UNIVERSIDADE FEDERAL DE ITAJUBÁ
Instituto de Ciências Exatas

Ronaldo Cravo da Silva

Obtenção e Fundição de Ligas do Sistema Ti-Cu para Utilização em Odontologia

Itajubá

2007

UNIVERSIDADE FEDERAL DE ITAJUBÁ
Instituto de Ciências Exatas

Ronaldo Cravo da Silva

Obtenção e Fundição de Ligas do Sistema Ti-Cu para Utilização em Odontologia

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Materiais para Engenharia como requisito parcial à obtenção do título de ***Mestre em Ciência em Materiais para Engenharia***

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Risso Chaves

Itajubá
2007

UNIVERSIDADE FEDERAL DE ITAJUBÁ
Instituto de Ciências Exatas

Ronaldo Cravo da Silva

Obtenção e Fundição de Ligas do Sistema Ti-Cu para Utilização em Odontologia

A Banca Examinadora composta pelos membros abaixo aprovou esta Dissertação:

Prof. Dr. Ricardo Risso Chaves
Instituição: Universidade Federal de Itajubá - UNIFEI

Prof. Dr. Manoel Ribeiro Da Silva
Instituição: Universidade Federal de Itajubá - UNIFEI

Prof. Dr. Enrico José Giordani
Instituição: Centro de Caracterização e Desenvolvimento de Materiais - CCDM

Itajubá, 31 agosto de 2007.

Agradecimentos:

Em especial ao Prof. Ricardo Risso Chaves, tanto pela paciência e compreensão demonstrada ao longo deste um ano e meio de convivência, quanto pelos muitos exemplos de conduta profissional.

Ao Rodrigo de Lima Nascimento, pela gasolina, bate papo, dificuldades e alegrias divididos do primeiro ao último dia dedicado a este trabalho.

À minha querida Solange Ribeiro Moraes que sempre me incentivou...

Ao Amauri Teixeira e Marcelo Robert, pela descontração e “otimismo” em todos os instantes.

Ao Prof. Rubens Caram Junior, pela autorização para a utilização das instalações do Laboratório de Metalurgia Física e Solidificação, na Faculdade de Engenharia Mecânica da UNICAMP.

Ao Peterson Luiz Ferrandini e Sandra Andréia S. de A. Souza do Laboratório de Metalurgia Física e Solidificação da FEM/UNICAMP, pela receptividade, apoio e esclarecimentos no desenvolvimento de parte do trabalho realizado.

Aos amigos e companheiros de grupo e aos professores do Instituto de Ciências Exatas pelo conhecimento transmitido e pelo convívio, em especial aos Prof. Álvaro Antônio de Queirós e Prof. Júlio Navarro Santos.

"Não podes ensinar nada a um homem;
podes apenas ajudá-lo a encontrar
a resposta dentro dele mesmo."
(Galileu Galilei)

Resumo

Silva, Ronaldo Cravo, *Obtenção e Fundição de Ligas do Sistema Ti-Cu para Utilização em Odontologia*. Itajubá, Instituto de Ciências Exatas, Universidade Federal de Itajubá, 2007. 89p. Dissertação (Mestrado)

A escolha de materiais metálicos para utilização em próteses odontológicas é feita com base nas propriedades mecânicas, na resistência à fadiga e à corrosão destes materiais, além da biocompatibilidade. Dentre estes materiais, as ligas de titânio têm se destacado por possuírem excelente relação resistência/peso, elevada resistência à corrosão e maior biocompatibilidade. Para substituir a liga comercial Ti-6Al-4V, que apresenta risco potencial à saúde pela presença dos elementos Al e V, foram desenvolvidas novas ligas, tais como as dos sistemas: Ti-Mo-Zr-Fe, Ti-Nb-Zr, e Ti-Cu. A adição de elementos de liga resulta em um aumento da resistência mecânica do titânio em relação ao metal puro e, em alguns casos como no sistema Ti-Cu, na redução do ponto de fusão, facilitando a fundição. A alta reatividade do titânio em temperaturas elevadas torna complexa a sua fusão e, conseqüentemente, o seu processo de fundição. Cuidados com a atmosfera no interior do forno durante a fusão e vazamento do metal líquido, e com o material do cadinho e molde são fundamentais para a obtenção de produtos sem defeitos. Neste trabalho foram preparadas ligas com 7,1% e 15% de cobre (em peso), as quais foram fundidas pela técnica de cera perdida, por centrifugação (forno Neutor Digital, Manfredi-Saed S.p.A) em molde cerâmico feito com o revestimento TiCast S+L (Manfredi-Saed S.p.A), próprio para a fundição de titânio. A caracterização das amostras obtidas envolveu a avaliação da porosidade formada, a análise microestrutural, empregando microscopia óptica e eletrônica de varredura e a análise comparativa da densidade do lingote e do produto fundido. A análise do comportamento mecânico realizado pelos ensaios de dureza e tração apresentou resultados que indicam uma condição de fragilidade do material obtido, devido à porosidade resultante do processo de fundição. Entretanto, os valores obtidos no ensaio de tração e de dureza das ligas estudadas foram superiores aos do titânio comercialmente puro, indicando propriedades mecânicas adequadas para uso odontológico.

Palavras chave: Ligas de Titânio, Fundição por Cera Perdida, Prótese Odontológica, Biomaterial.

Abstract

Silva, Ronaldo Cravo. *Obtainment and Casting of Ti-Cu System Alloys for use in Dentistry.* Itajubá, Exact Sciences Institute, Federal University of Itajubá, 2007. 89p. Dissertation (Master Degree)

The choice of metallic materials for use in dental prosthesis is based on mechanical properties, on fatigue and corrosion resistances, and on the biocompatibility. Among these materials, the titanium alloys appear as outstanding materials due their excellent strength-to-weight ratio, higher corrosion resistance and biocompatibility. In order to avoid the presence of the potential hazardous elements vanadium and aluminum, as seen on the commercial Ti-6Al-4V alloy, other new alloys have been developed, such as those in the systems: Ti-Mo-Zr-Fe, Ti-Nb-Zr, and Ti-Cu. The addition of alloy elements increases the mechanical resistance of titanium when compared to the commercially pure metal and in some cases, as in the Ti-Cu system, makes casting operation easier by the reduction of melting point. The titanium and titanium alloys casting is a very difficult process due to the high reactivity of this element, and some attention must be paid in order to achieve good results. These results are directly related to the use of an inert atmosphere during the casting and to the use of the suitable materials in the crucible and in the mold. In this work, various ingots of two alloys Ti-7,1Cu and Ti-15Cu (wt%) were prepared in arc furnace, and the specimen were obtained by investment cast (lost wax process) using a centrifugal furnace (Neutor Digital, Manfredi-Saed) in a ceramic mold (TiCast S+L, Manfredi-Saed). The samples characterization involved the porosity analysis in casting sections, the microstructure analysis using optical and scanning electronic microscopy, and the comparative analysis between the density of the ingot and the as cast parts. The analysis of the mechanical properties were investigated by Vickers hardness and tensile test and indicate a brittle behavior in casting due the porosity. However, the Vickers hardness and the tensile test results for the studied alloys had been superior to the ones of commercially pure titanium, indicating mechanical properties adjusted for dentistry use.

Keywords: Titanium alloys; Investment casting; Dental prosthesis; Biomaterial.

SUMÁRIO

Lista de Figuras iii
Lista de Tabelas v
Nomenclatura vi

1. **INTRODUÇÃO**
   1.1. Considerações Iniciais 1
   1.2. Objetivos do Presente Trabalho 5

2. **REVISÃO BIBLIOGRÁFICA**
   2.1. Introdução 6
   2.2. Próteses Odontológicas 8
      2.2.1. Interação Prótese Estrutura Dental 10
   2.3. Metalurgia Física do Titânio 11
      2.3.1. Transformações de Fase em Ligas de Titânio 12
      2.3.2. Sistema Ti-Cu 16
   2.4. Titânio de Pureza Comercial e Suas Ligas 17
      2.4.1. Utilização de Ligas Odontológicas 17
      2.4.2. Ligas Odontológicas de Ti-Cu 19
   2.5. Processo de Fundição por Cera Perdida 20
      2.5.1. Fundição de Ligas de Titânio 21
   2.6. Resistência à Corrosão 24
   2.7. Caracterização da Liga Fundida 25
      2.7.1. Microestrutura 26
      2.7.2. Propriedades Mecânicas 26
      2.7.3. Dureza 28

3. **PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL**
   3.1. Introdução 31
   3.2. Preparação das Ligas de Titânio 31
      3.2.1. Obtenção da Matéria Prima 32
      3.2.2. Fusão das Ligas em Forno a Arco 33
   3.3. Fundição por Cera Perdida 35
      3.3.1. Modelagem em Cera 37
      3.3.2. Moldagem Cerâmica 39
      3.3.3. Vazamento do Metal no Molde/Fundição das Amostras 42
      3.3.4. Desmoldagem e Usinagem dos Corpos de Prova 44
   3.4. Caracterização das Amostras 45
      3.4.1. Ensaios de Tração 45
      3.4.2. Ensaios de Dureza 47
      3.4.3. Metalografia 48
      3.4.4. Determinação da Densidade do Fundido 50

4. **RESULTADOS E DISCUSSÃO**
4.1. Introdução 51
4.2. Obtenção das Ligas em Forno a Arco 51
4.3. Desenvolvimento do Modelo dos Corpos de Prova 52
4.4. Fundição dos Corpos de Prova e das Coroas 55
4.4.1. Observação das Porosidades nas Coroas e Corpos de Prova 60
4.5. Microestrutura 65
4.6. Comportamento Mecânico 68
4.6.1. Ensaio de Tração 69
4.6.2. Módulo de Elasticidade 73
4.6.3. Ensaio de Dureza Vickers 74
4.7. Análise de Densidade 76

5. **CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS**
5.1.Conclusões 80
5.2.Sugestões para Futuros Trabalhos 81

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 83

Lista de Figuras

Figura 1.1 – Médias de dentes cariados, perdidos e obturados segundo idade no Brasil. 2

Figura 1.2 – Coroa metálica e coroa cerâmica usada como prótese. 3

Figura 2.1 – Implante com função de retenção de uma prótese fixa. 9

Figura 2.2 – Diagramas de fases esquemáticos para as principais classes de β-estabilizadores 15

Figura 2.3 – Diagrama de Fases parcial do sistema Ti-Cu. 16

Figura 3.1 – Forno a arco: a) Câmara de fusão; b) Cadinho de cobre no interior do forno. 35

Figura 3.2 – Passos representando o processo de fundição por cera perdida 37

Figura 3.3 – Dimensões do modelo de cera referente ao corpo de prova. 38

Figura 3.4 – Foto dos modelos de cera dos cdp e das coroas utilizadas. 38

Figura 3.5 – Foto do anel cilíndrico de aço inoxidável e da base de isopor. 40

Figura 3.6 – Foto dos equipamentos utilizados para eliminação de bolhas no molde. 40

Figura 3.7 – Molde cerâmico após a etapa de deceragem 41

Figura 3.8 – Foto do forno Neutor Digital e representação esquemática do processo 43

Figura 3.9 – Dimensões dos corpos de prova utilizados nos ensaios de tração 46

Figura 3.10 – Equipamento utilizado na execução dos ensaios de tração. 46

Figura 3.11 – a) Representação esquemática ensaio de microdureza Vikers e b) local dos cortes das partes do corpo de prova submetidas ao ensaio. 48

Figura 3.12 – Microscópio óptico com câmera e programa para a aquisição de imagens. 49

Figura 4.1 – Modelo do corpo de prova; perfil de temperatura durante o início da solidificação e identificação dos pontos quentes (defeitos) 54

Figura 4.2 – Modelo do corpo de provas redimensionado; perfil de temperatura durante o início da solidificação e pontos quentes localizados nos massalotes. 54

Figura 4.3 – Moldes cerâmicos utilizados nas fundições 56

Figura 4.4 – Corpos de prova com preenchimento insuficiente 58

Figura 4.5 – Corpos de prova com preenchimento insuficiente 59

Figura 4.6 – Corpos de prova rompidos durante a o corte dos massalotes e, b) a usinagem. 59

Figura 4.7 – Fotografia do fundido e do corpo de prova de tração usinado. 60

Figura 4.8 – Fundição das coroas mostrando a desmoldagem; modelagem em cera e comparação entre a coroa fundida e o modelo de cera. 61
Figura 4.9 – Micrografias da amostra 31A (Ti-15Cu) com aumentos de: a) 50x e, b) 200x. 62
Figura 4.10 – Porosidade das coroas com 15 %Cu. 62
Figura 4.11 – Porosidade nas coroas da liga Ti-7,1Cu. 63
Figura 4.12 – Porosidade das coroas da liga Ti-7,1Cu. 64
Figura 4.13 – Micrografia mostrando porosidades na região central de amostras com 15%de Cu 65
Figura 4.14 – Micrografia mostrando porosidades nas proximidades da borda para amostras com 7,1% de Cu 65
Figura 4.15 – Superfícies de fratura obtida através de MEV para amostra da liga Ti-15Cu 66
Figura 4.16 – Superfícies de fratura obtida através de MEV para amostra da liga Ti-15Cu mostrando detalhes da microestrutura dendrítica. 66
Figura 4.17 – Diagrama de fases parcial do sistema TiCu. 67
Figura 4.18 – Micrografias mostrando estrutura eutetóide para amostras com 7,1% de Cu 67
Figura 4.19 – Micrografias com 15% de Cu. 69
Figura 4.20 – Curva tensão x deformação para os corpos de prova da liga Ti-15Cu. 70
Figura 4.21 – Curva tensão x deformação obtida via ensaio de tração de amostras de Ti-7,1Cu. 70
Figura 4.22 – Mostrando redução no limite de resistência em função do aumento no percentual de cobre 71
Figura 4.23 – Curva tensão x deformação de amostra da liga Ti-15Cu sem adição de massalotes. 72
Figura 4.24 – Módula de elasticidade em função de teor de cobre 74
Figura 4.25 – Dureza Vickers encontradas para os corpos de prova utilizadas no ensaio de tração 75
Figura 4.26 – Limite de Resistência em função da Dureza Vickers para os corpos de prova 77
Figura 4.27 –Densidade encontrada nas peças fundidas 79
Figura 4.28 – Densidade encontrada nos lingotes das ligas utilizadas 79

Lista de Tabelas

Tabela 2.1 – Comparação entre ligas de titânio e outros materiais em relação ao limite de resistência à tração, limite de escoamento e módulo de elasticidade. 29

Tabela 2.2 – Comparação entre ligas de titânio e ligas utilizadas comercialmente para fabricação de coroas dentárias com relação à dureza Vickers. 30

Tabela 3.1 – Relação dos lingotes produzidos. 36

Tabela 4.1 - Comparação entre as propriedades mecânicas de de algumas ligas e os valores encontrados neste trabalho 74

Tabela 4.2 - Comparação entre a dureza Vickers de algumas ligas e os valores encontrados neste trabalho 76

Nomenclatura

Letras latinas

CCC – Estrutura Cúbica de Corpo Centrado

E – Módulo de Elasticidade

HC – Estrutura Hexagonal Compacta

HCl – Ácido clorídrico

HF – Ácido fluorídrico

HNO_3 – Ácido nítrico

HV – Dureza ou microdureza Vickers

TiCP – Titânio Comercialmente Puro

Letras gregas

α – Fase de estrutura hexagonal compacta

β – Fase de estrutura cúbica de corpo centrado

α’ – Fase martensítica do tipo hexagonal compacta

α” – Fase martensítica do tipo ortorrômbica

ρ_{Cu} – Densidade do cobre

Abreviações

α-case – camada de óxido formada na superfície do titânio

MEV – Microscopia Eletrônica de Varredura

MO – Microscopia óptica

OMS – Organização Mundial de Saúde

PPR – Prótese Parcial Removível

Ti-6Al-4V ELI – Liga com baixo teor de elementos intersticiais

UNICAMP – Universidade Estadual de Campinas

UNIFEI – Universidade Federal de Campinas

IMBEL-FI – Indústria de Material Bélico do Brasil, Fábrica de Itajubá

Capítulo 1

Introdução

1.1 Considerações Iniciais

Os problemas relacionados com a saúde bucal, como a cárie dentária e as doenças periodontais (doenças de gengiva), são comuns em todo o mundo e atingem entre 50% e 99% das pessoas, na maioria das comunidades. Para medir a incidência dessas doenças, a Organização Mundial de Saúde (OMS) criou um método de avaliação aceito por toda comunidade internacional como indicador do perfil da saúde bucal. Neste método são levantados dados referentes à cárie dental, doença periodontal e à necessidade de próteses.

Os países que seguem o programa de saúde bucal da OMS fazem periodicamente essas avaliações, denominadas levantamentos ou estudos epidemiológicos, por meio das quais se pode aferir a média de cárie por pessoa no país. Estes levantamentos permite avaliar a eficácia dos programas governamentais de prevenção em saúde bucal e planejar outras ações.

Dentre algumas medidas preventivas básicas estão a escovação adequada e a aplicação de flúor que, por serem simples e de comprovada eficácia, têm sido disseminadas com redução drástica no nível de incidência destes problemas de saúde bucal nos países industrializados. Em países pobres e em desenvolvimento são muitas as comunidades que necessitam de assistência odontológica básica, o que faz com que os índices de cárie dental, a doença periodontal e o edentulismo (perda de dentes) permaneçam elevados.

No Brasil, o levantamento feito em 2003 relata que o edentulismo continua sendo um grave problema principalmente nas faixas etárias mais elevadas. A necessidade de algum tipo de

prótese começa a surgir a partir de 15 a 19 anos de idade como mostra o gráfico da Figura 1.1. O estudo mostra ainda que mais de 80% da população adulta não tem as gengivas sadias, que 13% dos adolescentes nunca foram ao dentista e que, mesmo entre aqueles que recebem acima de seis salários mínimos mensais, 40% das pessoas chegam a 60 anos completamente desdentados [Saúde Bucal no Brasil, 2006].

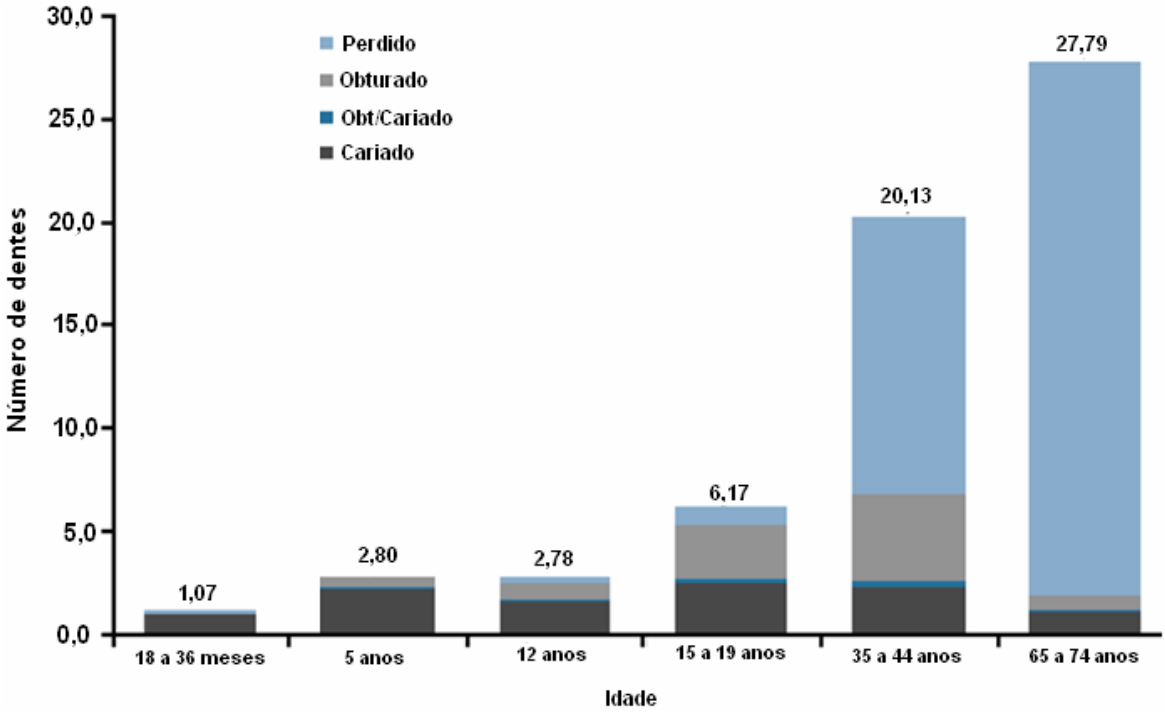


Figura 1.1 - Médias de dentes cariados, perdidos e obturados, segundo a faixa etária no Brasil [Projeto SB Brasil, 2003].

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. Pode ocorrer também a reabsorção (desaparecimento, por absorção pelo organismo) do osso alveolar, que é o osso esponjoso no qual estão implantadas as raízes dos dentes, o que dificulta inclusive a utilização de implantes dentários.

O uso de próteses minimiza os efeitos mencionados anteriormente e restaura as funções mastigatória, estética e fonética. A colocação de uma prótese dental, exemplificada pela Figura 1.2, tem como finalidade a recuperação da saúde bucal ao substituir o dente original, exercendo a sua função. Esta prótese pode ser confeccionada por materiais como aço inoxidável, cerâmicas e outros tipos de ligas metálicas.

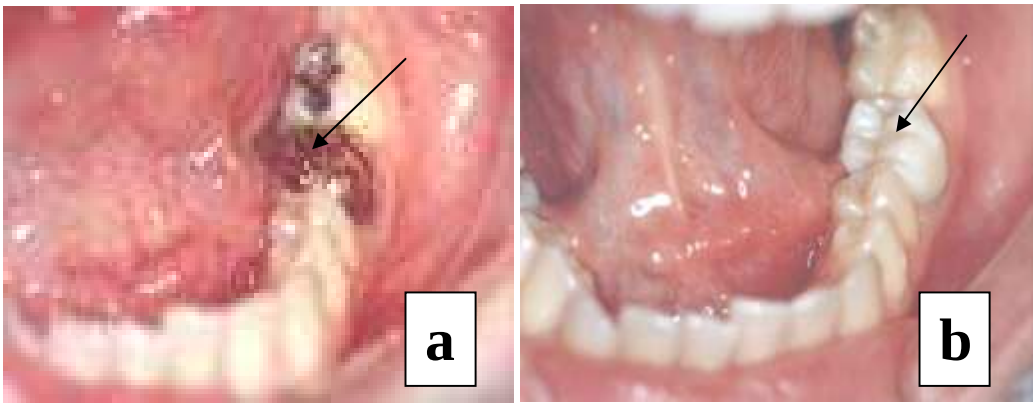


Figura 1.2 - Coroa metálica (a) e coroa cerâmica (b) usadas como prótese dental [Próteses sobre implantes, 2007]

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, mas, sua temperatura de fusão é elevada e apresenta grande reatividade química nessas temperaturas, o que dificulta sua manipulação

O titânio pode ser considerado uma opção relativamente nova como um material de engenharia, considerando-se que não se tornou comercialmente disponível até os anos 50, quando o processo Kroll, de redução por magnésio, foi desenvolvido. O titânio quando ligado com outros elementos químicos, como o Al, V, Ta, Fe, Mo, Nb e o Cu, tem sua resistência mecânica elevada a um patamar mais adequado ao emprego em próteses odontológicas e ortopédicas.

O titânio puro passa por uma transformação alotrópica aos 882,5ºC, quando a estrutura hexagonal compacta (HC), denominada fase alfa, estável em temperaturas baixas, transforma-se em uma estrutura cúbica de corpo centrado (CCC), denominada fase beta, que permanece estável até a temperatura de fusão (1.670ºC). A adição de elementos de liga ao titânio permite alterar a estabilidade de cada uma das fases e consequentemente suas propriedades mecânicas. O comportamento mecânico de uma liga de titânio é dependente não somente da composição, mas também da microestrutura, que é influenciado também pelo processamento termo-mecânico. [Hanada, 2005]

O titânio tem grande afinidade pelos elementos oxigênio, nitrogênio e hidrogênio e em altas temperaturas pode facilmente ser oxidado. Estes elementos difundem-se intersticialmente, logo, a falta de controle da atmosfera durante o processo de fabricação por fundição ou trabalho a quente usando titânio pode alterar a composição e a microestrutura dos produtos, influenciando suas propriedades. Para evitar a contaminação durante a fusão e a fundição, foram desenvolvidos equipamentos que utilizam gases inertes, como o argônio ou hélio, na atmosfera interna.

Os materiais utilizados como molde para fundição do titânio são os materiais refratários em que a reatividade com o titânio é reduzida, tais como o óxido de magnésio ou a alumina e a zircônia. Entretanto, a formação de uma camada de óxido na superfície do metal denominada α-case, produto da reação do metal com molde, não é totalmente inibida [Atwood, 2005].

Como biomaterial, a aplicação do titânio e suas ligas nos ossos, nas junções e na reconstrução dos dentes têm crescido rapidamente nas últimas duas décadas. O uso das ligas de titânio como material para implante no campo ortopédico foi iniciado nos anos 60. Com uma combinação de biocompatibilidade, resistência à corrosão e boas propriedades mecânicas, a liga Ti-6Al-4V ELI (*extra low intersticials*), originalmente desenvolvidas para a indústria aeronáutica foi a primeira a ser utilizada de forma significativa. No entanto, o vanádio é citado como

elemento potencialmente tóxico, o que levou os pesquisadores à busca de novas ligas que não o contivessem.

Recentemente, estudos relataram os resultados relacionados às ligas do sistema Ti-Cu como material alternativo. A adição do Cu ao Ti conduz a uma redução na temperatura do ponto de fusão do titânio, a partir disso, facilitando o processo de fundição e melhorando as propriedades mecânicas [Soffa *et al*, 2004].

1.2 – Objetivos do Presente Trabalho

Os objetivos do presente trabalho são:

- estudar a adequação das ligas do sistema Ti-Cu para a odontologia, considerando-se suas propriedades mecânicas; e
- analisar o processo de fundição de ligas de Ti-Cu em molde cerâmico.

Estes objetivos serão alcançados através dos seguintes procedimentos:

a. Obtenção de um conjunto de ligas de Ti-Cu, em forno a arco voltaico, envolvendo composições que permitam estudar o efeito individual desse elemento nas características das ligas de titânio;
b. Modelagem de corpos de prova em cera e posterior utilização destes na construção de moldes cerâmicos;
c. Fundição das amostras pelo processo de centrifugação;
d. Caracterização mecânica das ligas obtidas usando ensaios de microdureza Vickers e ensaios de tração;
e. Análise microestrutural das ligas obtidas, visando entender as correlações entre microestrutura-defeitos-propriedades e predizer as propriedades do material quando estas correlações são estabelecidas.

Capítulo 2

Revisão Bibliográfica

2.1. Introdução

Todos os materiais estão expostos a estímulos externos que provocam algum tipo de resposta e, a natureza e a intensidade da resposta a um estímulo específico caracterizam suas propriedades. O desenvolvimento de um novo material, com o objetivo de produzir um conjunto predeterminado de propriedades, baseia-se na correlação existente entre estrutura-processamento-propriedades comumente investigada e corroborada pela pesquisa científica. [Callister, 2002].

No caso das ligas metálicas desenvolvidas para serem utilizadas como matéria prima em próteses odontológicas é necessário que o material apresente elevadas resistência mecânica e resistência à corrosão, além da biocompatibilidade.

O termo biocompatibilidade pode ser compreendido como um estado de mútua coexistência entre o biomaterial e o ambiente fisiológico, de tal forma que nenhum exerça efeito indesejável sobre o outro. Pode ser considerada também como uma habilidade do material de executar uma resposta apropriada quando solicitado em uma aplicação específica no organismo humano [Adya, 2005].

Paralelamente à biocompatibilidade, é importante que o implante permita o desempenho imediato e com êxito da função específica (estática e dinâmica) da parte do corpo que está sendo substituída. Esta característica está embutida no conceito de biofuncionalidade, segundo o qual um material biofuncional deve apresentar as características adequadas para cumprir a função desejada, pelo tempo desejado [Ravaglioli, 1992 *apud* Santos, 2001]. Para um implante dentário,

a biofuncionalidade depende principalmente das propriedades mecânicas, da resistência à corrosão e, em alguns casos, da osteointegração.

Existe interesse por materiais com maior durabilidade e confiabilidade em aplicações no corpo humano. Com o aumento da expectativa de vida, a necessidade por materiais que desempenhem funções substitutivas é cada vez maior. Considerada esta necessidade, o desenvolvimento de um novo material necessita de testes que confirmem sua viabilidade. Os resultados obtidos nos testes, apesar de não representarem necessariamente o seu real desempenho clínico, são utilizados para comparar os efeitos das alterações na composição do material ou do processamento térmico/termomecânico, na evolução das propriedades do material. Isto pode auxiliar os profissionais da área odontológica na seleção da grande variedade de produtos lançados no mercado. [Wang et al., 2003].

Tanto a procura por novas ligas de titânio que aliem as características necessárias para a aplicação em biomateriais, quanto a compreensão da interação entre o processamento térmico, a microestrutura e o comportamento mecânico são uma atividade contínua que tem por objetivo aumentar a qualidade de vida das pessoas. A cooperação crescente entre os indivíduos com perícia em ciência dos materiais e os pertencentes à área biomédica, pode levar ao sucesso nesta atividade.

Há registros da aplicação do titânio como biomaterial a partir de 1940, quando experimentos com implantes foram realizados em animais. O uso para prótese dental foi primeiramente registrado na década de 70 [Xavier, S.P., 2002]. Os estudos sobre a fundição do titânio e suas ligas, bem como sobre as aplicações deste material em próteses aumentaram consideravelmente desde então. Vários equipamentos de fundição foram desenvolvidos especificamente para a fundição de titânio, mas os problemas relacionados com sua fundição ainda não foram totalmente solucionados.

2.2. Próteses Odontológicas

O edentulismo diminui a qualidade de vida da pessoa pela perda de eficiência funcional, como no caso da mastigação, pela perda relacionada às questões fonéticas e, até mesmo pela estética, que envolvem aspectos psicológicos como transtornos causados por vergonha de sorrir ou se comunicar normalmente.

As ligas odontológicas podem ser aplicadas na construção de próteses que substituam os dentes parcialmente (prótese parcial) ou integralmente (prótese total), em ambos os casos, podem ser divididas ainda em removíveis ou fixas, as fixas só podem ser totais no caso de implantes. A prótese fixa é a opção ideal nos casos em que faltam poucos dentes, não só pelo conforto, mas também pela estética, apesar de ter custo mais elevado que a prótese removível. [Arroyo *et al.*, 2005]

As próteses parciais removíveis (PPR) podem ser totalmente em acrílico. Apesar de serem muito utilizadas por razões sócio-econômicas, seu uso deveria ser apenas em caráter provisório. Sustentam-se apoiadas nos tecidos moles e, no caso de algumas PPR que possuem uma parte metálica, também nos dentes ainda presentes. Deve ser levado em consideração que as PPR têm um período de vida limitado pelas contínuas alterações da boca e pela degradação dos materiais empregados.

As próteses totais removíveis destinam-se à substituição de todos os dentes. Os dentes são geralmente em acrílico, mas podem ser usados dentes pré-fabricados em porcelana que têm a vantagem de resistirem muito mais ao desgaste e terem um aspecto mais natural, privilegiando a estética. No entanto, apresentam maior custo e são mais difíceis de reparar quando se quebram, além de promover uma maior reabsorção do que resta do osso alveolar por serem mais duras.

As próteses fixas são constituídas por coroas e pontes. Geralmente, este tipo de prótese é confeccionada com uma estrutura interna em metal que lhes dá robustez, e recoberta com cerâmica na tonalidade dos dentes do paciente. Também podem ser feitas apenas em cerâmica ou unicamente em metal. A ponte é uma restauração protética destinada a substituir um ou mais dentes, apoiando-se em dentes vizinhos ao espaço desdentado. As coroas protéticas se destinam a reconstruir a coroa natural do dente parcialmente destruído. Dessa forma, sua aplicação implica na existência de parte da estrutura do dente que se propõe reconstruir e ao qual será cimentada.

Os avanços tecnológicos na área odontológica permitem que a fixação da coroa seja feita sobre um implante como mostrado pela Figura 2.1. Utilizam-se os implantes em casos de perda de um ou mais dentes quando se pretende efetuar próteses fixas, nestes casos funcionam como raízes artificiais. Usam-se ainda no caso de doentes desdentados em que a estrutura óssea e a mucosa gengival não permitam a utilização de uma prótese total com conforto e estabilidade, funcionando como retentores da prótese. [Arroyo *et al.*, 2005]

Figura 2.1 - Implante com função de retenção de uma prótese fixa. [Arroyo *et al.*, 2005]

2.2.1. Interação Prótese Estrutura Dental

A restauração metalo-cerâmica é muito bem aceita pelos pacientes devido ao aspecto estético proporcionado pela cobertura cerâmica. No entanto, para evitar problemas de desprendimento da cerâmica, a escolha do metal dependerá não somente de sua biocompatibilidade, mas também de propriedades físicas adequadas, fácil manipulação e menor custo. O sucesso destas restaurações depende da presença de uma ligação forte e técnicas apropriadas no processamento da porcelana e do metal. O coeficiente de expansão térmico da cerâmica e do metal deve ser compatível para que ocorra uma ligação apropriada [Al Hussaini, 2005].

As restaurações de Ti foram consideradas apropriadas para o uso clínico, segundo estudo realizado por **Walter *et. al*. em 1994,** embora nem todos os problemas no campo metal-cerâmico estivessem totalmente resolvidos. Em tal trabalho, 88 restaurações de titânio (69 coroas e 19 próteses parciais) foram colocadas em 37 pacientes, durante o período de 1 ano (1990-1991). A qualidade das restaurações analisadas pelo sistema de avaliação da Associação Dental da Califórnia foi considerada satisfatória na maioria dos casos.

A odontologia restauradora tem usado o titânio puro ou grau 1 (99,9%) com certas restrições, devido ao seu complexo processo de fundição. Dentre outros problemas, o titânio pode reduzir óxidos que são utilizados na fabricação dos cadinhos e dos revestimentos do molde, formando uma camada superficial de silicato de titânio e óxido de titânio, incluindo a camada superficial de óxido α-case que pode facilmente ser quebrada ou lascada, prejudicando a ligação metalo-cerâmica. A ligação entre o recobrimento cerâmico e o titânio deve ocorrer abaixo de 800ºC para impedir a formação excessiva de óxido. A temperatura tem influência direta na

espessura da camada de α-case e reduz significativamente a aderência, variando de 32 ηm a 750ºC e 1μm a 1.000°C. [Al Hussaini, 2005]

A exigência estética limita o uso de restaurações metálicas fundidas. Entretanto, a indicação de ligas metálicas ainda se torna necessária quer seja pelo seu custo, por sua técnica de confecção ou pelo ótimo conjunto de propriedades mecânicas desejáveis. Uma união forte e duradoura entre dente e liga metálica aumentará significativamente a segurança do profissional, diminuindo assim a necessidade de desgaste da estrutura dental sadia com finalidade de criar pontos favoráveis para o ancoramento da prótese.

2.3. Metalurgia Física do Titânio

O titânio é um metal de transição, de baixa densidade (peso específico 4,51g/cm^3), 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 [Materials Handbook, 1991].

A descoberta do titânio ocorreu primeiramente na Inglaterra em 1791, por William Gregor, e não existe em estado livre. Apresenta-se em uma grande variedade de minerais tais como na perovskita ($CaTiO_3$), na titanita ou esfeno ($CaTiSiO_3$), no dióxido de titânio (TiO_2), principalmente na rutila (TiO_2 tetragonal) e na ilmenita ($FeTiO_3$). A produção industrial de titânio metálico só se tornou possível depois que Kroll, em 1936, inventou um processo (que leva seu nome) de redução por magnésio: $TiCl_4 + 2Mg \rightarrow 2MgCl_2 + Ti$.

A fabricação é relativamente difícil por causa da reatividade do titânio principalmente com o hidrogênio, oxigênio e nitrogênio, que tendem a causar o aumento da dureza e da resistência mecânica; conseqüentemente, a elevada temperatura de processamento, que deve ser

executado sob circunstâncias especiais que evitem a difusão de gases para dentro do metal. É usado na fabricação de geradores elétricos, pigmentos para a indústria de tintas e principalmente na indústria aeroespacial, além de dispositivos biomédicos [Materials Handbook, 1991].

Todos os elementos químicos com raio atômico 15% menor ou maior que o raio atômico do titânio têm uma solubilidade significativa, formando soluções sólidas substitucionais na rede cristalina do titânio, como é o caso do cobre. Os elementos com um raio atômico menor que 0,59 do raio do átomo de Ti, ocupam locais intersticiais e também têm solubilidade considerável, temos como exemplo H, N, O, C. [Metallurgy of Titanium and its Alloys, 2007]

O titânio de alta pureza (99,9%) suporta tensões na temperatura ambiente de aproximadamente 234MPa com alongamento de 54%. É paramagnético e tem baixa condutividade elétrica e expansão térmica. Outra propriedade relevante é a resistência à corrosão, devido à presença de uma fina película de óxido na superfície do titânio e suas ligas, a qual fornece resistência excelente aos ambientes atmosféricos e ambientes marinhos, assim como promove uma boa resistência a uma larga variedade de produtos químicos, incluindo o cloro e os organo-clorados [Materials Handbook, 1991].

2.3.1. Transformações de Fase em Ligas de Titânio

O titânio é um dos poucos metais que apresentam alotropia, isto é, pode existir em mais de uma forma cristalográfica. Cada porção homogênea do sistema com características físicas e químicas definidas denomina-se fase. Em temperatura ambiente, o Ti possui forma estrutural hexagonal compacta (HC), designado como fase alfa. Em torno de 884ºC, a fase alfa transforma-se em uma estrutura cúbica de corpo centrado (CCC), chamada de fase beta, estável até o ponto de fusão, que ocorre aproximadamente em 1.668ºC [Materials Handbook, 1991].

As propriedades mecânicas do titânio são relacionadas com suas fases alotrópicas. As ligas podem ser classificadas em três grupos: ligas α, ligas α+β e ligas β.

- Ligas α e *near*-α

As ligas α incluem o titânio comercialmente puro (TiCP), não aceitam tratamento térmico, mas a adição de cobre permite o tratamento de envelhecimento. As ligas alfa apresentam geralmente boa soldabilidade, boa ductilidade e possuem propriedades mecânicas excelentes em temperaturas criogênicas. Como todos os materiais de fase hexagonal compacta (HC), não exibem a transição ductil-frágil. Melhorias nas propriedades em ligas alfa são conseguidas adicionando elementos de liga que estabilizam essa fase, elevando inclusive a temperatura de transformação para a fase beta.

As ligas *near*-α contém elementos estabilizadores da fase α, mas apresentam pequenos teores de elementos estabilizadores da fase β. Estes elementos retêm pequena quantidade de fase β em equilíbrio metaestável à temperatura ambiente, permitindo a transformação martensítica da fase β em α' (martensita de estrutura HC) dentro de uma faixa de composição muito limitada, obtida através das altas taxas de resfriamento a partir do campo α+β.

- Ligas α+β,

As ligas α+β apresentam ambas as fases em equilíbrio termodinâmico, os elementos estabilizadores de cada uma das fases são combinados para obter as melhores características de cada fase de forma balanceada. Tal balanço de propriedades, apresentado por esta classe de ligas de titânio, pode ser conseguido com um processamento térmico que ajuste a microestrutura e os precipitados de fase beta.

As ligas da classe α + β são as mais comuns dentre os tipos de ligas de titânio. A Ti-6Al-4V, mais conhecida comercialmente, possui estrutura cristalina composta por fase α (HC) e fase β (CCC) presentes à temperatura ambiente, combinando resistência mecânica e resistência à

corrosão aliadas a uma boa conformabilidade e usinabilidade. As ligas α+β são tratáveis termicamente e a maioria é soldável. Seus níveis de resistência são considerados de médios para elevados.

- Ligas *near*-β e β;

As ligas *near*-β são ligas que possuem elementos estabilizadores da fase β em quantidade suficiente para que as linhas de transformação martensítica passem abaixo da temperatura ambiente e, para que a linha β–*transus* fique abaixo da temperatura de transformação alotrópica do titânio puro. A adição de pequenas quantidades de elementos α estabilizadores permitem que sejam trabalhadas dentro do campo β à 800ºC. A cinética de nucleação e crescimento da fase estável α é bastante lenta, permitindo à manutenção da fase metaestável a temperatura ambiente, mesmo sem necessidade de resfriamento rápido. [Mello, 2004]

As ligas β contêm proporções de elementos estabilizadores de β para formar ligas com apenas essa variedade. O trabalho a frio é mais fácil em relação às anteriores, podem receber tratamento térmico para aumento da resistência mecânica e, além disso, a resistência à corrosão é melhor que a do metal comercialmente puro. As ligas beta são propensas à transformação ductil-frágil e, por isso, não são usadas para aplicações criogênicas. Os elementos ligantes principais são considerados mais biocompatíveis do que os elementos estabilizadores da fase alfa. A adição de elementos β-estabilizadores permite baixar o ponto de fusão e diminuir a reatividade do titânio, facilitando o processo de fundição.

Devido à facilidade de conformação, atrativa para trabalhabilidade, há muito interesse em criar ligas titânio beta para aplicações específicas. Mesmo com o aumento do interesse e da manipulação desta classe, a produção total destes produtos ainda é pequena. Elementos β-estabilizadores oferecem também menor módulo de elasticidade e maior resistência à corrosão [Liu, *et al*., 2004].

Os elementos de liga consolidam a formação de uma ou de outra destas duas fases. O alumínio, por exemplo, estabiliza a fase alfa, isto é, eleva a temperatura de transformação da fase alfa para a fase beta, outros alfa estabilizadores são C, O e N. Dentre os elementos beta-estabilizadores, o Mo, V, Nb e Ta são chamados de isomorfos, enquanto os elementos Fe, W, Cr, Si, Co, Mn, H e Cu são chamados de eutetóides, devido ao tipo de diagrama de fases originado, conforme mostrado na Figura 2.2. Todos os elementos β-estabilizadores diminuem a temperatura de transformação β-*transus*, permitindo que a fase beta permaneça estável em temperaturas mais baixas e, até mesmo, em temperatura ambiente [Liu, *et al*., 2004].

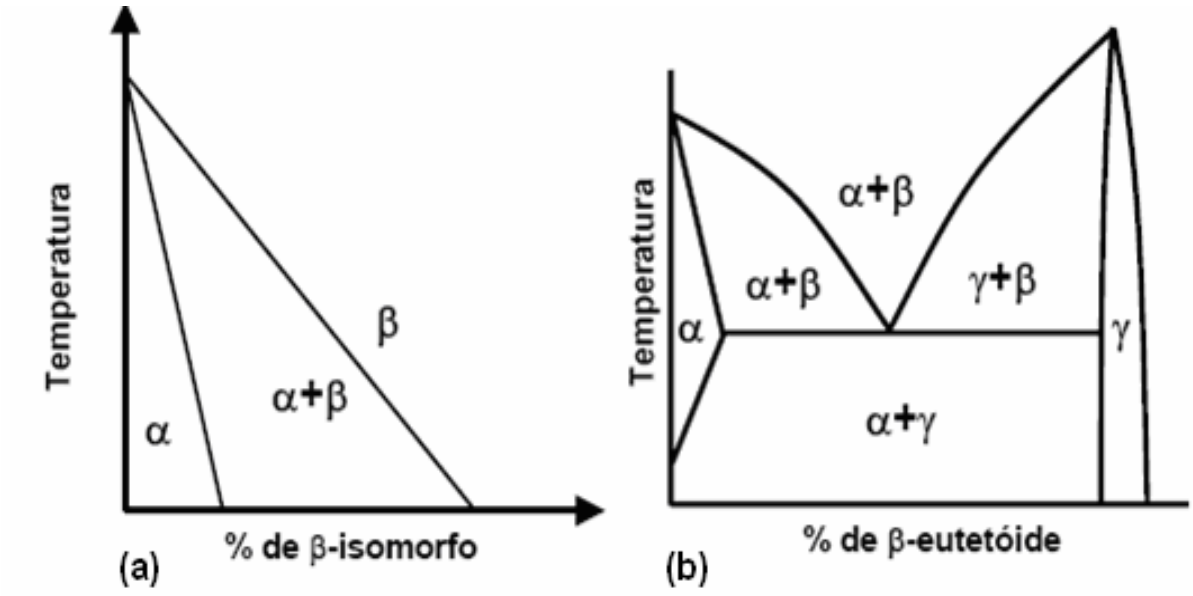


Figura 2.2 - Diagramas de fases esquemáticos para as duas principais classes de β-estabilizadores: (a) β-isomorfo e (b) β-eutetóide. [(Froes, 1985) *apud* (Mello, 2004)]

A adição de elementos de liga tem portanto por objetivo a manutenção de uma ou outra fase em equilíbrio termodinâmico. Grandes variações microestruturais podem ser obtidas através de tratamentos térmicos ou termomecânicos, alterando significativamente as propriedades das ligas de titânio.

2.3.2. Sistema Ti-Cu

Informações sobre a microestrutura e as propriedades mecânicas em função da temperatura e composição para o sistema Ti-Cu são fornecidas pelo diagrama de fases que permite visualizar a as temperaturas de início e fim da solidificação/fusão, predizer as transformações de fases, além de apresentar informações sobre outros fenômenos.

O diagrama do equilíbrio de fases do sistema Ti-Cu indica a formação de uma liga eutética (líquido → Ti2Cu + TiCu) em temperatura ambiente sobre condições de resfriamento lento para um percentual de cobre de 50%. O diagrama mostrado pela Figura 2.3. indica ainda a formação de um ponto eutetóide (β → α + Ti2Cu) para a concentração de 7,1% de cobre.

Conforme observado por Kikuchi *et al*. em 2001, a temperatura de fusão desta liga diminui com um aumento na quantidade de cobre; aproximadamente 1.610ºC para 5% de Cu e 1.540ºC para 10% de Cu, este fato é relevante considerando-se que pode facilitar o processo de fundição.

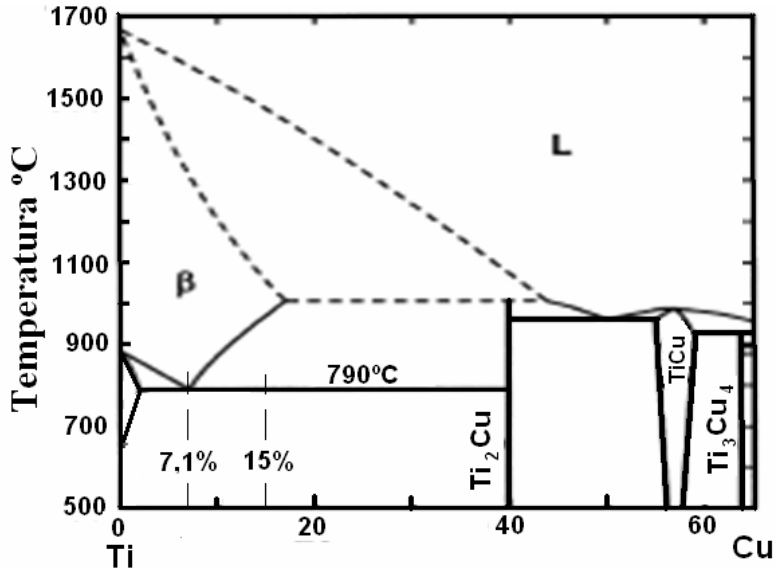


Figura 2.3 - Diagrama de Fases parcial do sistema Ti-Cu. [Kikuchi et al., 2001]

2.4. Titânio de Pureza Comercial e suas Ligas

O uso do titânio de grau de pureza comercial (TiCP) tem aumentado em aplicações dentais, embora algumas de suas propriedades, como a resistência mecânica, não sejam adequadas para determinadas aplicações nesta área. Além disso, o uso do titânio foi contido pela dificuldade de superar os problemas causados pelo alto ponto de fusão e pela reatividade com materiais do molde em altas temperaturas. O uso de ligas de titânio é um caminho normalmente utilizado para melhorar algumas propriedades, aumentando sua utilização na odontologia.

As duas ligas de titânio mais utilizadas atualmente para aplicações dentais são Ti-6Al-4V e Ti-6Al-7Nb, devido às propriedades mecânicas apresentadas. As ligas do sistema titânio-cobre também aparecem com potencial para a utilização odontológica devido à utilização de elementos biocompatíveis (Ti e Cu), além de suas propriedades mecânicas. [Watanabe *et al*, 2003]

Há grandes diferenças nas propriedades mecânicas, especialmente na ductilidade, dos fundidos de titânio produzidos antes da década de 1990 e os atuais. Estas diferenças devem-se aos consideráveis avanços efetuados nos tipos do revestimento e nos equipamentos utilizados na fundição dessas ligas. Portanto, deve-se fazer nova análise nestas ligas previamente estudadas sob uma visão atual para verificar se podemos fundir o titânio com propriedades melhores. [Kikuchi *et al*., 2001]

2.4.1. Utilização de Ligas Odontológicas

Em 2000, Wataha afirmou que apesar do desenvolvimento das resinas e materiais cerâmicos, as ligas metálicas continuarão, devido a suas propriedades mecânicas e biológicas que excedem outras classes dos materiais, a ser utilizadas na perda e tratamento de dentes severamente danificados e que a seleção da liga dental apropriada é imprescindível ao sucesso em longo prazo de próteses dentais.

Bezerra *et. al*. haviam ressaltado em 1999 que, pelo menor custo em relação às ligas de metais nobres e também por ser um metal abundante na natureza, o TiCP e suas ligas eram indicados para confecção de próteses odontológicas.

O aparecimento de várias ligas metálicas para uso odontológico tornou mais complexo o processo de escolha das mesmas. Entretanto, este processo de seleção facilitado quando o critério de escolha está centrado nas propriedades físicas, mecânicas e biológicas apresentadas, tais como a resistência mecânica, o módulo de elasticidade, a corrosão e a biocompatibilidade, evitando a freqüente escolha baseada no custo e na cor, já que estes são os indicadores mais pobres. A seleção apropriada de uma liga ajuda a assegurar uma restauração com maior longevidade e melhorar a saúde oral do paciente. [Wataha, 2000].

Wataha *et al.* 1998, abordaram que a biocompatibilidade de ligas dentais é uma condição importante, já que estas ligas estão em contato por um longo prazo com tecidos orais. O trabalho comenta ainda alguns estudos cujos resultados mostram que a citotoxicidade *in vitro* de ligas dentais pode ser correlacionada com a liberação dos elementos das ligas. Essa liberação de elementos parece ser uma condição necessária, mas não suficiente, para uma resposta citotóxica, já que esta depende da tolerância e capacidade do organismo eliminar excessos do elemento.

As ligas odontológicas empregadas em próteses podem ser denominadas biomateriais, já que são aplicadas em contato com epitélio oral por longos períodos, que podem representar muitos anos no caso das próteses que repõem tecidos orais perdidos. Daí a necessidade de que provoquem poucas reações biológicas. A liberação dos elementos metálicos das ligas odontológicas nos tecidos adjacentes à prótese é uma realidade e é improvável que haja ligas que não a promovam. Pesquisas adicionais são necessárias para estabelecer os níveis de liberação de baixo-risco ao corpo, o que significa também limitar a liberação do elemento a estes níveis. Desde que a liberação de componentes está relacionada com a biocompatibilidade da liga, uma liberação cadenciada, por período mais longo, é provavelmente um fator importante que contribui para a biocompatibilidade em longo prazo destas ligas. A tendência de um elemento em ser liberado depende de sua estabilidade e da agressividade do ambiente em sua volta [Wataha e Lockwood, 1998].

2.4.2. Ligas Odontológicas de Ti-Cu

O cobre é essencial para seres humanos, isso pode ser indicado pelo papel importante que este metal possui no crescimento infantil, no mecanismo de defesa, na resistência óssea, no

transporte do ferro, no metabolismo do colesterol, na contração miocardial, no metabolismo da glicose e no desenvolvimento do cérebro. [Mahan, 1998].

A recomendação das academias científicas considera como mínimo a absorção diária de cerca de 2mg /dia. Um regime equilibrado contém de 2 a 5mg/dia. A ingestão diária acima destes níveis induz à irritação da mucosa, náusea, vômito, diarréia e, se ingerido por períodos longos, a anemia hemolítica, necrose renal e tubular, hepatite e lesões cerebrais severas. Algumas pessoas não conseguem eliminar o cobre do organismo (Doença de Wilson), e podem ter sua saúde seriamente afetada pelo efeito cumulativo deste elemento.

Watanabe *et al.* [2003] testou algumas ligas experimentais de titânio dos sistemas Ti-Cr, Ti-Mn, Ti-Pd e Ti-Cu, comparando a sua citotoxicidade com o titânio comercialmente puro e com as ligas Ti-6Al-4V e Ti-6Al-7Nb. A presença ou não da camada superficial α -case, decorrente da reação do titânio com o revestimento durante a fundição, crítica de ser removida em coroas, próteses fixas e próteses removíveis, por comprometer a fidelidade dimensional das peças, também foi analisada. Tal estudo conclui que as ligas experimentais analisadas não eram citotóxicas, e que a presença da camada α-case não alterou a biocompatibilidade destas ligas.

As propriedades mecânicas de uma série de ligas do sistema Ti-Cu com percentual de cobre em massa (1, 2, 5 e 10) foram avaliadas por Kikuchi, *et al*. em 2001 com a finalidade de desenvolver uma liga odontológica de titânio com ponto de fusão menor, facilitando assim o processo de fundição. Nas ligas com 5 e 10% de Cu, houve um aumento de resistência mecânica, em relação ao TiCP. Porém, ocorreu uma redução da ductilidade nas ligas experimentais com concentrações mais elevadas do Cu. Outra vantagem da adição de cobre ao titânio foi que a temperatura de fusão do titânio diminuiu com o aumento na quantidade de cobre, facilitando assim o processo de fundição. A adição do cobre, que tem uma condutividade maior de calor do que o titânio também contribui na usinagem.

1.1.1.1 2.5. 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. Atualmente, é usado na indústria automotiva, aeronáutica e biomédica. As peças podem pesar de alguns gramas a 35kg, embora o tamanho normal varie de 200g a aproximadamente 8kg. Quanto à espessura de parede, a mínima espessura usual é em torno de 0,5mm a 1mm para as ligas que podem ser fundidas facilmente.

Os tipos de materiais que podem ser fundidos são ligas de alumínio, bronzes, aços de ferramenta, aços inoxidáveis, metais preciosos e outras ligas metálicas. As peças feitas com processo de cera perdida freqüentemente não requerem nenhuma intervenção adicional, por causa das tolerâncias dimensionais atingidas. Peças metálicas difíceis de fabricar por suas formas complexas ou devido a sua dureza elevada para usinagem 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 [Atwood et Al., 2007].

Na utilização odontológica, os modelos em cera são construídos manualmente em uma réplica da boca do paciente. O processo tem as vantagens de reproduzir as complexas formas 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 [Atwood *et al*., 2007].

2.5.1. Fundição de Ligas de Titânio

As propriedades mecânicas das peças fundidas de titânio podem ser afetadas pelo procedimento de formação da peça, devido principalmente ao alto ponto de fusão e à grande reatividade do metal, tanto com os elementos presentes no ar atmosférico (O e N principalmente), quanto com os componentes dos materiais do molde, especialmente em altas temperaturas [Eliopoulos *et. al*, 2005].

Estudos realizados por Wang *et. al* em 1993, relataram que o uso do titânio e suas ligas para confecção de implantes e próteses tinham aumentado nos últimos anos e que o aparecimento de porosidades nos produtos fundidos desses materiais constitui um dos problemas encontrados. Foi ressaltado também que uma das grandes vantagens é a baixa densidade (4,5g/cm^3) apresentada pelo material, quando comparado com ligas de Co-Cr (8,9g/cm^3) e com o Au (19,3g/cm^3). Enquanto as porosidades superficiais podem representar um problema apenas estético, as porosidades não detectadas no interior das peças podem resultar em falhas clínicas e em revisões caras. A formação de poros pode ocorrer devido a problemas na técnica de fundição, tais como a perda de vácuo, pressão de fundição inadequada, ausência de áreas de escape para os gases e perda de selamento entre a câmara de fundição e do molde durante a fundição. [Wang *et. al*, 1993]

Em 1996, Burnett *et al*. estudaram o posicionamento e o formato do canal de alimentação para fundições de próteses parciais removíveis e observaram que o sucesso da fundição dependia de critérios na seleção do canal de alimentação, considerando número, dimensão e local de posicionamento no modelo, para que o metal fluido pudesse escoar e preencher completamente o molde. O posicionamento em locais que permitissem o escoamento do metal para todas as áreas,

promoveria a solidificação unidimensional, reduzindo a formação de porosidades por solidificação prematura em áreas estreitas. No entanto, o correto posicionamento dos canais de alimentação não é suficiente para eliminar totalmente as porosidades, que poderiam ser causadas pela incorporação de gases ou reação com o revestimento. O uso de áreas de escape de ar permitiria que parte dos gases escape durante a entrada do metal fluido. As porosidades também poderiam ser minimizadas com superaquecimento adequado do metal líquido e com a diminuição do tempo de solidificação.

Em 2000, Zinelis *et al.* compararam o efeito da pressão de hélio (He), argônio (Ar), criptônio (Kr) e xenônio (Xe) na porosidade, microestrutura e propriedades mecânicas do TiCP. Foram fundidos oito grupos de amostras utilizando os gases anteriormente citados com pressão entre 0,5 e 1atm. A dureza foi a propriedade mais afetada pela variação do gás e da pressão. A atmosfera de He aumentou a porosidade e a dureza, não devendo portanto ser utilizado para fundições de Ti, enquanto o Xe apresenta custo elevado. O autor relatou ainda que, gases mais leves demonstram maior velocidade de propagação pelo metal líquido, aumentando as porosidades. Segundo o autor, o Kr parece ser uma alternativa ao Ar porque diminui a dureza e a ocorrência de porosidades, facilitando a produção laboratorial de peças em titânio.

O modo como o metal flui pelo molde e a integralidade da peça fundida depende diretamente do molde. Esta propriedade é chamada geralmente fundibilidade, sendo esta a habilidade do metal liquefeito de percorrer e encher o molde sob determinadas circunstâncias. É uma importante exigência da peça de prótese dental, sendo uma complexa combinação envolvendo as propriedades do metal líquido e sua forma de solidificação, promovendo peças finais com dimensões exatas e bem formadas. Entretanto, não existem dados suficientes sobre o fluxo do metal para a fundição de próteses dentárias. [Watanabe, 2003]

Analisando a relação entre o custo e o benefício, a fundição por cera perdida de ligas de Ti poderia ser a tecnologia mais econômica, considerando-se que permite o desenvolvimento de protótipos, mesmo de formas complexas, executados rapidamente e com confiabilidade elevada. Por outro lado, este processo apresenta um inconveniente, a formação da camada denominada alfa-case (α-case), que dificulta a usinagem e pode provocar a iniciação e a propagação de trincas, devido a sua alta reatividade com metais no estado líquido. Esta camada forma-se pela solubilização intersticial de elementos como o C, N e especialmente o O dissolvidos pela reação com os materiais do molde [Sung *et al.*, 2005].

Esta região é porosa e frágil e considerada desfavorável por reduzir a ductilidade, fatiga e resistência à corrosão. A camada α-case não pode ser completamente removida das peças dentais fundidas devido a comprometimentos dimensionais, e, conseqüentemente, esta região remanescente afeta as propriedades mecânicas e a durabilidade da ligação metalo-cerâmica. Para minimizar a extensão da camada α-case, os óxidos empregados na confecção de moldes para a fundição de titânio apresentam uma estabilidade química elevada, como por exemplo a zircônia (ZrO_2) e a magnésia (MgO). Entretanto, a formação da camada α-case não é completamente impedida na superfície do Ti, mesmo com o emprego destes revestimentos. Esta camada dura e frágil resultante da reação pode ter um efeito nas propriedades mecânicas da carcaça dental total [Eliopoulos e Zinelis, 2005].

A usinabilidade das ligas de titânio é uma propriedade importante a ser considerada em caso de haver algum tipo de operação de acabamento através de usinagem. Em peças sujeitas a carregamento dinâmico, a resistência à fadiga deve ser analisada e está diretamente relacionada com a qualidade superficial. O emprego de um processo de usinagem, ou de parâmetros de usinagem inadequados pode comprometer a vida em fadiga de uma peça de titânio, uma vez que a rugosidade superficial pode atuar como iniciadores da trinca.

2.6. Resistência à Corrosão

Muitas ligas já foram estudadas quanto à resistência à corrosão, como as ligas com alto teor de ouro (que possuem boa resistência à corrosão quando comparadas a outras ligas), as ligas de amálgama, níquel-cromo e cobalto-cromo. Apesar de materiais não preciosos apresentarem propriedades mecânicas interessantes, a suscetibilidade à corrosão e os efeitos biológicos dos produtos da corrosão representam grande desvantagem para estes materiais.

O processo da corrosão é um fenômeno essencial na determinação da biocompatibilidade de ligas odontológicas. O titânio e suas ligas comerciais são usados em grande escala como restauradores dentais devido a suas vantagens em comparação a outros materiais similares, tais como a alta resistência à corrosão, baixa densidade, atoxicidade e biocompatibilidade. A passividade química do titânio resulta da formação, em sua superfície, de um filme de alta estabilidade, cuja espessura se encontra entre 10 e 20 nm. Este filme protetor se desenvolve através da formação de uma camada composta por diferentes óxidos, dentre os quais o TiO_2 é o mais abundante [Mareci *et al.*, 2005].

Teoricamente, esta camada protetora não deveria ser danificada sob as condições encontradas no meio bucal, pois o pH é próximo ao neutro porque a enzima ptialina, embora ativa em ampla faixa de pH, apresenta um ótimo em 6,9. Entretanto, dentro da prática odontológica, a aplicação de soluções fluoretadas constituiu uma forma bastante eficaz para o controle da cárie, e as ligas de titânio degradam-se neste meio, especificamente quando em pH reduzido. Reclaru *et al.*, 1998, observaram aumento da corrente galvânica quando da presença de pH menor que 3,5, favorecendo assim o processo de corrosão. Este estudo sugeriu também que os íons de flúor

poderiam danificar a camada protetora da superfície do titânio, com aumento da rugosidade superficial e o aparecimento de falhas em sua superfície.

A resistência à corrosão do Ti e das suas ligas depende em maior parte da concentração de fluoreto (F^-) e do pH da solução em que está inserida. No entanto, quando ocorre uma desestruturação ou remoção completa do filme protetor da superfície do Ti, o mesmo apresenta um potencial reparador extremamente rápido e eficaz quando as condições do meio se normalizam, ou seja, quando a concentração de flúor e o pH voltam aos níveis normais. Assim, a camada de óxidos pode ser restituída na presença de ar ou até mesmo de pequenas quantidades de água [Nakagawa *et al.*, 2001].

2.7. Caracterização da Liga Fundida

A determinação das características de um material é importante por permitir adequar o material a uma aplicação específica. As propriedades são determinadas a partir de normas para ensaios aceitos e adotados internacionalmente, facilitando o intercâmbio do conhecimento gerado em diferentes centros de pesquisa.

Neste trabalho foram observados a microestrutura, o comportamento mecânico e o processo de fundição.

2.7.1. Microestrutura

O termo microestrutura é utilizado para descrever as características estruturais encontradas nos materiais poligranulares (policristalinos). As microestruturas podem ser caracterizadas pelo tipo, proporção e composição das fases presentes, e pela forma, tamanho, distribuição e orientação dos grãos

As propriedades de um material dependem da sua estrutura, a qual depende de numerosos fatores como natureza dos elementos, presença e localização de impurezas, precipitados, morfologia, tamanho de grão, tratamentos térmicos, distribuição de elementos, fases, etc. Assim, para definir as propriedades de um material, não basta conhecer sua composição, mas também suas condições microestruturais. Para tal, deve-se utilizar a metalografia, uma técnica que permite identificar as fases presentes e demais características microestruturais dos metais [Marino *et al*., 2000].

A metalografia relaciona a composição química, estrutura metalúrgica e propriedades físicas e mecânicas a partir de uma superfície metálica adequadamente preparada. Após a preparação, que consiste no corte, lixamento, polimento e ataque químico de uma amostra para revelar os constituintes, a análise é feita com o auxílio de um microscópio ótico ou eletrônico de varredura, de forma a identificar as características da liga e predizer suas propriedades.

2.7.2. Propriedades Mecânicas

A dinâmica da mastigação e o ambiente presente no interior da boca pode representar uma condição adversa à prótese. Para uma determinada condição destes parâmetros, cada material pode responder de uma maneira particular. Diversos testes em laboratório são propostos para avaliar propriedades diferentes e importantes de próteses dentais, tais como módulo de elasticidade de um material, limite de escoamento, resistência à tração, porcentagem de alongamento e dureza.

O módulo de elasticidade (E), também chamado módulo de Young é a medida da rigidez do material, demonstrando sua resistência durante a deformação elástica. Um módulo de elasticidade mais elevado é requerido para minimizar a deformação elástica quando o metal for

aplicado em próteses dentais sujeitas à tensão comparativamente elevada, como pontes e estruturas parciais da dentadura. Por outro lado, a baixa rigidez oferece a vantagem de adaptar o comportamento da prótese aos ossos, que têm um valor de E (~17 MPa), consideravelmente menor do que o titânio (~110 MPa). Esta menor rigidez pode significar um melhor ancoramento do implante junto ao tecido ósseo, o que é desejado na implantodontia.

Kikuchi *et al*., verificaram em 2006 um aumento de até 20% no valor de E em ligas do sistema Ti-Cu com concentração em torno de 30% de cobre, em relação ao TiCP. Este fato deve-se provavelmente à precipitação do composto intermetálico Ti_2Cu. O módulo de Young de todas as outras ligas desse sistema foram significativamente mais elevados do que o TiCP. A adição de ouro ou de prata reduziu ligeiramente o valor de E do titânio quando a fase da liga era unicamente α. O módulo de elasticidade é um parâmetro de projeto indispensável ao avaliar as deflexões de próteses por processos mecânicos.

A tensão limite de escoamento refere-se ao ponto em que o material começa a submeter-se à deformação permanente e representa um dos valores referenciais da resistência mecânica de um material. Valores da tensão limite de escoamento são estimados entre 500 a 700MPa para as ligas de titânio e 320 a 415MPa para o TiCP. As próteses parciais removíveis (PPR) devem ter limite de escoamento maior que 500MPa. Assim, o TiCP não é indicado para esta aplicação por não apresentar resistência suficiente, sendo dada preferência às suas ligas, como a Ti6Al4V ou a Ti6Al7Nb.

O limite de resistência à tração é a máxima tensão suportada pelo material, considerando-se a área inicial. Em um material dúctil, esta tensão limite é marcada pelo início de uma deformação plástica localizada, denominada estricção. A tensão limite de resistência à tração para o TiCP é de aproximadamente 785MPa.

A Tabela 2.1 mostra valores comparativos entre ligas α, α+β e β [Liu *et al*., 2004], além de valores para duas ligas comercialmente utilizadas para confecção de próteses, cujos dados foram informados pelos fabricantes.

A capacidade que alguns materiais possuem de se deformarem plasticamente antes da ruptura (ductilidade), ou de fraturarem com pouca ou nenhuma deformação plástica (fragilidade), são indicadas pela porcentagem de alongamento e de redução de área da seção transversal. Valores mínimos de ductilidade e de resistência à tração são estabelecidos para as ligas de titânio empregadas em próteses odontológicas parciais ou totais.

A usinagem e o acabamento final da peça são diretamente dependentes dos valores de dureza do material. Quanto maior a dureza, mais difícil se torna a usinagem e polimento do material. [Eliopoulos *et. al*., 2005]

2.7.3. Dureza

As características da superfície do material são importantes fatores a serem considerados quando este é empregado no ambiente oral. A rugosidade, a presença de óxidos, a resistência à corrosão, a cor, etc. podem influenciar na estética, na resistência ao risco e à solicitação mecânica. Desta forma, a dureza superficial é um parâmetro usado freqüentemente para avaliar a resistência do material à deformação plástica por penetração.

Tabela 2.1 - Comparação entre ligas de titânio e outros materiais em relação ao limite de resistência à tração, ao limite de escoamento e ao módulo de elasticidade.

Denominação	Tipo	Limite de resistência à tração (MPa)	Limite de escoamento (Mpa)	Módulo de elasticidade (GPa)
Ti cp	α	785	692	105
Ti-6Al-4V	α+β	960-970	850-900	110-114
Ti-6Al-7Nb	α+β	1024	921	105
Ti-15Mo-5Zr-3Al	β	812	771	82
Ni-Cr	-	821	766	180-210
Cr-Co	-	520-820	460-640	145-220
Aço inox	Austenita	465-950	170-750	200
Tecido ósseo	-	-	-	10-30
Dentina	-	-	-	18,2
Esmalte dentário	-	-	-	82,4

A dureza não é uma propriedade intrínseca do material ditada por definições precisas nos termos de unidades fundamentais da massa, do comprimento e do tempo. Seu valor é o resultado de determinados procedimentos, sendo método usual a medição da profundidade ou da área de um entalhe com forma específica, sendo também controlada a força aplicada e o tempo.

A Tabela 2.2 mostra valores para o TiCP (liga α), Ti-6Al-4V e Ti-6Al-7Nb (α+β) e Ti-15Mo-5Zr-3Al (β) [Liu *et al*., 2004], além de valores para duas ligas comercialmente utilizadas para confecção de próteses, cujos dados foram informados pelos fabricantes. As ligas são Vera

Bond (NiCr) fabricada pela Aalba Dent, Inc, Cordelia, CA, EUA e a liga New Ceram (CoCr), cujo fabricante é a CNG de São Paulo, SP, Brasil.

Os testes de dureza são extremamente usados e têm importante aplicabilidade na odontologia. Os testes de dureza podem, por exemplo, avaliar o grau de mineralização de um substrato dental [Gale *et al*., 1999].

Tabela 2.2 - Comparação entre ligas de titânio e ligas utilizadas comercialmente para produção de coroas dentárias com relação à dureza Vickers.

Denominação	**Tipo**	**Dureza Vickers**
TiCP-1	α	125
Ti-6Al-4V	$\alpha+\beta$	354
Ti-6Al-7Nb	$\alpha+\beta$	318
Ti-15Mo-5Zr-3Al	β	302
Ni-Cr		360
Co-Cr		260

1.2 Capítulo 3

1.3 Procedimento Experimental

3.1 Introdução

O procedimento experimental deste trabalho pode ser dividido em três etapas, quais sejam: a obtenção da ligas, a fundição das amostras e corpos de prova, e a caracterização da microestrutura e das propriedades. Em cada uma dessas etapas foram empregadas técnicas e métodos que serão descritos a seguir.

Na primeira etapa, a obtenção da liga foi feita a partir da decapagem 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.

Os lingotes obtidos foram, em uma segunda etapa, fundidos em um forno de indução com injeção por centrifugação e atmosfera controlada. A moldagem foi realizada empregando a técnica da cera perdida (*investment casting*).

Finalmente, a caracterização microestrutural, física e das propriedades mecânicas foram efetuadas com o auxílio de equipamentos para os ensaios de microdureza, de tração, de a determinação da densidade e com a utilização de microscópios óptico e eletrônico de varredura.

3.2 Preparação das Ligas de Titânio

A preparação das ligas de titânio foi realizada com o emprego de titânio e cobre que

foram decapados química e mecanicamente, pesados em balança analítica e fundidos em forno a arco com atmosfera controlada, em cadinho de cobre refrigerado a água.

3.2.1 Obtenção da Matéria Prima

Os metais utilizados como matéria prima na preparação das ligas possuíam grau de pureza elevado. O titânio empregado apresentava grau ASTM 2 de pureza (99,2% em peso), foi doado pelo Grupo de Metalurgia Física e Solidificação da Faculdade de Engenharia Mecânica da UNICAMP, a qual o adquiriu da empresa TiBrasil Titânio Ltda. Esse material adquirido estava na forma de sobras ou aparas decorrentes de cortes feitos por cisalhamento ou chama. O cobre eletrolítico empregado foi cortado de fios elétricos, cuja pureza situa-se em torno de 99,99% em peso.

A decapagem química realizada no titânio tem por finalidade eliminar a camada de óxido superficial decorrente de operações anteriores, tornando-o mais adequado para fusão posterior, já que o oxigênio difunde-se intersticialmente no titânio aumentando a dureza, o que pode vir a comprometer os resultados.

Este procedimento consiste na imersão dos pedaços de titânio em um recipiente plástico contendo solução de água destilada, ácido fluorídrico (HF) e ácido nítrico (HNO_3) na proporção de 1:1:1, respectivamente, por aproximadamente 10 segundos, ou até a superfície do metal ficar livre de óxidos. Em seguida, água é adicionada para diluir a solução e diminuir a reação química. Essa solução ácida de decapagem foi reservada em um recipiente e teve o seu pH aumentado, neutralizando-a com o auxílio de uma solução de hidróxido de sódio, antes de ser descartada. Devido à intensa fumaça alaranjada desprendida na reação de decapagem, o procedimento precisa ser realizado em uma capela de exaustão.

Os pedaços de cobre utilizados foram obtidos de fios elétricos com diâmetros entre 0,5 e 2 mm. A decapagem realizada neste material foi mecânica, empregando-se lixas para retirada de óxidos e impurezas resultantes do isolamento plástico existente na superfície do fio.

Após a decapagem de ambos os materiais, foi realizado um enxágüe em água e, em seguida, outro em álcool ou acetona. Um fluxo de ar quente foi empregado para a eliminação completa de umidade da superfície da matéria prima.

Os dois materiais foram pesados em balança analítica da marca BEL, modelo 6K1300g, com capacidade máxima de carga de 1.300g, formando a composição estequiométrica desejada. Foram preparadas 29 amostras das composições estudadas, sendo 15 amostras de Ti-15%Cu e 10 amostras de Ti-7,1%Cu (% em peso), além de 4 outras amostras que foram empregadas como matéria prima para a fundição de coroas, duas com cada composição.

3.2.2 Fusão das Ligas em Forno a Arco

O preparo das ligas de titânio por fusão não é uma tarefa trivial, pois o material apresenta uma reatividade com os elementos oxigênio, hidrogênio, nitrogênio e carbono, que se torna elevada principalmente acima de 700ºC. Como o ponto de fusão do titânio puro ocorre em 1.670ºC, devem ser tomados certos cuidados com a atmosfera interna da câmara de fusão. Esta atmosfera deve ser constituída de um gás inerte, o qual deve apresentar um elevado grau de pureza.

Para obter essa condição, deve ser realizado um procedimento de lavagem da atmosfera do interior da câmara, com o auxílio de uma bomba de vácuo. Tal procedimento foi empregado neste trabalho e consistiu da repetição, por três vezes, de um ciclo que, após a colocação da matéria prima sobre o cadinho e fechamento do forno, uma bomba de vácuo mecânica era

empregada por 15min para remover o oxigênio da câmara de fusão. Ao final desse tempo, a válvula de ligação entre a câmara e a bomba era fechada e a abertura da válvula de admissão de argônio aumentava a pressão no interior da câmara até a pressão ambiente. Na última repetição, o argônio era admitido até que a pressão no interior do forno ficasse levemente inferior à pressão externa. Este procedimento garantia uma melhor vedação da câmara, inclusive durante a fusão, quando o aquecimento da câmara aumenta a pressão interna do forno.

A fusão das ligas de titânio utilizadas neste trabalho foi feita no forno a arco mostrado na Figura 3.1, com eletrodo não consumível de tungstênio, sob atmosfera de argônio pré-purificado (grau 5.0, analítico), em cadinho de cobre refrigerado a água. O fio de cobre foi cortado em pedaços de aproximadamente 5mm de comprimento, os quais foram posicionados, no cadinho, sobre os pedaços de titânio para que não houvesse o contato com o fundo do cadinho antes da formação da liga. O cadinho de cobre empregado pode ser visualizado no detalhe b da Figura 3.1.

Após a fusão, o lingote resfriava pela ação da água circulante no interior do cadinho. Para melhorar a homogeneização da composição química do lingote, este foi refundido por 4 vezes. Antes de cada refusão, 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. Dos 29 lingotes produzidos, 12 foram encaminhadas para fundição dos corpos de prova e 3 para a fundição das coroas, cujo processo será mostrado em seguida.

Figura 3.1 - Forno a arco: a) Câmara de fusão; b) Cadinho de cobre no interior do forno.

Além dos lingotes citados anteriormente, foram preparados outros 4 lingotes com massa média de 30g, sendo dois de cada composição, para fundição de coroas dentárias. Destes, apenas um dos lingotes da liga Ti-15%Cu não foi empregado, pela falta de material para a confecção do molde. A composição nominal de cada amostra é apresentada na Tabela 3.1.

3.3 Fundição por Cera Perdida

O processo de fundição por cera perdida, apresentado na Figura 3.2, é o mais empregado na fabricação de próteses odontológicas metálicas, pois permite a confecção de peças únicas e específicas para um determinado paciente, sem a necessidade de usinagem de moldes metálicos. Isso reduz o preço da etapa de moldagem. Nesse método, o molde cerâmico é confeccionado a partir de um modelo de cera. A alta reatividade do titânio exige a utilização de materiais

cerâmicos específicos para o molde.

Tabela 3.1 – Relação dos lingotes produzidos.

Amostra	Massa de Ti [g]	Massa de Cu [g]	Massa total [g]	% Cu
0				15,00
1	25,67	4,78	30,45	15,69
2	24,43	4,62	29,05	15,90
3	25,57	4,59	30,16	15,22
4	24,78	4,52	29,3	15,43
5	25,22	4,39	29,61	14,83
6	25,77	4,51	30,28	14,89
7	24,4	4,42	28,82	15,34
8	25,51	4,51	30,02	15,02
9	25,55	4,49	30,04	14,95
10	25,45	4,57	30,02	15,22
11	25,01	4,45	29,46	15,11
12	33,71	5,95	39,66	15,00
13	29,82	5,27	35,09	15,01
14	29,56	5,20	34,76	14,96
20	27,62	2,14	29,76	7,19
21	27,56	2,13	29,69	7,17
22	27,71	2,15	29,86	7,20
23	27,52	2,11	29,63	7,12
24	27,98	2,17	30,15	7,20
25	27,75	2,08	29,83	6,97
26	27,93	2,1	30,03	6,99
27	32,97	2,54	35,51	7,15
28	31,00	2,44	35,51	7,29
29	32,81	2,49	35,30	7,05
31	16,83	2,95	19,78	14,91
32	18,67	1,43	20,1	7,11
33	18,56	1,42	19,98	7,11
34	17,21	3,03	20,24	14,97

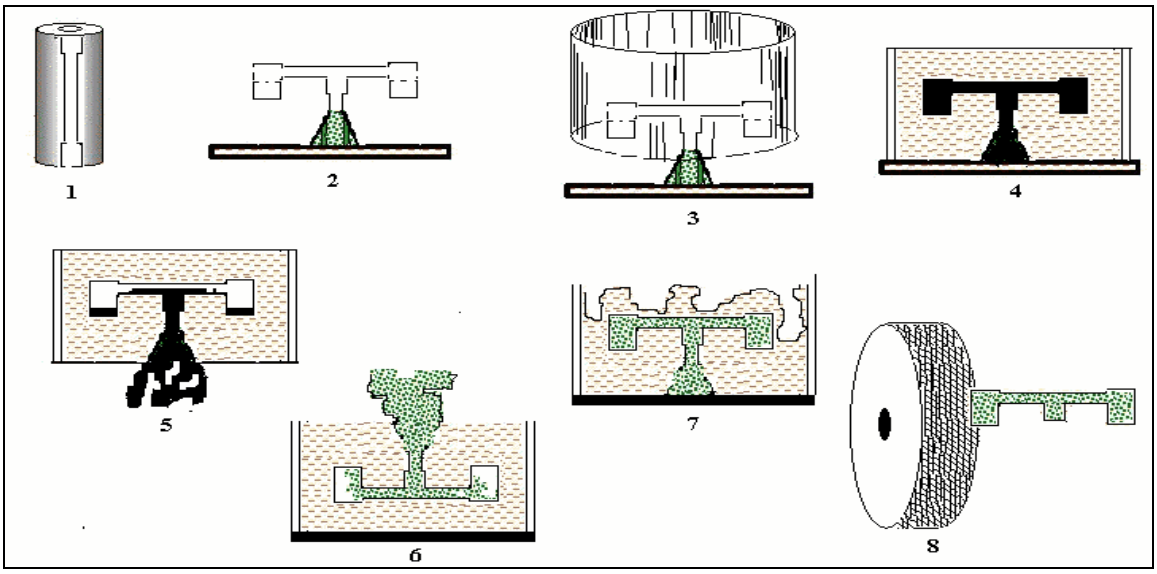


Figura 3.2 - Passos representados acima: 1 – modelagem; 2, 3, 4 – moldagem; 5 – deceragem e queima do molde; 6 – vazamento; 7 – desmoldagem; 8 – acabamento / limpeza.

3.3.1 Modelagem em Cera

A primeira etapa da técnica de fundição por cera perdida é a preparação de modelos em cera ou em polímero. Esta técnica é considerada um processo de fundição de precisão e portanto, esta etapa é muito importante, pois a confecção de um bom modelo pode assegurar a obtenção de uma peça com forma e dimensões muito próximas da final (*near net shape*). Por se tratar de um material de resistência elevada, a usinabilidade das ligas de titânio não é muito boa e portanto, a condição *near net shape* deve ser buscada.

Foram confeccionados modelos em cera dos corpos de prova (cdp) a serem empregados nos ensaios de tração, além de exemplos de coroas odontológicas. Para a confecção do primeiro foi empregado um molde metálico nas dimensões do corpo de prova, o que garantiu a reprodutibilidade da peça. No segundo caso, recorreu-se à ajuda de um protético profissional para a confecção de um modelo de coroa odontológica, para analisar a fundição de uma peça de menor

tamanho. As dimensões do modelo de cera referente ao corpo de prova podem ser observadas na figura 3.3, enquanto uma foto do modelo de cera da coroa é apresentada na figura 3.4.

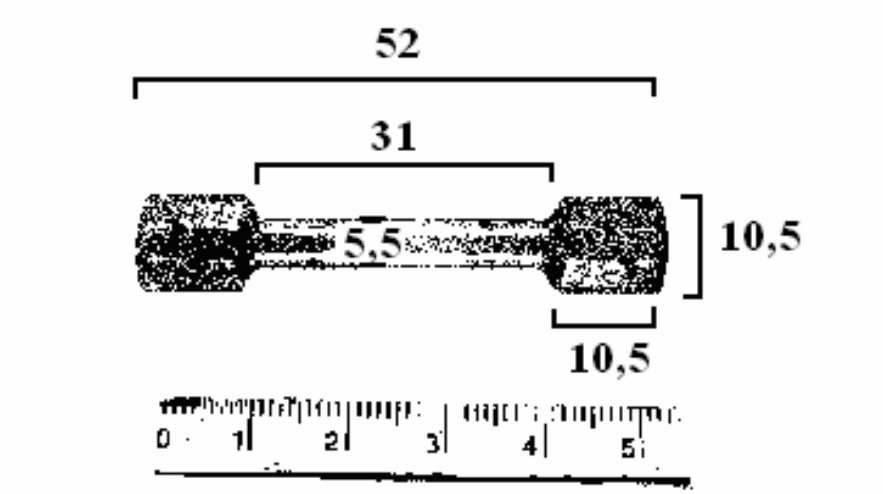


Figura 3.3 - Dimensões (mm) do modelo de cera referente ao corpo de prova.

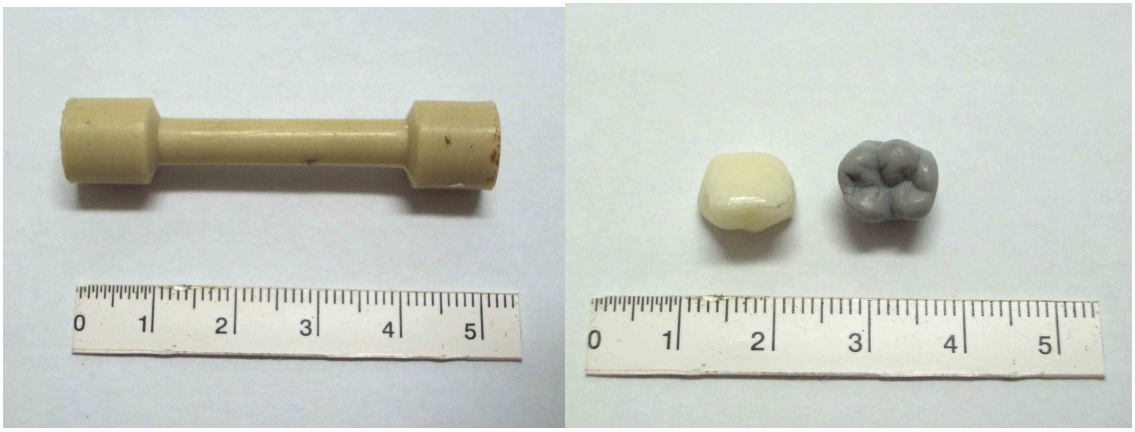


Figura 3.4 - Foto dos modelos de cera dos cdp e das coroas utilizadas.

Para a modelagem do cone de entrada do metal líquido foi empregado um modelo de borracha que acompanhava o anel metálico que serve como limite externo do molde. Para a confecção dos canais de alimentação, foram empregados fios de cera de 4mm de diâmetro, disponível comercialmente em lojas de produtos odontológicos. Fios de cera de 1mm de diâmetro foram colocados nas extremidades dos modelos de cera das peças para facilitar a saída de ar do

interior do molde durante a entrada do metal líquido. As uniões entre as partes de cera foram feitas com o auxílio de calor.

Um estudo sobre a disposição do sistema de alimentação e massalotagem foi empregado para diminuir a ocorrência de defeitos no fundido. Tal estudo foi realizado com o auxílio de um programa comercial de simulação computacional da fundição, denominado SolidCast, da FiniteSolutions Inc, em um trabalho de Iniciação Científica do graduando Ramon Sandim Spíndola Gomes, do curso de Eng. Mecânica da UNIFEI, e que está diretamente relecionado com esse trabalho de dissertação. Os resultados deste estudo foram empregados na modelagem realizada no presente trabalho.

3.3.2 Moldagem Cerâmica

Na preparação do molde, o modelo de cera com o sistema de canais de alimentação era colocado no interior de um anel cilíndrico de aço inoxidável (60mm de diâmetro externo, 58mm de diâmetro interno e 60mm de altura), o qual se encontrava sobre uma base de borracha ou de isopor. Sobre esta base, havia um cone de borracha ou silicone, que servia de modelo para o cone de vazamento, conforme pode ser observado na Figura 3.5.

O material refratário utilizado para revestir os modelos em cera foi o TiCast S+L, da Manfredi-Saed S. p A., fabrica italiana. Tal revestimento apresenta a zircônia (ZrO_2) como principal constituinte, a qual por apresentar uma maior estabilidade química, é indicada para a fabricação de moldes para a fundição de titânio e suas ligas.

O revestimento foi preparado segundo as instruções do fabricante, com a mistura de 15ml de solução aglomerante, para cada 100g de pó de revestimento. Foi realizada a espatulação manual dos dois componentes por 60 segundos e, em seguida, a pasta refratária era despejada no

interior do anel. Para minimizar o aparecimento de bolhas no molde, este enchimento do molde foi realizado com o mesmo sobre um aparelho vibrador, conforme mostrado na Figura 3.6. Após um primeiro enchimento do anel, a pasta refratária era devolvida à cuia de espatulação, deixando no interior do anel o modelo de cera coberto com uma camada de refratário. Na seqüência, a pasta refratária era novamente despejada no interior do anel.

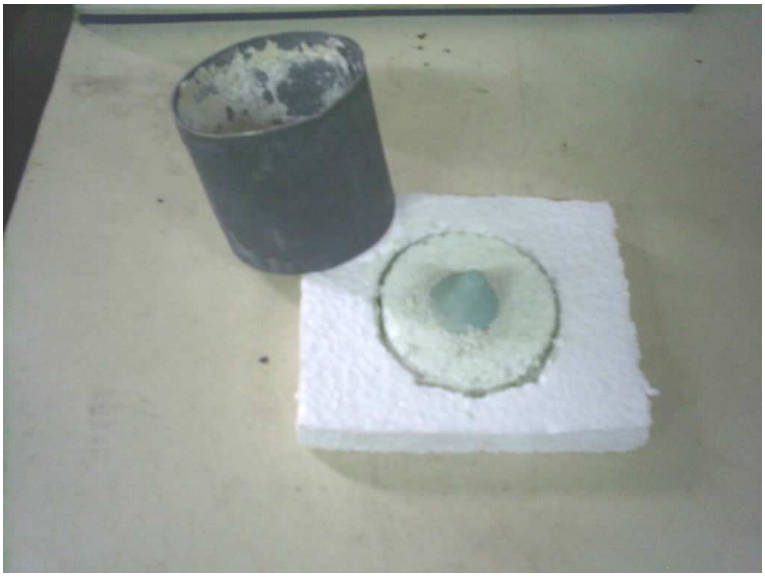


Figura 3.5 - Foto do anel cilíndrico de aço inoxidável e da base de isopor.

Figura 3.6 – Foto dos equipamentos utilizados para eliminação de bolhas no molde.

Após este segundo enchimento do anel, o conjunto permanecia sobre o vibrador até completar 5 minutos desde o início do processo, a partir de então era introduzido na panela de pressão mostrada pela Figura 3.6, que após fechada, tinha sua pressão aumentada para 20 lbf/pol^2 (0,138MPa) pela injeção de ar comprimido. O molde permanecia no interior da panela por cerca de 30 minutos, antes de ser removido. A Figura 3.7 apresenta o molde após a deceragem.

Figura 3.7 - Molde cerâmico após a etapa de deceragem

A deceragem foi realizada com o auxílio de um forno Quimis, modelo Q317M23 à temperatura de 150ºC por cerca de 30 minutos, a cera liquefeita era recolhida periodicamente de um recipiente colocado no interior do forno, isto evitava que a cera se vaporizasse e se espalhasse pelo ambiente. A queima do molde foi feita em um forno Brasimet modelo PXW-5, a temperatura do molde era elevada à taxa de 4ºC/min até a temperatura de 1100ºC, na qual permanecia por 60 minutos. Este procedimento elimina (vaporiza) qualquer resíduo de cera e queima o refratário, tornando-o mais resistente à erosão e permitindo a injeção do metal líquido.

3.3.3 Vazamento do Metal no Molde /Fundição das Amostras

A fundição centrífuga foi o processo utilizado na obtenção das coroas e corpos de prova deste trabalho. A ação da força centrífuga, devido à alta rotação imposta ao conjunto metal líquido e molde, aumenta a fluidez do metal líquido, permitindo o preenchimento de pequenas reentrâncias no interior do molde. Esta forma de vazamento é indicada para a obtenção de peças pequenas, como as próteses odontológicas, pois reduz a probabilidade de ocorrência de defeitos no fundido.

A obtenção das peças fundidas por centrifugação em molde cerâmico foi realizada utilizando-se um forno de aquecimento por indução, da marca Manfredi-Saed, modelo Neutor Digital, apresentado na Figura 3.8. Tal equipamento pertence ao Laboratório de Metalurgia Física e Solidificação da Faculdade de Engenharia Mecânica da UNICAMP e foram utilizados com autorização. Neste forno, um campo magnético é gerado pela corrente elétrica que circula em uma bobina de cobre refrigerada a água que envolve o cadinho com o material a ser fundido. Este campo magnético induz uma corrente elétrica no metal presente no interior do cadinho, aquecendo-o por “efeito Joule”, até a sua fusão. O equipamento empregado permite a realização de um ciclo próprio para a fundição de titânio, o qual promove a “lavagem” da atmosfera interna com a realização de vácuo e inserção de argônio alternadamente, repetida por 5 vezes. Na última injeção de argônio, a pressão é deixada um pouco abaixo da pressão ambiente, para garantir a vedação interna do forno.

O molde era pré-aquecido a 250ºC antes de ser inserido no forno de fundição, conforme instruções do fabricante do revestimento. Isso auxilia o molde a ser preenchido encher completamente, além de minimizar os possíveis efeitos de um resfriamento rápido pelo encontro do titânio em alta temperatura com um molde em temperatura ambiente.

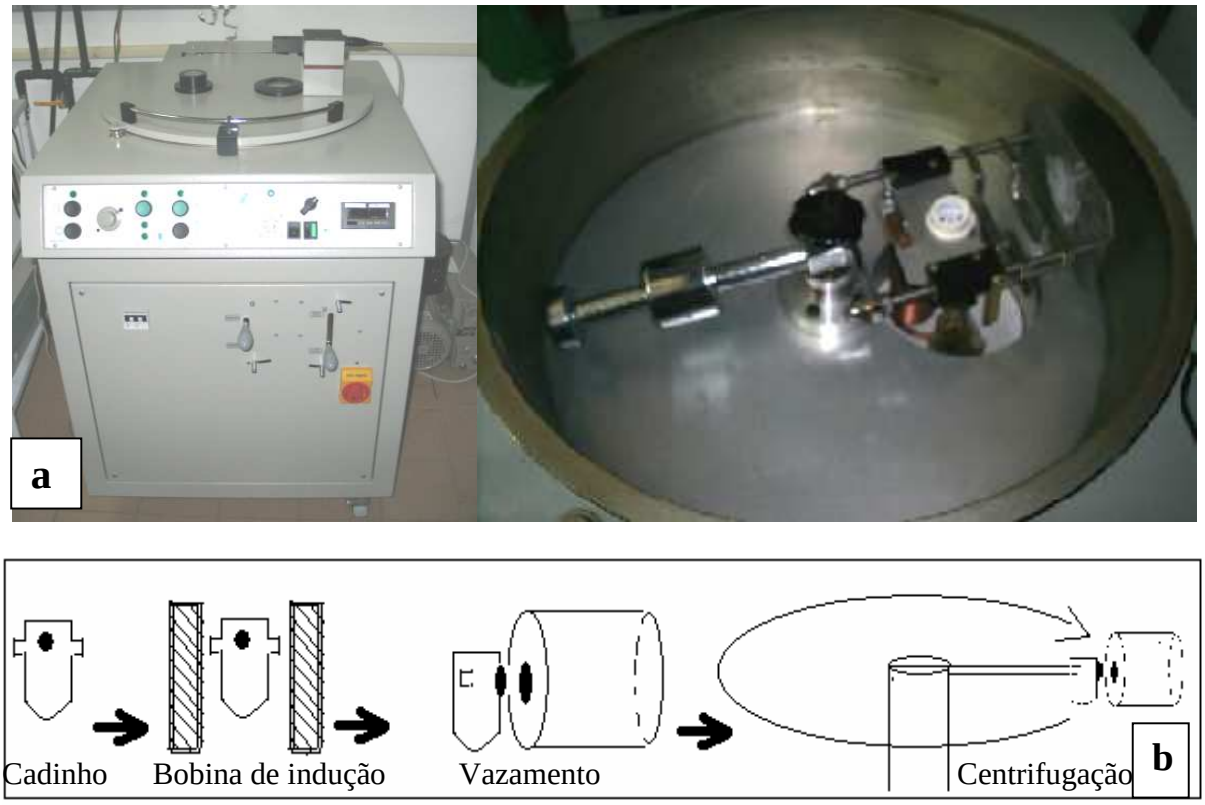


Figura 3.8 - a) Forno Neutor Digital e b) representação esquemática do processo

Após a lavagem da atmosfera interna, o titânio era fundido no modo de fusão rápida (*Fast Cast*) do forno. Uma janela na tampa superior do forno permite verificar a situação do material no interior do cadinho. Uma vez liquefeito, a bobina de cobre é rebaixada, permitindo ao cadinho ir ao encontro do molde, enquanto ambos giram em velocidade elevada. O equipamento apresenta um pirômetro óptico posicionado na parte externa do forno, acima da janela existente na tampa superior. A temperatura do metal no interior do cadinho é mostrada em uma tela na parte frontal do equipamento. No entanto, segundo o manual do fabricante do equipamento, a decisão do instante do vazamento é tomada pelo operador mediante observação visual do interior do cadinho.

A centrifugação era mantida por 6 minutos para garantir a completa solidificação do material no interior do molde.

3.3.4 Desmoldagem e Usinagem dos Corpos de Prova

Após a abertura do forno, o molde ainda quente era deixado sobre uma base refratária fora do forno, resfriando ao ar até a temperatura ambiente. A desmoldagem foi realizada com a ajuda de uma haste metálica, um martelo e uma furadeira manual, pois o revestimento refratário do molde apresenta resistência elevada. Com o auxílio de uma broca de furação, foram feitos alguns furos no molde, tomando-se o cuidado para não atingir a peça fundida.

Após a desmoldagem, a peça era jateada com areia e, em seguida, cortada para a separação dos canais do sistema de alimentação e do massalote com o objetivo de encaminhar os corpos de prova para a usinagem. Este corte foi realizado em uma cortadora por disco abrasivo, da marca DISCOTOM.

Os corpos de prova empregados no ensaio de tração foram usinados para a obtenção das dimensões especificadas na norma ASTM E-8M-97. As coroas fundidas neste trabalho (amostras 31, 32 e 33) não foram usinadas. A usinagem dos corpos de prova foi realizada no setor de usinagem da IMBEL-FI (Indústria de Material Bélico do Brasil, fábrica de Itajubá), em um torno CNC.

A baixa condutividade térmica e alta afinidade química com materiais da ferramenta de corte fazem com que o titânio e suas ligas sejam difíceis de usinar. O calor excessivo gerado na interface ferramenta-peça pode resultar problemas como o acabamento superficial de baixa qualidade, a formação de uma camada com transformação de fase, uma deformação plástica excessiva, o aparecimento de tensões residuais induzidas pela temperatura e o aparecimento de

microtrincas. A utilização de fluido de corte não permite o aumento excessivo da temperatura na região do corte, o que resulta em vantagens, especialmente em aplicações de alta precisão e exigências de integridade superficial. Como conseqüência de um acabamento superficial ruim, propriedades como a resistência à fadiga, podem ser afetadas sensivelmente.

3.4 Caracterização das Amostras

A caracterização das propriedades mecânicas foi feita pelos ensaios de tração e ensaio de dureza vickers. A análise da microestrutura permitiu relacioná-la com as propriedades obtidas. A análise do peso específico do fundido possibilitou avaliar a porosidade decorrente do processo de fundição.

3.4.1 Ensaio de Tração

A curva tensão-deformação é relevante para a determinação do comportamento mecânico de um material e pode ser obtida no ensaio de tração. Neste ensaio, prende-se devidamente o corpo de prova padronizado em um sistema de garras hidráulicas presentes na máquina universal de ensaios. A carga aplicada pelo equipamento aumenta gradativamente, ocasionando um esforço de tração axial no corpo de prova. A deformação correspondente é obtida por um extensômetro e registrada em arquivo de dados em um computador.

As dimensões dos corpos de prova de tração mostrados na Figura 3.10, seguem as normas da ASTM E8M-97. A máquina de ensaio universal empregada, da marca MTS (*Mechanical Test System*), modelo 810, é mostrada pela Figura 3.11. Os ensaios foram realizados com corpos de

prova à temperatura ambiente e taxa de deformação constante de 0,02 mm/mm.s, de acordo com a referida norma.

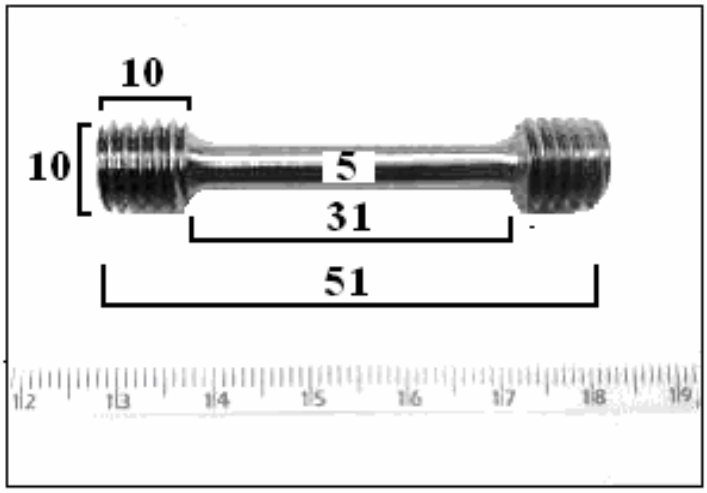


Figura 3.9 - Dimensões dos corpos de prova utilizados nos ensaios de tração (mm)

Os parâmetros obtidos nesse ensaio foram: módulo de elasticidade, limite de escoamento, limite de resistência à tração, alongamento e redução de área. Os dados obtidos são usualmente utilizados para especificar um material, para projetar peças em termos de limite de aplicação de forças e tensões e para controle de qualidade de materiais.

Figura 3.10 - Equipamento utilizado na execução dos ensaios de tração.

2. 3.4.2 Ensaios de Dureza

O ensaio de dureza Vickers consiste em fazer penetrar na superfície da amostra, uma ponta de diamante na forma de pirâmide de base quadrada, com ângulo de 136 graus entre as faces opostas. Para tanto, uma carga é aplicada por um tempo entre 10 e 15 segundos. Na impressão gerada, as duas diagonais são medidas e a área é calculada. Este método é utilizado para determinar a dureza de áreas pequenas em materiais de dureza elevada.

Este ensaio foi realizado com o auxílio do acessório para a medição óptica de dureza Vickers, modelo HMO10U, do microscópio óptico Olympus, presentes no Laboratório de Metalurgia e Materiais da Faculdade de Engenharia Mecânica da UNIFEI. A carga utilizada foi de 49 N (5kgf) durante 15 segundos. As amostras ensaiadas foram os corpos de prova

provenientes do ensaio de tração, os quais foram cortados transversal e longitudinalmente, como representado pela Figura 3.11. Este ensaio foi realizado de acordo com a norma ASTM E92 – 82.

A baixa carga utilizada no ensaio de dureza Vickers requer um cuidado especial na preparação da superfície da amostra, a qual sofre um polimento metalográfico, para que a deformação promovida pelo corte do corpo de prova não influencie os resultados. [Dieter, 1981]

As medições de dureza visaram determinar modificações na resistência mecânica das microestruturas em relação ao teor de soluto. O numero de dureza Vickers é definido como a carga dividida pela área superficial da penetração. Foram realizadas cinco medidas de dureza Vickers em cada amostra, sendo que as impressões foram feitas aproximadamente no meio das amostras e os resultados representam a média de três impressões, sendo desconsiderados os valores extremos (máximo e mínimo). As amostras empregadas neste ensaio foram as mesmas empregadas na análise metalográfica.

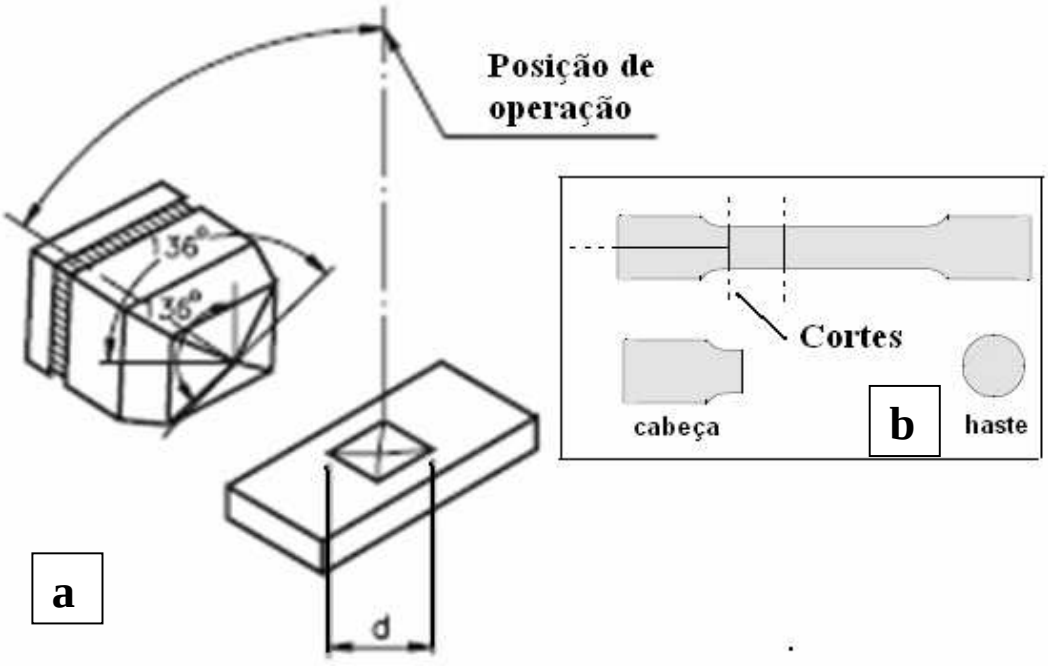


Figura 3.11 - a) Representação esquemática do ensaio de dureza Vickers e b) local dos cortes das partes do corpo de prova submetidas ao ensaio.

3.4.3 Metalografia

Após a fundição por centrifugação e ensaios de tração, foi realizada a análise metalográfica dos corpos de prova ensaiados por tração. O corte de uma parte representativa do material, quanto a sua composição química e condições físicas em estudo, foi efetuado com cuidado, buscando não produzir efeitos indesejados no material como transformações de fase. A preparação metalográfica foi executada seguindo-se a norma ASTM E3-01.

Para facilitar a preparação metalográfica, as amostras foram embutidas em baquelite, em uma embutidora Arotec, modelo PRE 30S. No lixamento das amostras foram empregadas lixas com tamanho de grão 220, 320, 400, 600, 1200, sendo este processo feito manualmente no laboratório de materiais da UNIFEI. Após o lixamento, efetuou-se o polimento fino usando pasta de diamante de granulometria 9, 6 e 3 μm, em polidoras semi-automáticas, sendo esta parte efetuada no labaratório de materiais da UNICAMP.

Após o polimento, as amostras foram atacadas quimicamente com uma solução contendo 2ml HF / 5ml HNO_3 3ml HCl e 190ml de água (Solução de Keller), para a revelação da microestrutura.

A microestrutura foi observada com o auxílio de um microscópio óptico Olympus, modelo BX60m apresentados pela Figura 3.12, o qual apresentava um software para visualização e aquisição de imagens acoplado. Foram empregados vários aumentos para o melhor entendimento da condição microestrutural do material. O equipamento utilizado pertencente ao Laboratório de Metalurgia Física e Solidificação da Faculdade de Engenharia Mecânica da UNICAMP. Para cada amostra, foram empregados os mesmos aumentos, com o objetivo de facilitar a comparação das micrografias.

Figura 3.12: Microscópio óptico com câmera e programa para a aquisição de imagens.

As seis coroas fundidas foram submetidas ao processo de lixamento e polimento e, em seguida foram observadas no microscópio óptico quanto às porosidades no plano de corte. Essas amostras não foram atacadas quimicamente porque este procedimento não era necessário para tal observação.

As micrografias foram observadas no corte transversal das coroas fundidas. Em cada coroa, foram feitas 2 fotografias, sendo uma da região próxima à superfície e outra da região central, ambas com aumento de 50x.

3.4.4 Determinação da Densidade do Fundido

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 usados

para a metalografia foram comparadas com a densidade dos lingotes que serviram de matéria prima para a confecção das peças fundidas.

Para a determinação da densidade, foi empregado o princípio de Arquimedes utilizando uma balança semi-analítica Bk 400, do Laboratório de Metalurgia Física e Solidificação da FEM/UNICAMP. Para tanto, uma medição “válida” da massa seca da amostra era realizada. A validação deste resultado consistia no retorno ao zero da balança após a retirada da amostra. Caso isso não ocorresse, a medida era refeita.

Em seguida, realizava-se a medição da amostra submersa em um recipiente contendo água, sendo novamente necessário a zerar a balança após a retirada da amostra. A densidade aparente do material é obtida pela razão entre a massa seca e a diferença entre a massa seca pela massa submersa.

Devido à sensibilidade do aparelho, um anteparo de vidro protege o interior da balança de eventuais correntes de ar que possam interferir nos resultados. Estes anteparos são abertos apenas para a colocação e retirada das amostras. Para evitar interferências, o condicionador de ar do local do teste foi desligado durante as medições.

Capítulo 4

Resultados e Discussão

4.1 Introdução

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos na produção das ligas e na fundição dos corpos de prova e das coroas dentárias, bem como na caracterização quanto à microestrutura e quanto às propriedades mecânicas e físicas das ligas avaliadas (Ti-7,1%Cu e Ti-15%Cu).

Com respeito à fundição, são apresentados também os resultados decorrentes da simulação da fundição para o desenvolvimento de um sistema de alimentação para o fundido que diminuísse a possibilidade de ocorrência de defeitos, como poros e vazios.

4.2 Obtenção das ligas em forno a arco

A primeira etapa do trabalho envolveu o processo de produção dos lingotes das ligas Ti-7,1Cu e Ti-15Cu (% em peso) por fusão em forno a arco, em cadinho de cobre refrigerado e sob atmosfera inerte de argônio, utilizando esses dois elementos químicos puros. Tais lingotes serviram como matéria prima para a fundição por cera perdida (microfusão) de corpos de prova e coroas em molde cerâmico, os quais foram empregados na caracterização mecânica e física que envolveu os ensaios de tração e dureza, bem como a análise metalográfica e de densidade.

As escolhas do sistema Ti-Cu e das composições estudadas neste trabalho de dissertação foram feitas devido à biocompatibilidade desses dois elementos, e pela existência de um trabalho de dissertação de mestrado [Andrade, 2006], defendida na Faculdade de Engenharia Mecânica da

UNICAMP, no qual as mesmas ligas foram fundidas por centrifugação em molde de cobre. Este fato possibilitou a comparação dos resultados obtidos, permitindo analisar a influência do molde cerâmico na qualidade do produto final.

Foram preparados 29 lingotes, dos quais 25 apresentavam massa média de 35g e tinham por objetivo servir de matéria prima para a formação de corpos de prova de tração. Desses 25 lingotes, 15 eram da liga Ti-15Cu e 10 da liga Ti-7,1Cu. O número maior de lingotes produzidos com a primeira composição é justificado pela oxidação de seis amostras ocorrida na fusão, o que levou ao descarte das mesmas. Esta oxidação evidenciou a existência de um problema no forno, que foi reparado. Assim, seis lingotes de cada composição foram encaminhados para fundição de corpos de prova de tração por centrifugação.

Além dos lingotes citados anteriormente, foram preparados outros 4 lingotes com massa média de 30g, sendo dois de cada composição, para fundição de coroas dentárias. Destes, apenas um dos lingotes da liga Ti-15%Cu não foi encaminhado para fundição, pela falta de material para a confecção do molde.

4.3 Desenvolvimento do modelo dos corpos de prova

No processo de fundição, após o vazamento do metal líquido, a extração de calor decorrente do contato deste com o molde e com o meio externo faz com que seja iniciada a solidificação. Em geral, a solidificação do metal no interior de um molde ocorre da periferia para o centro. A contração sofrida pela maioria dos metais durante a transformação do estado líquido para o estado sólido promove o aparecimento do defeito no interior do fundido denominado rechupe ou vazio.

O primeiro corpo de prova produzido apresentou problemas durante o ensaio de tração, devido à incidência de porosidade concentrada nas extremidades do corpo de prova. Uma das explicações encontradas para tal problema indicava uma geometria inadequada do sistema de alimentação do fundido.

Com o intuito de verificar a melhor geometria para o sistema de alimentação de metal líquido no interior do molde, a fundição dos corpos de prova foi simulada utilizando o programa SOLIDCAST®. Trata-se de um programa de simulação da solidificação de uma peça fundida, baseado no método das diferenças finitas (MDF). O programa leva em consideração a interferência do ambiente e as interações que ocorrem entre metal líquido e molde durante o processo. A entrada de dados no software é realizada pelo usuário através da definição das geometrias da peça e do molde, incluindo ainda, todo o projeto de massalotagem e do sistema de alimentação (canais). A evolução da temperatura ao longo do tempo em cada região do fundido pode ser representada por uma escala de cores que vai do mais claro (maior temperatura) para o mais escuro (menor temperatura).

A Figura 4.1 apresenta o resultado da simulação do primeiro modelo de corpo de prova utilizado neste trabalho. Pela observação da evolução da frente de solidificação, observa-se o aparecimento de um tipo de defeito denominado ponto quente nas extremidades do corpo de prova. A seqüência da solidificação mostrada na simulação permitiu concluir o projeto do modelo do corpo de prova empregado deveria ser revisado.

Desta forma, para solucionar o problema da formação de defeitos relativos à solidificação, a simulação indicou qual a melhor disposição para os massalotes capaz de eliminar os pontos quentes do interior da peça. A Figura 4.2 apresenta o resultado da simulação da fundição do corpo de prova com os massalotes.

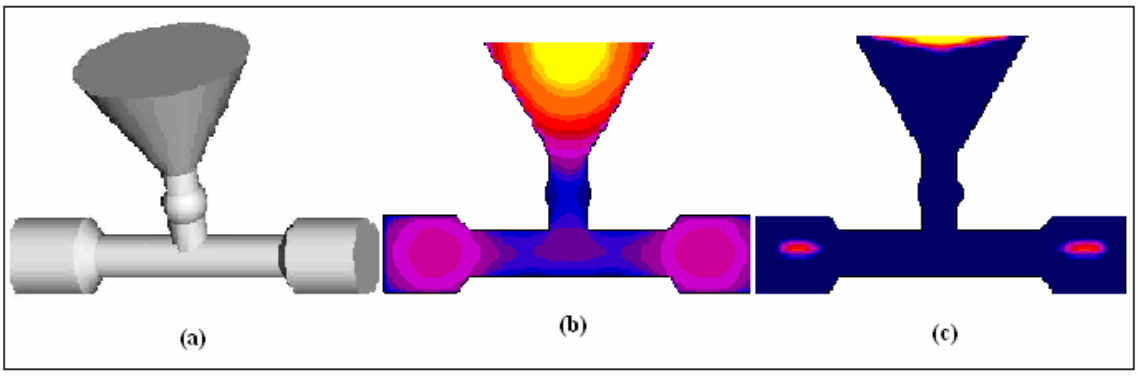


Figura 4.1 – a) modelo do corpo de prova b) perfil de temperatura durante o início da solidificação; c) identificação dos pontos quentes (defeitos).

Os massalotes localizados sobre as extremidades do corpo de prova e no canal de entrada, em uma região próxima ao corpo de prova, fizeram com que as últimas regiões a se solidificar ficassem localizadas fora da peça. A partir dos resultados dessa simulação foram produzidos modelos em cera para a fabricação de moldes cerâmicos e, por conseguinte, de peças (corpo de prova) livres desse tipo de defeito.

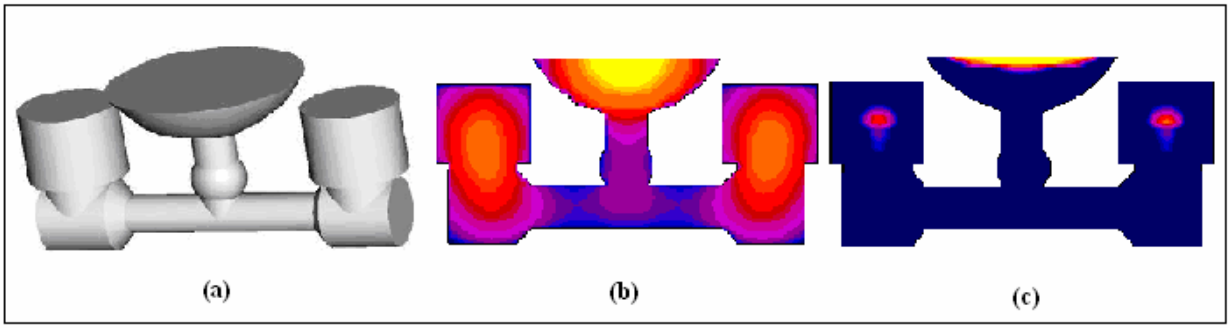


Figura 4.2 – a) modelo do corpo de provas redimensionado b) perfil de temperatura durante o início da solidificação; c) pontos quentes localizados nos massalotes.

4.4 Fundição dos corpos de prova e das coroas

A fundição de precisão utilizada deste 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. Sendo assim, há necessidade de fabricar um modelo em cera para cada peça a ser fabricada. Ao contrário do que acontece quando este processo é empregado para o fornecimento de grandes lotes de peças idênticas, como acontece na indústria de autopeças, o processo de obtenção do modelo de cera para a odontologia utiliza um molde não metálico. Assim, materiais como o silicone são empregados para a reprodução da arcada dentária do paciente, e servem como moldes para a confecção do modelo de cera.

A utilização desta técnica de fundição para a odontologia exige uma certa habilidade manual para a confecção dos modelos de cera e dos moldes. Durante o período inicial desse trabalho, no qual essa habilidade estava sendo desenvolvida, alguns modelos, moldes e peças fundidas foram inutilizados pela falta de experiência (*know-how*), o que colaborou para a redução do volume de resultados deste trabalho.

Foram feitas 12 fundições pelo processo de cera perdida visando obter corpos de prova para o ensaio de tração. Em três desses vazamentos, realizados por centrifugação no interior do forno Neutor Digital, o fundo do molde não suportou a pressão exercida pelo metal líquido e quebrou, espalhando parte do metal no interior do forno. Tal fato foi ocasionado pela espessura insuficiente do molde entre a sua base e o início da cavidade. A partir destas ocorrências, o procedimento de moldagem incluiu a verificação da distância entre o modelo de cera e a extremidade do anel circular. A Figura 4.3 apresenta um molde cerâmico antes da deceragem, envolvido pelo anel metálico empregado na moldagem.

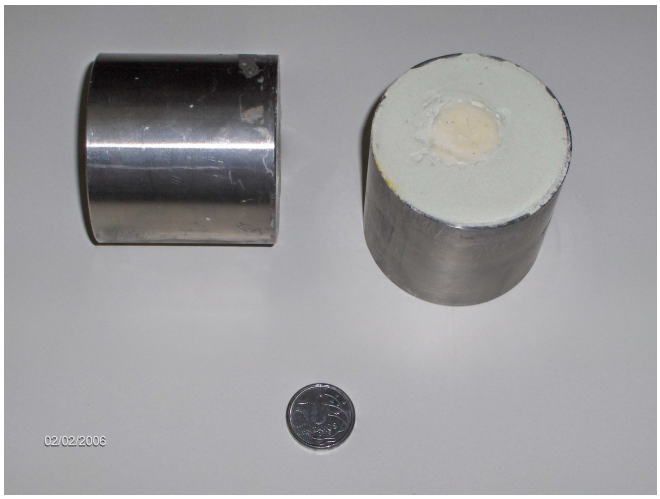


Figura 4.3 - Moldes cerâmicos utilizados nas fundições

A utilização desse anel metálico para a confecção do molde encarece o processo de moldagem e dificulta a desmoldagem, pois o anel vai se oxidando a cada procedimento de queima, cuja temperatura atinge 1.200ºC. Assim, visando diminuir o custo desta etapa de preparação do molde, alguns foram fabricados usando uma chapa retangular de aço galvanizado, que era enrolada e mantida com as dimensões do anel original de aço inoxidável por meio de abraçadeiras. Com isso, o molde já endurecido era separado deste anel antes da etapa de deceragem e queima do molde, e este poderia ser empregado em outra moldagem.

Vários fatores podem causar porosidades no produto fundido, dentre eles encontram-se 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 os devidos cuidados para minimizar a influência desses fatores, como o planejamento dos canais de alimentação e adição de massalotes, a utilização de um forno que mantêm a rotação constante durante o vazamento do metal e a utilização do revestimento

recomendado para fundição com titânio. Entretanto, a temperatura de vazamento do metal pode ter sido um fator significativo para o aparecimento de porosidades.

No forno Neutor Digital empregado na fundição, as recomendações do fabricante para decidir o instante do vazamento são baseadas na observação visual da completa fusão (por indução) da liga no interior do cadinho. Esta observação é feita através da janela de vidro localizada na parte superior do forno acima do cadinho, empregando óculos de segurança contra a radiação emitida pelo metal aquecido. Parte da radiação emergente nesta janela é captada por um pirômetro óptico, que apresenta a correspondente temperatura em um visor localizado na parte frontal do equipamento.

A freqüência de atualização da temperatura indicada no mostrador 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 com o material do cadinho. Com isso, a decisão para o destravamento do sistema de aquecimento por indução e, conseqüentemente, 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.

O revestimento interno do cadinho apresenta uma espessura de aproximadamente 2mm e quando rompido faz com que a liga em alta temperatura entre em contato com o material externo do cadinho, provocando uma reação intensa (clarão) no interior do forno e contaminando o material a ser vazado.

Desta forma, não foi possível garantir a real temperatura de vazamento do metal no interior do molde. Este fato pode ter influenciado diretamente na ocorrência de defeitos de porosidade dos produtos fundidos resultantes deste trabalho.

Descartando-se resultados em que o fundo dos moldes foram rompidos, das nove amostras restantes, duas não foram preenchidas plenamente, provavelmente devido à falta de controle da temperatura de vazamento explicada anteriormente. Estas amostras são apresentadas nas Figuras 4.4 e 4.5.

Figura 4.4 – Corpos de prova com preenchimento insuficiente

As outras sete fundições foram relativamente bem sucedidas quanto ao preenchimento do molde. Entretanto, duas peças não suportaram o corte do massalote ou a usinagem por torneamento, devido à grande porosidade apresentada inclusive em sua superfície, conforme mostrado nas Figuras 4.6 a) e b).

Figura 4.5 – Corpos de prova com preenchimento insuficiente

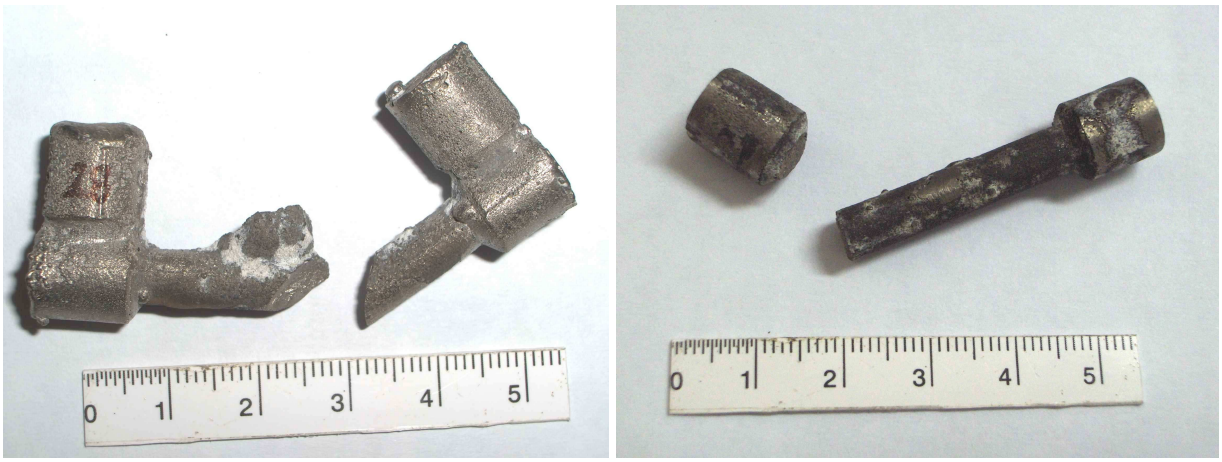


Figura 4.6 – Corpos de prova rompidos durante: a) o corte dos massalotes e, b) a usinagem.

Desta forma, 5 corpos de prova foram efetivamente usinados por torneamento em equipamento CNC na IMBEL – Fábrica de Itajubá, para atingir as dimensões necessárias para o ensaio de tração. A Figura 4.7 mostra o corpo de provas após a desmoldagem (a) e após a usinagem (b).

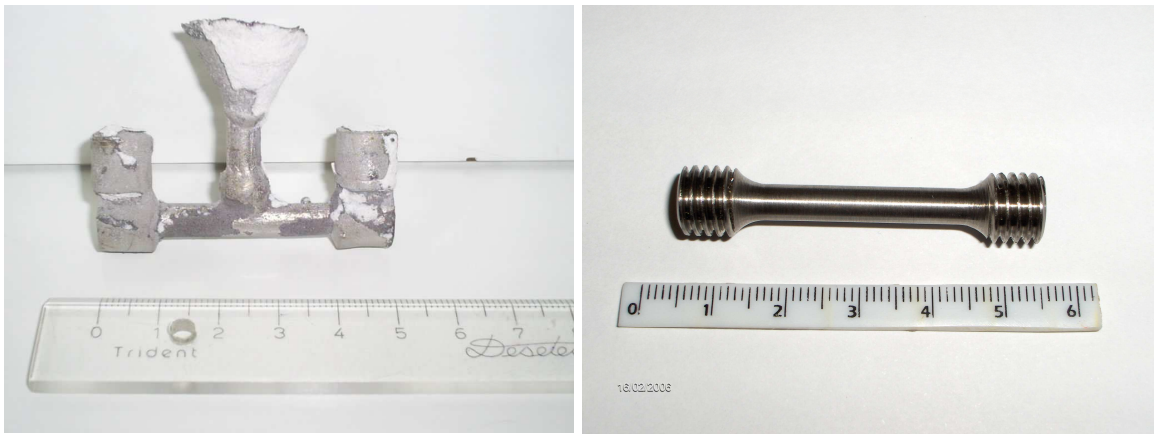


Figura 4.7 – Fotografia do fundido (a) e do corpo de prova de tração usinado (b)

A fundição das coroas foi efetuada com sucesso quanto ao preenchimento do molde. O modelo de cera empregado corresponde ao 1º molar inferior direito como mostrado pela Figura 4.8. Após a desmoldagem, as coroas foram cortadas para serem verificadas quanto à densidade e analisadas por metalografia, com a finalidade de verificar a presença e distribuição de porosidades que se formaram durante a fundição. Foram realizadas três fundições com duas coroas em cada molde, totalizando seis coroas, sendo duas da liga Ti-15Cu e quatro da liga Ti-7,1Cu.

4.4.1. Observação das porosidades nas coroas e corpos de prova

A porosidade apresentada pelos fundidos obtidos neste trabalho foi analisada por microscopia óptica e eletrônica de varredura. Algumas amostras, como mencionado anteriormente, apresentavam porosidade visível na superfície do fundido. Em outras, a porosidade foi notada após a usinagem por torneamento. No entanto, todas as peças fundidas (coroas e corpos de prova) apresentaram o problema. A Figura 4.9 apresenta duas fotos da seção

transversal de uma das coroas, ampliadas em 50 e 200x. 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.

a) b)

c)

Figura 4.8 – Fundição das coroas. a) modelagem em cera; b) durante a desmoldagem e; c) comparação entre a coroa fundida e o modelo de cera.

A Figura 4.10 apresenta micrografias com aumento de 50X da seção transversal das coroas A e B fundidas com a liga (31), a qual apresentava teor de cobre de 15%. A distinção A e B para a identificação das coroas, deve-se da obtenção de duas coroas em cada molde.

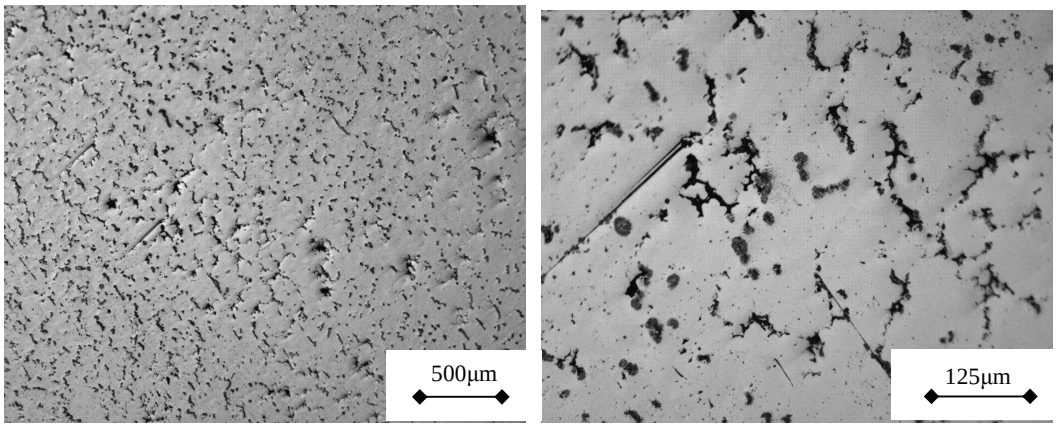
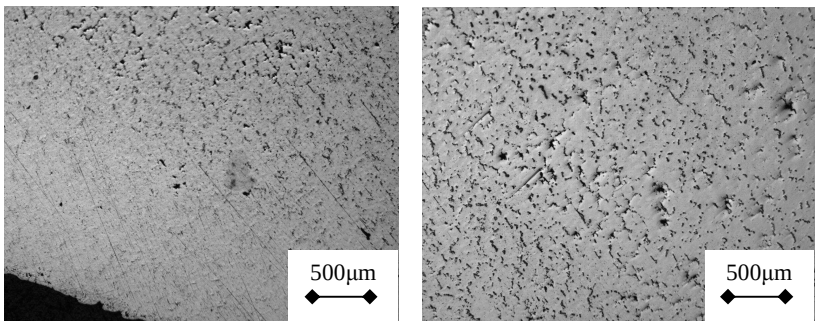
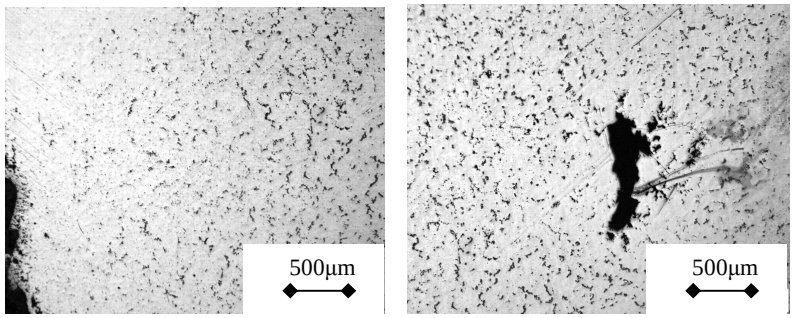


Figura 4.9 – Micrografias da amostra 31A (Ti-15Cu) com aumentos de: a) 50x e, b) 200x apresentando à esquerda porosidades próxima à borda da seção e à direita encontram-se imagens referentes à região central.



coroa 31A

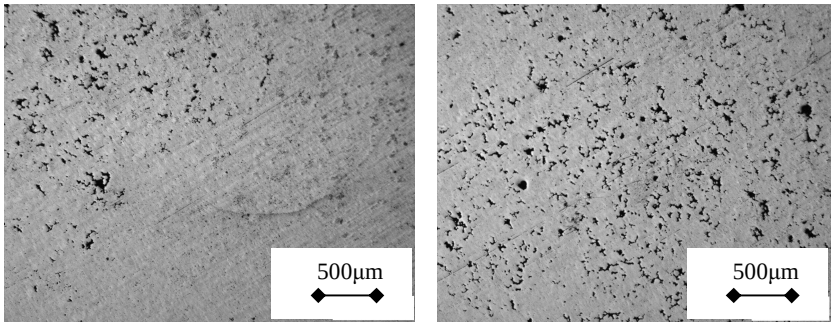


coroa 31B

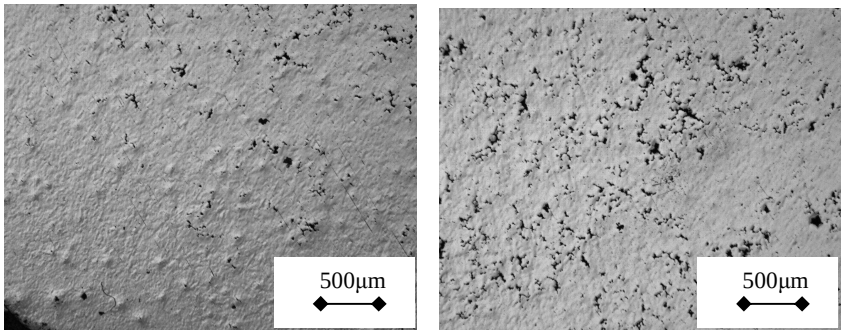
Figura 4.10 – Porosidade das coroas com 15 %Cu.

As Figuras 4.11 e 4.12 seguem a mesma ordem de apresentação e aumento, porém referem-se às coroas produzidas com as ligas 32 e 33, respectivamente. Ambas as ligas apresentam 7,1% de cobre em sua composição.

As porosidades foram freqüentes tanto no centro quanto nas bordas em todas as coroas, independente da composição, conforme pode ser visualizado pelas imagens. As coroas 33A e 33B mostradas apresentaram aparentemente menor porosidade, considerando a seção analisada.



coroa 32A



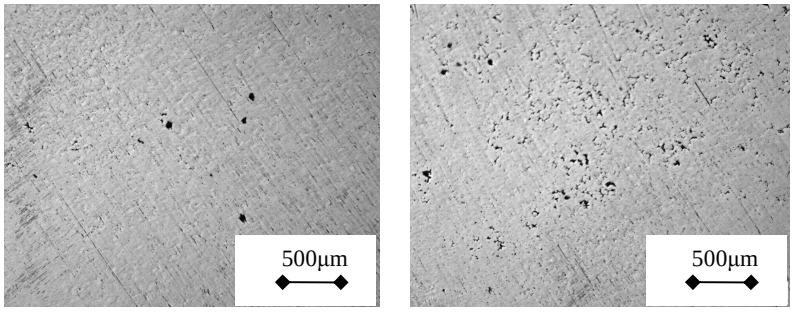
coroa 32B

Figura 4.11 – Porosidade nas coroas da liga Ti-7,1%Cu (liga 32).

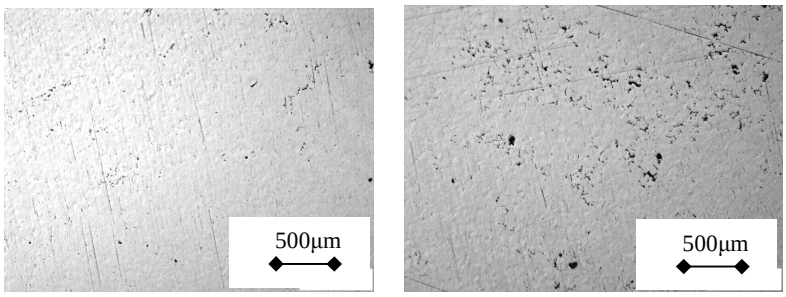
Assim como as coroas fundidas, os corpos de prova fundidos também apresentaram porosidade. Este fato era esperado considerando-se os resultados do ensaio de tração (que serão mostrados adiante), em que todos os corpos de prova exibiram fratura frágil. As fotomicrografias

apresentadas na Figura 4.13 mostram a região central de um corpo de prova contendo 15%Cu. Na Figura 4.14 são visualizadas as regiões próximas à borda dos corpos de prova com 7,1%Cu.

Na Figura 4.15 é mostrada a imagem da superfície de fratura resultante do ensaio de tração, obtida através de microscopia eletrônica de varredura (MEV). A imagem refere-se à amostra contendo 15%Cu e solidificada em molde cerâmico. A estrutura mostrada pela Figura 4.16 indica a ocorrência de um crescimento dendrítico e a presença de vários espaços vazios na estrutura da superfície de fratura do corpo de prova.



coroa 33A



coroa 33B

Figura 4.12 – Porosidade das coroas da liga Ti-7,1%Cu (liga 33)

4.5. Microestrutura

A identificação de fases em microestruturas de ligas de titânio empregando apenas a microscopia óptica é uma tarefa complicada que pode levar a conclusões errôneas. A certificação das fases presentes deve levar em conta outras técnicas de caracterização, como a difração de raios X e a microscopia eletrônica de varredura. A identificação de algumas fases metaestáveis requer, eventualmente, a utilização da técnica de microscopia eletrônica de transmissão.

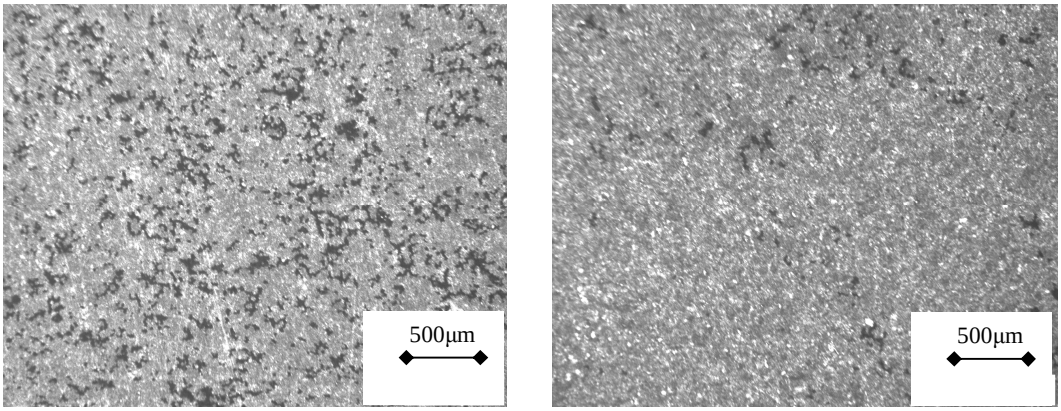


Figura 4.13 – Micrografia mostrando porosidades na região central de amostras com 15% de Cu.

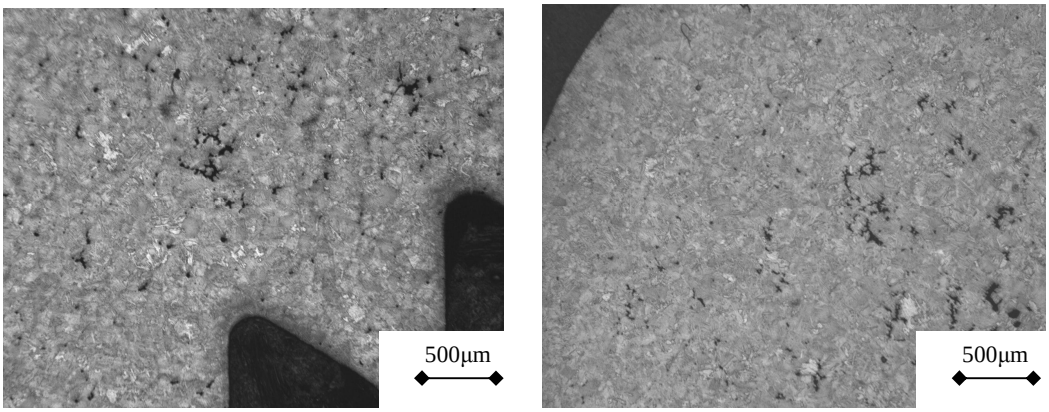


Figura 4.14 – Micrografia mostrando porosidades nas proximidades da borda para amostras com 7,1% de Cu.

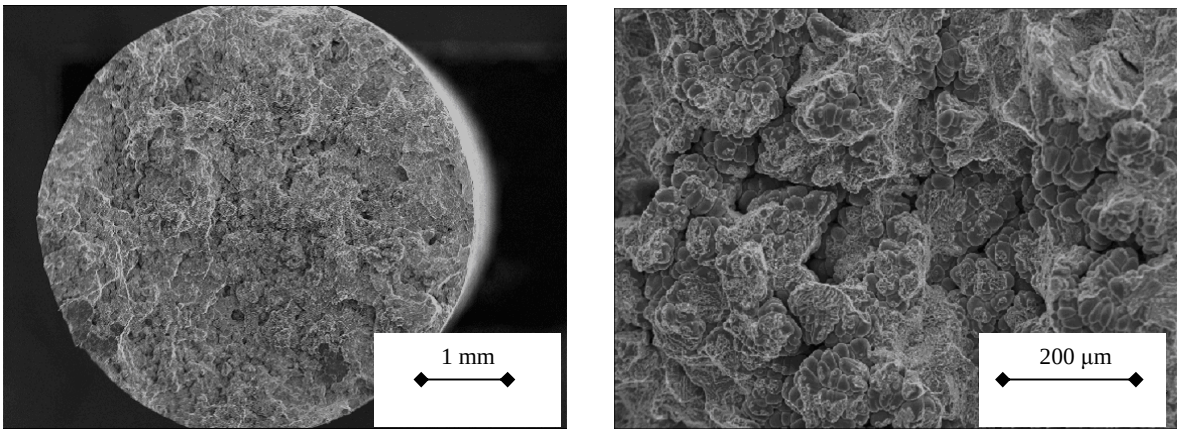


Figura 4.15 – Superfícies de fratura obtida através de MEV para amostra da liga Ti-15Cu visualizada sob diferentes aumentos.

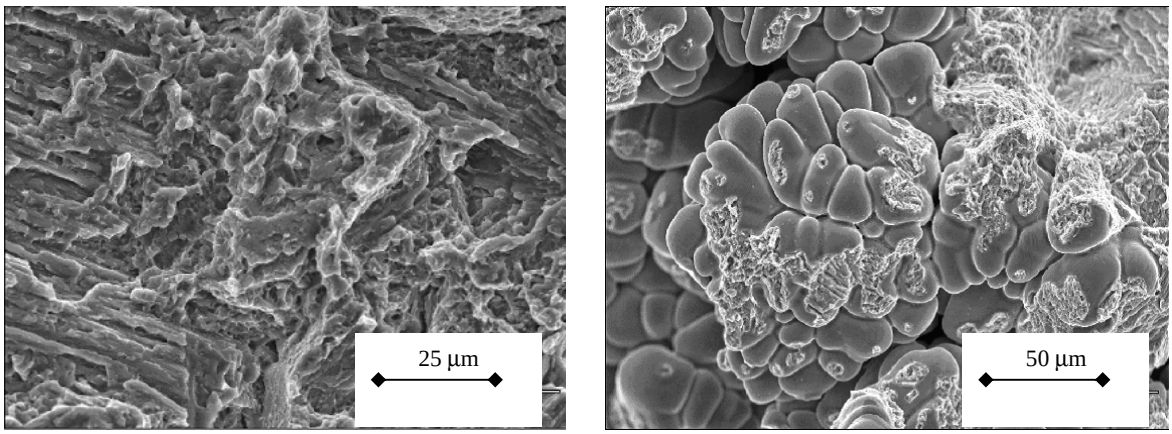


Figura 4.16 – Superfície de fratura obtida através de MEV para amostra da liga Ti-15Cu mostrando detalhes da estrutura dendrítica.

O diagrama de equilíbrio parcial para o sistema Ti-Cu mostrado pela Figura 4.17 tem finalidade de facilitar a observação das transformações de fase desde temperaturas mais elevadas até a temperatura ambiente. Um ponto notável para este sistema configura-se sob um percentual de 7,1% a uma temperatura de 790ºC, onde uma transformação invariante do tipo eutetóide, na qual uma fase sólida se transforma em duas outras fases também sólidas.

Observando-se a microestrutura da liga Ti-7,1Cu apresentada na Figura 4.18, nota-se que a mesma apresenta fase α acicular (fase clara e alongada) e o composto intermetálico Ti_2Cu (fase escura) entre as agulhas de fase α. Pela análise do diagrama de fases, uma maior concentração de

fase α na amostra era esperada para esta concentração de cobre. A formação de fase α intercalada pela fase Ti_2Cu, caracteriza a microestrutura da transformação eutetóide.

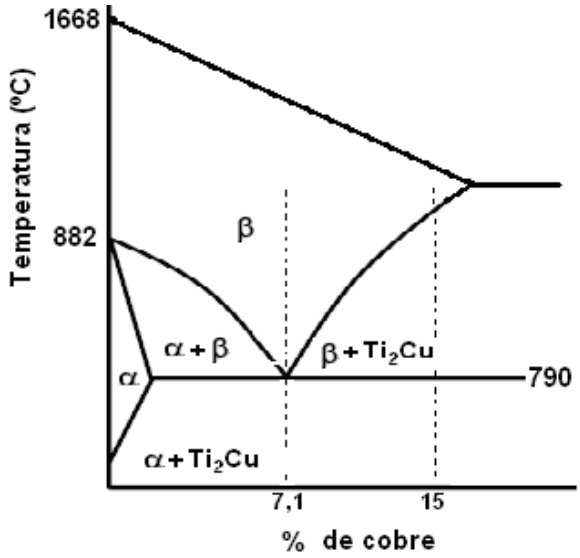


Figura 4.17 – Diagrama de fases parcial do sistema TiCu mostrando o ponto eutetóide em um percentual de 7,1% de Cu

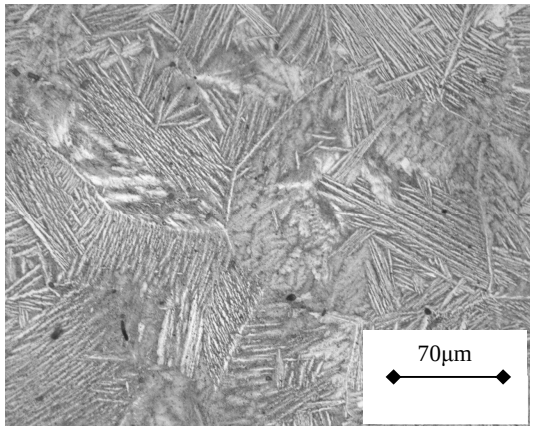


Figura 4.18 – Microestrutura característica da liga Ti-7,1Cu.

As amostras fundidas neste trabalho não sofreram tratamento térmico e seu resfriamento durante a solidificação ocorreu em atmosfera de argônio. Apesar de não ter sido analisado, a taxa

de resfriamento não foi muito lenta devido às pequenas dimensões das peças e dos moldes, ainda que este fosse constituído de material cerâmico.

Pelo exposto no diagrama de equilíbrio do sistema Ti-Cu, o aumento de 7,1% para 15% promove uma formação mais intensa do composto intermetálico Ti_2Cu. Para uma liga com 15% de Cu, o resfriamento a partir do campo β induz a formação de uma fase Ti_2Cu primária em uma matriz de β até a temperatura de 790°C, quando a fase β remanescente sofre a transformação eutetóide, transformando-se em duas fases: α e Ti_2Cu.

Dependendo da taxa de resfriamento, as ligas de titânio podem sofrer transformação martensítica, na qual a fase β pode originar duas fases martensíticas: α', de estrutura hexagonal compacta e α'', de estrutura ortorrômbica. No entanto, deve-se salientar que a presença desta fase martensítica em ligas de titânio exerce um efeito menos pronunciado no endurecimento do material, quando comparado ao efeito promovido nos aços. Uma transformação martensítica, por definição, é uma transformação que não envolve difusão de elementos de liga, é formada por resfriamentos suficientemente rápidos para impedir a difusão e a transformação em outras fases.

A Figura 4.19 apresenta a microestrutura característica dos fundidos da liga de titânio contendo 15% de cobre. Neste caso, a microestrutura aparece com um maior grau de refinamento e apresenta uma maior quantidade do composto Ti_2Cu junto à fase α.

4.6. Comportamento mecânico

O comportamento mecânico das ligas analisadas foi levantado pelos resultados obtidos nos ensaios de tração e dureza dos corpos de prova e coroas fundidos em molde cerâmico. A associação desses resultados com as análises macro e microscópicas da estrutura do material, permitiram conhecer os efeitos da utilização do molde cerâmico para esta liga.

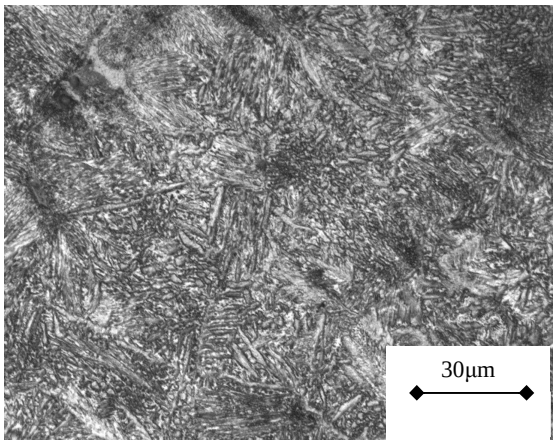


Figura 4.19 – Micrografia da liga Ti-15Cu.

4.6.1 Ensaio de tração

Pelas razões já mencionadas, apenas cinco corpos de prova de tração foram efetivamente ensaiados, sendo três da liga Ti-15Cu e dois da liga Ti-7,1Cu. Os resultados obtidos neste ensaio permitiram o levantamento da curva tensão deformação para ambas as ligas.

A porosidade apresentada pelos corpos de prova de tração, comentada anteriormente, fez com que o comportamento mecânico apresentado pelo material fosse frágil, sem a presença de deformação permanente. Com isso, não foi possível a determinação precisa de algumas propriedades mecânicas, tais como o limite de escoamento e alongamento.

As Figuras 4.20 e 4.21 apresentam as curvas tensão x deformação para as ligas Ti-15Cu e Ti-7,1Cu, respectivamente.

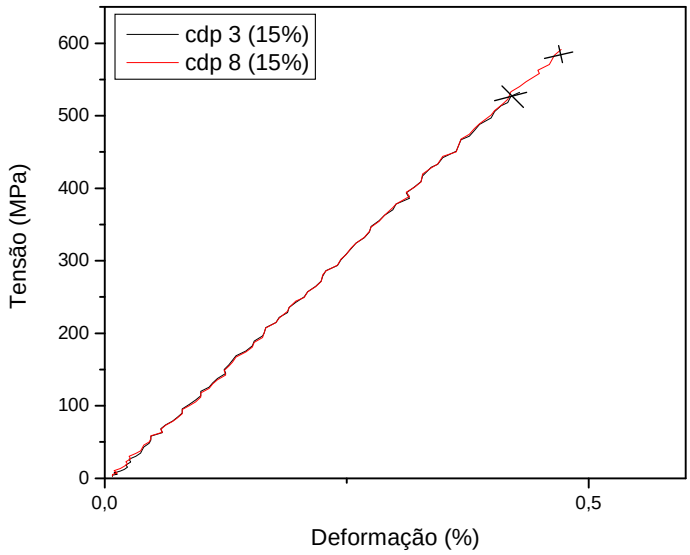


Figura 4.20 – Curva tensão x deformação para os corpos de prova da liga Ti-15Cu.

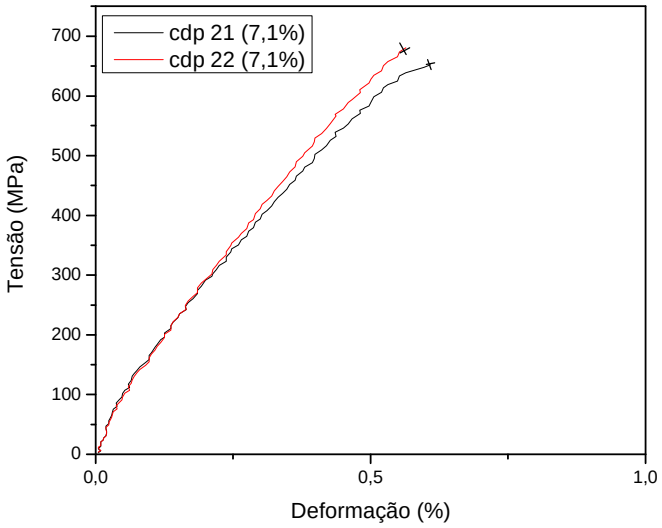


Figura 4.21 – Curva tensão x deformação obtida via ensaio de tração de amostras de Ti-7,1Cu.

Os corpos de prova confeccionados a partir dos lingotes 3 e 8, cujo percentual de cobre era de 15%, tiveram sua ruptura com 530 e 583MPa, respectivamente. Estes valores são superiores ao encontrado para o titânio comercialmente puro. Os corpos de prova confeccionados

a partir dos lingotes 21 e 22, cujo percentual de cobre era de 7,1%, romperam com 651 e 675MPa, respectivamente. Esses valores também são superiores ao TiCP e ainda maiores que os alcançados pelos corpos de prova com 15%. A comparação desses resultados é apresentada na forma de gráfico na Figura 4.22.

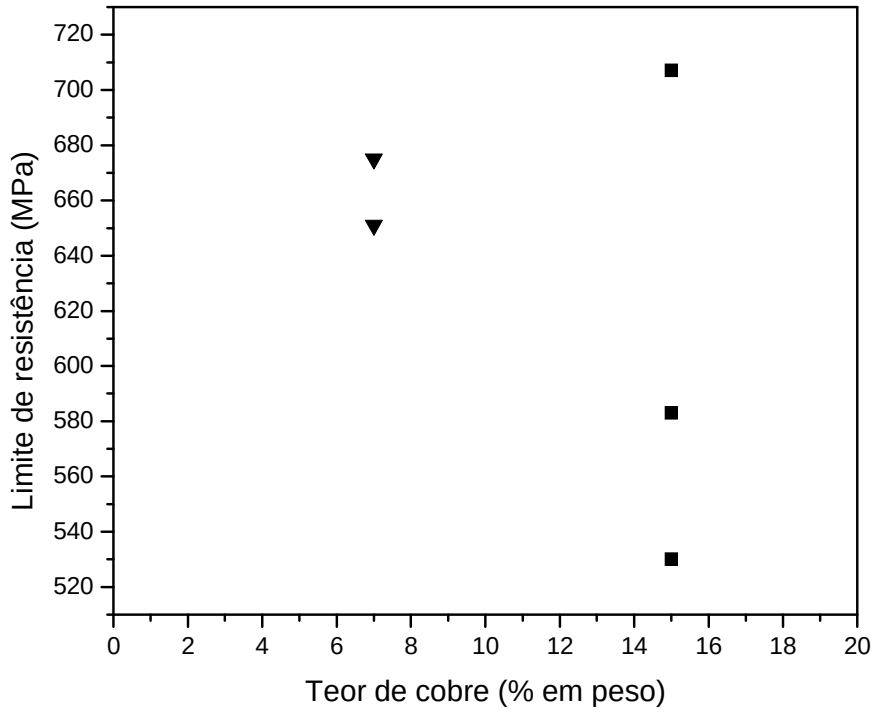


Figura 4.22 – Gráfico comparativo do limite de resistência à tração em função da composição.

O terceiro corpo de prova da liga Ti-15Cu ensaiado em tração, apresentou resultado inesperado. Apesar deste fundido não conter massalotes, pois foi obtido antes da simulação computacional da fundição, o molde foi inteiramente preenchido e o fundido foi usinado até as dimensões finais do corpo de prova de tração.

No entanto, a porosidade deste corpo de prova era visível em sua superfície e na rosca existente nas extremidades. Ainda assim, o limite de resistência à tração apresentado por este

corpo de prova foi de 707,3MPa, o que representa o maior valor de resistência à tração entre todas as amostras ensaiadas, conforme observado na Figura 4.23. Tal resultado era esperado devido à maior concentração do composto intermetálico Ti_2Cu nas amostras da liga Ti-15Cu. Os resultado do limite de resistência à tração dos outros dois corpos de prova da mesma liga ficaram abaixo do esperado, e foram menores que os da liga Ti-7,1Cu.

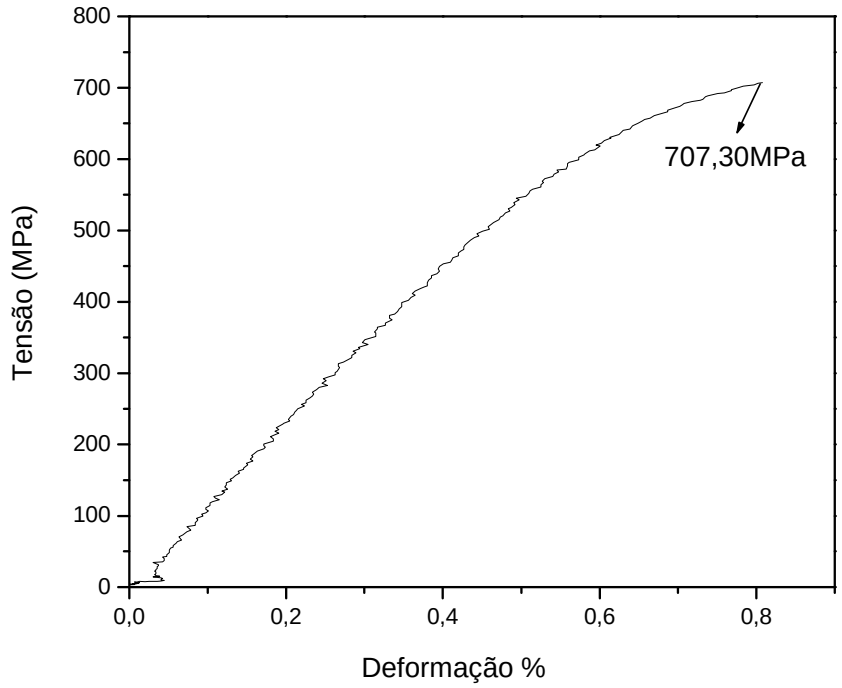


Figura 4.23 – Curva tensão x deformação de amostra da liga Ti-15Cu sem adição de massalotes.

A porosidade pode servir para explicar o ocorrido com os resultados de tração. 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. Uma condição mais favorável na distribuição dos poros pode ter originado a maior resistência à tração do corpo de prova da liga Ti-15Cu que não teve massalotes em sua fundição, o que teoricamente o torna mais susceptível a formação de porosidade.

4.6.2 Módulo de Elasticidade

Os valores calculados a partir do ensaio de tração para o módulo de elasticidade apresentados pela Figura 4.24 mostram-se muito próximos mesmo para as amostras fundidas com adição de massalotes e com diferente teor de cobre, estando de acordo com valores encontrados na literatura. O corpo de prova “zero” mostrou valor um pouco abaixo. Caso o cobre estabilizasse a fase beta em temperaturas próximas à ambiente, os valores encontrados poderiam ser menores.

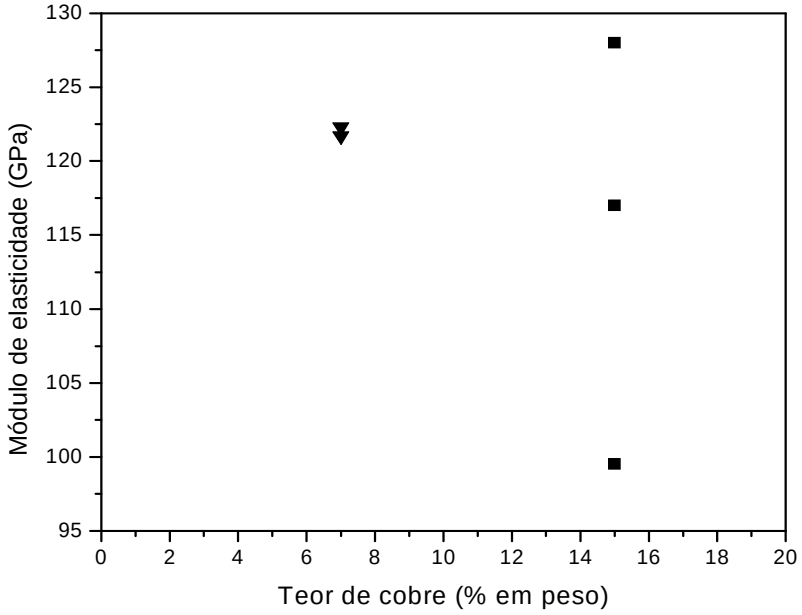


Figura 4.24 – Módulo de elasticidade em função de teor de cobre

A Tabela 4.1 apresenta uma comparação dos resultados encontrados neste trabalho e os dados de algumas ligas utilizadas comercialmente para confecção de próteses odontológicas, além de outras ligas de titânio com estrutura alfa, alfa-beta e beta.

Tabela 4.1 - Comparação entre as propriedades mecânicas de algumas ligas e os valores encontrados neste trabalho.

Denominação	Tipo	Limite de resistência à tração (MPa)	Limite de escoamento (MPa)	Alonga-mento %	Módulo de elasticidade (GPa)
Ti puro grau 1	A	240	170	24	102,7
Ti puro grau 4	A	550	485	18	104,1
Ti-6Al-4V	α+β	895-930	825-869	10-15	112
Ti-6Al-7Nb	α+β	900-1050	880-950	6-10	114
Ti-15Mo	β	874	1000-1060	18-22	78
Ti-35,3Nb-5,1Ta-	β	596	547	19	55
Ni-Cr		821	766	18	304
Co-Cr		520-820	460-640	6-15	145-220
Ti-Cu (15%)	α + Ti_2Cu	580-653	-	-	122,4
Ti-Cu (7,1%)	α + Ti_2Cu	530-583-707	-	-	123,8

4.6.3 Ensaio de Dureza Vickers

O gráfico da Figura 4.25 mostra os valores obtidos no ensaio de dureza das extremidades (cabeça) e do centro (haste) do corpo de prova. Conforme esperado pela maior concentração da fase intermetálica Ti_2Cu, os resultados de dureza das amostras retiradas dos corpos de prova com 15% de cobre foram maiores que o da liga contendo 7,1%, exceção feita ao corpo de prova sem massalotes (amostra zero).

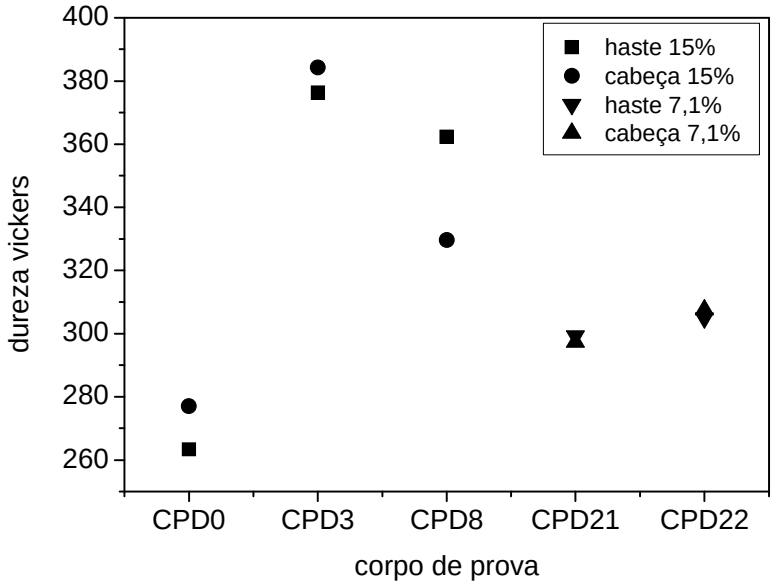


Figura 4.25 – Dureza Vickers encontradas para os corpos de prova utilizadas no ensaio de tração

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 nas amostras 3, 8 e "zero" pode ter ocasionado essa discrepância nos resultados de dureza Vickers para esta última amostra.

Os valores encontrados para a dureza estão de acordo com outros encontrados e divulgados pela literatura. A Tabela 4.2 compara os valores retirados do gráfico com outras ligas de titânio, além de ligas já utilizadas em odontologia na confecção de coroas e blocos. As ligas são: Vera Bond (NiCr) fabricada pela Aalba Dent Inc., e a liga New Ceram (CoCr), cujo fabricante é a CNG de São Paulo, Brasil.

Tabela 4.2 - Comparação da dureza Vickers de algumas ligas e os valores encontrados neste trabalho

	Liga	Tipo	HV
	Ticp-1	α	125
	Ti-6Al-4V	α+β	354
	Ti-6Al-7Nb	α+β	318
	Ti-15Mo-5Zr-3Al	β	302
	Ni-Cr	-	360
	Co-Cr	-	260
Ligas deste trabalho	Ti-15Cu	α+Ti_2Cu	332
	Ti-7,1Cu	α+Ti_2Cu	302

Segundo o gráfico mostrado na Figura 4.26, há uma queda no limite de resistência à tração e um aumento de dureza com o aumento do teor de cobre na liga. Este resultado não era esperado, já que segundo Callister [2002] estes valores são aproximadamente proporcionais. Uma possível justificativa para este fato já foi mencionada e refere-se à diferente distribuição da porosidade nos corpos de prova com maior teor de cobre.

4.7. Análise da Densidade

Uma vez que todos os fundidos apresentaram porosidade, o que ocasionou problemas na determinação das propriedades mecânicas, optou-se por analisar a densidade dos fundidos empregando o princípio de Arquimedes. Os resultados encontrados nesta análise poderiam servir de base para a explicação de algumas discrepâncias ocorridas nos resultados das propriedades mecânicas.

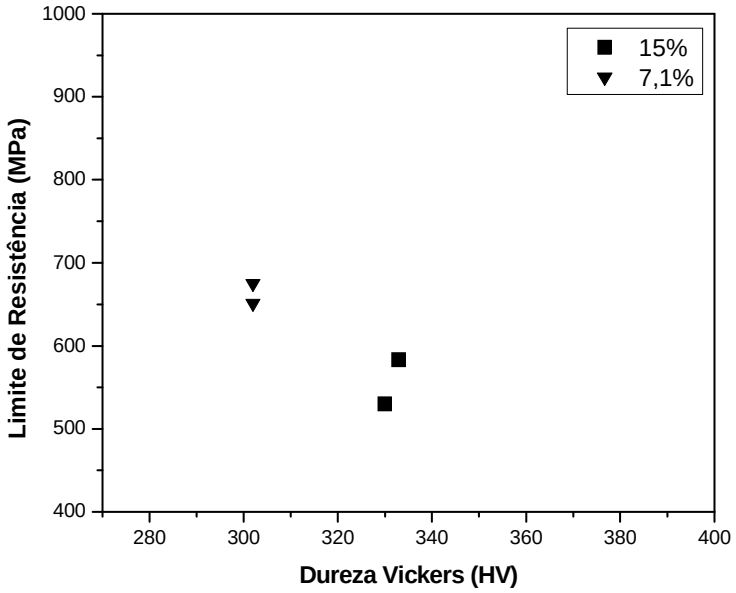


Figura 4.26 – Limite de Resistência em função da Dureza Vickers encontradas para os corpos de prova

Para efeito de comparação, os lingotes de ambas as ligas preparados em 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 utilizadas na metalografia e para as coroas mostraram uma densidade maior para a composição de 15%, quando comparados com os valores obtidos com 7,1%, resultados mostrados pela Figura 4.27. Estes resultados eram esperados, uma vez que a maior concentração de cobre (15%), elemento que apresenta densidade (ρ_{Cu} = 8,96g/cm^3) maior que a do titânio, contribui para o aumento da densidade da liga.

A Figura 4.28 apresenta o resultado da análise de densidade dos lingotes de ambas as ligas preparadas em forno a arco. A comparação das Figuras 4.27 e 4.28 permite afirmar que para as coroas fundidas a densidade apresentada em ambas as ligas ficou abaixo da densidade média dos respectivos lingotes, que serviram de referência. Este fato indica uma porosidade elevada nessas peças.

A mesma afirmação não pode 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 como 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.

Desta forma, pode-se explicar o fato dos corpos de prova da liga Ti-7,1Cu terem apresentado densidade maior que a do lingote fundido. Uma forma de confirmação desta hipótese, seria empregar como referência o lingote tratado termicamente. 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.

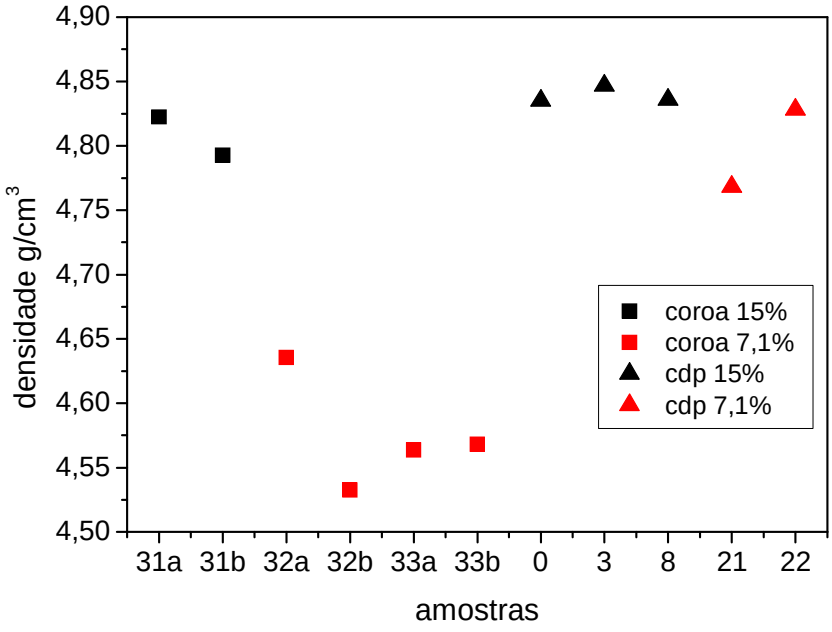


Figura 4.27 – Densidade encontrada nas peças fundidas.

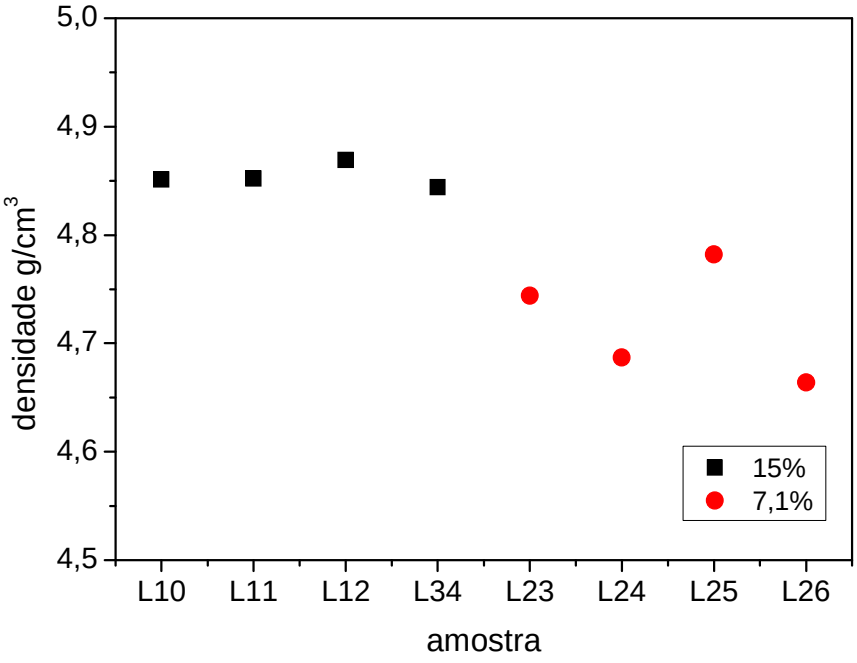


Figura 4.28 – Densidade encontrada nos lingotes das ligas utilizadas.

Capítulo 5

Conclusões e sugestões para trabalhos futuros

5.1. Conclusões

Após o desenvolvimento do presente trabalho, que teve por objetivo o estudo do processo de fundição de ligas do sistema Ti-Cu em molde cerâmico, utilizando a técnica de cera perdida, os resultados encontrados permitem estabelecer as seguintes conclusões:

a) a preparação das ligas de titânio a partir de seus elementos constituintes em forno a arco voltaico, atmosfera inerte de argônio e cadinho de cobre refrigerado mostrou-se eficaz na confecção de lingotes em escala laboratorial;

b) com respeito às ligas de titânio analisadas, a utilização do forno Neutor Digital, e do material de revestimento TiCast S+L (molde), ambos da empresa italiana Manfredi-Saed S.p.A., não atendeu às expectativas quanto à produção de peças fundidas íntegras, ou seja, isentas de porosidade;

c) a oxidação da liga Ti-Cu devido ao contato com o cadinho e molde do forno de fundição não afeta a qualidade da peça, sendo facilmente removida pelo jateamento de areia. No entanto, o rompimento do revestimento interno do cadinho, especialmente destinado à fundição deste material, promove uma reação intensa entre a liga e o material externo do cadinho, o que inutiliza a matéria prima;

d) a diminuição no tamanho do fundido não eliminou a porosidade nos casos estudados;

e) o desenvolvimento do *know-how* para a produção de próteses odontológicas feitas em ligas de titânio usando moldes cerâmicos requerem maior volume de estudos e experimentos;
f) a utilização do programa de simulação computacional auxiliou no dimensionamento do sistema de alimentação do molde, permitindo a obtenção de produtos fundidos com melhor preenchimento do mesmo;
g) o limite de resistência à tração alcançado por ambas as ligas indica que, apesar das porosidades, a resistência mecânica do material foi superior ao TiCP.

5.2. Sugestões para trabalhos futuros

Os resultados encontrados neste trabalho direcionam o prosseguimento dos estudos para o desenvolvimento do *know-how* para a obtenção de próteses odontológicas fundidas a partir de ligas de titânio, em molde cerâmico, que analisem os seguintes aspectos:

a) verificar a eficiência do forno e revestimento empregado neste trabalho para a fundição de titânio puro e/ou outras ligas de titânio que não apresentem cobre na sua composição;
b) determinação das fases apresentadas pelas ligas estudadas neste trabalho através da técnica de difração de raios X, tanto para os lingotes obtidos em forno a arco, quanto para os fundidos de tamanhos diferentes solidificados em moldes cerâmicos;
c) avaliação de materiais de revestimentos para molde cerâmico específicos para titânio, de outros fornecedores;
d) estudo da fundibilidade das ligas do sistema Ti-Cu e de outras ligas de titânio quando fundidas por centrifugação em molde cerâmico;
e) analisar a influência do teor de cobre no aumento da resistência mecânica.

Referências Bibliográficas:

[Adya e*t. al*, 2005]. Adya N, Alam M, Ravindranath T, Mubeen A, Saluja B. Corrosion in titanium dental implants: literature review. **J Indian Prosthodont Soc**; v. 5, n. 3, p. 126-131, 2005.

[Al Hussaini e*t. al*, 2005] Al Hussaini, I.; Al Wazzan, K.A. **Effect of surface treatment on bond strength of low-fusing porcelain** to commercially pure titanium**. The Journal of Prosthetic Dentistry**. v. 94, n. 4, p. 350-356, 2005.

[American Society for Testing and Materials] ASTM. **Standard Practice for Preparation of Metallographic Specimens**. ASTM-E3-01. West Conshohocken, PA. v. 03.pp, 2001.

[American Society for Testing and Materials] ASTM. **Standard Test Methods for Testing of Metallic Materials**. ASTM-E8-97. pp.8, 1997.

[American Society for Testing and Materials] ASTM. **Standard Test Methods for Vickers Hardness of Metallic Materials**. ASTM-E92-82, Philadelphia.pp 9. 1982.

[American Society for Testing and Materials] ASTM. **Standard Test Method for Microindentation Hardness**. ASTM-E384-99. Philadelphia. pp.24. 1999

[Andrade, 2006] Andrade, P. N., *Caracterização Microestrutural e Mecânica de ligas Ti-Cu para aplicações odontológicas*. Universidade Estadual de Campinas, 2006. Dissertação (Mestrado)

[Arroyo e*t. al*, 2005] Arroyo, J.M.; Diaz, J. M.; Hernandez, A.l M.; Rodríguez, E. Applications of Engineering Mechanics in Medicine. **This review article was prepared for the course on Mechanics of Materials.** Mayaguez, University of Puerto Rico. 2005.

[Atwood *et. al*, 2005] 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.

[Atwood e*t. al*, 2007] 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.

[Bezerra *et. al*, 1999] Bezerra, R. M., Souza, P. C. R. D.; Ramires, I.. Corrosion resistance and microstucture of the cp.ti welded by laser applyed for prosthesis supported by implants. **Eclet. Quím.**, São Paulo, v. 24, 1999.

[**Burnett *et. al*., 1996] Burnett**, C. A., **Maguire,** H. Sprue design in removable partial denture casting**. Journal of Dentistry**, v. 24, n. 1-2, p 99-103, 1996.

[Callister, 2002]. Callister, W.D. Jr, **Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução**. 5ª Edição. LTC editora. 2002.

[Eliopoulos *et. al*, 2005] Eliopoulos, D.; Zinelis, S. The effect of investment material type on the contamination zone and mechanical properties of commercially pure titanium castings. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. v. 94, n. 6, p. 539-548, 2005.

[Gale *et. al*, 1999]. Gale, M. S.; **Darvell,** B. W. Dentine permeability and tracer tests. **Journal of Dentistry**. v. 27, n. 1, p. 1-11, 1999.

[Hanada *et. al,* 2005] S. Hanada, H. Matsumoto, S. Watanabe. Mechanical compatibility of titanium implants in hard tissues. **International Congress Series**, Tohoku University, Japan, v. 1284, p. 239– 247, 2005.

[Kikuchi *et. al*, 2001] Kikuchi, M.; Takada, Y.; Kiyosue, S.; Yoda, M.; Woldu, M.; Cai, Z.; Okuno, O.; Okabe , T. Mechanical properties and microstructures of cast Ti–Cu alloys. **Dental Materials**.. v. 19, n. 3, Pages 174-181, 2003.

[Kikuchi *et. al*, 2006] Kikuchi, M.; Takahashi, M.; Okuno, O. Elastic moduli of cast Ti–Au, Ti–Ag, and Ti–Cu alloys. **Dental Materials**. n. 22, p. 641–646, 2006.

[Liu *et. al*, 2004] Liu, X.; Chu, P.K.; Ding, C. **Surface modification of titanium, titanium alloys,** and related materials for biomedical applications. **Materials Science and Engineering**, v. 47, n. 3-4, p. 49-121, 2004.

[Mareci *et al.*, 2005] Mareci, D.; Bocanu, C.; Nentoi, G.; Aelenei, D. Electrochemical behaviour of titanium alloys in artificial saliva**. J. Serb. Chem. Soc**. v. 70, n. 6, p. 891 – 897, 2005.

[Mahan, 1998] Mahan, L. K.; Stump, S. E. Krause. **Alimentos, nutrição e dietoterapia**. 9. ed. São Paulo, SP. 1998.

[Marino *et al*., 2000] Marino, C.E.B., Rocha-Filho, R.C., Bocchi, N. e Biaggio, S.R. Investigação da Estabilidade de Materiais Biocompatíveis por Análise Microestrutural. **Departamento de Química, Universidade Federal de São Carlos**, p. 13565-13905 São Carlos-SP, Brasil, 2000.

[Materials Handbook, 1991] Brady, G.S.; Clauser, H.R. **Materials Handbook**. 13ª Edição. 1991.

[Mello, 2004] Mello, G. M. R. *Efeito de elementos betagênicos na estabilidade de fases e propriedades de ligas de titânio para implantes ortopédicos*. Tese (Doutorado) - Universidade Estadual de Campinas. 2004.

[Metallurgy of Titanium and its Alloys] Universidade de Cambridge. Disponível em: http://www.msm.cam.ac.uk/phase-trans/2003/titanium.movies/titanium.html. Acesso em: 19 de janeiro de 2007.

[Nakagawa *et al*., 2001] **Nakagawa**, M.; Matono, Y.; Matsuya, S.; Udoh, K.; Ishikawa**,** K. The effect of Pt and Pd alloying additions on the corrosion behavior of **titanium** in fluoride-containing environments. **Biomaterials** v. 26, ed. 15 p. 2239-2246. 2005.

[Projeto SB Brasil, 2003] Condições de saúde bucal da população brasileira. Disponível em: http://www.bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/projeto_sb. 2004.pdf Acesso em 20 de novembro de 2006.

[Próteses sobre implantes] Tipos de próteses e aplicações. Disponível em: http://www.sigmanet.com.br/users/mbc/foto14.jpg 007. Acesso em: 25 de abril de 2007

[Rack e*t. al*, 2005] Rack, H.J.; Qazi, J.I. Titanium alloys for biomedical applications. **Materials Science and Engineering**. v. 26, n. 8, p. 12691277, 2006.

[Reclaru *et. al*., 1998] Reclaru, L., Meyer, J.M. Effects of fluorides on titanium and other dental alloys in dentistry. **Biomaterials,** v. 19, ed. 1-3, P 85-92. 1998.

[Santos, 2001] Santos, L.A., *Cimento de Fosfato de Cálcio Reforçado por Fibras*, Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, 2001. 249 p. Tese (Doutorado) Universidade Estadual de Campinas.

[Saúde Bucal no Brasil] Organização Pan-Americana da Saúde (OPAS/OMS**) -** Disponível em: http://www.saude.gov.br/programas/bucal/principal.htm. Acesso em: 19 de outubro de 2006

[Soffa e*t. al*, 2004] Soffa, W.A.; Laughlin, D.E. High-strength age hardening copper–titanium alloys: redivivus. **Progress in Materials Science,** USA, v. 49, p.347–366, 2004.

[Sung, *et al.*, 2005] Sung, S., Kim, Y. Alpha-case formation mechanism on titanium investment castings. **Materials Science and Engineering**. n. 405. p. 173–177. 2005.

[**Walter et. al., 1994] Walter**, M.; **Böning**, K.; Reppel, P.D. Clinical performance of machined titanium restorations. **Journal of Dentistry**. v. 22, n. 6, p. 346-348, 1994.

[Wang *et. al*, 1993] **Wang, R.R., Boyle, A.M.** A simple method for inspection of porosity in titanium castings. **Journal of Prosthetic Dentistry**. v. 70, n. 3, p. 275-276 , 1993.

[Wang et al., 2003]. Wang, L.; D'Alpino; P.H.P.; Lopes, L. G.; Pereira, J. C. Propriedades mecânicas dos materiais dentários restauradores: contribuição relativa dos ensaios laboratoriais. **J. Appl. Oral Sci.**, Bauru, v. 11, n. 3, 2003

[Wataha *et. al*, 1998]. Wataha, J.C.; Lockwood, P.E.Release of elements from dental casting alloys into cell culture medium over 10 months. **Dental Materials**. V. 14. p. 158-163. Mar.1998

[Wataha, 2000] Wataha, J.C. Biocompatibility of dental casting alloys: A review **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 83, Pages 223-234, n. 2, Fev. 2000

[Watanabe *et. al*, 2003] Watanabe, K.; Miyakawaa, O.; Takadab, Y.; Okunob, O.; Okabe, T. Casting behavior of titanium alloys in a centrifugal casting machine. **Biomaterials.** v. 24, n. 10, p. 1737-1743, 2003.

[Xavier, S.P., 2002] Xavier, S.P. Caracterização e Avaliação da Biocompatibilidade do Titânio Submetido a Diferentes Tratamentos de Superfície. 2002. Tese (Doutorado) - Universidade Estadual Paulista.

[Zinelis, 2000] Zinelis, S. Effect of pressure of helium, argon, krypton, and xenon on the porosity, microstruture, and mechanical properties of commercially pure titanium casting. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 3, p. 274-9. 2000.

Referências Bibliográficas (*apud*)

[Froes, 1985] Froes, F.H., Eylon, D., Bomberger, H.B., **Titanium Technology: Present Status and Future Trends,** The Titanium Development Association, 1985.

[Ravaglioli, 1992] Ravaglioli, A.; Krajewski, A. **Bioceramics: materials, properties, applications**. New York: Chapman & Hall, 1992.