vazamento. Em outras palavras, não é possível controlar a temperatura de vazamento da liga. Este fato pode ter influenciado diretamente na ocorrência de defeitos de porosidade dos produtos fundidos resultantes deste trabalho.

O projeto do modelo de cera sofreu algumas alterações durante o trabalho devido às simulações da fundição realizada com o programa computacional SolidCast, da Finite Solutions Inc. Entre elas, encontra-se o dimensionamento e a disposição de massalotes. Isso explica a apresentação em separado do resultado referente ao ensaio de tração de um corpo de prova que não continha massalote.

Algumas amostras apresentaram porosidade visível na superfície do fundido. Em outras, a porosidade foi notada somente após a usinagem por torneamento. No entanto, todas as peças fundidas (coroas e corpos de prova) apresentaram o problema. A Figura 8 apresenta a condição característica de porosidade encontrada nas amostras de coroas. Pelo menor aumento, pode ser notada uma distribuição uniforme da porosidade ao longo da seção. A ampliação da seção mostra que em alguns pontos há uma comunicação entre os poros, provocando um aumento do efeito de concentração de tensões, inerente ao poro. As porosidades foram freqüentes tanto no centro quanto nas bordas em todas as coroas, independente da composição.

Os resultados dos ensaios de tração apresentaram ruptura em tensões superiores ao limite de resistência à tração do titânio comercialmente puro (TiCP). Os corpos de prova confeccionados a partir dos lingotes 21 e 22 (7,1% de cobre), romperam sob tensões maiores que os corpos de prova da liga com 15% de Cu.

O corpo de prova da liga Ti-15Cu produzido sem massalote, apresentou porosidade superficial visível, tanto na haste quanto nas roscas presentes nas extremidades. Ainda assim, o limite de resistência à tração apresentado por este corpo de prova foi de 707,3MPa, o que representou o maior valor de resistência à tração entre todas as amostras ensaiadas. O melhor resultado na resistência à tração para a liga com 15% de cobre era esperado devido à maior concentração do composto intermetálico Ti<sub>2</sub>Cu. No entanto, isso só foi observado nesta amostra fundida sem o massalote. Uma distribuição desfavorável dos poros nas amostras 3 e 8, contendo 15% de cobre, pode ter ocasionado o término do ensaio antes que o corpo de prova atingisse o seu real potencial de resistência à tração. Por outro lado, a outra amostra com 15% de Cu pode ter apresentado uma condição mais favorável na distribuição desses poros.

Os resultados obtidos no ensaio de dureza das extremidades (cabeça) e do centro (haste) do corpo de prova mostra que, conforme esperado, a maior concentração da fase intermetálica Ti<sub>2</sub>Cu nas amostras com 15%Cu promoveu um aumento de dureza em relação às amostras contendo 7,1%Cu. Novamente, o corpo de prova fundido sem massalotes fugiu à regra, apresentando menor dureza. Este fato não pode ser explicado pela menor presença de porosidade, pois caso isto tivesse ocorrido, o resultado de dureza para este corpo de prova deveria se apresentar maior que o dos outros dois corpos de prova de mesma composição. Novamente, a condição de distribuição da porosidade entre as amostras fundidas com massalotes e aquela sem massalote pode ter ocasionado essa discrepância nos resultados de dureza Vickers para esta última amostra.

A análise de porosidade pelo princípio de Arquimedes foi realizada para fornecer subsídios para a explicação de discrepâncias ocorridas nos resultados das propriedades mecânicas. Para efeito de comparação, os lingotes das duas ligas preparados no forno a arco serviram como parâmetro para avaliar o grau de porosidade existente nos fundidos. Admitiu-se, para tanto, que a porosidade existente nesses lingotes fosse praticamente nula, pois durante esta fusão o metal líquido apresenta uma boa molhabilidade sobre a parte sólida do lingote, que está em contato direto com o cadinho refrigerado de cobre. Os resultados dos cálculos de densidade feitos para amostras dos corpos de prova e para as coroas mostraram uma densidade maior para a composição de 15%, quando comparados com os valores obtidos com 7,1%. Estes resultados eram esperados, uma vez que o cobre apresenta densidade maior que a do titânio ( $\rho_{Cu} = 8,96\text{g/cm}^3$ ), contribuindo para o aumento da densidade da liga. A comparação da densidade do fundido com a do lingote produzido em forno a arco mostrou que as coroas de ambas as ligas apresentaram densidade abaixo da densidade média dos respectivos lingotes. Este fato indica uma porosidade elevada nessas peças.

A mesma afirmação não pôde ser empregada na análise dos resultados de densidade para os corpos de prova, pois no caso da liga Ti-15Cu, a densidade ficou muito próxima da apresentada pelo lingote, enquanto os corpos de prova da liga Ti-7,1Cu apresentaram densidade maior que a do lingote. No entanto, a densidade de uma liga binária é dependente não apenas da densidade de cada um dos elementos, mas da porcentagem relativa de fases e da estrutura cristalina dessas fases. Assim, como o volume do corpo de prova fundido é maior que o da coroa, pode-se admitir que o tempo de solidificação deste é maior e, por conseguinte, mais distante do tempo de solidificação do lingote fundido em cadinho de cobre refrigerado a água. Uma forma de confirmação desta hipótese seria empregar o lingote tratado termicamente como referência. O recozimento pleno faria com que o

resfriamento do lingote ocorresse mais próximo do equilíbrio termodinâmico, o que poderia torná-lo um parâmetro de referência mais confiável.

Considerando que para algumas aplicações de biomateriais a porosidade pode atuar como uma vantagem na fixação de próteses de titânio junto ao tecido ósseo (osseointegração), novos testes podem ser realizados para a verificação dessa possibilidade.

## 5 CONCLUSÃO

Os resultados apresentados indicam que é possível obter pequenas partes fundidas em ligas de titânio utilizando-se molde metálico. Por outro lado, a aplicação em próteses odontológicas, tais como pontes e coroas, só poderá ser atestada quando da eliminação da porosidade ou redução desta a níveis aceitáveis.

## Agradecimentos

Os autores agradecem ao Sr. Antônio Benedito da Silva, do Laboratório de Metalurgia e Materiais da UNIFEI, ao Grupo de Metalurgia Física e Solidificação da FEM/UNICAMP pelos valiosos serviços e contribuições, à IMBEL – Fábrica de Itajubá pelo serviço de usinagem dos corpos de prova e ao CNPq e à FAPEMIG pelo suporte financeiro e bolsa.

## REFERÊNCIAS

- 1 OPAS/OMS; Organização Pan-Americana da Saúde. *Saúde Bucal*. Disponível em: <http://www.opas.org.br/sistema/fotos/bucal.pdf>. Acessado em: 20/02/2008.
- 2 SHILLINGBURG, H.T.; HOBO, S.; WHITSETT, L.D. Fundamentos da Prótese Fixa. Livraria Editora Santos. 1986. 340p.
- 3 BRADY, G.S.; CLAUSER, H.R., *Materials Handbook*. 13ª Edição. 1991.
- 4 ATWOOD, R.C.; LEE, P.D.; CURTIS, R.V.; DI SILVIO, L., Multiscale modeling of titanium investment cast dental prostheses. *Materials Science and Engineering*, v. 25, n. 3, p. 255-262, 2005.
- 5 ANKEM, S., GREENE, C. A., Recent developments in microstructure/property relationships of beta titanium alloys. ***Materials Science and Engineering***, v. A263, p. 127- 131, 1999.
- 6 FROES, F.H.; EYLON, D.; BOMBERGER, H.B., *Titanium Technology: Present Status and Fracture Trends*, The Titanium Development Association, 1985.
- 7 ATWOOD, R.C.; LEE, P.D.; CURTIS, R.V.; MAIJER, D.M., Modeling the investment casting of a titanium crown. *Dental Materials*. v. 23, n. 1, p. 60-70, 2007.
- 8 ANDRADE, P. N. *Caracterização Microestrutural e Mecânica de Ligas Ti-Cu para Aplicações Odontológicas*. Universidade Estadual de Campinas, 2006. Dissertação (Mestrado)