

**Pedro César Garcia de Oliveira**

**Influência da temperatura final do ciclo  
de aquecimento do revestimento na  
fluidez e na resistência à tração do Ti  
c.p. e da liga Ti-6Al-4V.**

**Araraquara**

**2003**

**Pedro César Garcia de Oliveira**

**Influência da temperatura final  
do ciclo de aquecimento do  
revestimento na fluidez e na  
resistência à tração do Ti c.p. e  
da liga Ti-6Al-4V.**

**Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, para a obtenção do título de Doutor em Reabilitação Oral (área de concentração: Prótese).**

**Orientador: Prof. Dr. Gelson Luís Adabo**

**Co-orientador: Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**

Araraquara  
2003

Oliveira, Pedro César Garcia de

Influência da temperatura final do ciclo de aquecimento do revestimento na fluidez e na resistência à tração do Ti c.p. e da liga Ti-6Al-4V. Pedro César Garcia de Oliveira, 115p  
Araraquara, 2003.

Tese – Doutorado – Faculdade de Odontologia de Araraquara –  
Universidade Estadual Paulista.

1. Titânio    2. Fluidez    3. Resistência à tração

## **PEDRO CÉSAR GARCIA DE OLIVEIRA**

NASCIMENTO: 17/10/1965 – Três Lagoas – MS.

FILIAÇÃO: Joel Garcia de Oliveira  
Maria Aparecida Pícoli de Oliveira

1984 / 1987: Curso de Graduação.  
Faculdade de Odontologia de Lins – SP.

1993 / 1994: Curso de Especialização em Periodontia.  
APCD – Bauru – SP.

1994 /1995: Curso de Especialização em Prótese Dentária.  
APCD – Bauru – SP.

1999 / 2001: Curso de Pós-graduação (MESTRADO) em Dentística,  
opção Materiais Dentários – Faculdade de Odontologia  
de Bauru – USP.

2001 / 2003: Curso de Pós-graduação (DOUTORADO) em Reabilitação  
Oral – área de Prótese – Faculdade de odontologia de  
Araraquara – UNESP.

1995 / - : Professor Assistente do curso de Odontologia, disciplina de  
Prótese Dentária da Universidade do Sagrado Coração – USC  
Bauru – SP.

Dedico este trabalho,

## **A DEUS ANTES DE TUDO**

Aos meus pais Joel (in memorian) e Maria Aparecida.

Apesar de muitas vezes ausente, todos os dias não me esqueço que, sem vocês, jamais teria alcançado esse sucesso. Tenho por vocês muito amor, gratidão e uma dívida que não sei se algum dia poderei saldá-la.

Ao meu irmão Joel Jr. (“Zé”). Muitas pessoas tem irmão, mas não tem amigos; outras têm amigos, porém não tem irmão. Eu tenho o privilégio de possuir essas duas “coisas” valiosas em uma única pessoa.

À Liliane (Lili), a pessoa certa na hora certa. Com certeza, por isso e muito mais é que eu ti amo tanto.

## **Agradecimento Especial**

Ao **Prof. Dr. Gelson Luis Adabo**, orientador deste trabalho;

Não somente pela orientação do trabalho e pelos ensinamentos transmitidos, mas também pela amizade, respeito e consideração com que sempre me tratou. Como diz um colega do curso: você é o **“cara”**.

Ao Co-orientador **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**, do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP. Muito obrigado, não somente pela valiosa contribuição, sugestões e opiniões que só fizeram enriquecer este trabalho, mas também pela amizade e presteza com que sempre me recebeu.

**Meus sinceros agradecimentos**

## **Agradeço também;**

Aos professores da disciplina de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, pela amizade e ensinamentos a mim transmitidos durante o curso.

Aos funcionários da disciplina, assim como da Pós-graduação, pelo respeito e dedicação com que tratam, não só a mim, mas a todos.

Aos colegas de Pós-graduação **Adriana, Débora, Hércules e Renato** pela amizade e ao **Sicknan** pela inestimável contribuição na realização do trabalho.

Aos colegas professores da Universidade do Sagrado Coração – USC pela colaboração, me substituindo várias vezes para que eu pudesse concretizar este trabalho.

Ao Prof. **Dr. José Roberto Lauris** (FOB – USP) pela realização da parte estatística do trabalho.

Ao técnico de laboratório da disciplina de Endodontia da FOB – USP, **Edmauro**, pela realização da Microscopia Eletrônica de Varredura.

Aos funcionários do laboratório da disciplina de Prótese Parcial Removível, da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, na pessoa do **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**, pela realização das fundições.

Ao **CNPq** (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico), processo nº 140855/2001-7, pelo apoio financeiro para a realização deste trabalho.

Meus sinceros agradecimentos.

## Sumário

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>8</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO DA LITERATURA</b>	<b>15</b>
<b>3</b>	<b>PROPOSIÇÃO</b>	<b>45</b>
<b>4</b>	<b>MATERIAL E MÉTODO</b>	<b>47</b>
<b>5</b>	<b>RESULTADOS</b>	<b>63</b>
<b>6</b>	<b>DISCUSSÃO</b>	<b>79</b>
<b>7</b>	<b>CONCLUSÃO</b>	<b>94</b>
<b>8</b>	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>96</b>
	<b>RESUMO</b>	<b>110</b>
	<b>ABSTRACT</b>	<b>113</b>

## 1. INTRODUÇÃO

Como primeira opção de ligas metálicas para a aplicação na odontologia, as ligas à base de ouro tiveram ampla aceitação, graças a excelentes propriedades físicas, químicas, mecânicas e biológicas. Porém, devido principalmente ao seu elevado custo, vem sendo substituídas por ligas metálicas alternativas, como as de Ni-Cr e Co-Cr.

Esses tipos de ligas, apesar de apresentarem algumas vantagens, principalmente em relação ao seu baixo custo e resistência, podem apresentar efeito tóxico e alergênico causado por alguns de seus componentes, como o níquel e o berílio<sup>37</sup>, além do cromo, do cobalto e do cádmio, que também são citados como biologicamente ativos<sup>51</sup>. Sendo assim, a procura por novos metais e ligas metálicas deveria ser norteadas, dentre outros fatores, pelo seu grau de biocompatibilidade. Por isso, o titânio aparece como um dos materiais mais promissores nas pesquisas de materiais biocompatíveis.

O titânio foi descoberto na Inglaterra por W. Gregor, em 1789, dando-lhe o nome de mecanita. Alguns anos mais tarde, em 1795, na Alemanha, M.H.Klaproth descobriu um metal contido no rutilo e o denominou de titânio. Posteriormente concluíram que se tratava do mesmo metal e, como o nome titânio já tinha sido adotado internacionalmente, o mesmo foi conservado até os dias atuais<sup>59</sup>.

O titânio é largamente distribuído constituindo cerca de 0,63% da crosta terrestre, ocupando o posto de quarto elemento metálico mais abundante na terra, depois do alumínio, ferro e magnésio. Para se ter uma idéia da quantidade de titânio em relação aos outros metais usados na área odontológica, sua ocorrência é 20 vezes maior que a do cromo, 30 vezes maior que a do níquel, 60 vezes maior que a do cobre, 100 vezes maior que a do tungstênio e 600 vezes maior que a do molibdênio<sup>18</sup>. No sistema periódico dos elementos químicos está inserido dentro dos elementos do IV grupo e, apesar de ser um elemento de transição, apresenta um comportamento metálico.

Quimicamente, quando aquecido a temperaturas elevadas (acima de 600°C) apresenta uma grande reação com o oxigênio, nitrogênio e hidrogênio. Sua afinidade com o oxigênio também está presente na temperatura ambiente, na qual o titânio se cobre, em brevíssimo tempo, com uma camada de óxido de titânio. Esse fenômeno, chamado passivação, protege o metal de agressões exteriores e o deixa extremamente resistente à corrosão<sup>83</sup>.

Hoje, o titânio é, sem dúvida, o material mais largamente aceito para a confecção de implantes dentários e também realização de cirurgias ortognáticas devido, principalmente, à sua excelente biocompatibilidade, além de apresentar outras características positivas: excelente resistência à corrosão<sup>3, 66</sup> ; propriedades mecânicas favoráveis, como alta resistência à tração, associada à baixa densidade (4,5 g /cm<sup>3</sup>)<sup>42,88</sup> ; baixa condutibilidade térmica<sup>39</sup> ; módulo de elasticidade e ductilidade

semelhantes às ligas áureas<sup>52</sup>. Entretanto, seu alto ponto de fusão e sua alta reatividade dificultaram seu uso por muitos anos<sup>42</sup>.

O titânio comercialmente puro (Ti c.p.) pode ser encontrado em quatro diferentes graus ( I, II, III e IV ) e é composto de 99,5% de titânio e 0,5% de elementos intersticiais, como carbono, oxigênio, hidrogênio e nitrogênio. O titânio pode ser encontrado tanto na forma pura (Ti cp) quanto na forma de liga, sendo essa variação dependente do grau de incorporação dos elementos intersticiais ( O, N, H, C e Fe). Algumas formulações contendo titânio vem sendo pesquisadas, sendo o sistema titânio-alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V) o mais utilizado por possuir melhores propriedades mecânicas, como dureza, resistência à fadiga e à corrosão, módulo de elasticidade e resistência à tração<sup>89</sup>, além de apresentar, quando fundido, menor porosidade e maior fluidez em relação ao titânio puro<sup>81</sup>.

Tanto o Ti c.p. quanto as ligas de titânio podem ser fundidos e injetados em moldes usando-se técnicas especiais de inclusão e fundição. A baixa densidade pode ser considerada uma vantagem na escolha deste material para a confecção de peças protéticas, já que apresenta uma imagem radiográfica mais radiolúcida quando comparadas à outras ligas metálicas, devido a menor resistência à passagem dos raios-X. Esse fator torna-se de fundamental importância para a visualização de defeitos internos na peça fundida<sup>88</sup>.

Por outro lado, a baixa densidade pode ser um inconveniente que, juntamente com o elevado ponto de fusão e a reação química com o revestimento, dificultam o processo de fundição.

A fundição do titânio teve início na década de 70 nos Estados Unidos, sendo seguida por inúmeras pesquisas na Europa e Japão, com o desenvolvimento de máquinas e materiais de revestimentos especiais que atendessem às particularidades do material<sup>43</sup>.

Em 1980, Ida et al.<sup>35</sup>, apresentaram uma máquina de fundição para titânio que consistia de duas câmaras conectadas por um canal central, sendo a fusão do titânio realizada em atmosfera inerte (gás argônio), evitando assim a reação do metal fundido com o oxigênio e o nitrogênio.

Além de máquinas especiais para a fundição, a seleção de revestimentos apropriados é um ponto de grande relevância quando da fundição do titânio e suas ligas. A alta reatividade química do titânio com elementos contidos no revestimento (oxigênio, nitrogênio, carbono e hidrogênio) podem causar uma contaminação nas peças fundidas<sup>72</sup>.

A maioria dos revestimentos odontológicos apresenta como material refratário a sílica. Porém, em fundições com titânio, esse refratário está contra-indicado em temperaturas mais elevadas (acima de 600°C) devido a sua alta reatividade com o metal<sup>74, 75</sup>.

Na tentativa de diminuir a interação do metal com elementos contidos nos revestimentos, principalmente à base de silicato ou aglutinados por fosfato e assim minimizar esta contaminação, revestimentos contendo outros tipos de materiais refratários vêm sendo utilizados: Tinvest.-  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , Selevest –  $\text{MgO}$ , Titaniumvest EX –  $\text{ZrO}_2$ <sup>57, 58</sup>. Porém, a baixa expansão e o elevado custo são obstáculos que limitam seu uso. Assim, apesar do estágio atual de desenvolvimento do processo de fundição do titânio, algumas

dificuldades ainda persistem, como a ocorrência de defeitos internos e externos devido à baixa fluidez deste metal.

O maior inconveniente para os refratários é a grande diferença entre a temperatura de fusão do titânio e suas ligas ( $\pm 1700^{\circ}\text{C}$ ) e a temperatura final do revestimento (máxima de  $600^{\circ}\text{C}$ ), já que esta parece ser um dos fatores que mais interferem na fluidez do metal.

Para Donovan & White<sup>25</sup>, fluidez é definido como a capacidade do metal fundido completar totalmente o molde criado pela eliminação de um padrão. Segundo o autor, o preenchimento total do molde durante a injeção da liga depende de alguns fatores como, o tipo de material (metal ou liga metálica), pressão aplicada durante a fundição, tipos de canais de alimentação, permeabilidade do revestimento, estabilidade química e física do revestimento e temperatura do molde e do metal.

Considerando que os revestimentos mais comumente utilizados são à base de sílica, com temperaturas finais de aquecimento baixas e supondo que o aumento da temperatura final até o limite máximo de  $600^{\circ}\text{C}$  possa melhorar a fluidez do metal, julga-se oportuno o desenvolvimento de estudos como forma de, num futuro próximo, o titânio e suas ligas possam ser largamente utilizados, não só nos implantes dentários, mas também na confecção de próteses parciais fixas e removíveis.

Apesar de nos últimos anos um número crescente de trabalhos estarem direcionados para o titânio e suas ligas, principalmente no desenvolvimento de técnicas e equipamentos para o processo de fundição, verifica-se ainda pouca literatura científica que relacionem a temperatura do

molde de revestimento no momento da fundição, a fluidez e as propriedades mecânicas do titânio fundido.

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

De acordo com Vieira<sup>84</sup>, em 1967, a fluidez do metal líquido indica a propriedade de “poder fluir de forma livre e regular” em um molde e poder preenchê-lo totalmente, antes da sua solidificação. Para o autor, fatores tais como a existência de películas de óxidos e gases dissolvidos, inclusões ou impurezas em suspensão, diferenças nas temperaturas de fusão da liga e do molde de revestimento, forma e diâmetro do conduto de alimentação, além de elementos presentes na composição da liga, são fatores que podem interferir na fluidez da liga.

Segundo Gegel & Hoch<sup>29</sup>, em 1973, o titânio foi descoberto em 1795 por Klaproth, um químico alemão. Primeiramente, o  $TiO_2$  era aquecido a uma temperatura de  $500^\circ C$ , em presença de gás clorídrico, obtendo-se como resultado o tetracloreto de titânio, cloridrato de ferro e outras impurezas. O cobre era então adicionado a esta mistura, obtendo-se somente o tetracloreto de titânio. Após esta fase, o tetracloreto de titânio era adicionado ao magnésio, a uma temperatura de  $850^\circ C$ , obtendo-se o cloreto de magnésio e o titânio metálico. Este método permitiu a produção em grande escala do Ti c.p., utilizado na indústria aeroespacial com a finalidade de construir estruturas mais leves e resistentes.

A correlação entre a fluidez, rugosidade e temperatura no momento da fundição foi investigada por Preston & Berger<sup>62</sup>, em 1977. Neste estudo variaram-se a temperatura do molde (1350°F, 1550°F e 1750°F) e a temperatura de fusão (2500°F, 2700°F e 2900°F) para quatro ligas (ouro, ouro-paládio, prata-paládio e uma liga experimental). Noventa corpos-de-prova foram confeccionados na forma de uma mola espiral. Os padrões foram incluídos em revestimento fosfatado e as fundições realizadas em uma máquina por indução. Os autores observaram que as temperaturas mais elevadas, tanto do molde (1750°F) quanto de fusão (2900°F) produziram melhores resultados quanto à fluidez, sendo que essa elevação na temperatura não produziu efeito quanto à rugosidade das peças fundidas.

Em 1977, Vincent et al.<sup>85</sup> compararam a fluidez de duas ligas nobres (Thermocast e Degudent) e três ligas não nobres (Wiron, Ultrat e Victory), através de padrões formados por fios de plásticos de vários diâmetros. Foi constatada maior fluidez para as ligas nobres, atribuída pelos autores devido a sua maior densidade que, segundo os mesmos, poderia ser minimizada no ato da fundição aumentando-se a força de injeção da liga fundida no molde de revestimento.

Avaliando as propriedades do titânio (Ti) e suas ligas para uso odontológico, Ida et al.<sup>35</sup>, em 1980, relataram as dificuldades do uso do Ti para as fundições odontológicas, pelo fato do Ti apresentar uma alta reatividade química com oxigênio em temperaturas elevadas e reação com o cadinho, além do alto custo do processo. A fim de procurar facilitar os

trabalhos com este tipo de material, um novo equipamento de fundição para Ti denominado “Castmatic” foi desenvolvido, na qual a fundição era realizada em atmosfera com um gás inerte (argônio) e vácuo. Algumas propriedades do Ti e suas ligas fundidas neste equipamento foram investigadas como, temperatura de fusão, manchamento, fluidez, resistência mecânica e dureza. Os resultados mostraram que tanto as propriedades mecânicas como a fluidez do Ti c.p. foram semelhantes às das ligas de Ni-Cr e Co-Cr, sendo portanto indicado seu uso na confecção de coroas e próteses parciais removíveis fundidas em Ti e suas ligas.

Para Adell et al.<sup>1</sup>, em 1981, o titânio era reconhecido como material biocompatível desde a década de 40. O grande sucesso dos implantes osseointegrados confeccionados em titânio se confirmou com estudos de longo prazo iniciados a partir de meados da década de 60. Devido a sua grande biocompatibilidade, este metal tornou-se uma opção na substituição de ligas a base de berílio e níquel, propiciando o desenvolvimento de técnicas de fundição para a confecção de estruturas protéticas para próteses fixas e próteses removíveis, além das próteses sobre implantes.

Ida et al.<sup>36</sup>, em 1982, afirmaram que o titânio reagia com a superfície do revestimento, criando uma camada de oxidação denominada “alfa-case”. Os autores, com o intuito de diminuir a formação desta camada,

desenvolveram um novo revestimento à base de óxido de magnésio para o uso com o titânio puro e suas ligas, tornando possível o uso clínico do metal, tanto na confecção de próteses fixas quanto próteses removíveis.

Também em 1982, Myers & Crulckshanks – Boyd<sup>53</sup> avaliaram o efeito da temperatura do molde e da temperatura de fusão sobre a fluidez e a adaptação marginal de uma liga comercial com 53,5% de paládio, 37,5% de prata e 8,5% de estanho. As temperaturas do molde (600, 760 e 850°C) e as temperaturas de fusão (1270, 1320 e 1450°C) foram monitoradas por meio de uma máquina de fundição à vácuo. A fluidez da liga foi analisada pela capacidade de reprodução de fios de plástico de 0,3mm de diâmetro por 15mm de comprimento. Para a análise da adaptação marginal, um modelo de aço na forma de pré-molar preparado para uma coroa total foi utilizado. Cada uma das fundições foi assentada sob uma carga de 50N aplicada na superfície oclusal, sendo a discrepância entre a margem da peça fundida e o término cervical em forma de ombro medida com auxílio de um microscópio. Os resultados mostraram que o efeito da temperatura do molde na discrepância marginal teve uma influência significativa, sendo os melhores resultados obtidos com a temperatura de 850°C, e que a temperatura de fusão não apresentou variações significantes. Já para a fluidez os melhores resultados foram obtidos com as maiores temperaturas, tanto do molde (850°C) quanto de fusão (1450°C).

Em 1982, Thompson<sup>79</sup> estudou o efeito do aumento da temperatura do molde na fluidez de algumas ligas não preciosas (Ultrateck e

Victory ) comparada com uma liga preciosa (Thermocraft ). A fluidez foi determinada pela capacidade dessas ligas fundidas reproduzir filamentos de diâmetros diferentes de um padrão de tela de nylon. O autor observou que para duas ligas não preciosas em que a temperatura do molde foi aumentada, houve um aumento significativo na fluidez, quando comparadas com a liga preciosa. Entretanto comentou que, para a utilização em grande escala de ligas não preciosas em odontologia, são necessárias pesquisas adicionais sobre os materiais de revestimentos e técnicas mais precisas para as fundições.

Kasemo<sup>38</sup>, em 1983, relatou que assim como a maioria dos metais, o titânio puro poderia formar uma camada de óxidos quando exposto à atmosfera como, por exemplo, o TiO, TiO<sub>2</sub> e TiO<sub>3</sub>. Dentre esses, o TiO<sub>2</sub> era o mais estável e o mais comumente formado. Esses óxidos formam-se espontaneamente quando em contato com o ar, sendo que em milésimos de segundos, podia-se encontrar uma camada de cerca de 10 ângstrons de espessura. Esta camada de óxidos, denominada de camada passivadora, é que confere ao titânio biocompatibilidade e uma excelente resistência à corrosão.

Donachie Jr<sup>23</sup>, em 1984, descreveu importantes informações a respeito do titânio. O aquecimento do titânio a altas temperaturas em meio oxidante produz não somente oxidação, mas também o endurecimento da superfície resultante da difusão para o interior da estrutura de oxigênio e nitrogênio. A zona formada foi denominada de caso alfa ( $\alpha$ -case) ou camada

contaminada e que, normalmente, pode ser removida com jateamento abrasivo ou dissolução química antes que a estrutura seja utilizada, já que com a presença desta camada haverá uma redução da resistência à fadiga e a ductilidade.

Asgar & Arfaei<sup>4</sup>, em 1985, analisaram e compararam a fluidez de quatro ligas, sendo duas à base de ouro cerâmico (Neydium gold e Cameo), uma à base de ouro tipo III (Firmilay) e outra uma liga à base de Ni-Cr (Jelbon). Para este trabalho foram empregados 5 tipos diferentes de equipamentos para fundição: (A) maçarico oxigênio / gás e centrífuga convencional, (B) unidade de indução em conjunto com centrífuga, (C) unidade de resistência elétrica e centrífuga Thermotrol 2500, (D) maçarico de gás/oxigênio e máquina de injeção à vácuo e pressão de ar e (E) unidade de resistência elétrica com sistema Chrono-Matic de injeção à vácuo e pressão a ar. O padrão de cera apresentava a forma de um disco e o molde de revestimento foi aquecido a 700°C. Os resultados apresentaram, entre as ligas, uma melhor fluidez para a Firmilay (ouro tipo III) e Jelbon (Ni – Cr), enquanto que para os meios de fundição os melhores resultados, com preenchimento de 100% do molde, foram obtidos com a unidade de resistência elétrica do sistema Chrono-Matic de injeção à vácuo e pressão de ar (E).

Também em 1985, Dern et al.<sup>20</sup> avaliaram a fluidez de uma liga de níquel-cromo sem berílio, utilizando uma tela de nylon com 11 x 11 filamentos com 0,4mm de espessura, resultando em 220 segmentos de linha

formando 100 quadrados. Um revestimento fosfatado foi espatulado à vácuo por 45 segundos na proporção pó / líquido recomendada pelo fabricante, e as fundições realizadas por meio de duas máquinas por indução (Unitek e Howmedica). As temperaturas de estufagem do revestimento foram 680°C e 815°C para o sistema Unitek e 680°C para o sistema Howmedica. Os resultados mostraram uma maior fluidez na temperatura de 815°C, enquanto para a temperatura de 680°C os melhores resultados foram do sistema Unitek. Segundo os autores, a diferença entre as máquinas de fundição por indução na temperatura de 680°C poderia ser: temperatura durante o ciclo de aquecimento do molde, largura e profundidade do cadinho, variações na rotação e aceleração do braço.

Donovan & White<sup>25</sup>, em 1985, avaliaram a fluidez entre três tipos de ligas metálicas: Sterngold II (ouro tipo III); Albacast (prata-paládio) e Airspin alloy (níquel-cromo-berílio), utilizando-se dois tipos de máquinas para fundição: uma centrífuga convencional (Kerr Centrifugal Casting Machine) e um novo tipo de máquina que opera com um cilindro pneumático à base de ar comprimido (Airspin Pneumatic Caster, Airspin Mfg. Co., Calif.). Telas de nylon de 11 x 11 filamentos de 0,1mm de espessura foram confeccionadas perfazendo um total de 100 espaços. Os corpos-de-prova foram incluídos em revestimento fosfatado (Hi-Span, Pennwalt / Jelenjo, N.Y.) na proporção recomendada pelo fabricante (90 gramas pó / 15,5 cc de líquido). Foram confeccionados 10 corpos-de-prova para cada uma das ligas, sendo 5 fundidos para cada uma das máquinas. O ciclo de aquecimento e a temperatura do forno foram determinados de acordo com o tipo de liga

metálica utilizada: 1150° F (liga de ouro); 1250° F (prata – paládio) e 1500° F (níquel-cromo-berílio). Os resultados mostraram que a melhor fluidez ocorreu na liga níquel-cromo-berílio, segundo opinião dos autores, devido a maior temperatura do molde e na máquina Airspin.

Luchsinger et al.<sup>44</sup>, em 1985, propuseram investigar os efeitos dos vários componentes do Ti cp e liga de titânio sobre a fluidez, resistência mecânica e resistência à corrosão, utilizando três técnicas de fusão e fundição: ( A ) fusão por indução sob proteção de fluxo de argônio e máquina centrífuga, ( B ) fusão por feixe de eletro e fundição por gravidade e ( C ) arco de fusão e fundição por combinação de injeção / vácuo. Inicialmente foi utilizado um revestimento aglutinado por fosfato, sendo posteriormente substituído por revestimento à base de magnésio e zircônia. A liga Ti-13Cu-4,5Ni (1350°C) mostrou uma boa fluidez no revestimento aglutinado por fosfato e fundida pelo método ( A ). O método de fundição ( B ) teve a mais alta fluidez entre as ligas com índices parecidos ao Ti cp, enquanto para o método de fundição (C) a liga Ti-30V teve o mais alto limite de escoamento e a maior resistência à tração, não só em relação ao Ti cp mas às outras ligas estudadas.

Em 1985, Parr et al.<sup>60</sup>, relataram que o titânio vinha sendo estudado a vários anos em determinadas áreas industriais como, engenharia de turbinas, indústria aeroespacial e naval e na fabricação de tintas, porém seu uso ainda não estava ao alcance na Odontologia. Foi relatado que entre 5 a 10% do Ti extraído - rutilo ou ilmenita – destinava-se ao uso em forma de

metal, sendo a grande maioria convertida em forma de  $TiO_2$  usada pelas indústrias de tinta. Comentou-se que quando elevado a  $882^\circ C$  este metal sofria alterações cristalográficas em suas estruturas, além da possibilidade de formar ligas com outros elementos – Ag, Al, Cu, Fé, Ga, U, As, V e Zn. Adicionando-se elementos como O, N, H e Fe, verificaram alterações nas propriedades mecânicas do Ti c.p. A liga Ti-6Al-4V vem sendo a mais utilizada na odontologia, sendo que o alumínio funciona como  $\alpha$ -estabilizador e o vanádio como  $\beta$ -estabilizador. Na odontologia, foi relatado que o uso do Ti tinha sua principal aplicação nos implantes osseointegrados, devido a excelente biocompatibilidade e resistência mecânica.

Para Taira et al.<sup>71</sup>, em 1985, a técnica de fundição para o titânio e suas ligas pode determinar a microdureza dessas ligas quando fundidas a altas temperaturas (Ti c.p., Ti-6Al-4v E Ti-15v) e baixas temperaturas (Ti-30Pd e Ti-20Cu). As fundições foram realizadas em uma máquina de fundição própria para titânio (Castmatic) sob atmosfera de gás argônio / vácuo, sendo este processo capaz de minimizar a contaminação pelo oxigênio e o nitrogênio. Os resultados mostraram que a dureza interna variou de 376 KHN para Ti-15V, 360 KHN para o Ti-6Al-4V, 327 KHN para o Ti-30Pd, 266 KHN para o Ti-20Cu e 191 KHN para o Ti c.p., e que o resfriamento em água aumentou a dureza.

Em 1986, Greener et al.<sup>30</sup>, realizaram um trabalho onde compararam as propriedades mecânicas através de testes de tração e de

dureza Knoop do Ti cp e da liga de Ti-6Al-4V. Corpos-de-prova em forma de halteres foram confeccionados a partir de padrões de cera, incluídos em revestimento à base de sílica ( $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{SiO}_2$ ) e fundidos em uma máquina centrífuga com argônio / arco elétrico. Os ensaios de tração foram realizados em uma máquina Instron com velocidade de 0,1 pol / min. Os resultados para a resistência à tração e alongamento foram, respectivamente, 540,2 MPa e 7,9% (Ti cp) e 1103,4 MPa e 3,7% (Ti-6Al-4v). Já para a dureza Knoop, os resultados obtidos foram: Ti cp – 700 KHN para uma carga de 200g e 350KHN para 500g, enquanto que a liga Ti-6Al-4V apresentou uma dureza de 600 KHN para uma carga de 200g e 500 KHN para 500g. Os autores concluíram que, em relação à resistência à tração e alongamento, tanto o Ti cp quanto a liga Ti-6Al-4V excederam os valores mínimos especificados pela ADA para próteses parciais removíveis. Já em relação aos valores de dureza, não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre o Ti cp e a liga Ti-6Al-4V.

Hirano et al.<sup>34</sup>, em 1987, propuseram um método para avaliar a fluidez através de uma tela de nylon, medindo-se a extensão de cada segmento obtido após a tela fundida. Foram utilizados seis diferentes tipos de ligas: Biobond (B-B), Ceramallooy (C-I), Ceramallooy II (C-II), Litecast (L-C), Pentillium (P-T) e Unibond (U-B). As temperaturas finais do revestimento variaram entre 677°C até 1038°C, assim como as temperaturas de fusão das ligas (1250°C até 1565°C), sendo seis temperaturas finais do revestimento e seis temperaturas de fusão para cada uma das ligas. Os resultados mais expressivos foram obtidos com a liga P-T (99,6% de fluidez com 982°C de

temperatura do molde e 1399°C de temperatura de fusão da liga). Para os autores, a melhor fluidez é alcançada quando as temperaturas de estufagem e fusão encontram-se mais próximas, já que em situação inversa, houve uma dificuldade da injeção da liga fundida devida a contração da mesma.

Atta et al.<sup>6</sup>, em 1988, realizaram um estudo comparativo da fluidez de ligas de cobre ( Duracast MS e uma liga experimental 13) e prata - estanho ( Superalloy e uma liga experimental XX ) de acordo com diferentes temperaturas de estufagem do revestimento (500°C e 700°C). Os padrões de fundição foram obtidos recortando-se uma tela de nylon medindo 23 x 23 mm, cujos filamentos mediam 0,3mm de espessura, contendo 25 espaços horizontais e 23 espaços verticais, totalizando 575 espaços. O revestimento utilizado foi o Cristobalite, manipulado na proporção pó / líquido recomendada pelo fabricante e espatulado à vácuo por 30 segundos. Os blocos de revestimento foram colocados no forno com o pirômetro ajustado a 200°C permanecendo por 30 minutos. Após, a temperatura foi elevada para 400°C permanecendo por mais 30 minutos, quando então a temperatura foi elevada até 700°C, permanecendo constante por 30 minutos, quando então ocorreu a fundição. Para as fundições com o anel a 500°C, o forno foi desligado após atingir a temperatura de 700°C, até que atingisse a marca desejada, permanecendo os anéis por 30 minutos, quando então foram realizadas as fundições. A fluidez foi determinada pelo número de espaços completos preenchidos na peça fundida. Os resultados mostraram que a maior fluidez foi obtida com a liga do sistema prata – estanho ( Ag / Sn / XX - 572,2 espaços à 700°C) e os piores resultados foram da liga Duracast MS (46,2

espaços à 500°C). Os autores concluíram que existia uma diferença na fluidez entre as ligas e que, quanto mais alta a temperatura do molde de revestimento, maior a fluidez.

Em 1988, Donachie Jr.<sup>24</sup>, destacou que as propriedades mecânicas do Ti c.p. e das ligas de titânio dependem de alguns fatores, como a composição química da liga, microestrutura e aspectos metalográficos. No Ti cp, a influência mais significativa no comportamento mecânico é representado pelo hidrogênio, nitrogênio, carbono e oxigênio que, dependendo da proporção de cada um, pode provocar mudanças na microestrutura, alterando algumas propriedades como resistência à fadiga. O autor ressalta que, em relação ao Ti cp e as ligas fundidas, o problema mais significativo é obter uma fluidez satisfatória pelo adequado preenchimento do molde, sendo para isso necessário níveis suficientes de superaquecimento do metal fundido.

Bombonatti et al.<sup>13</sup>, em 1989, avaliaram a fluidez de 4 ligas à base de cobre: Duracast MS, Idealloy, Maxicast e Orcast, fundidas com 4 diferentes revestimentos fosfatados: Biovest, Precise, Termocast e RAF, sendo utilizadas 3 temperaturas de estufagem para cada um dos revestimentos: 700°C, 800°C e 900°C. Os corpos-de-prova foram confeccionados empregando-se uma tela de poliéster com 11 x 11 filamentos de 0,26mm de espessura perfazendo uma malha de 100 espaços quadrados. As ligas foram fundidas em uma centrífuga por meio de resistência elétrica TS – 1 (Degussa S / A) e injetadas nos moldes de revestimentos aquecidos

nas temperaturas (700,800 e 900°C). O valor da fluidez foi obtido pela percentagem de segmentos da malha completados na peça fundida. Dentre as ligas estudadas, a que apresentou melhores resultados foi a Maxicast (67,15 %), seguida da Idealloy (49,25%), Duracast (39,26%) e Orcast (36,13%). Para os revestimentos, os melhores resultados para a fluidez foram obtidos pelo Precise (64,58%) seguido pelo Biovest (45,18%), RAF (43,93%) e Termocast (38,10%). Em relação às temperaturas finais do revestimento, houve diferenças estatisticamente significantes da fluidez, tendo a temperatura de 900°C produzido os melhores resultados (79,37%), seguido de 800°C (49,13%) e a 700°C (15,33%). Verificou-se que há uma variação da fluidez entre as ligas e tipos de revestimento empregado, e que esta aumenta na razão direta da elevação da temperatura de estufagem do revestimento.

Em um estudo realizado em 1989, Taira et al.<sup>72</sup> avaliaram as propriedades mecânicas e a resistência à corrosão do Ti c.p. e de 4 ligas à base de Ti (Ti-6Al-4V, Ti-15V, Ti-20Cu e Ti-30Pd). Os metais foram fundidos em uma máquina de fundição – Castmatic – com um sistema de pressão e vácuo. O módulo de elasticidade, a resistência à tração e a dureza Vickers foram determinados, mostrando que o Ti c.p. apresentou propriedades mecânicas semelhantes ao ouro tipo IV enquanto as ligas Ti-6Al-4V e Ti-15V apresentaram propriedades similares às das ligas de Ni-Cr e Co-Cr.

Hamanaka et al.<sup>31</sup>, em 1989, realizaram um estudo para o desenvolvimento de uma máquina para fundição para titânio. Para este trabalho, os autores selecionaram o Ti c.p. e uma liga de Ni-Ti, analisando as propriedades mecânicas e a fluidez desses dois materiais. O processo de fundição foi realizado à vácuo, com um sistema de controle de injeção da liga desenvolvida pelos autores e um tipo diferente de “cadinho” desenvolvido para prevenir o aparecimento de defeitos internos na fundição, além de melhorar a fluidez da liga. Os resultados mostraram que o Ti c.p. apresentou melhores propriedades mecânicas e uma melhor fluidez quando comparado com a liga Ni-Ti.

Para Bergman et al.<sup>8</sup>, em 1990, com o aumento do preço do ouro, o titânio despertou um grande interesse desses pesquisadores, pois além de abundante na crosta terrestre, apresentava excelentes propriedades como: alta resistência à corrosão, baixo peso específico, além de uma excelente biocompatibilidade. Para os autores, a grande desvantagem no uso do titânio estava no processo de fundição devido ao alto ponto de fusão, baixa densidade a alta reatividade química a altas temperaturas, principalmente com oxigênio. Na tentativa de minimizar este problema, novos métodos foram introduzidos na Odontologia, como a eletroerosão e o sistema PROCERA. Com base nisto, os autores realizaram um estudo clínico de coroas de Ti confeccionadas pelos métodos citados acima, onde 167 coroas foram confeccionadas e tiveram os seguintes quesitos analisados: superfície/cor, forma anatômica e integridade marginal. Os resultados mostraram que 100% das coroas apresentaram resultados satisfatórios,

quando comparadas com as coroas fundidas a ouro, independente do processo utilizado. Concluíram os autores que os métodos utilizados para a fabricação de coroas de titânio teriam um grande potencial no futuro.

Sunnerkrantz et al.<sup>68</sup>, em 1990, estudaram o efeito do nível de vácuo e pressão de ar em uma máquina com gás argônio e arco elétrico, na dureza de coroas fundidas em titânio. Cinco diferentes combinações de nível de pressão foram usadas, na câmara superior de fusão (CF) e na câmara inferior do molde (CM), respectivamente: A  $-2,5.10^{-2} / 2,5.10^{-2}$  Torr; B  $-2,5.10^{-2} / 1$  Torr ; C  $-2,5.10^{-2} / 10$  Torr ; D  $-1 / 2,5.10^{-2}$  Torr e E  $-10 / 2,5.10^{-2}$  Torr. Padrões de cera em forma de coroas cilíndricas foram confeccionadas e padronizadas com margem de 30°, incluídas em revestimento à base de fosfato. Os anéis foram levados ao forno a 250°C por uma hora e subsequente a 700°C por mais uma hora, sendo resfriados à temperatura ambiente, antes de serem levados à máquina para fundição. Todas as peças foram seccionadas em formatos longitudinais e polidas. Para o teste de dureza Knoop foi aplicada uma carga de 4,9N e a capacidade de preenchimento do molde e a porosidade foram estudadas por microscopia ótica. Os resultados mostraram que apenas a fundição (A) apresentou uma dureza menor do que o material original, enquanto que porosidades e inadequado preenchimento do molde foram observados nas fundições que utilizaram uma pressão de 10 torr na câmara de fusão (CF). Na câmara do molde (CM) todas as fundições foram consideradas precisas. Para os autores, a razão para os efeitos adversos do aumento de pressão na câmara de fusão maior do que na câmara do molde é, provavelmente, devido à

diferença no tempo em que o metal fundido está em contato com o oxigênio e nitrogênio nas duas câmaras. Finalizam afirmando que uma pressão inferior a 1 torr, tanto na câmara de fusão como na do molde, é suficiente para obter fundições completas.

Em 1991, Blackman et al.<sup>11</sup>, compararam os resultados de testes de tração de Ti c.p. fundidos em forma de halteres, utilizando três tipos de revestimentos fosfatados: Ohara / Coroas e Próteses (OH ); Dicor (D) e Rema Exact (R). A fundição foi realizada em uma máquina Titaniumer Machine num total de 60 corpos-de-prova (vinte para cada revestimento). As peças fundidas foram submetidas ao ensaio de tração em uma máquina de ensaios Instron, fornecendo valores de resistência à tração (T) e porcentagem de alongamento (E). Os resultados foram: R ( T = 635,5 MPa E= 51,47); OH ( T= 663,04 MPa E = 25,24) e D ( T= 144,87 MPa E = 11,44). Concluíram que os revestimentos Ohara e Rema Exact podem ser utilizados na fundição do titânio, enquanto que o revestimento Dicor não está indicado, pois apresentou um excesso de porosidades internas o que, segundo os autores, justifica os piores resultados deste revestimento quanto a resistência à tração e porcentagem de alongamento.

Tamaki et al.<sup>77</sup>, em 1991, investigaram as alterações dimensionais e a aparência das fundições do Ti c.p., produzidas por dois revestimentos experimentais aglutinados por fosfato, um à base de alumina ( Titan Mold ) e outro à base de sílica ( Rema E ) e dois desenhos diferentes de cadinho. Padrões de cera de coroas MOD foram preparadas em um

troquel de aço e fundidas em uma máquina de fundição por pressão de argônio (Castmatic). Os blocos de revestimentos foram aquecidos e fundidos em temperaturas recomendadas pelos respectivos fabricantes. O Titan Mold foi aquecido até 1200°C por uma hora, resfriado a 800°C e a fundição realizada. O revestimento Rema E foi aquecido até 900°C, resfriado a 350°C e o metal fundido. Os resultados mostraram que nenhum dos revestimentos foi capaz de compensar completamente a contração do titânio a temperatura de *líquidus* ( 1700°C) te a temperatura ambiente e que as fendas encontradas no revestimento Rema E foram menores ( $0,5 \pm 0,2\text{mm}$ ) que as de Titan Mold ( $1,1 \pm 0,4\text{mm}$ ). Os diferentes desenhos de cadinho não interferiram no resultado.

Blackman et al.<sup>12</sup>, em 1992, investigaram o desajuste marginal de *copings* fundidos em Ti c.p. de acordo com a geometria dos preparos. Vinte *copings* fundidos foram confeccionados com término em chanfro de 45° na vestibular e ombro de 90° na lingual, altura de 7,5mm, redução axial de 1,5mm e ângulo de convergência oclusal de 8°. As medidas de desajuste marginal foram feitas com auxílio de um microscópio com aumento de 50 vezes. Os resultados mostraram que os *copings* fundidos em Ti c.p. podiam apresentar uma adaptação marginal aceitável, porém melhores técnicas de fundição e/ou a utilização de revestimentos próprios para titânio eram necessários para a obtenção de próteses com margens melhor adaptadas.

A fluidez do Ti foi verificada por Bessing & Bergman<sup>9</sup>, em 1992, em um trabalho no qual foram utilizados três diferentes equipamentos para fundição de titânio: Titaniumer (Ohara Co., Japão); Castmatic – S (Iwatani Co., Japão) e Cyclark (J. Morita Europe, Alemanha). O índice de fluidez foi mensurado através da adaptação das bordas de coroas metalocerâmicas, mensuradas em doze pontos, sendo realizados dez *copings* para cada máquina. Segundo os autores, a utilização de equipamentos com atmosfera inerte (exemplo, gás argônio), revestimentos especiais (contendo magnésio), enceramento dos padrões de fundição com sobrecontorno e posterior usinagem interna e resfriamento externo foram descritos como métodos válidos para compensar essas dificuldades. Os valores mínimos do diâmetro da borda das peças fundidas e usinadas foram similares para os 3 tipos de equipamento, sendo que para os valores máximos o equipamento Cyclark apresentou melhores resultados.

Chung & Mori<sup>17</sup>, em 1993, realizaram um estudo em que investigaram a quantidade de expansão térmica presente em um revestimento (Titavest CB, Morita, Japan), a temperatura de fundição recomendada pelo fabricante (900°C) bem como a precisão de coroas fundidas em Ti c.p. A medida da expansão térmica foi conduzida em corpos-de-prova de 5mm de diâmetro X 20mm de altura, a 10°C / min. usando um analisador termomecânico. O anel de fundição foi revestido com duas camadas de agente cerâmico, os moldes aquecidos a 900°C e resfriados a 600°C. Para ambas temperaturas foram utilizados três intervalos de tempos com os bloco de revestimento: (0, 30 e 60 minutos). A fundição foi realizada

em uma máquina de fundição Cyclarc (J. Morita, Japan). A mais alta expansão térmica obtida foi  $1,74\pm 0,10\%$  ( $900^{\circ}\text{C}$ ) e  $1,34\pm 0,11\%$  ( $600^{\circ}\text{C}$ ). Já a precisão da fundição foi obtida pelo cálculo da discrepância para cada posição do padrão de cera, utilizando a microscopia. Os resultados mostraram que as menores discrepâncias foram obtidas com o revestimento a  $900^{\circ}\text{C}$  quando armazenado por maior tempo (60 minutos).

Em 1993, Hero et al.<sup>32</sup> estudaram os fatores que afetam o preenchimento do molde e a porosidade do titânio fundido em uma máquina de fundição composta de duas câmaras, uma superior para a fusão do metal e uma inferior para o molde de revestimento. Uma prótese fixa de cinco elementos com uma coroa cilíndrica de cada lado e três pânticos foi utilizada como padrão. Foram realizados dois tipos de experimento durante a fundição: (1) com uma folha fina de titânio ( $35\ \mu\text{m}$ ) separando as duas câmaras que previne a corrente de gás argônio no interior do molde evacuado e (2) sem folha de separação. Para os dois experimentos, variou-se a presença ou ausência de aberturas para escape de argônio, a pressão do argônio na câmara de fusão e o tipo de revestimento, um à base de quartzo (Bellavest) e o outro à base de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (Titavest CB), sendo ambos aquecidos a temperaturas previamente recomendadas pelos respectivos fabricantes. Segundo os autores, um inadequado preenchimento do molde ocorreu quando do uso de folha separadora em combinação com ausência de escape de gás e revestimento com baixa permeabilidade (Bellavest). Acrescentaram ainda que as margens das coroas foram preenchidas totalmente com níveis

comparados aos das ligas de ouro, usando os mesmos princípios de fundição.

Miyakawa et al.<sup>50</sup>, em 1993, realizaram um trabalho com o objetivo de avaliar radiograficamente peças fundidas em titânio que seriam posteriormente submetidas ao teste de tração. Utilizaram para este trabalho um aparelho de raio-x (Heliodente 70, Siemens – 70 KV, 7Ma, 2,5seg.) e um filme de ultra-velocidade (DF-8, Kodak). Três revestimentos à base de sílica e um à base de MgO foram utilizados. O material escolhido para a fundição foi o Ti c.p. grau 2 JIS, fundido em dois diferentes tipos de máquina para fundição: (A) tipo pressão (Castmatic-SS - 1Kgf / cm<sup>2</sup>) e uma tipo centrífuga (Ticast Super R – 3000 rpm). Os resultados apontaram três tipos de defeitos: (1) a formação de porosidade foi influenciada pelo tipo de revestimento utilizado; (2) as fundições realizadas em máquina tipo pressão apresentaram defeitos em forma de esferas, principalmente na extremidade oposta ao canal de alimentação e (3) quase todas as fundições apresentaram defeitos que partiam do meio do corpo-de-prova em direção oposta ao canal de alimentação, independente do tipo de revestimento ou máquina utilizados na inclusão e fundição.

Takahashi et al.<sup>76</sup>, em 1993, realizaram um estudo no qual propuseram avaliar quantitativamente a relação entre métodos de fundição e fluidez do Ti c.p. Para isto, utilizaram dois tipos de padrões para avaliar a fluidez: 1) tela de rede de poliéster com 20mm de comprimento por 20mm de largura (100 buracos abertos) com espessura dos fios de 0,7mm de diâmetro; 2) placas de cera (20mm X 20mm) e 1,5mm de espessura. Os padrões em

cera foram incluídos em revestimento aglutinado por fosfato com sílica ( $\text{SiO}_2$ ) e zircônia ( $\text{ZrSiO}_4$ ), sendo os blocos de revestimentos aquecidos até  $900^\circ\text{C}$  por 1 hora. Para a fundição, três métodos diferentes foram utilizados: 1) máquina de fundição tipo pressão com duas câmaras fusão / fundição; 2) máquina de fundição tipo pressão com uma câmara e 3) máquina de fundição tipo centrífuga com 3000 rpm. A pressão no molde antes da fundição foi estimado em 0,2 MPa (máquina de duas câmaras) e 0,03 MPa (máquina de uma câmara). Foram confeccionadas cinco amostras de padrões em tela e seis amostras para cada padrão da placa, sendo ambos fundidos com Ti cp. A porcentagem dos valores de fluidez para os padrões em tela foi determinado contando-se os espaços antes da fundição e após a fundição e para as placas fundidas o índice de fluidez foi determinado pela técnica da imagem digital através de um aparelho de raio-x. Os resultados mostraram que os melhores índices de fluidez foram obtidos pelos padrões em tela fundidas pela máquina tipo centrífuga, enquanto que as placas fundidas neste mesmo tipo de máquina apresentaram os menores índices de porosidade. Para os autores, além do método de fundição, a fluidez pode ser influenciada por alguns outros fatores como temperatura de fundição, temperatura do molde, permeabilidade do molde, diferença entre a pressão interna no molde e a pressão externa no momento da fundição, entre outros.

Em 1994, Mori et al.<sup>52</sup>, estudaram o efeito de tipos diferentes de revestimento na adaptação de coroas fundidas em titânio. Foi utilizado o Ti c.p. e os seguintes revestimentos: Rematitan, Tai-Vest, e Titavest, com temperaturas finais de estufagem em  $200^\circ\text{C}$ ,  $350^\circ\text{C}$ , e  $600^\circ\text{C}$

respectivamente, conforme o fabricante. Os padrões confeccionados em cera foram incluídos nos revestimentos que foram aquecidos a temperaturas de 900°C (Tai-Vest e Titavest ) e 1100°C (Rematitan) e posteriormente resfriados até suas respectivas temperaturas finais de fundição. A fundição foi realizada em uma máquina para fundição de titânio (Cyclark) sob atmosfera inerte com gás argônio. Os resultados mostraram que o melhor assentamento se deu nas coroas fundidas em revestimento do tipo  $Al_2O_3 / MgO$  (Titavest ), quando comparadas às coroas fundidas em revestimento do tipo  $SiO_2$  (Tai-Vest e Rematitan) já que esses últimos tiveram uma alta reação do metal com elementos contidos no molde de revestimento, dificultando a limpeza e acabamento das peças e, com isso, diminuindo o grau de assentamento.

Também em 1994, Tajima et al.<sup>73</sup>, após verificarem através de estudos a alta reatividade do titânio quando em contato com oxigênio e o nitrogênio, desenvolveram uma técnica de fundição a qual propiciava um processo de purificação pela pressão de gás desenvolvida no interior da máquina. Neste estudo, a eficácia da purificação foi examinada pela densidade de oxigênio presente na atmosfera de fusão, conteúdo de oxigênio, dureza e fluidez do Ti c.p. fundido. A máquina desenvolvida pelos autores possuía uma câmara onde o molde de revestimento era seco e limpo, ficando livre de impurezas pelo processo duplo de purificação, o qual consistia da evacuação total das câmaras (superior e inferior) e subsequente fluxo de argônio por duas vezes, além de uma alta diferença de pressão de fundição (7 kgf /  $cm^2$ ). Foram realizadas fundições neste tipo de máquina

(dois fluxos de argônio) e uma máquina que utilizava apenas um fluxo de argônio. Os resultados mostraram que as propriedades mecânicas (resistência à tração e módulo de alongamento) do titânio podem ser melhoradas quando o conteúdo de oxigênio também é maior, enquanto que o processo de purificação (fluxos de argônio) provocou maior dureza externa em relação a interna, que manteve valores constantes em torno de 240 VHN.

Em 1995, Syverud et al.<sup>70</sup> compararam a qualidade de próteses fundidas em Ti c.p. e liga de Ti-6Al-4V. Para este estudo, cinco próteses contendo cada uma dois retentores e três pânticos foram enceradas e incluídas em revestimento especial à base de MgO – Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> e fundidas em uma máquina de gás argônio / pressão à vácuo contendo duas câmaras: 1) superior, onde a liga foi fundida, a qual abrigava um cadinho de cobre e um eletrodo de tungstênio e; 2) inferior, onde ficava o bloco de revestimento. Foram avaliadas as falhas de fundição, densidade das peças e porosidades internas e externas, sendo que para este último item as próteses foram todas radiografadas. Durante a análise das margens cervicais bem como na análise das porosidades internas, as coroas fundidas em Ti-6Al-4V apresentaram-se mais rugosas e imperfeitas em relação às peças fundidas em Ti c.p. Porém nos quesitos resistência à fadiga, limite de escoamento e dureza Knoop, a liga Ti-6Al-4V apresentou melhores resultados em comparação ao Ti c.p.

Ainda em 1995, Syverud & Hero<sup>69</sup> avaliaram a fluidez do titânio usando diferentes tipos de revestimentos com diferentes permeabilidades gasosas. Para este estudo, os autores utilizaram 4 tipos de revestimento para

fundição de titânio - Bellavest T – (Beco), Rematitan Plus - (Dentaurum), Titavest CB – (Morita) e Titanium Vest (Ohara Co). Para cada um dos revestimentos utilizados, cinco coroas unitárias para prótese fixa foram enceradas e incluídas no revestimento, de acordo com as especificações do fabricante. Os blocos de revestimentos foram colocados em uma máquina para fundição de titânio em atmosfera de gás argônio e pressão e o Ti c.p. injetado no interior dos moldes. Segundo os autores, o revestimento Bellavest T produziu as piores fundições, enquanto que o Rematitan Plus e o Titanium Vest conseguiram reproduzir de modo satisfatório as coroas, porém com deficiência na margem cervical. O Titavest CB foi o revestimento que apresentou melhores índices de fluidez, conseguindo uma completa reprodução das coroas fundidas.

Em 1996, Watanabe et al.<sup>92</sup>, examinaram o efeito de diferenças de pressão de argônio na porosidade e propriedades mecânicas do Ti c.p. utilizando uma máquina experimental para fundição de titânio. Foram confeccionados padrões na forma de halteres (20mm de comprimento X 2,9mm de diâmetro) e incluídos em revestimento à base de alumina (T-Invest, C&E, Japan). Diferentes pressões de fundição foram utilizadas (50, 150, 300 e 450 torr). Após a fundição, a porosidade das amostras foi determinada por radiografia e análise quantitativa de imagem. Para o teste de resistência à tração e alongamento, foi utilizada uma máquina de teste universal. Os resultados mostraram maiores valores de porosidade para pressão de 450 torr, enquanto que os maiores valores para resistência à tração e alongamento ocorreram em pressão de 150 torr. Os autores destacaram

que, escolhendo a diferença de pressão favorável, fundições com propriedades mecânicas similares ao Ti c.p. podem ser obtidas.

Simb & Scully<sup>64</sup>, em 1996, investigaram a influência dos elementos intersticiais, como oxigênio, nitrogênio e carbono expressos como  $\{O\}$  e ferro nos parâmetros de tração, ductilidade e dureza. Os padrões do Ti c.p. para o teste de tração foram usinados com 15mm de comprimento e 3mm de diâmetro da secção. Segundo os autores, houve um aumento no limite de escoamento e na resistência à tração quando o conteúdo de  $\{O\}$  foi aumentado, com a ductilidade diminuindo. Quando o conteúdo de ferro foi aumentado, tanto a resistência à tração quanto a ductilidade tiveram valores aumentados. Concluíram que a adição de elementos intersticiais em aproximadamente 0,4% de  $\{O\}$  e 0,2% de ferro melhora substancialmente o limite de escoamento, a resistência à tração e, em menor grau, a dureza do Ti c.p.

Deschaumes et al.<sup>21</sup>, em 1997, realizaram um estudo verificando a influência da velocidade de resfriamento do Ti c.p. fundido nas propriedades mecânicas. Os resultados mostraram três diferentes tipos de microestruturas  $\alpha$ , provocadas por diferentes regimes de resfriamento, alterando as propriedades mecânicas, sendo que O e Fe tiveram uma grande influência na formação da microestrutura de acordo com a velocidade do resfriamento. Como exemplo, os autores citam o Ti grau IV que, quando resfriado a velocidade inferior a 70°C/seg apresentava uma microestrutura

lamelar com grande interferência no alongamento e, portanto, inviabilizado para o uso em prótese dentária, devido a sua alta friabilidade.

Também em 1997, Craig et al.<sup>19</sup> relataram que as altas temperaturas de fusão, tanto do Ti c.p. quanto das ligas derivadas de titânio, requeriam procedimentos especiais de fundição, ciclos de resfriamentos, revestimentos especiais e equipamentos para prevenir contaminação, já que em altas temperaturas o titânio reagia com elementos gasosos como O, H e N, devendo ser manipulado em ambiente especial, sob pena da formação de uma espessa camada de óxido, que tendia a reduzir a resistência e a ductilidade da estrutura obtida. Além disso, segundo os autores, devido ao baixo peso específico do material, a injeção do metal liquefeito no molde de revestimento requeria cuidados especiais durante o processo de fundição, como a utilização de atmosfera inerte com gás argônio e câmara de vácuo, o que tornava a técnica de fundição por centrifugação inadequada para o titânio e suas ligas.

Para O'Brien<sup>56</sup>, em 1997, a redução do tamanho dos grãos pode ter inúmeros benefícios na estrutura de uma liga fundida para coroas ou próteses removíveis. Grãos mais finos podem aumentar o limite de escoamento, a ductilidade e a resistência máxima à tração. Procurando justificar esta afirmação, o autor destaca que a fratura de um metal ocorre devido à abertura de fendas no limite dos grãos, sendo isso mais provável de ocorrer em metais com grãos largos, onde os planos não podem ser deslizados para dentro dos grãos adjacentes. Muitos grãos pequenos em

várias orientações podem dividir a deformação plástica mais facilmente. Grãos maiores podem acomodar uma maior deformação e terá menor capacidade de orientar o deslizamento. Como resultado, tem-se uma menor ductilidade e menor resistência máxima à tração para os metais de grãos largos, já que a deformação plástica, nesses grãos, não pode ser acomodada.

Em 1997, Watanabe et al.<sup>93</sup> investigaram a eficiência de dois métodos de fundição (centrífuga e arco voltaico na fluidez do Ti c.p. (grau li) e compararam os resultados com os obtidos com uma liga de ouro tipo IV e liga de Ni-Cr, ambas fundidas em máquina centrífuga. Dois tipos de padrões para fundição foram feitos: em forma de rede que consistiu de um padrão de 22 x 24 mm de fios (0,5mm de diâmetro), perfazendo um total de 264 segmentos, e o outro em forma de disco que tinha 24mm de diâmetro com uma secção externa de 0,5mm que foi realizada para criar padrões em forma de T. Para a fundição na centrífuga, os padrões que seriam fundidos em titânio foram incluídos no revestimento Selevest CB com temperatura de fundição de 350°C e para a fundição com arco voltaico foram incluídos no revestimento Titavest CB com temperatura de fundição de 600°C. O revestimento de cristobalita (650°C) foi utilizado para inclusão dos padrões fundidos em ouro e um revestimento fosfatado (980°C) para os fundidos em Ni-Cr. O índice de fluidez do Ti c.p. para os diferentes tipos de padrões (rede e disco) foi significativamente maior para as fundições na centrífuga. Para os autores, um dos fatores responsáveis seria o fato de que a centrífuga pode aplicar uma força no metal fundido 40 a 60 vezes maior do que a aplicada pela

máquina com arco voltaico que opera com diferença de pressão. Os valores obtidos para o Ti c.p. fundido em centrífuga não foram significativamente inferiores aos da liga de ouro tipo IV e da liga de Ni-Cr, sendo que os padrões fundidos em Ni-Cr apresentaram 100% de fluidez para ambos os padrões. Ainda segundo os autores, outro fator que pode ter atuado de maneira direta na diferença da fluidez é a temperatura do molde. Notou-se que os moldes com temperaturas mais elevadas no momento da fundição mostraram melhores índices de fluidez, independente do metal e do tipo de padrão.

Niinomi<sup>55</sup>, em 1998, descreveu as propriedades mecânicas como, resistência à tração e fadiga, além da dureza, de ligas de titânio fundidas. Para os autores, relatando achados da literatura, a resistência à tração de ligas de titânio tende a variar entre 500 e 1000 MPa. Neste trabalho, os resultados mostraram que a resistência à tração das ligas de titânio variou entre 669 MPa ( Ti-20Cr-0,2Si ) e 847 MPa ( Ti-6Al-4V). Já a resistência à fadiga das ligas de titânio variaram entre 265 a 816 MPa e a dureza Vickers apresentou valores que variaram de 190 (Ti-Ni) e 346 ( Ti-6Al-4V).

Avaliando o ajuste marginal de coroas fundidas em Ti c.p., Meloncini<sup>46</sup>, em 2000, realizou um estudo em que tipos de revestimentos e técnicas utilizadas foram variados. Foram avaliados três tipos de revestimentos: (Rematitan Plus; Rematitan Ultra e Ticoat Manfredi) e três técnicas de inclusão: - emprego ou não de “boneca”, - uso ou não de alívio de troquel e diferentes tipos de tratamento superficial para o ajuste interno. O ângulo de convergência dos preparos dentais foi de 10°. Oito coroas foram

confeccionadas para cada grupo (total de 96 coroas) e a análise do desajuste foi feita após as seguintes etapas: jateamento com esferas de vidro, jateamento com óxido de alumínio e usinagem interna com uso de fresas especiais, sendo considerado desajuste de até 100 $\mu$ m como aceitável clinicamente. A conclusão foi que: os revestimentos Rematitan Plus e Rematitan Ultra, quando usados com “boneca”, requerem alívio no troquel e, com frequência, usinagem interna com fresas ou abrasão com óxido de alumínio, após o jateamento com esferas de vidro.

Sôo et al.<sup>67</sup>, em 2001, avaliaram a expansão térmica e a adaptação de estruturas plásticas fundidas em Ti-6Al-4V que seriam utilizadas sobre implantes dentários. Para esse estudo, quatro tipos de revestimentos foram utilizados – Selevest, Rema Exakt, Fujivest e Rematitan, sendo a expansão térmica total dos revestimentos comparada com o coeficiente de expansão linear da liga Ti-6Al-4V. A expansão térmica do revestimento foi realizada a velocidade de 5°C / min até 900°C, enquanto a da liga foi realizada a velocidade de 15°C / min. Os resultados mostraram que o revestimento Selevest registrou a menor expansão, sendo as maiores expansões encontradas no Rema Exakt e no Fujivest. O revestimento que melhor resultado apresentou de expansão térmica em relação ao coeficiente de expansão linear da liga de titânio, melhor assentamento e adaptação da peça fundida, foi o Rematitan.

## PROPOSIÇÃO

Este trabalho tem por objetivo avaliar o efeito de diferentes temperaturas finais do ciclo de aquecimento (T1 - 430°C – grupo controle; - T2 - 480 e T3 - 530°C) de um revestimento, empregadas para fundição do Ti cp e da liga Ti-6Al-4V sobre:

- a) fluidez
- b) resistência à tração

## 4 - Material e Método

### 4.1 - Material

Os metais utilizados neste trabalho estão relacionados na tabela 1

Tabela 1 – Composição do Ti c.p. e da liga TI-6Al-4V (\*).

Metal	Composição Química - %	Fabricante
Ti comercialmente puro  Ti c.p. – grau 2	Ti - 99,56 Fe - 0,18 O - 0,15 C - 0,08 N - 0,02 H - 0,007	RMI Company,  Ohio, EUA.
Liga Ti-6Al-4V	Ti - 89,57 Al - 6,2 V - 3,8 Fe - 0,22 O - 0,17 C - 0,01 N - 0,02 H - 0,003	RMI Company,  Ohio, EUA.

(\*) Informações do fabricante

### 4.2 – MÉTODO

#### 4.2.1 – Preparo dos corpos-de-prova para fundição

##### 4.2.1.1- Teste de fluidez

Para o teste de fluidez foi utilizado o método preconizado por Whitlock et al.<sup>96</sup> e Presswood<sup>61</sup>. Os padrões de fundição foram obtidos a partir de uma tela de "nylon" medindo 20mm x 20mm, cujos filamentos mediam 0,7mm de diâmetro, contendo 8 quadrados no sentido vertical e 8 quadrados no sentido horizontal, totalizando 64 espaços.

O padrão de nylon foi fixado por um fio de cera redondo (Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha) com 4mm de diâmetro, que convergiam para formar o conduto de alimentação (Figura 1).

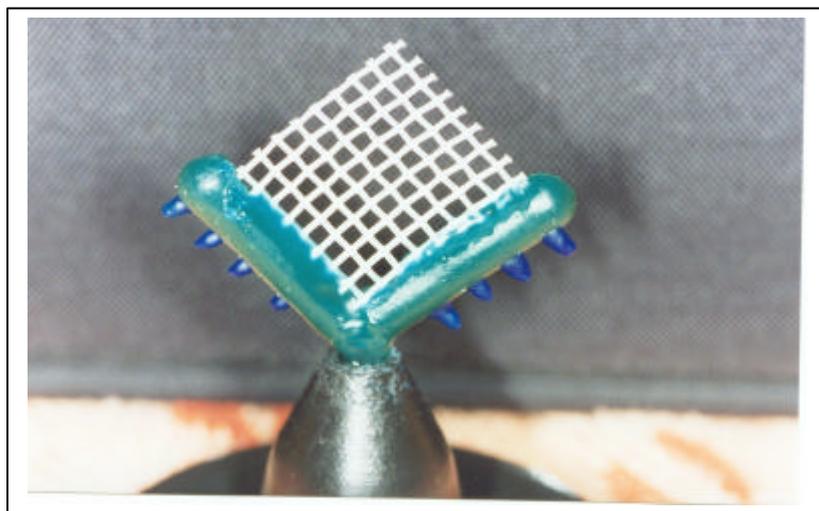


Figura 1 – Padrão em tela de nylon.

Após a confecção, os padrões foram posicionados através do conduto de alimentação na base formadora de cadinho (Dentaurum. J.P. Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha) e posicionados no interior de um anel de silicone número 3 (Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha) medindo 70mm de altura por 48mm de diâmetro, sendo os padrões posicionados a uma distância de 10mm da borda superior e 8 mm das laterais do anel (Figura 2). Em seguida, o líquido umectante – anti-bolhas (Kota Ind. e Comércio Ltda, São Paulo, São Paulo) foi aplicado em toda a estrutura com um pincel nº 165 (Pincéis Tigre S.A . São Paulo, Brasil) e deixado para secar, antes da inclusão em revestimento.

Após a secagem, o anel foi preenchido com revestimento próprio para fundição de titânio (Rematitan Plus, Dentaurum J.P. Pforzheim, Alemanha), na proporção de 250g de pó para 40ml de líquido (recomendado pelo fabricante). O revestimento (pó/líquido) foi misturado e espatulado por 60 segundos em um espatulador à vácuo (Multivac 4 – Degussa-Huls, Hanau, Alemanha) quando então foi vertido no anel sob vibração. Após o completo preenchimento, o anel foi deixado sobre a bancada por 15 minutos antes da remoção do bloco de revestimento.

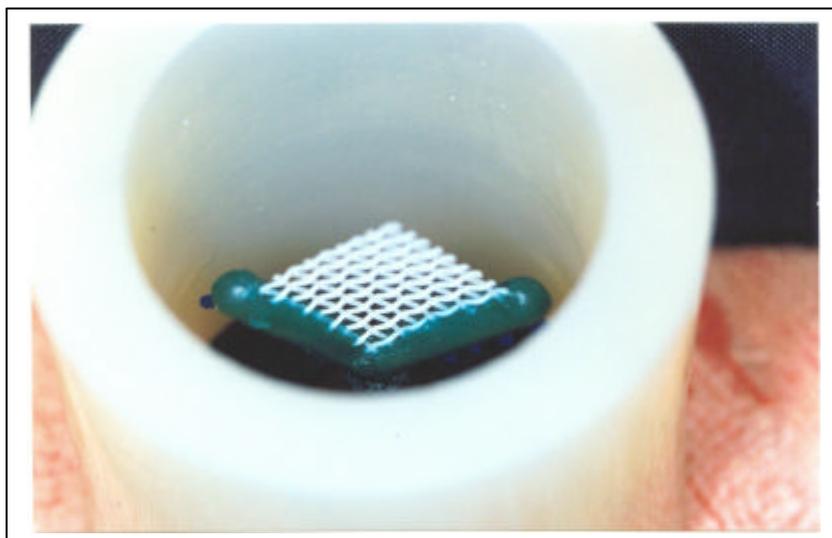


Figura 2 – padrão posicionado no interior do anel.

#### 4.2.1.2 - Teste de tração

Para a realização dos testes de tração os corpos-de-prova foram confeccionados na forma de halteres, de acordo com a norma E-8M da ASTM<sup>5</sup> (American Society for Testing and Materials), cujas dimensões estão ilustradas na figura 3.

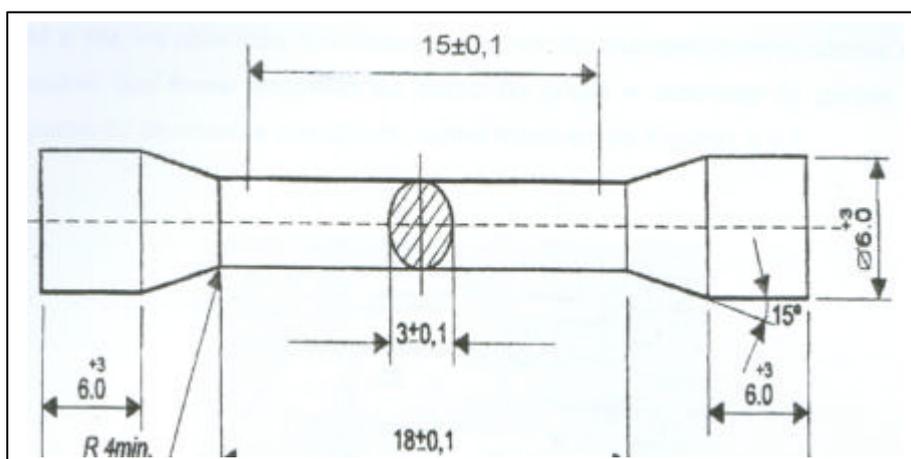


Figura 3 – Dimensões do corpo-de-prova (mm).

Os padrões de cera foram obtidos por meio de uma matriz metálica bipartida de aço inoxidável, com uma cavidade interna para as dimensões requeridas. (Figura 4)

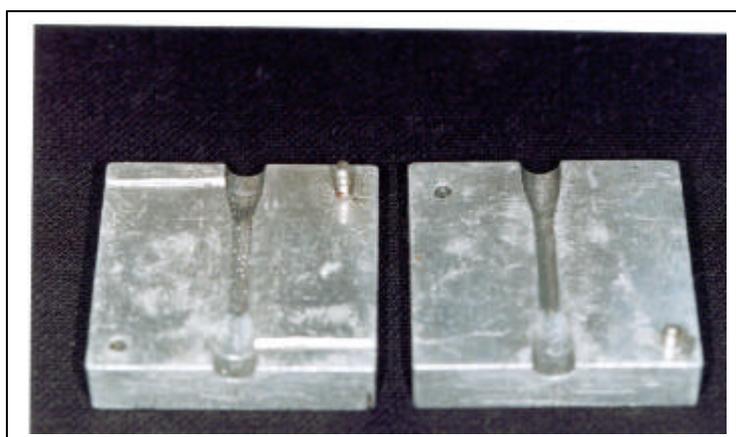


Figura 4 – matriz bipartida.

Para a confecção dos padrões de cera, a cavidade interna da matriz metálica foi lubrificada com vaselina líquida (Chemco Ind. E Comércio Ltda, Campinas, São Paulo). Após este procedimento, a matriz foi colocada em estufa modelo CG 311 (Fanen Comércio Ltda, São Paulo, Brasil) a 45°C por 5 minutos, com a finalidade de facilitar o escoamento da cera fundida, evitando assim a ocorrência de falhas no padrão de cera. Após o aquecimento, a matriz foi posicionada verticalmente na bancada sobre uma placa de vidro, sendo mantida com suas partes justapostas por uma pequena prensa.

Cera azul para incrustações metálicas (Kerr, Manufacturing Co. Romulus, Michigan, EUA) foi liquefeita em um plastificador para cera com temperatura constante e controlada (Dippy pro, Yet Dental, Alemanha) e inserida no interior da matriz com o auxílio de um conta-gotas de vidro de pescoço longo, até que toda a cavidade fosse preenchida e houvesse um pequeno extravasamento da cera na porção superior da matriz, quando então uma outra placa de vidro foi posicionada sobre o excesso e mantida com uma carga de 500gf, até a completa solidificação da cera. Após a remoção dos excessos de cera na porção superior e inferior da matriz com o auxílio da uma espátula do tipo Le Cron – (S.S.White Artigos Dentários Ltda, Juiz de Fora, Brasil), a matriz foi aberta e o padrão removido do seu interior.

Para a confecção do conduto de alimentação foi utilizado fio de cera redondo com 5mm de diâmetro (Dentaurum J.P.Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha). Uma haste em forma de “V” foi confeccionada e unida às extremidades do padrão e o conjunto fixado à base formadora de cadinho. (Figura 5). Em seguida, o anel de silicone número 6 (Dentaurum J.P.,

Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha) medindo 72mm de altura por 62mm de diâmetro foi posicionado sobre a base, de modo que o padrão pudesse ficar a uma distância de 8mm das paredes laterais e 10mm da extremidade superior do anel (Figura 6).

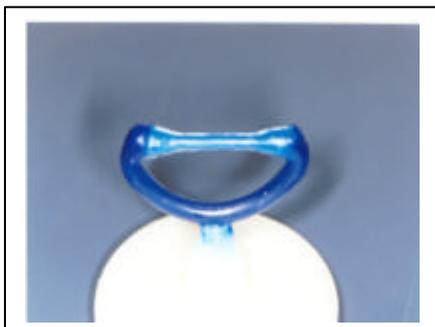


Figura 5 – padrão unido ao conduto de alimentação.



Figura 6 – padrão no interior do anel.

Em seguida, o líquido umectante (Kota Ind. E Comércio Ltda, São Paulo, São Paulo) foi aplicado em toda a estrutura com o auxílio de um pincel pêlo de marta nº 165 (Pincéis Tigre S.A., São Paulo, Brasil) e deixado para secar, antes do processo de inclusão.

O revestimento utilizado para a inclusão foi o Rematitan Plus (Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha) na proporção de 500g de pó para 80 ml de líquido (recomendado pelo fabricante) que foram espatulados por 60 segundos em um espatulador a vácuo Multivac 4 (Degussa-Huls, Hanau, Alemanha) e incluído sob constante vibração. Após o completo preenchimento, o anel foi deixado sobre a bancada por 15 minutos.

#### 4.2.2 - Fundição

A técnica descrita a seguir para as fundições dos corpos-de-prova foi a mesma para os dois ensaios realizados (fluidez e tração). O bloco de revestimento foi submetido ao ciclo de aquecimento em forno EDG 7000 (EDG Equipamentos, São Carlos, São Paulo), tendo como variação a temperatura final do refratário: T1 - 430°C, T2 - 480°C e T3 - 530°C, de acordo com a tabela 2, sendo a condição T1 a temperatura recomendada pelo fabricante do revestimento (grupo controle).

TABELA 2 – Ciclos de aquecimento para o revestimento Rematitan Plus.

Rampa / temperatura	Velocidade aquecimento/ resfriamento	Patamar / rampa	Temperatura permanência
1 ambiente / 250°C	5°C / minuto	1 / 250°C	90 minutos
2 250 / 1000°C	5°C / minuto	2 / 1000°C	90 minutos
3 1000 / 430°C / 480°C / 530°C	5°C / minuto	3 / 430°C / 480°C / 530°C	120 minutos

Atingida a temperatura final, as fundições dos corpos-de-prova em Ti c.p. e Ti-6Al-4V foram realizadas na máquina Discovery Plasma (EDG equipamentos, São Carlos, São Paulo) – Figura 7, no laboratório departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, USP. O processo é totalmente automatizado e a fundição ocorre por arco voltaico em atmosfera de gás argônio. A máquina possui

duas câmaras: uma superior onde encontra-se posicionado o cadinho de cobre sobre o qual insere-se o material a ser fundido, e uma câmara inferior, onde é posicionado o bloco de revestimento (Figura 8).



Figura 7 – máquina para fundição



Figura 8 – câmara superior e inferior

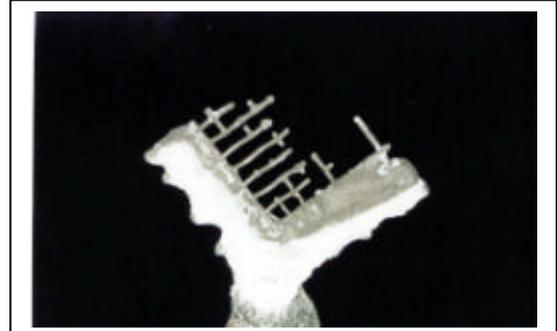
O material a ser fundido (Ti c.p. e liga de Ti-6Al-4V) foi fornecido na forma de cilindro de 14mm de altura por 20mm de diâmetro com 22gramas cada um. Os cilindros de Ti c.p. e liga de Ti-6Al-4V foram colocados na câmara superior sobre o cadinho a uma distância de 5mm do eletrodo de tungstênio, usado para produzir o arco voltaico.

Neste momento, a máquina é fechada e acionada onde, através de um dispositivo acoplado à máquina (bomba) é criada uma atmosfera de vácuo na câmara inferior, ao mesmo tempo em que é injetado o gás argônio, criando uma atmosfera inerte. Alcançada a pressão desejada no interior da máquina, o eletrodo de tungstênio começa a produzir o arco voltaico. Após a

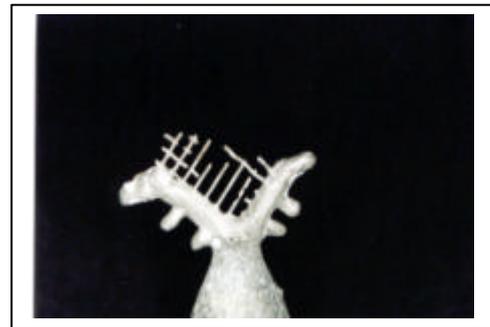
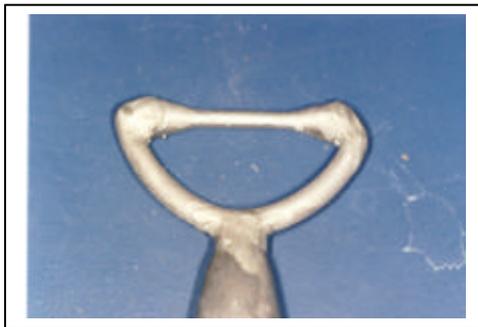
fusão do metal o cadinho é vertido e, devido à diferença de pressão entre as duas câmaras, o metal fundido é injetado no interior do bloco de revestimento, localizado na câmara inferior.

Finalizado o processo de fundição, o bloco de revestimento foi retirado da máquina e resfriado por imersão em água. Após seu completo resfriamento, foi realizada a desinclusão, utilizando-se um aparelho desincludor Ultrasonic Clear 1440 D (Odontobrás Comércio Ltda, São Paulo, São Paulo).

Em seguida, os corpos-de-prova foram jateados com partículas de óxido de alumínio (Wilson, Polidental Ind. Com. Ltda, São Paulo, Brasil) de 100  $\mu\text{m}$  e 50  $\mu\text{m}$  para a remoção da camada de reação do titânio fundido ( $\alpha$ -case) e o revestimento remanescente dos corpos-de-prova do teste de tração e fluidez, respectivamente, utilizando-se o jateador Multijet III (EDG equipamentos, São Carlos, São Paulo) com 80 libras de pressão, sendo posteriormente realizado acabamento com fresas em baixa rotação com a finalidade de remover pequenos nódulos presentes na peça fundida (Figuras 9, 10, 11 e 12).



Figuras 9 e 10 – corpos-de-prova após a fundição, antes do acabamento.



Figuras 11 e 12 – corpos-de-prova após o acabamento e limpeza com óxido de Alumínio.

Em seguida, os corpos-de-prova para o ensaio de tração foram separados dos seus respectivos condutos de alimentação utilizando-se uma cortadeira de metal Metaserv 1000 (Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA) - Figura 13.



Figura 13 – corpo-de-prova separado do conduto de alimentação

#### 4.2.3 Análise radiográfica dos corpos-de-prova fundidos

Os corpos-de-prova para o ensaio de tração foram submetidos a exame radiográfico para detecção de possíveis defeitos de fundição que inviabilizassem o uso posterior. Para a tomada radiográfica foi utilizada a unidade laboratorial X-Control (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha), com tensão de 70 kv, corrente de 8 mA e distância de trabalho de 200mm. Foi utilizado filme branco e preto Polapan 57 (Polaroid Corporation, Cambridge, USA), de tamanho 9 X 12 cm, e tempo de exposição de 1,5 segundos. Após a exposição, o filme foi autoprocessado por 15 segundos à temperatura de 21° C. (Figura 14).

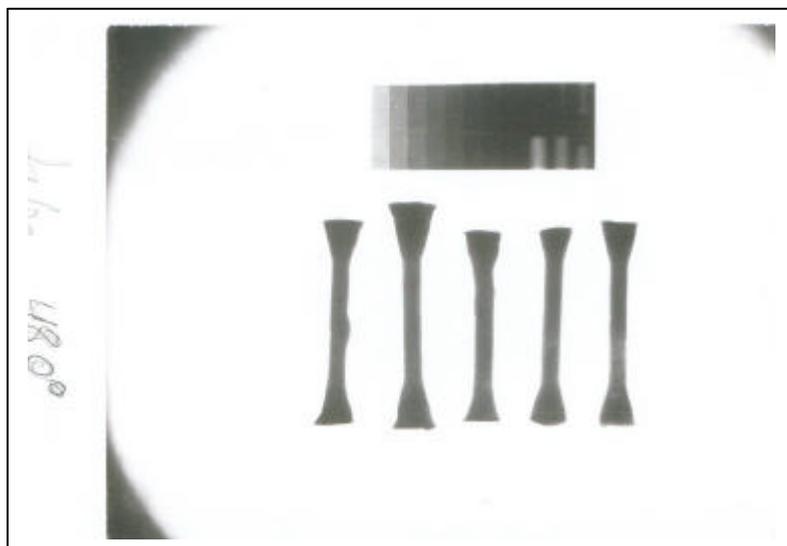


Figura 14 – radiografia dos corpos-de-prova.

#### 4.2.4 Teste de fluidez

Para a determinação da fluidez, foi utilizado o método preconizado por HIRANO et al.<sup>34</sup>, que consiste em medir o comprimento total dos filamentos da tela de nylon original e comparar com a extensão dos filamentos reproduzidos nas peças fundidas. Para isto, a tela original foi fotografada por meio de câmera fotográfica digital (Cyber – shot DCS-P71, Sony), posicionada juntamente com um paquímetro milimetrado para auxiliar na calibração para a realização da mensuração. O comprimento dos filamentos foi mensurado em milímetros, utilizando-se o programa de análise de imagem (Leica Qwin, Leica ), sendo o comprimento dos filamentos da tela original de nylon de 284mm (Figura 15). Para as peças fundidas foi utilizado o mesmo recurso (Figura 16).

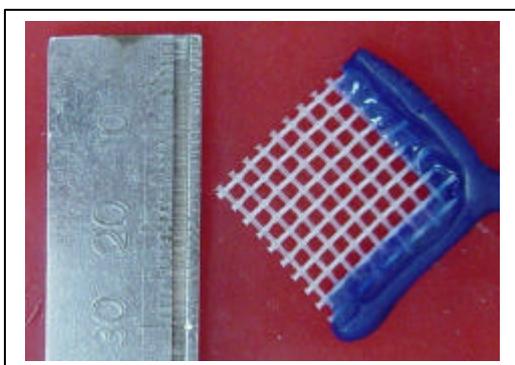


Figura 15 – padrão original (284 mm).



Figura 16 – padrão fundido.

Adicionalmente, foi realizada a comparação em porcentagem da extensão da tela original e a peça fundida, de acordo com a seguinte fórmula:

$$284 \text{ mm} \quad \text{_____} \quad 100\%$$

$$A \quad \text{_____} \quad B$$

A = extensão dos filamentos fundidos

B = % dos filamentos fundidos

$$A = B \times 284 \div 100$$

Foram fundidos trinta corpos-de-prova para o teste de fluidez, sendo quinze em Ti c.p. e quinze na liga Ti-6Al-4V.

#### 4.2.5 Teste de Tração

Os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de tração em uma máquina de testes mecânicos MTS modelo 810 (MTS System Corporation, Minnessota, EUA).

Para acoplar o corpo-de-prova aos mordentes da máquina de ensaios, foi utilizado um dispositivo com uma das extremidades dotada de cavidade preparada para receber o corpo-de-prova, e a outra extremidade livre foi fixada aos mordentes da máquina (Figura 17).

Após o acoplamento do dispositivo, a máquina foi acionada à velocidade de 1,0 mm/min. e no momento em que ocorreu a ruptura do corpo-de-prova, o softwear Test Work 2 (MTS System Corporation, Minnesota, EUA) acoplado à máquina forneceu o valor da tensão máxima.

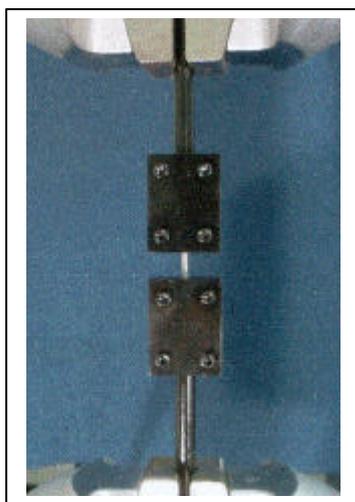


Figura 17 – corpo-de-prova acoplado para o teste de tração.

Foram fundidos trinta corpos-de-prova para o teste de resistência à tração, sendo quinze em Ti c.p. e quinze na liga Ti-6Al-4V.

#### **4.2.6 Análise metalográfica**

A estrutura metalográfica de cada condição do experimento para o teste de tração foi analisada por meio de microscopia ótica, no intuito de revelar possíveis alterações na microestrutura provocada pelo aumento da temperatura final do ciclo do revestimento.

Para tanto, a superfície dos corpos-de-prova foi submetida à polimento metalográfico utilizando lixas de carbetto de silício nas granulações de 600, 1200, 2000 e 4000 e, posteriormente, polida com discos de feltro e pasta de alumina de 1,0 e 0,3  $\mu\text{m}$  (Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA), sob refrigeração à água na politriz Metaserv (Buehler, Uk Ltd, Coventry, England).

A superfície polida foi atacada com reagente de Kroll: 1-3 ml de HF (agente redutor) e 36ml de  $\text{HNO}_3$  (agente oxidante), por 45 segundos. Obtida a revelação da microestrutura, as amostras foram submetidas ao exame metalográfico por Microscopia ótica (Neophot 21, CarlZeiss Jena) com aumento de 200 X.

As imagens visualizadas foram capturadas por meio de uma câmera digital (JVC TK 1380U CCD, Victor Company of Japan Limited, Tokyo, Japan) e analisadas pelo *software* Leica Qwin (Leica Microsystem Imaging Solutions Ltda., Cambridge, England).

#### **4.2.7 Análise da fratura**

Com a finalidade de caracterizar as possíveis alterações provocadas pela elevação da temperatura do revestimento na estrutura do Ti c.p. e da liga Ti-6Al-4V, foi realizada uma análise de fratura utilizando microscopia eletrônica de varredura (MEV) no laboratório da disciplina de Endodontia da Faculdade de Odontologia de Bauru, USP.

Após o ensaio de tração, foi selecionado um fragmento de cada um dos grupos do experimento e a peça levada ao microscópio eletrônico de varredura (JEOL T-330 A – Jeol Ltd, Tokyo, Japão), acoplado ao analisador dispersivo de energia e câmera fotográfica com um aumento em 500 X.

## 5. Resultados

### 5.1 Fluidez

Na tabela 5.1.1 estão representados os valores (mm) da fluidez, média, desvio padrão e porcentagem dos corpos-de-prova com seus respectivos grupos.

Tabela 5.1.1 - valores da fluidez (mm), média, desvio padrão e porcentagem.

<b>Grupos</b>	<b>Ti cp 430 controle</b>	<b>Ti cp 480</b>	<b>Ti cp 530</b>	<b>Liga 430 controle</b>	<b>Liga 480</b>	<b>Liga 530</b>
1	25,95	39,21	67,88	39,56	50,01	79,03
2	32,23	42,67	69,05	43,85	50,44	75,65
3	37,86	46,55	67,57	49,95	56,59	86,24
4	38,26	40,32	67,08	49,55	55,33	85,20
5	43,85	39,56	68,70	46,81	67,98	76,79
<b>média</b>	<b>35,63</b>	<b>41,66</b>	<b>68,05</b>	<b>45,94</b>	<b>56,07</b>	<b>80,58</b>
<b>dp</b>	<b>6,7956</b>	<b>3,0471</b>	<b>0,8097</b>	<b>4,3284</b>	<b>7,2644</b>	<b>4,8593</b>
<b>%</b>	<b>12,54</b>	<b>14,67</b>	<b>23,96</b>	<b>16,18</b>	<b>19,74</b>	<b>28,37</b>

Os valores médios estão representados no gráfico 5.1, onde pode-se observar a evolução no índice de fluidez de acordo com o aumento da temperatura de estufagem do revestimento.

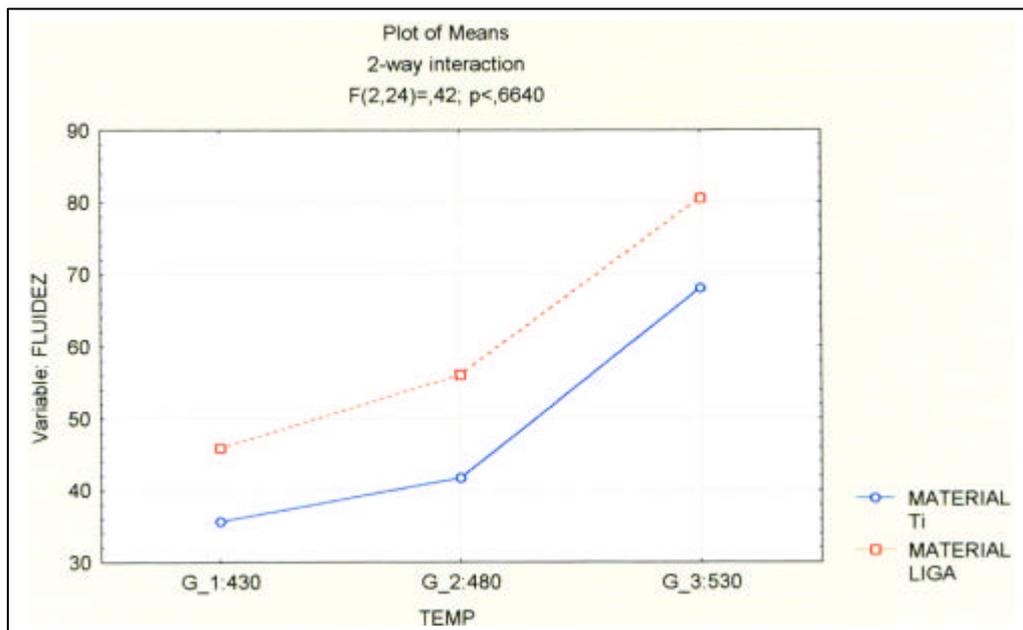


Gráfico 5.1 – fluidez média dos materiais de acordo com as temperaturas.

A tabela 5.1.2 mostra o teste estatístico de análise de variância 2 critérios (ANOVA) para os materiais e as temperaturas.

Tabela 5.1.2 - Teste ANOVA para os materiais e as temperaturas.

ANOVA	1. Material ; 2 – Temperatura					
Efeito	Df Efeito	Ms Efeito	Df Erro	Ms Erro	F	Nível
Mat.	1*	1156,178*	24 *	25,20679 *	45,8677 *	0, 000001 *
Temp	2*	3062,534*	24 *	25,20679 *	121,4964 *	0, 000000 *
Inter.	3	10,498	24	25,20679	, 4165	0 , 664036

(\*) significante.

De acordo com os resultados estatísticos apresentados na tabela 5.1.2, houve uma diferença estatisticamente significativa para o teste de fluidez, tanto para os materiais como para as temperaturas, porém sem interação entre as duas variáveis.

Posteriormente foi realizado o teste de Tukey para verificar as possíveis diferenças estatísticas entre os materiais (Tabela 5.1.3) e entre as temperaturas (Tabela 5.1.4).

Tabela 5.1.3 – Teste de Tukey para os materiais.

Teste de Tukey – Variável para Fluidez			
Efeito: MATERIAL			
Material	Média	1	2
Ti cp ( 1 )	48,44933	x	
Liga ( 2 )	60,86553		x

(\*) valor crítico = 7,3538

Tabela 5.1.4 – Teste de Tukey para as temperaturas.

Teste de Tukey – Variável para fluidez				
Efeito: Temperatura				
TEMP (°C)	Média	1	2	3
430 ( 1 )	40,78700	x		
480 ( 2 )	48,86600		x	
530 ( 3 )	74,31900			x

(\*) valor crítico = 8,0285

De acordo com os resultados mostrados na tabela 5.1.3, houve uma diferença estatisticamente significativa entre a fluidez do Ti c.p. e da liga Ti-6Al-4V, sendo esta última com melhores resultados.

Da mesma forma, na tabela 5.1.4 os resultados mostraram uma diferença estatisticamente significativa na fluidez entre as temperaturas, sendo os melhores resultados obtidos na temperatura de 530°C, em seguida a 480°C e 430°C.

Para determinar se, dentro de cada um dos materiais houve diferença estatisticamente significativa na fluidez, foi empregado o teste de variância 2 critérios (ANOVA) ( tabela 5.1.5 ).

Tabela 5.1.5 – Teste ANOVA para o Ti c.p.

C.VARIAÇÃO	G.L	S.Q	Q.M	F
TRATAMENTOS	2	2974,1229	1487,0614	79,49 *
RESÍDUOS	12	224,4834	18,7070	
TOTAL	14	3198,6063		

(\*) significante

Conforme resultados da tabela 5.1.5, houve diferença significativa para a fluidez do Ti cp entre as temperaturas. Aplicou-se o teste de Tukey para se avaliar, entre quais temperaturas poderia haver diferenças estatisticamente significante. ( Tabela 5.1.6 ).

Tabela 5.1.6 - Análise estatística da fluidez do Ti c.p. de acordo com as temperaturas finais de aquecimento do revestimento.

Tratamento	Teste de Tukey	
	Média de fluidez (mm)	
3 - 530°C	68,0560	A
2 - 480°C	41,6620	B
1 - 430°C	35,6300	B

valor crítico = 7,2922

De acordo com os resultados da tabela 5.1.6, houve diferença estatisticamente significativa para a fluidez do Ti cp entre a temperatura de 530°C em relação à de 430 e 480°C, que não diferiram entre si.

Para a liga Ti-6Al-4V, repetiu-se o teste estatístico ANOVA a fim de avaliar possíveis diferenças estatísticas para a fluidez, entre as temperaturas (Tabela 5.1.7 ).

Tabela 5.1.7 - Teste ANOVA para liga Ti-6Al-4V

C.VARIAÇÃO	G.L	S.Q	Q.M	F
TRATAMENTOS	2	2974,1229	1487,0614	79,49 *
RESÍDUOS	12	224,4834	18,7070	
TOTAL	14	3198,6063		

(\*) significativa

Conforme os resultados da tabela 5.1.7, houve diferenças significantes entre as temperaturas, para a fluidez da liga Ti-6Al-4V. Aplicou-se o teste de Tukey para verificar entre quais temperaturas a diferença foi significativa (Tabela 5.1.8).

Tabela 5.1.8 - Análise estatística da fluidez da liga de titânio de acordo com as temperaturas finais de aquecimento do revestimento.

	Teste de Tukey	
Tratamento	Média para fluidez (mm)	
3 - 530°C	80,5820	A
2 - 480°C	56,0700	B
1- 430°C	45,9440	C

Valor crítico = 9,4936

De acordo com os dados fornecidos na tabela 5.1.8, observou-se uma diferença estatisticamente significativa entre as três temperaturas para a fluidez da liga Ti-6Al-4V.

Pelos resultados apresentados, parece haver um aumento no índice de fluidez, conforme aumenta a temperatura final de aquecimento do revestimento, tanto para o Ti c.p. quanto para a liga Ti-6Al-4V.

## 5.2 Resistência à tração

Na tabela 5.2.1 estão representados os valores (MPa) da resistência à tração, média e desvio padrão dos corpos-de-prova com seus respectivos grupos.

Tabela 5.2.1 – Resistência à tração, média e desvio padrão do Ti c.p. e Liga Ti-6Al-4V (valores em MPa).

Grupos	Ti cp 430 controle	Ti cp 480	Ti cp 530	Liga 430 controle	Liga 480	Liga 530
<b>1</b>	492,41	516,30	491,14	960,95	971,50	1074,21
<b>2</b>	537,50	503,22	396,68	958,89	957,67	920,98
<b>3</b>	530,23	459,06	530,14	963,11	971,60	960,67
<b>4</b>	480,20	497,10	551,90	978,63	965,34	1044,68
<b>5</b>	390,17	531,14	523,34	945,07	925,23	1028,47
<b>média</b>	<b>486,10</b>	<b>501,16</b>	<b>498,14</b>	<b>961,33</b>	<b>958,26</b>	<b>1005,80</b>
<b>dp</b>	<b>58,8783</b>	<b>26,7468</b>	<b>61,0145</b>	<b>11,9681</b>	<b>19,3307</b>	<b>63,1202</b>

Os valores médios estão representados no gráfico 5.2, onde pode-se observar uma evidente diferença nos índices de resistência à tração entre os dois materiais.

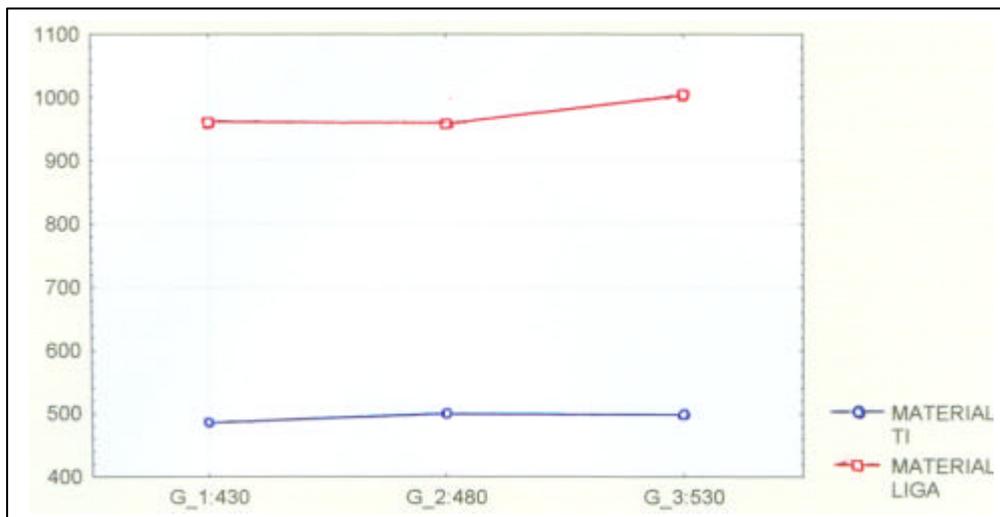


Gráfico 5.2 – média da resistência à tração dos materiais de acordo com as temperaturas.

A tabela 5.2.2 mostra o teste estatístico de análise de variância 2 critérios (ANOVA) para os materiais e as temperaturas.

Tabela 5.2.2 – Teste ANOVA para resistência à tração entre os materiais e as temperaturas.

ANOVA						
	1 – Material, 2 - Temp					
Efeito	Df	Ms	Df	Ms	F	Nível
	Efeito	Efeito	Erro	Erro		
Mat	1*	1726786, *	24 *	2067,674 *	835,1345 *	0, 000000 *
Temp	2	2258,	24 *	2067,674 *	1,0922	0, 351574
Inter	3	1606,	24	2067,674 *	0, 7767	0, 471163

De acordo com os resultados estatísticos apresentados na tabela 5.2.2, houve uma diferença estatisticamente significativa para o teste de resistência à tração entre os materiais, porém sem diferença estatística entre as temperaturas.

Posteriormente foi realizado o teste Tukey para verificar as possíveis diferenças estatísticas entre os materiais ( Tabela 5.2.3).

Tabela 5.2.3 – Teste Tukey para os materiais

Teste de Tukey – Variável para resistência à tração			
Efeito: MATERIAL			
Material	Média	1	2
Ti cp ( 1 )	495,3020	0 ,000152	
Liga ( 2 )	975,1334		0 ,000152

De acordo com os resultados mostrados na tabela 5.2.3, houve uma diferença estatisticamente significativa entre a resistência á tração do Ti cp e da liga Ti-6Al-4V, sendo esta última com melhores resultados.

Para se determinar se, dentro de cada um dos materiais, houve diferença estatisticamente significativa na resistência à tração em virtude da variação da temperatura de aquecimento do revestimento, foi empregado o teste de variância 2 critérios (ANOVA).

Na tabela 5.2.4 observamos o resultado para o Ti cp e na tabela 5.2.5 os resultados para a liga de Ti -6Al-4V.

Tabela 5.2.4– Teste ANOVA para o Ti c.p.

C.VARIAÇÃO	G.L	S.Q	Q.M	F
TRATAMENTOS	2	650,7264	325,3632	0,12 <sup>NS</sup>
RESÍDUOS	12	31619,8642	2634,9887	
TOTAL	14	32270,5906		

NS – não significativa

Tabela 5.2.5– Teste ANOVA para a liga Ti-6Al-4V.

C.VARIAÇÃO	G.L	S.Q	Q.M	F
TRATAMENTOS	2	7077,6930	3538,8465	2,36 <sup>NS</sup>
RESÍDUOS	12	18004,3130	1500,3594	
TOTAL	14	25082,0059		

NS – não significativa

De acordo com os resultados das tabelas 5.2.4 e 5.2.5, a variação na temperatura de aquecimento do revestimento, não apresentou significado na resistência á tração, tanto do Ti cp quanto da liga Ti-6Al-4V.

### 5.3 – Resultado da análise de fratura

#### 5.3.2 – Microscopia óptica

O exame de microscopia óptica evidencia que o aumento da temperatura do molde não alterou o padrão das estruturas, tanto para o Ti cp (figuras 5.1, 5.2 e 5.3) quanto para a liga (figuras 5.4, 5.5 e 5.6).

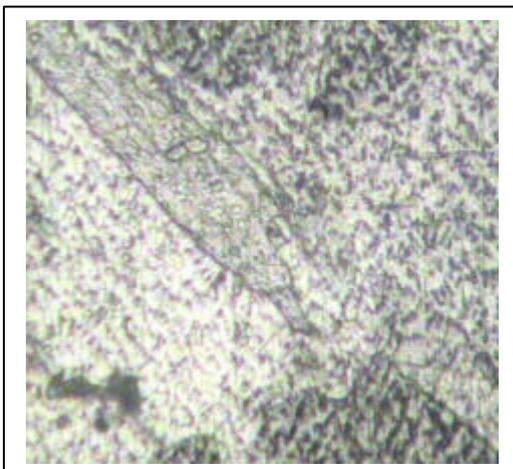


Figura 5.1 – Ti cp 430°C

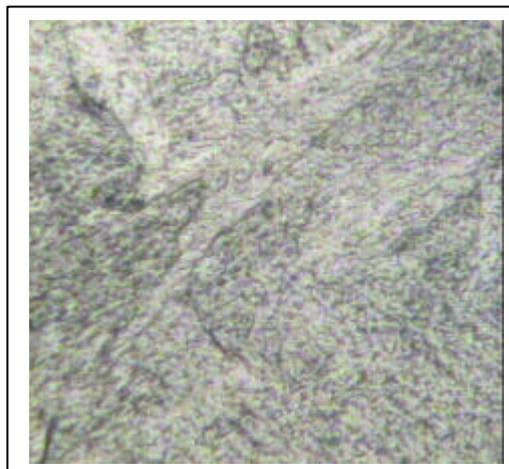


Figura 5.2 – Ti cp 480°C

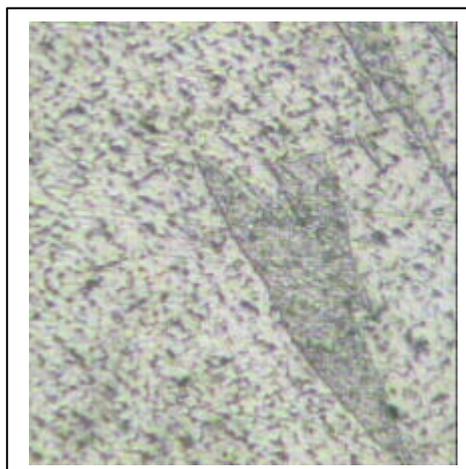


Figura 5.3 – Ti cp 530°C



Figura 5.4 – Liga 430°C

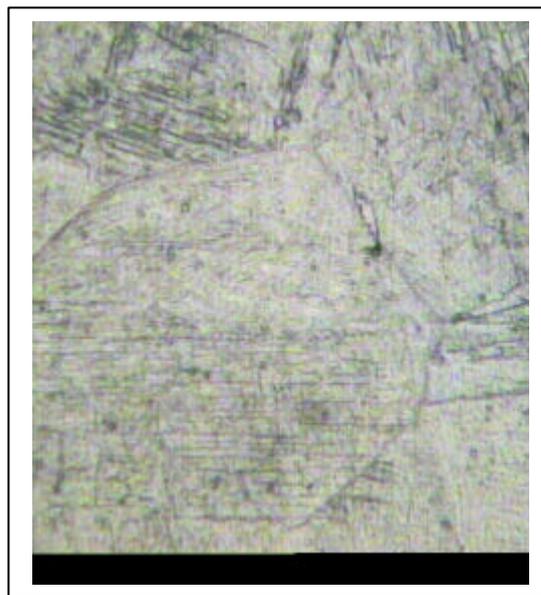


Figura 5.5 – Liga 480°C

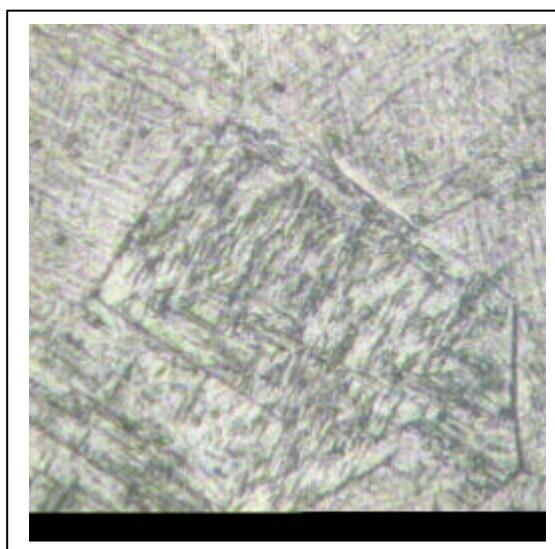


Figura 5.6 – Liga 530°C

### 5.3.1 – Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Nas figuras 5.7, 5.8 e 5.9 são mostradas as superfícies fraturadas do Ti cp para as temperaturas 430, 480 e 530°C, respectivamente, assim como para a liga Ti-6Al-4V nas figuras 5.10, 5.11 e 5.12. Nota-se que para ambos os materiais não houve alterações no tipo de fratura de acordo com a elevação da temperatura do revestimento.

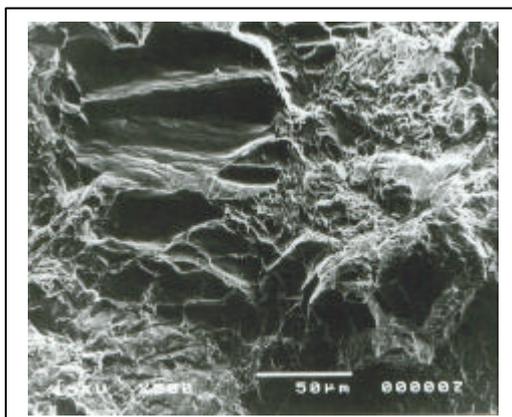


Figura 5.7 – Ti cp 430°C

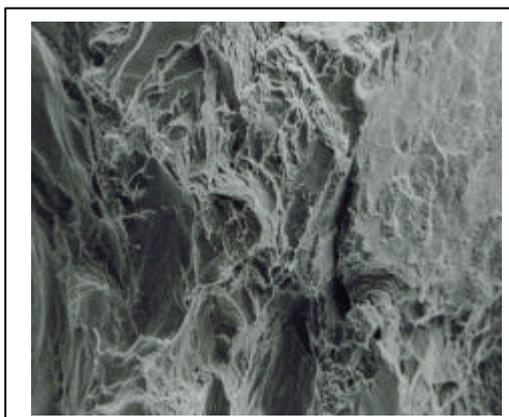


Figura 5.8 – Ti cp 480°C

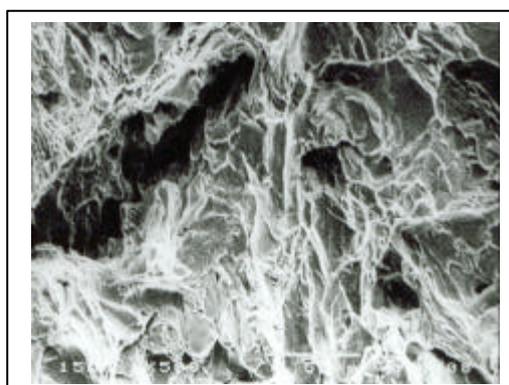


Figura 5.9 – Ti cp 530°C

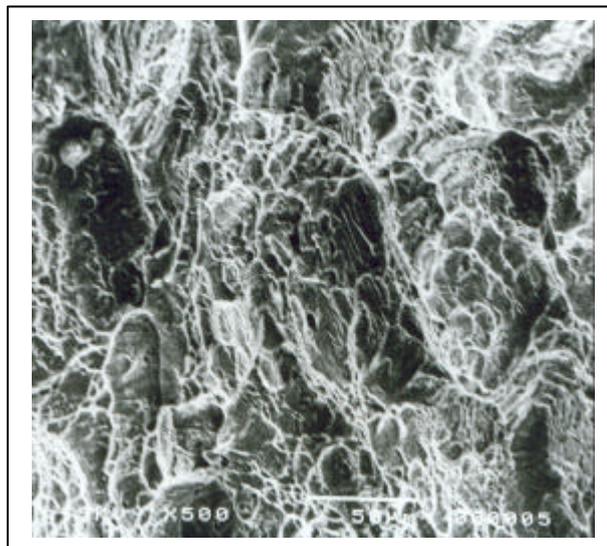


Figura 5.10 – Liga 430°C

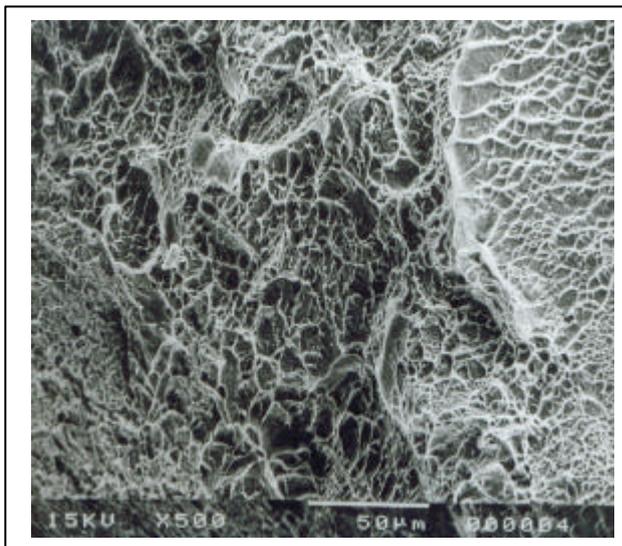


Figura 5.11 – Liga 480°C

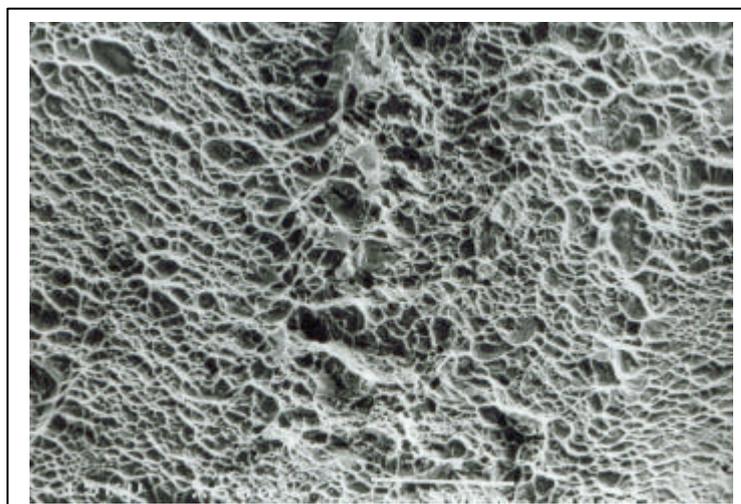


Figura 5.12 – Liga 530°C

## 6 – Discussão

Quando se planeja uma restauração protética, deve-se atentar não apenas para o aspecto estético, mas também o aspecto mecânico e biológico do material restaurador, já que esse será submetido a constantes forças, como compressão, tração e cisalhamento durante os movimentos funcionais e parafuncionais, além de estar em contato direto com tecidos vivos, como dente e os tecidos periodontais. Por isso, em algumas situações, lança-se mão de restaurações confeccionadas, total ou parcialmente, com ligas metálicas.

A escolha da liga com a qual a prótese será confeccionada é o ponto de partida pois, a partir dessa decisão, é que os componentes com os quais se trabalharão, serão escolhidos. Vários fatores são listados como de importância para conduzir a escolha: - biocompatibilidade<sup>10, 39, 65</sup>; - baixa densidade<sup>88</sup>; - resistência à corrosão<sup>3, 82</sup>; - baixo potencial de liberação dos componentes tóxicos da liga<sup>3,91</sup> e custo acessível<sup>10, 26, 63, 66</sup>. Por apresentar as características citadas acima, o titânio é atualmente o material largamente aceito para a confecção de implantes dentários.

As maiores dificuldades no processo de fundição do titânio e suas ligas estão na grande reatividade deste metal devido a alta temperatura de fusão e a sua elevada reatividade com os principais gases presentes na atmosfera: oxigênio, nitrogênio e hidrogênio<sup>31, 72, 78, 90</sup>.

Por ser altamente reativo com esses elementos não pode ser fundido em atmosfera ambiente, sendo necessário fazê-lo em câmara

preenchida com gás inerte (argônio), de preferência com baixa pressão. Porém, os gases ambiente não são a única fonte de contaminação. Tanto o cadinho quanto o revestimento deveriam ser compostos por materiais que fornecessem elementos que não venham a contaminar o metal, mesmo com adição mínimas de quantidade de outros elementos, pois altera substancialmente suas propriedades físicas e mecânicas<sup>90</sup>. Portanto, a escolha de um revestimento que não provocasse esta interação com o metal e sua conseqüente contaminação é de grande importância.

A sílica, tão amplamente utilizada nos revestimentos odontológicos, é contra-indicada em elevadas temperaturas, quaisquer de suas formas alotrópicas, pois reage com o titânio formando silicato de titânio, óxido de titânio e soluções sólidas, expresso pela reação:



Onde Ti (O) é oxigênio em solução sólida na camada superficial do titânio fundido. Tais reações ocorrem em temperaturas na faixa de 600°C a 1300°C<sup>90</sup>,

Embora a maioria dos revestimentos seja aglutinado por fosfato, existem relatos na literatura a respeito de bons resultados obtidos com revestimentos aglutinados por silicato de etila<sup>19</sup>, por magnésio<sup>36, 58</sup> e até mesmo por Zircônia<sup>28,45</sup>. Em formulações experimentais desenvolvidas especialmente para a fundição de titânio, a sílica pode ser substituída por outros óxidos refratários menos reativos, sendo a fundição realizada com anel a 900°C sem que se observe a degradação do sulfato de cálcio. Yan &

Takahashi<sup>86</sup>, em 1998, relataram ótimos resultados com revestimentos aglutinados por alumina e magnésio.

Os revestimentos à base de zircônia, alumina e magnésio produzem pequena quantidade de energia livre, que diminuem a formação da camada de óxido no titânio fundido, ao contrário do que ocorre nos revestimentos à base de sílica, já que este material quando aquecido à altas temperaturas promove uma espessa camada de reação que tende a se difundir para o interior do metal fundido, podendo causar alterações em algumas das suas propriedades mecânicas<sup>57, 94</sup>.

Ida et al.<sup>36</sup>, em 1982, fizeram um estudo sobre revestimentos especiais para a fundição de titânio à base de magnésio, fosfato aglutinado por sílica e suas derivações. Os revestimentos à base de magnésio (96% de MgO) apresentaram os melhores resultados quanto à dureza Vickers e à resistência à tração, sendo portanto os mais adequados para este uso.

Togaya et al.<sup>80</sup>, em 1985, relataram terem obtido sucesso na fundição de titânio utilizando um revestimento à base de magnésio aglutinado por cimento de alumina ( $\text{CaO} - \text{Al}_2\text{O}_3$ ) e 5% de zircônia. Miyakawa et al.<sup>49</sup>, em 1989 analisou a interface do titânio obtido em fundições que utilizaram revestimentos fosfatados aglutinados por sílica e por alumina, concluindo que os revestimentos aglutinados por sílica produziam uma superfície de reação maior do que o outro. Watari<sup>94</sup>, em 1989, mostrou que um revestimento à base de  $\text{SiO}_2$  era mais reativo com o metal fundido do que um revestimento à base de  $\text{Al}_3\text{O}_2$ . Takahashi et al.<sup>74</sup>,<sup>75</sup>, após estudos com cinco marcas de revestimentos aglutinados por

fosfato de sílica, concluíram que a variação na quantidade de cristobalita e quartzo nos revestimentos aumentava a camada reativa entre o molde de revestimento e a fundição, comprometendo o resultado final, principalmente quando o revestimento era aquecido acima de 600°C. Por isso, a maioria dos revestimentos utilizados na fundição do titânio apresenta uma temperatura final inferior aos 600°C<sup>72, 83</sup>.

Doi et al.<sup>22</sup>, em 1992, examinou as propriedades mecânicas do titânio fundido com diferentes marcas comerciais de revestimentos, entre elas a resistência à tração. De acordo com o autor, a seleção do revestimento na fundição do titânio é importante, não só para o sucesso ou falha da fundição, mas como um fator controlador das propriedades do titânio fundido.

Uma outra solução para o problema consiste na aplicação de uma camada de óxidos estáveis sobre o padrão a fim de não permitir o contato direto do titânio com o revestimento. Wang & Welsch<sup>90</sup>, em 1998, obtiveram sucesso através da aplicação de um spray de ítria ( $Y_2O_3$ ) sobre o padrão, previamente à inclusão em revestimento fosfatado. Desta forma, o metal líquido ao preencher o molde não entra em contato com os óxidos reativos do revestimento.

Porém, apesar de muitos aspectos favoráveis, os revestimentos à base de alumina, zircônia e magnésio apresentam algumas condições que minimizam o seu uso, como uma expansão térmica insuficiente para

compensar a contração de fundição do titânio e suas ligas que situa-se de 1 a 1,1%<sup>49, 75</sup>, além do custo elevado.

O desenvolvimento de revestimentos, máquinas e técnicas especiais para a fundição, deram destaque ao titânio e reacendeu nos profissionais a esperança de poder contar com um material biocompatível e de baixo custo para a confecção de próteses<sup>70</sup>. Porém, algumas características como, baixa capacidade na reprodução de detalhes<sup>34</sup>, interação da superfície com o revestimento<sup>48</sup> e a ocorrência de porosidades<sup>70, 88</sup> são, ainda, os responsáveis pelas dificuldades quanto a sua utilização em larga escala.

A reprodução de detalhes é um fator de fundamental importância na escolha da liga, já que os trabalhos protéticos exigem adaptações cada vez mais precisas, com o intuito de aumentar a vida útil dessas peças. Esta capacidade está diretamente relacionada com a fluidez da liga. Para Donovan & White<sup>25</sup>, em 1985, fluidez é definida como a capacidade do metal fundido quando injetado completar totalmente o molde criado pela eliminação de um padrão. Para Atta et al.<sup>6</sup>, em 1988, fluidez é uma propriedade importante para se reproduzir finos detalhes de bordas que caracterizam as terminações marginais dos preparos cavitários. Segundo Weiss<sup>95</sup>, em 1977, a capacidade de se conseguir fundir bordas finas é fundamental na adaptação de próteses parciais fixas, principalmente nas ligas para metalo cerâmicas, pois devem possuir um alto módulo de elasticidade, permitindo uma infra-estrutura com espessura de aproximadamente 0,1mm na borda cervical, sem que ocorra perda da

resistência. Para Campos Filho & Davies<sup>16</sup>, em 1978, o importante em um processo de fundição é que o fluxo do metal líquido preencha todo o molde, e para que isso ocorra é necessário existir uma grande fluidez. Isso permite que seja completada satisfatoriamente a margem da restauração, propiciando desta forma uma boa integridade marginal.

Para que a liga penetre no molde é necessário que exista uma série de circunstâncias que facilitem a fluidez com o mínimo de interferências mecânicas, já que a força que impulsiona a liga fundida no molde é diminuída pelo contato com a parede do molde de revestimento<sup>6</sup>.

A fluidez de um metal ou liga metálica é uma propriedade dependente da temperatura de fusão do material e do bloco de revestimento, ausência de produtos de oxidação, além da alta tensão superficial, que diminui o escoamento da liga no molde do revestimento<sup>87</sup>.

Na literatura são citados vários métodos para se determinar a fluidez de ligas odontológicas como: fios de nylon com diferentes diâmetros<sup>33, 61, 85</sup>, padrão em forma de espiral<sup>4</sup> e telas de plástico em forma de losango e em forma de disco<sup>62</sup>. Encontram-se também inúmeros trabalhos comparando a fluidez entre os diferentes tipos de ligas dentárias<sup>6, 25, 34, 72</sup>, diferentes técnicas de fundição<sup>76</sup> e diferentes tipos de revestimentos<sup>7, 69</sup>.

Na maioria dos trabalhos que mediram a fluidez utilizando uma tela de “nylon” como padrão, a fluidez foi mensurada contando-se o número de quadrados fundidos e comparando com o padrão original<sup>33, 61, 85, 96</sup>.

Hirano et al.<sup>34</sup>, em 1987, propuseram uma técnica que visa medir a fluidez de uma liga metálica medindo a extensão dos filamentos de um padrão de tela de nylon e comparando com a extensão dos filamentos reproduzidos na fundição e não somente os quadrados completamente fundidos. Acredita-se que este método apresente resultados mais lógicos, pois toda a extensão dos filamentos reproduzidos na fundição é considerada no momento da mensuração da fluidez.

Vallittu & Kokkonen<sup>81</sup>, em 1995, realizaram estudos onde avaliaram, entre outras propriedades, a porosidade do Ti c.p., liga de Ti-6Al-4V, liga de cobalto-cromo e liga de ouro. Para esses autores, a porosidade está relacionada diretamente com a fluidez, uma vez que, quanto maior a porosidade da peça fundida, maior a dificuldade de fluidez do material. Os resultados obtidos neste trabalho demonstram mais porosidades nas peças fundidas em Ti c.p. do que nas peças fundidas com Ti-6Al-4V. Isso, segundo os autores, pode ser explicado pela melhor fluidez da liga Ti-6Al-4V em relação ao Ti c.p.

Porém, em outro trabalho que avaliou a porosidade do titânio e a liga Ti-6Al-4V, Syverud et al.<sup>70</sup>, em 1995, a liga Ti-6Al-4V apresentou maior porosidade que o Ti c.p. Para os autores, a formação de dendritas na liga de titânio durante o processo a fundição, dificulta o escoamento e, portanto, a fluidez da liga. Em consequência, peças fundidas em Ti-6Al-4V apresentaram maior porosidade em relação às peças fundidas em Ti c.p.

Vários trabalhos realizados com fundição do Ti c.p. e suas ligas mostraram diferentes tipos revestimentos e suas respectivas temperaturas

máximas de aquecimento como: Bellavest T- 400°C, Titanium Vest, Rematitan Plus e Titavest CB - 600°C<sup>69</sup> e Rema Exakt e Tai-Vest – 900°C<sup>74</sup>.

No presente trabalho, o revestimento utilizado foi o Rematitan Plus cuja temperatura ideal para a fundição, segundo o fabricante, é de 430°C, embora alguns autores tenham chegado à temperatura de 600°C com este mesmo revestimento<sup>58, 69</sup>. Acima desta temperatura, poderão ocorrer reações do titânio com os elementos contidos no revestimento que poderão comprometer algumas propriedades mecânicas do material<sup>15, 27, 40, 54, 72, 90</sup>.

No presente trabalho a fluidez foi calculada medindo-se a extensão dos filamentos do padrão original (284mm = 100%) comparando com a extensão dos filamentos fundidos, em metodologia semelhante à apresentada por Hirano et al.<sup>34</sup> em 1987. Na tabela 5.1.1 observa-se em milímetros o índice médio de fluidez assim como a porcentagem: - Ti c.p. (430°C – 35,63mm – 12,54%; 480°C – 41,66mm – 14,67% e 530°C – 68,05mm e 23,96%) e liga Ti-6Al-4V (430°C – 45,94mm – 16,18%; 480°C – 56,07mm – 19,74% e 530°C – 80,58mm – 28,37%).

Os resultados da tabela 5.1.3 demonstram que houve uma diferença significativa da média da fluidez da liga de Ti-6Al-4V (60,86 mm) em relação ao Ti c.p. (48,45mm), indicando uma melhor fluidez da liga de titânio, resultado corroborado por Vallittu & Kokkonen<sup>81</sup>, em 1995.

A temperatura do molde de revestimento é um dos fatores que mais interferem na fluidez do metal e, quanto mais elevada esta

temperatura, maior a fluidez. No presente trabalho os resultados obtidos, para ambos os materiais, foram alcançados dentro das temperaturas mais elevadas - 530°C (74,32mm), seguindo-se a temperatura de 480°C (48,87mm) e por último a temperatura de 430°C (40,79mm), mostrando que houve uma diferença estatisticamente significativa no índice de fluidez para as três temperaturas (tabela 5.1.4), corroborando com resultados de outros autores<sup>6, 13, 47, 53, 62, 79, 84</sup>, que conseguiram em seus trabalhos com diferentes ligas metálicas, uma maior fluidez das peças fundidas quando aumentaram a temperatura do revestimento.

Apesar das evidentes diferenças numéricas quanto à fluidez, tanto em relação ao material quanto a temperatura, para o Ti c.p. houve diferença estatisticamente significativa apenas para a temperatura mais elevada – 530°C em relação às outras – 480 e 430°C (Tabela 5.1.6), o que não ocorreu com a liga Ti-6Al-4V, que mostrou diferença estatisticamente significativa entre as três temperaturas (Tabela 5.1.8), indicando que a elevação da temperatura possa ter sido mais relevante no índice de fluidez da liga do que do Ti c.p.

Porém, não se pode deixar de considerar que, aumentando a temperatura do molde de revestimento poderá ocorrer a contaminação do metal, podendo acarretar uma alteração em algumas das propriedades mecânicas como, resistência à tração, dureza, ductilidade e corrosão, entre outras.

Quando um sólido, por exemplo, um metal ou uma liga metálica é selecionado para uma aplicação estrutural, o interesse principal é que

esse produto seja capaz de suportar as solicitações durante o seu uso. Embora essa solicitação possa ser na forma de compressão, tração, flexão ou uma combinação destas, o ensaio de tração, normalmente, fornece uma boa medida da capacidade relativa dos metais para resistir estaticamente às tensões aplicadas. Desta forma, o ensaio de tração para um metal ou uma liga é particularmente útil para a fabricação de peças metálicas.

Devido à alta reatividade do titânio com os gases ambientes, particularmente em temperaturas acima de 600°C, o processo de fundição do titânio e suas ligas vêm desafiando vários autores em seus trabalhos<sup>15,54</sup>. O aquecimento do titânio a altas temperaturas (acima de 883°C) em meio oxidante produz não somente oxidação, mas também endurecimento da superfície resultante da difusão para o interior da estrutura de oxigênio e nitrogênio ( $\alpha$ -case) ou camada contaminada que causam uma redução na resistência à fadiga, ductilidade e tração<sup>23,58</sup>.

No presente trabalho, realizou-se o teste de resistência à tração do Ti c.p. e da liga de Ti-6Al-4V, a fim de se avaliar possíveis alterações na resistência entre os materiais, assim como entre as diferentes temperaturas do revestimento, embora a temperatura máxima estudada (530°C) seja inferior à temperatura crítica para a contaminação (600°C).

De acordo com os resultados da tabela 5.2.2 onde foi realizado o teste estatístico ANOVA, apenas houve diferença significativa na resistência à tração entre os materiais – Ti c.p. (495,30 MPa) e a liga Ti-6Al-4V (975,13 MPa), mas não entre as temperaturas de aquecimento do revestimento: Ti c.p. - 486,10 MPa, 501,16 MPa e 498,64 MPa e liga Ti-

6Al-4v – 961,33 MPa, 958,26 MPa e 1005,80 MPa, para as temperaturas de 430, 480 e 530<sup>0</sup>C, respectivamente. Esses dados podem ser conferidos nos resultados da tabela 5.2.3 mostrando uma clara diferença dos valores médios da resistência à tração entre os materiais, dados também visualizados no gráfico 5.2.

Esses resultados estão condizentes com outros apresentados em na literatura<sup>2,22, 30, 41, 43, 72, 81</sup>.

Craig et al.<sup>19</sup>, em 1997, destacaram que os valores de resistência máxima à tração pode variar de acordo com o conteúdo de hidrogênio e oxigênio, ficando entre 189 MPa para o Ti c.p. grau 1 até 542 MPa para o Ti c.p. grau 4 e 985 até 1025 MPa para a liga Ti-6Al-4V. Wang & Fenton<sup>89</sup>, em 1996, acharam como resultados de resistência à tração valores que variaram entre 240 MPa para o Ti c.p. grau I até 550 MPa para o Ti c.p. grau IV, enquanto para a liga Ti-6Al-4V o valor médio encontrado foi de 890 MPa. Niinomi<sup>55</sup>, em 1998, achou resultados para a resistência à tração do Ti c.p. grau 2 de 345 a 450 MPa e 860 a 965 MPa para a liga Ti-6Al-4V.

De acordo com os resultados mostrados e comparados com outros citados na literatura, fica evidente através dos valores médios, que a resistência à tração da liga Ti-6Al-4V é superior à resistência do Ti c.p. e que a elevação da temperatura do revestimento até 530<sup>0</sup>C, não causa efeitos na resistência à tração, tanto para o Ti c.p. quanto para a liga de Ti-6Al-4V.

Esses dados estatísticos podem ser corroborados nas imagens realizadas na microscopia óptica (figuras 5.1, 5.2 e 5.3 para o Ti c.p. e 5.4, 5.5 e 5.6 para a liga Ti-6Al-4V) que não mostra alterações micro estruturais devido à elevação da temperatura do revestimento.

Para verificar possíveis alterações no padrão da fratura após o teste de tração, os corpos-de-prova foram analisados em microscopia eletrônica de varredura – MEV.

Os materiais estudados (Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V) apresentam características distintas de fratura, o que vem a ser confirmado pela diferença na resistência à tração entre os materiais.

O Ti c.p. apresenta como característica uma fratura do tipo frágil onde geralmente a trinca se propaga instavelmente, sob uma carga constante, por toda a secção resistente do material. Sendo assim, durante a propagação, a zona de deformação plástica que, no caso de metais, sempre existe na ponta da trinca, está confinada por uma região deformada elasticamente, isto é, a fratura se dá sem uma deformação plástica macroscópica. Como principal aspecto microscópico, este tipo de fratura apresenta facetas de clivagem que tendem a convergir no sentido da propagação do local da trinca, produzindo “estrias”. Nota-se que, mesmo alterando a temperatura final do revestimento, não houve alteração nas imagens nas figuras do Ti c.p., tanto na análise da MO quanto à MEV, corroborando com os dados estatísticos do ensaio de tração que não apresentaram alteração na resistência à tração para este material.

Já a liga Ti-6Al-4V apresenta um tipo de fratura do tipo dúctil que ocorre geralmente com uma deformação plástica macroscópica, ainda que a redução da área não atinja 100%. Este tipo de fratura ocorre geralmente com materiais de elevada pureza ou em ligas metálicas formuladas a partir de elementos de alta pureza que sofreram algum tratamento. A fratura dúctil pode apresentar uma superfície em três zonas distintas: zona fibrosa; zona radial e zona de cisalhamento (“shear lips”). Microscopicamente, a fratura dúctil se dá pela formação de coalescência de microcavidades, formando uma superfície com cavidades hemi-esféricas ou parabólicas conhecidas como “dimples”. Esses se caracterizam pela sua forma e pelo seu tamanho médio. A forma parece depender essencialmente da distribuição das deformações plásticas nas regiões onde as cavidades crescem e coalescem.

De acordo com os resultados estatísticos, não houve alterações na resistência à tração em ambos os materiais quando se elevou a temperatura final do revestimento, dados corroborados nas imagens da microscopia eletrônica de varredura - MEV (figuras 5.7, 5.8, 5.9 para o Ti c.p. e 5.10, 5.11 e 5.12 para a liga Ti-6Al-4V), também observadas na microscopia óptica.

Desta forma, com base na metodologia empregada, pode-se admitir que a elevação da temperatura final até 530°C para o revestimento Rematitan Plus, pode melhorar a fluidez, sem provocar alterações na resistência à tração do Ti c.p. e da liga Ti-6Al-4V, e possivelmente sobre outras propriedades mecânicas.

Sendo o titânio e a liga de Ti-6Al-4V materiais de uso recente na odontologia, quando comparados ao ouro e outras ligas como Ni-Cr, Co-Cr, Cu-Al entre outras, novas pesquisas são necessárias, principalmente quanto ao tipo de revestimento e técnicas de fundição, que possam tornar viável a utilização deste material em larga escala na odontologia, principalmente na confecção de próteses parciais fixas e removíveis, melhorando a adaptação marginal e a longevidade dos trabalhos.

## 7 – conclusões

De acordo com a metodologia empregada e os resultados obtidos, pode-se concluir que:

### Fluidez

- entre os materiais, a liga Ti-6Al-4V apresentou uma média de fluidez (60,86mm) superior ao Ti cp (48,45mm);
- os melhores índices de fluidez foram obtidos com a maior temperatura T3 (530°C), seguido de T2 (480°C) e como piores resultados T1 (430°C - controle), com média de 74,32, 48,86 e 40,78mm, respectivamente;
- para o Ti cp, o grupo T3 (68,05mm) mostrou-se estatisticamente superior ao T2 (41,66mm) e T1 (35,63mm) que foram iguais entre si;
- para a liga Ti-6Al-4V os três grupos revelaram diferenças estatisticamente significante entre si – T3 (80,58mm) > T2 (56,07mm) > T1 (45,94mm).

### Resistência à tração

- a liga apresentou média de resistência à tração superior ao Ti cp;
- a elevação da temperatura do revestimento não influenciou a resistência à tração nas três temperaturas e para ambos os materiais : T1 = T2 = T3.

## 8 – Referências Bibliográficas

1. ADELL, R. A 15 – year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int. J. oral. Surg.**, Copenhagen., v.10, n.6, p.387-416, 1991.
2. AKAGI, K. et al. Properties of test metal ceramic titanium alloys. **J. Prosthet. Dent.**, v.68, n.3, p.462-67, Sep., 1992.
3. ANUSAVICE, K. J. **Materiais Dentários de Phillips**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara – Koogan, 1998, 412p.
4. ASGAR, K. ; ARFAEI, A. H. Castability of crown and bridge alloys. **J. Prosthet. Dent.**, v.54, n.1, p.60-3, Jan., 1985.
5. ASTM, Standart Specification for titanium and titanium alloy strip, E – 8M.
6. ATTA, J. Y. et al. Estudo comparativo da fusibilidade de ligas do sistema cobre-prata. **Rev. Bras. Odont.**, v.65, p.2-10, 1998.
7. BARRETO. M. T. et al. Effect of investment on casting high-fusing alloys. **J. Prosthet. Dent.**, v.44, n.2, p.504-7, Aug., 1980.
8. BERGMAN, B. et al. 2-year follow-up study of titanium crowns. **Acta Odontol. Scand.**, v.48, p.113-17, 1990.

9. BESSING, C. ; BERGMAN, M. The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. **Swed Dent J.**, Jönköping, v.16, n.3, p.109-13, 1992.
10. BEZZON, O. L. Allergic sensitivity to several base metals: a clinical report. **J. Prosthet. Dent.**, v.69, n.3, p.243-4, Mar., 1992.
11. BLACKMAN, R. ; TONAKA, T. ; BAEZ, R. J. Strength comparasions of cast titanium using three phosphate type investments. **J. Dent. Res.**, Washington DC, v.70, sp.iss., p.485, Jan. 1991. (Abstract 1756).
12. BLACKMAN, R. ; BAEZ, R. ; BARGHI, N. Marginal accuracy and geometry of casting titanium copings. **J. Prosthet. Dent.**, v.67, n.4, p. 435-40, Oct., 1992.
13. BOMBONATTI, P. E. et al. Ação da elevação da temperatura de estufagem de revestimentos fosfatados sobre a fluidez de ligas de cobre-alumínio. **Rev. Odont. Unesp.**, v.18, p.281-91, 1989.
14. BYRNE, G. et al. Casting accuracy of high - palladium alloys. **J. Prosthet. Dent.**, v.55, n.6, p.297-301, June, 1986.
15. CALVERT, E. D. (1981): An investment mold fo r titanium casting. **US Bureau of Mines, Report of investigation** No. 8541, Dept. of the Interior.

16. CAMPOS FILHO, M. P. ; DAVIES, G. J. Solidificação e fundição de metais e suas ligas. São Paulo, Ed. Univerdidade de São Paulo, 1978.
17. CHUNG, H. G. ; MORI, T. Investments expansion and accuracy of titanium full crowns. **J. Dent. Res.**, Washington DC, v.72, sp.iss., p. 681, Jan. 1993. (Abstract 128).
18. COLLINGS, E. W. The physical matallurgy of titanium alloys, **ASM, Metals Park**, p.85-91, 1984.
19. CRAIG, R. G. et al. Cast and wrought base metal alloys. In \_\_\_\_\_. **Restorative dental materials.**, 10<sup>nd</sup> ed. Saint Louis: Mosby, 1997, Cap. 15, p. 428-32.
20. DERN, W. M. et al. Effect of two-step ringless investment technique on alloy castability. **J. Prosthet. Dent.**, v.53, n.6, p.874-6, Dec., 1985.
21. DESCHAUMES, C. et al. Le titane coelé: vitesse de refroidissement et caractéristiques mécaniques. **Cath Prothese**, Paris, n.8, p.35-44, Juin, 1997.
22. DOI, H. et al. Influence of surface reaction layer mechanical properties of titanium casting. **J Dent Mater**, v.11, p.817-22, 1992.
23. DONACHIE JR, M. J. **Titanium – A Technical Guide**, ASM, 1984.

24. DONACHIE JR, M. J. **Titanium – A Technical Guide**, ASM, 1998.  
(International).
25. DONOVAN, T. E. ; WHITE, L. E. Evaluation of an improved centrifugal casting machine. **J. Prosthet. Dent.**, v.53, n.3, p.609-12, Sep., 1985.
26. EISENMAN, E. ; RUBELING, G. The monometalic strain-free restoration on implants. **Quintessence Dent. Technol.**, v.2, p.128-38, 1999.
27. EYLON, D. et al. Developments in titanium alloy casting technology. **J. Metals**, v.35, p.35-47, 1983.
28. FUKOMOTO, R. Development of dental quick casting with zircon-phosphoric acid investments. **Shika Zairyo**, Kikai, v.9, p.336-56, 1990.
29. GEGEL, H. L. ; HOCH, M. Alloy processing. In: \_\_\_\_\_. **Titanium science and technology**. New York: Plenum Press, 1973. cap.12, p. 923-31.
30. GREENER. E. H. et al. Properties of centrifugally cast commercial Ti and Ti-6Al-4V. **J. Dent. Res.**, v.65, p.317, 1986. (Abstract 1329).
31. HAMANAKA, H. et al. Dental casting of titanium and Ni-Ti alloy by a new casting machine. **J. Dent. Res.**, v.68, n.11, p.1529-33, Nov, 1989.
32. HERO, H. ; SYVERUD, M. ; WAARLI, M. Mold filling and porosity in casting titanium. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.9, n.1, p.15-18, 1993.

33. HINMAN, R. W. et al. A technique for characterizing casting behavior of dental alloy. **J. Dent. Res.**, v.64, p.134-8, 1985.
34. HIRANO, S. et al. Casting of dental alloys: mold and alloy temperature effects. **Dent Mater**, v.3, p.307-14, 1987.
35. IDA K, et al. Studies on the dental casting of titanium alloy. Part I. Casting of pure titanium. **J. Res. Soc. Dent. Mater. Appl.**, Cambridge v.37, p.45-52, 1980.
36. IDA K et al. Effect of magnesia investment in dental casting of pure titanium and titanium alloys. **Dent Mater J**, v.1, n.1, p.8-21, 1982.
37. JONES, T. K. Dental implications of nickel hypersensitivity. **J. Prosthet. Dent.**, v.56, n.4, p.507-9, Apr., 1986.
38. KASEMO, B. Biocompatibility of titanium Implants: surface Science Aspect. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis: v.49, n.5, p.832, Nov., 1983.
39. KNABLE, C. ; HOFFMEISTER, B. The use of implant - supported ceramometal titanium prostheses following sinus lift and augmentation: a clinical report; **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.13, n.1, p.102-8, Jan / Feb., 1998.
40. KRONE, K. et al. Titanium investment casting: Manufacture and Properties, **AFS Int Cast Metals J.**, v.2, p.30-40, 1977.

41. LASALMONIE, A. ; LOUBRADOU, M. The age hardening effect in Ti-6Al-4V due to  $\alpha$  and a precipitation in the  $\beta$  grain. **J. Mater. Science** v.14, p.2589-95, 1979.
42. LEMONS, L. ; NATIELLA, J. Biomaterials, biocompatibility and peri-implants considerations. **Dent. Clin. North Amer.**, v.30, p.1-13, 1986.
43. LAUTENSCHLAGER, E. ; MONAGHAN, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. **Int. Dent J**, v.43, n.3, p.245-53, June, 1993.
44. LUCHSINGER, E. ; MEYER, J. M. ; SUSZ, C. P. Casting of titanium alloys. **J. Dent. Res.**, v.64, p.352, 1985, (Abstract 1595).
45. LUO, X. P. et al. Titanium casting into phosphate bonded investment with zirconite. **Dental Materials**, V.18, P.512-15, 2002.
46. MELONCINI, M. A. Ajuste cervical de fundições de titânio tipo coroa, em função de revestimentos e técnicas. São Paulo, 2000 (Doutorado – Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
47. MENEZES, J. C. P. Ligas do sistema cobre e alumínio: Estudo comparativo da fusibilidade e do ajuste cervical de coroas totais fundidas. Bauru, 1984. Tese – Faculdade de Oodntologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

48. MIYASAKI, T. et al. Application of CaO to dental investments. **Jpn J Dent Mat.**, v.6, p.334-39, 1993.
49. MIYAKAWA, O. et al. Layered structure of cast titanium surface **Dent Mater J.**, v.8, p.175-85, 1989.
50. MIYAKAWA, T. ; TOGAYA, T. ; MORI, T. Radiographic evaluation of titanium castings for tensile test. **J. Dent. Res.**, Washington DC, v.72 sp. Iss., p.681, Jan. 1993. (Abstract 127).
51. MJOR, I. A. Reações adversas aos materiais de prótese dentária. In OWALL, B.; KAISER, A . F.; CARLSSON, G. E. **Prótese Dentária: Princípios e condutas estratégicas.** São Paulo, Artes Médicas, 1977. Cap. 13, p.179-86.
52. MORI, T. et al. The effect of investment type on the fit of cast titanium crowns. **Aust. Dent. J.**, v.39, p.648, 1994.
53. MYERS, G. W.;CRUICKSHANKS – BOYD, D. W. Mechanical properties and casting characteristics of a silver-palladium bonding alloy. **Br. Dent. J.**, v.2, p.323-6, 1982.
54. NEWMAN, J. R. Titanium castings. In: Titanium and Titanium Alloys Sourch Boock, M. J. DONACHIE JR., Ed. Ohio: **Am Soc Metals**, p.289 – 94, 1982.

55. NINOMI, M Mechanical properties of biomedical titanium alloy.  
**Materials Science and Engineering A243**, p.231-36, 1998.
56. O'BRIEN, J. W. Structure and properties of metal and alloys. In: \_\_\_\_\_  
**Dental materials and their selection**. 2<sup>nd</sup> ed. Carol Stream:  
Quintessence Books, v.12, p.175-86, 1997.
57. ODA, Y. et al. Surface reaction between titanium castings and  
investments. **Bull Tokyo dent. Coll.**, n.3, p.129-36, Aug., 1996.
58. OHKUBO, C. et al. The machinability of cast titanium and Ti-6Al-4V.  
**Biomaterials**, v.21, n.4, p.421-28, Feb., 2000.
59. PABLER, K. ; MANN, E. The dental titanium cast: Fundamental  
principles, technology and materials scientific assessment.  
**Denteksa**, p.2-6, 1993.
60. PARR, G. R. ; GARDNER, L.K. ; TOTH, R. W. Titanium: the mystery  
metal of implant dentistry. Dental materials aspects. **J. Prosthet, Dent.**,  
v.54, n.3, p.410-14, Sept., 1985.
61. PRESSWOOD, R. G. The castability of alloy for small casting. **J.**  
**Prosthet. Dent.**, v.50, n.1, p.36-39, Jul., 1983.
62. PRESTON, J. D. ; BERGER, R. Some laboratory variables affecting  
ceramo-metal alloys. **Dent. Clin. Nort. Am.**, v.12, n.4, p.717-28, 1977.

63. RASMUSSEN, E. J. Alternative prosthodontic technique for tissue integrated prostheses. **J. Prosthett. Dent.**, v.57, n.2, p.198-203, 1987.
64. SIMBI, D. L. ; SCULLY, J. C. The effect of residual interstitial elements and iron on mechanical properties of commercially pure titanium. **Materials Letters**, Millburn, v.26, n.1-2, p.35-39, Jan., 1996.
65. SJÖGREN, G. ; SLETTEN, G. ; DAHL, J. E. Cytotoxicity of dental alloys, metals and ceramics assessed by Millipore filter, agar overlay, and mtt tests. **J. Prosthet. Dent.**, v.84, n.2, p.229-36, Aug. 2000.
66. SMITH, D.C ; PILLAR, R M.; CHERNECKY, R. Dental implants materials. Some effects of preparative procedures on surface topography. **J. Biomed. Mater. Res.**, v.25, p.1045-68, 1991.
67. SÔO, S.; PALMER, R. ; CURTIS, R. V. Measurement of the setting and thermal expansion of dental investments used for the superplastic forming of dental implants superstructures. **Dent, Mater.**, v.17, n.3, p.247-52, 2001.
68. SUNNERKRANTZ, P. A. ; SYVERUD, M. ; HERO, H. Effect of casting atmosphere on the quality of Ti crowns. **Scand. J. Dent. Res.**, v.68, p.268-72, 1990.
69. SYVERUD, M. ; HERO, H. Mold filling of Ti casting using investment with different gas permeability. **Dent Mater**, Copenhagen, v.11, n.1, p.14-18, Jan., 1995.

70. SYVERUD, M ; OKABE, T. ; HERO, H. Casting of Ti-6Al-4V alloy compared with pure Ti in Ar-arc casting machine. **Eur. J. Oral. Sci.**, v.103, p.327-30, 1995.
71. TAIRA, M. ; MOSER, J. B. ; GREENER, E. H. Microhardness and microstructure of Ti based dental casting alloys. **J. Dent. Res.**, Washington, DC, v.64, sp. Iss., p.317, Jan. 1985. (Abstract 1283).
72. TAIRA, M. ; MOSER, J. B. ; GREENER, E. H. Studies of Ti alloys for dental casting. **Dent. Mater.**, v.5, p.45-50, 1989.
73. TAJIMA, K. et al. Efficacy of gas purging of titanium casting. **Dent. Mater. J.**, v.13, p.206-13, 1994.
74. TAKAHASHI, J. et al. Casting pure titanium into commercial phosphate-bonded SiO<sub>2</sub> investment moulds. **J. Dent. Res.**, v.69, p.1800-5, 1990.
75. TAKAHASHI, J. ; ZHANG, J. ; OKAZAKI, M. Castability and surface hardness of titanium cast plates obtained from experimental phosphate-bonded silica investment molds. **Dent. Mater. J.**, v.12, p.238-44, 1993.
76. TAKAHASHI, J. et al. Effect of casting methods on castability of pure titanium. **Dent. Mater. J.**, v.12, p.245-52, 1993.
77. TAMAKI, Y. et al. Titanium casting with newly developed phosphate-bonded investments. **J. Dent. Res.**, Washington DC , v.70, sp. Iss., p.485, Jan. 1991. (Abstract 1755).

78. TAYLOR, J. C. et al. Effects of joint configuration for the arc welding of cast Ti-6Al-4V alloys rods in argon. **J. Prosthet. Dent.**, v.79, n.3, p.291-7, Mar., 1998.
79. THOMPSON, D. H. A study of the effect of an increased mold temperature on the casting ability of some nonprecious alloys for porcelain veneers. **J. Prosthet. Dent.**, v.48, n.1, p.42-58, Jul., 1982.
80. TOGAYA, T. et al. Studies on magnesia investment for casting of titanium – improvement of fitness on casting by utilizing an expansion due to oxidation of additive Zr powder in the investment. **Jpn J Dent Mat.**, v.4, p.344-49, 1985.
81. VALLITTU, P. K. ; KOKKONEN, M. Deflection fatigues of cobalt-chromium, titanium, and gold alloy cast denture clasps. **J. Prosthet. Dent.**, v.74, n.4, p.412-19, Oct., 1995.
82. VENUGOPLAN, R. ; LUCAS, L. Evaluation of restorative and implant alloys galvanically coupled to titanium. **Dent. Mater.**, v.14, n.3, p.165-72, June, 1998.
83. VIDOVIC, Y. ; CHUNG, H. ; MORI, T. Enhancement of titanium denture frame model: mold temperature and spruing factors. **Dent Mater J.**, v.14, n.2, p.256-62, 1995.

84. VIEIRA, D. F. **Metais e ligas metálicas**. 2 ed. São Paulo, Edgar Brucher Ltda, 1967, cap.5, p.99-110.
85. VINCENT, P. F. ; STEVENS, L. ; BASFORD, K. E. A comparison of the casting ability of precious and nonprecious alloys for porcelain veneering. **J. Prosthet. Dent.**, v.37, n.5, p.527-37, May, 1977.
86. YAN, M. ; TAKAHASHI, H. Effects of magnesia and potassium sulfate on Gypsum-bonded alumina dental investment for high-fusing casting. **Dent Mater J.**, v.17, n.4, p.301-13, 1998.
87. YOUDELLIS, W. V. ; YOUDELLIS, R. A. Silver - germanium alloys and potential for oral restorations. **J.Canad. Dent. Ass.**, v.47, p.101-6, 1981.
88. WANG, R. R. ; BOYLE, A. M. A simple method for inspection of porosity in titanium castings. **J. Prosthet. Dent.**, v.70, n.3, p.275-6, Sept., 1993.
89. WANG, R. R. ; FENTON, A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. **Quintessence Int.**, v.27, n.6, p.401-8, June, 1996.
90. WANG, R. R. ; WELSCH, G. E. Interfacial reactions of cast titanium with mold materials. **Int. J. Prosthodont.**, v.11, n.1, p.33-43, Jan., 1998.
91. WATAHA, J. C. Biocompatibility of dental casting alloys: A review. **J. Prosthet. Dent.**, v.83, n.3, p.223-34, Sept., 2000.

92. WATANABE, I. H. et al. Optimizing cast titanium quality through pressure difference. **J. Dent. Res.**, Washington, DC, v.75, sp. Iss., p.62, Mar. 1996.
93. WATANABE, I. H. et al. Effects of pressure difference on the quality of titanium casting. **J. Dent. Res.**, Washington, DC, v.76, n.3, p.773-9, Mar., 1997.
94. WATARI, F. High temperature reactivity titanium and refractory oxides in dental casting procedure. **J. J. Mater.**, v.8, p.83-96, 1989.
95. WEISS, P. A . New design parameters utilizing the properties of nickel-chromium superalloys. **Dent. Clin. North Am.**, v.12, p.769-85, 1977.
96. WHITLOCK, R. P. et al. A practical test to evaluate the castability of dental alloy. IADR Abstract No. 374, **J. Dent. Res.**, (special issue) 60 A: P.404, 1981.

OLIVEIRA, P. C. G. *Influência da temperatura final do ciclo de aquecimento do revestimento na fluidez e na resistência à tração do Ti c.p. e da liga Ti-6Al-4V*. Araraquara, 2003. 115p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia, Campus de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.

## RESUMO

A suposição de que temperaturas mais elevadas do revestimento possam melhorar a fluidez sem alterar as propriedades mecânicas do titânio e suas ligas, determinou a realização deste trabalho. O objetivo do trabalho foi avaliar o efeito da elevação da temperatura do revestimento na fluidez e na resistência à tração do Ti c.p. e da liga Ti-6Al-4V fundidos. Para o teste de fluidez, os corpos-de-prova foram confeccionados a partir de uma tela de nylon de 20 x 20 mm de comprimento com filamentos de 0,7mm de espessura. Para o teste de tração, corpos-de-prova foram confeccionados na forma de halteres com 3,0 mm no segmento central e 42 mm de comprimento. Para ambos os ensaios os corpos-de-prova foram incluídos em revestimento Rematitan Plus e fundidos em uma máquina de fundição Discovery. Foram confeccionados 30 corpos-de-prova para cada teste, sendo 5 corpos-de-prova para cada uma das três temperaturas do revestimento: 430°C (grupo controle); 480 e 530°C. O teste de fluidez foi realizado medindo-se a extensão total dos filamentos do padrão original utilizando-se o programa de análise de imagem (Leica Qwin, Leica ) totalizando 284mm e

comparado com os padrões fundidos. O ensaio de tração foi realizado na máquina de ensaios mecânicos MTS modelo 810 à velocidade de 1,0 mm/min. Os valores de fluidez e resistência à tração foram submetidas ao teste estatístico ANOVA e teste de Tukey. Para o ensaio de fluidez houve uma diferença estatisticamente significativa, tanto para os metais como para as temperaturas sendo os melhores resultados obtidos na temperatura de 530°C, em seguida a 480°C e 430°C, sendo para o Ti cp apenas a temperatura de 530°C estatisticamente significativa, enquanto que para a liga a diferença estatística ocorreu para as três temperaturas.

Para o teste de tração houve uma diferença estatisticamente significativa apenas para os metais, porém sem diferença estatística entre as temperaturas. Concluiu-se que a elevação da temperatura do revestimento melhora a fluidez sem alterar a resistência á tração, para ambos os materiais.

Palavras-chave: titânio, fluidez, resistência à tração.

OLIVEIRA, P. C. G. *Influence of the final temperature of investment heating on the casting and tensile strength of CP Ti and Ti-6Al-4V alloy*. Araraquara 2003. 115p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia, Campus de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.

## **ABSTRACT**

The supposition of the heating temperature of investment can to improve the casting without change the mechanical properties of titanium and their alloys, determined the realization this is study. The aim of study was to evaluate the effect of the increase mold temperature of investment on the casting and tensile strengt of CP Ti and TI-6Al-4V alloy casting. For the casting test a nylon mesh pattern measuring 20x20 mm with 0,7 mm diameter filaments. For the tensile strengt test dumbbell rods, 3.0 mm in diameter at the central segment and 42 mm in length, obtained of an aluminum matrix. The specimens of CP Ti and Ti-6Al-4V alloy were invested in the Rematitan Plus investment and casting in the Discovery machine cast. Thirty specimens were obtained to each test, five samples to each an of the three temperatures of investment: 430°C (control group); 480 and 530°C. The castig was realized to measuring total extension of filaments the original pattern to using a image analysis program (Leica Qwin, Leica) totality 284 mm and compared with the casting patterns. The tensile strengt was measured by means of a universal testing machine, MTS model 810, at a strain of 1,0 mm/min. The values of the casting were submitted to variance

analysis and Tukey test. The casting test indicated differences significant between metals and temperatures and the better results obtained on the temperature 530°C, following 480°C and 430°C. For the CP Ti the temperature 530°C presented a statistically higher, while the Ti-6Al-4V alloy yielded statistically different all three temperatures.

The tensile strength yielded statistically different only the metals, but revealed statistically similar between the temperatures. It was concluded that increase of the temperature of investment employed the casting without change the tensile strength, for both materials.

Keywords: Titanium, casting, tensile strength.