

**UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ**  
**Marcos Paulo Ferreira Camacho**

**INFLUÊNCIA DO PROCEDIMENTO DE FUNDIÇÃO SOBRE A  
RESISTÊNCIA À TRAÇÃO DE LIGAS COM DIFERENTES  
NÍVEIS DE REAPROVEITAMENTO**

Dissertação apresentada para obtenção do Título de Mestre pelo Programa de Pós-graduação do Departamento de Odontologia da Universidade de Taubaté.

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Maximiliano Piero Neisser.

**Taubaté – SP**  
**2008**

**MARCOS PAULO FERREIRA CAMACHO**

**INFLUÊNCIA DO PROCEDIMENTO DE FUNDIÇÃO SOBRE A RESISTÊNCIA À  
TRAÇÃO DE LIGAS COM DIFERENTES NÍVEIS DE REAPROVEITAMENTO**

Dissertação apresentada para obtenção do  
Título de Mestre pelo Programa de Pós-  
graduação do Departamento de Odontologia  
da Universidade de Taubaté.  
Área de concentração: Prótese Dentária

Data: \_\_\_\_\_

Resultado: \_\_\_\_\_

**BANCA EXAMINADORA**

Prof. Dr. \_\_\_\_\_, Universidade de Taubaté

Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_, Universidade \_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_, Universidade \_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

Dedico este trabalho ao meu amor Aline, pelo companheirismo, respeito, dedicação e apoio com que sempre se empenhou. Seus elogios e críticas foram fundamentais para que eu pudesse chegar até aqui. Parafraseando Pablo Picasso: “Há pessoas que transformam o sol numa simples mancha amarela, mas há aquelas que fazem de uma simples mancha amarela o próprio sol”.

Você torna tudo melhor e mais fácil....

Obrigado por tudo.

Ao meu pai José Antunes, como agradecimento ao amor e à minha educação moldada na honestidade e humildade.

Aos amigos Paulo Roberto e Clemilce, pela ternura e respeito com que me acolheram dentro de sua família.

Aos meus sogros Cláudio e Silvia, pelo carinho e disponibilidade que a mim sempre foi doado.

Aos amigos Luciene e Aureo, pela preciosa amizade nestes anos de convívio.

À Helena, pelo cuidado e dedicação.

Ao amigo Jimmy, pela convivência e cumplicidade desde a especialização.

## **AGRADECIMENTOS**

À Universidade de Taubaté, pela acolhida durante o curso de Pós-Graduação.

Ao Prof. Dr. Maximiliano Piero Neisser, pela habilidade com que orientou nosso trabalho.

À Prof. Dr<sup>a</sup>. Ana Cristina Claro Neves, pelo convívio e ensinamentos transmitidos.

À secretária Adriana Pelogia, pela paciência e dedicação na condução dos requisitos burocráticos.

Ao amigo Adriano Heleno Basso, pelo empenho na conclusão dos procedimentos laboratoriais do experimento.

Ao amigo Israel Souza, pelo empenho na elaboração da análise estatística dos resultados.

Aos docentes do curso de Pós-Graduação em prótese dentária.

À Universidade de São Paulo, que cedeu os equipamentos necessários à realização deste trabalho.

Ao amigo Prof. Dr. André Pimentel e à amiga Ana Maria Bezerra Bandeira, pelo interesse em ajudar na realização do estudo estatístico.

Ao amigo Carlos Eugênio Vilaboim de Lima, pela disponibilidade e presteza.

À bibliotecária Regina Cuba, pela correção das referências bibliográficas.

A todos os companheiros de Mestrado do Programa de Pós-Graduação.

A todos, que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

## RESUMO

**Objetivo:** Avaliar o desempenho mecânico de três ligas odontológicas (Níquel Cromo Molibdênio Titânio – NiCrMoTi - Tilitite, Níquel Cromo Molibdênio Berílio - NiCrMoBe - Fit Cast V e Níquel Cromo Molibdênio – NiCrMo – Fit Cast SB Plus) em três estágios de pureza da liga (como recebida do fabricante – virgem, 50% de liga reutilizada e 100% reutilizada), e em dois ambientes de fundição (atmosfera controlada por argônio - indução e a céu aberto - maçarico). **Método:** Para compor cada grupo experimental (18) foram confeccionados, pela técnica da cera perdida, cinco corpos-de-prova (CP) (ISO 1562), em um total de noventa CP. Para todas as condições experimentais foram realizados ensaios de tração (100 KN, velocidade de 1 mm.min-1). Os resultados numéricos obtidos foram tabulados e submetidos à análise de variância (ANOVA) e Tukey, ambos com significância de 95%. **Resultados:** A resistência à tração das ligas de NiCrMoTi e NiCrMoBe foi maior quando comparada à de NiCrMo ( $p = 0,000$ ). O ambiente de fundição não promoveu nenhuma diferença significativa ( $p = 0,396$ ). Com relação ao grau de pureza da liga, as virgens (como enviadas pelo fabricante) apresentaram médias superiores de resistência à tração quando comparadas com as ligas com a composição de reutilização em 50% e 100% ( $p = 0,003$  e  $p = 0,009$ , respectivamente), sendo estas sem significância estatística ( $p = 0,742$ ). **Conclusão:** As ligas de NiCrMoBe apresentaram as maiores médias de resistência à tração. Em relação à pureza da liga obtida na fundição, a utilização de uma liga virgem é a melhor opção. Não houve diferença entre a fundição por indução ou por chama de maçarico.

**Palavras-chave:** Ensaio de tração. Ligas de NiCr. Refundição.

## ABSTRACT

**Aim:** To evaluate the mechanical performance of three dental alloys (Nickel Chromium Molybdenum Titanium - NiCrMoTi - Tilitite, Nickel Chromium Molybdenum Beryllium - NiCrMoBe - Fit Cast V and Nickel Chromium Molybdenum - NiCrMo - Fit Cast SB Plus) in three stages of purity (as received from the manufacturer, 50% recast and 100% recast), and in two environments of cast (controlled by argon atmosphere and non-controlled atmosphere - flame). **Method:** To compose each experimental group (18), five specimens (CP) were made by the technique of lost wax (ISO 1562), for a total of ninety CP. For all experimental conditions were performed tensile test (100 KN, speed of 1 mm.min<sup>-1</sup>). The numerical results were tabulated and submitted to the analysis of variance (ANOVA) and Tukey, both with 95% of significance. **Results:** The tensile strength of the alloy NiCrMoTi and NiCrMoBe were higher when compared to those of NiCrMo ( $p = 0,000$ ). The environment of casting did not promote any statistically significant difference ( $p = 0,396$ ). Regarding the stage of cast, new alloys (as received from the manufacturer) showed higher average tensile strength compared with alloys with the composition of 50% recast and 100% recast ( $p = 0,003$  and  $p = 0,009$ , respectively), which are not statistically significant ( $p = 0,742$ ) between each other. **Conclusion:** The alloy NiCrMoBe had the highest average of tensile strength. Regarding the stage of the cast obtained, the use of new alloys is the better option. There was no difference between the environments of cast.

**Keywords:** Tensile test. NiCr alloys. Recast.

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	8
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	13
<b>3 PROPOSIÇÃO</b> .....	26
<b>4 MATERIAL E MÉTODO</b> .....	27
4.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL.....	27
4.2 LIGAS UTILIZADAS .....	28
4.3 OBTENÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA .....	29
4.4 FUNDIÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA.....	35
4.5 ENSAIO DE TRAÇÃO.....	37
<b>5 RESULTADOS</b> .....	40
5.1 ANÁLISE DESCRITIVA .....	40
5.2 COMPARAÇÃO DOS GRUPOS .....	42
5.3 AVALIAÇÃO DAS VARIÁVEIS (LIGA, AMBIENTE E PUREZA) ISOLADAMENTE.....	45
5.4 ALGUMAS CONSIDERAÇÕES.....	48
<b>6 DISCUSSÃO</b> .....	50
<b>7 CONCLUSÃO</b> .....	55
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	56
<b>ANEXO</b> .....	60

## 1 INTRODUÇÃO

Restaurações metalocerâmicas são utilizadas em próteses unitárias e parciais fixas há muitos anos, combinando a estética natural de um material frágil como a cerâmica (MORENA et al., 1986), com a durabilidade e a adaptação marginal de um metal fundido (MCLEAN, 1979).

Existem recursos que possibilitam a obtenção de fundições mais precisas, graças a desenvolvimento de novos materiais, de técnicas mais acuradas e, principalmente, pelo processo de fundição ser abordado de maneira mais científica (HINMAN et al., 1985).

Ligas são constituídas pela mistura de dois ou mais elementos metálicos e, algumas vezes, com elementos não metálicos incluídos. São geralmente obtidas pela fusão de elementos acima de suas temperaturas de fundição. A fusão de dois elementos constituirá uma liga binária e a mistura de três, uma ternária. Quando dois elementos diferentes são misturados, o material resultante pode ser uma liga de fase única ou uma liga multi-fase, dependendo da solubilidade de um elemento no outro e se este é governado pela natureza cristalina dos elementos e seus tamanhos relativos.

As ligas odontológicas contém pelo menos quatro metais; podendo apresentar seis ou mais na tentativa de melhorar as propriedades da liga, visto que os metais puros não possuem propriedades físicas e biológicas compatíveis para utilização na cavidade bucal. Lygre (2002) relatou haver mais de oitocentas ligas disponíveis na Alemanha, e segundo o autor, as ligas odontológicas podem conter mais de trinta diferentes metais.



A escolha de uma liga é ditada por uma série de fatores: o custo , a biocompatibilidade e resistência à corrosão (SILVA FILHO; MUENCH, 1989), assim como outras propriedades físicas (brilho, ductilidade, fusibilidade) e mecânicas (resistência à tração, tenacidade) .

Os fatores que podem limitar o uso das ligas utilizadas em prótese dentária e, conseqüentemente, sua escolha para uma aplicação específica são determinados primariamente por suas propriedades mecânicas tais como dureza, resistência e ductilidade (VAN VLACK, 1988).

As primeiras ligas utilizadas foram as de ouro e o fato das mesmas resistirem à oxidação sobrepujava sobre as demais propriedades, praticamente desconhecidas na época. Com a evolução das pesquisas verificou-se que, além de sua capacidade de resistir à oxidação, as diferentes ligas de ouro apresentavam propriedades mecânicas, químicas e biológicas perfeitamente compatíveis com sua utilização na cavidade bucal.

Entretanto, com o agravamento dos problemas econômicos e a conseqüente elevação do custo do ouro, sua utilização tornou-se, para muitos, impraticável e inacessível (ANUSAVICE, 2005).

A preocupação de conseguir ligas de menor valor fez com que pesquisadores descrevessem a primeira liga à base de alumínio como possível substituta das ligas de ouro para incrustações fundidas.

A qualidade inferior das ligas metálicas não nobres, em comparação com as ligas de ouro, motivaram ao longo do tempo, modificações na composição química qualitativa e quantitativa das mesmas, tanto nos processos de fabricação e fundição, quanto na técnica de laboratório. Todas estas modificações objetivaram possibilitar o

uso destas ligas como substitutas eventuais para as restaurações fundidas de ouro. (OLIVIERI et al., 2004).

Tanto o preço do ouro quanto a evolução tecnológica, vieram despertar e incentivar o desenvolvimento das ligas de metais não nobres, destacando-se as ligas de NiCr e as de NiCrTi. Sua boa fusibilidade, excelente interação com as cerâmicas odontológicas e o emprego de técnicas de fundições simples fazem com que estas ligas, sejam as mais empregadas na fabricação de próteses metalocerâmicas (AMOEDO et al., 2004).

As ligas de NiCr surgiram em 1968 e, desde então, são consideradas excelente alternativa para restaurações metalocerâmicas (BAUER et al., 2003). Existe grande variedade de ligas de metais não nobres destinadas a substituir as ligas nobres na confecção de infraestruturas de próteses parciais fixas e removíveis, também conhecidas como ligas alternativas ou de metais básicos.

As ligas alternativas, excluindo aquelas à base de titânio, geralmente apresentam propriedades mecânicas superiores comparadas às ligas nobres e altamente nobres. O módulo de elasticidade é praticamente o dobro dos outros sistemas, além de haver a possibilidade de serem submetidas ao preparo de sua superfície para adesividade às resinas e cerâmicas (WATAHA, 2002).

Em contra partida, estas ligas também possuem algumas características negativas como: alta corrosão em meio ácido, dificuldade de acabamento e polimento, escurecimento, possibilidade de provocar alergia e dificuldade de soldagem (WATAHA; LOCKWOOD, 1998). Alguns autores têm questionado sua utilização devido a relativa baixa resistência à corrosão e a possibilidade de reações alérgicas em pacientes portadores de próteses (CARREIRO et al., 1999; REIS, 2006; YILMAZ; DINÇER, 1999).

O titânio vem sendo largamente utilizado nos últimos dez anos devido a sua biocompatibilidade, resistência à corrosão, adequadas propriedades físicas e mecânicas, baixa massa específica, alta ductilidade e baixa condutibilidade térmica, quando comparado com outras ligas à base de níquel-cromo (ROCHA; PINHEIRO; VILLAVERDE, 2006).

Entretanto, embora o titânio represente uma alternativa às ligas de metais básicos, oferecendo fundibilidade semelhante às de NiCr, são necessários sofisticados equipamentos de fundição (PAULINO et al., 2007).

O titânio é leve e sua densidade é de  $4,5\text{g/cm}^3$ . A combinação da alta resistência e do baixo peso, faz deste metal e suas ligas, os materiais mais resistentes em proporção ao peso (LAUTENSCHLAGER; MONAGHAN, 1993). Sua excelente biocompatibilidade também está comprovada e, adicionalmente, o titânio e suas ligas possuem alta resistência à corrosão (ALBREKTSSON; ZARB, 1989).

A refundição de ligas de níquel-cromo, caracterizada pelo reaproveitamento de sobras de outras etapas, apesar de contra-indicada pela maior parte dos fabricantes, é uma prática comum em laboratórios de prótese, podendo acarretar prejuízo no desempenho mecânico da peça obtida, na união com a cerâmica e na adaptação. A reutilização de sobras de fundição tem sido alvo de inúmeros trabalhos científicos e seu insucesso clínico relaciona-se à falta de controle da qualidade dos materiais (RIBEIRO; PANZERI; FREGONESI, 1996).

A possibilidade de uma liga que permitisse sua refundição em 100% sem a conseqüente perda de suas propriedades poderia levar a uma redução do custo de fabricação e, conseqüentemente, um maior acesso da população a estes benefícios.

Dessa maneira, alguns fabricantes propõem adição de 2 a 5% de titânio (em média) às ligas de níquel-cromo com a finalidade de melhorar suas propriedades

mecânicas. Segundo eles, estas ligas podem ser reutilizadas (refundidas) sem prejuízo de suas propriedades.

O ensaio de tração consiste basicamente em submeter um corpo-de-prova (CP) a um esforço uniaxial crescente que tende a alongá-lo na direção da aplicação da carga até à ruptura. É o ensaio mecânico mais utilizado para caracterizar a resistência mecânica dos materiais por apresentar facilidade de realização, baixo custo, boa reprodutibilidade dos resultados e permite a determinação de um grande número de propriedades mecânicas. Além disso, as propriedades quantificadas nesse ensaio podem ser extrapoladas para prever o comportamento do material sob condições de carregamento diferentes do empregado no ensaio de tração, uma vez que existe proporcionalidade entre a resistência à tração do material e seu comportamento à fadiga (ELIAS; LOPES, 2007).

A inexistência de trabalhos que comprovem a influência da utilização de liga totalmente refundida ou da adição de liga nova a ela, conjugando diferentes fontes de calor associado ao controle da atmosfera de fundição, nos levou a projetar um trabalho que objetivou avaliar o desempenho mecânico, por ensaio de tração, de três ligas odontológicas (NiCrMoTi - tilite, NiCrMoBe – fit cast v e NiCrMo – fit cast sb plus) em três estágios de pureza de fundição, sob dois ambientes de fundição.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

Até 1975, as ligas metálicas eram divididas de acordo com sua aplicação, ou seja, ligas para reabilitações metálicas totais, reabilitações metalocerâmicas ou estruturas metálicas de próteses parciais removíveis. Suas propriedades físicas eram ideais para cada aplicação e a maioria das ligas era à base de ouro. No entanto, a facilidade de fundição em altas temperaturas, o preço do ouro e a preocupação com a biocompatibilidade das ligas levaram a uma mudança no critério de classificação das ligas, hoje baseada em dois critérios separadamente: composição e propriedades físicas. Segundo a composição, as ligas podem ser classificadas em altamente nobre, nobre, ou de metais básicos, conforme especificação da *American Dental Association* (ADA), sendo as primeiras compostas de 40% de ouro e 60% de elementos nobres. Nas nobres, 25% em metais nobres; e as de metais básicos, menos de 25% (WATAHA, 2002).

O titânio e suas ligas são classificados separadamente e, portanto, não se enquadram como ligas de metais básicos devido à sua biocompatibilidade (ANUSAVICE, 2005).

Wataha (2000) observou que a escolha do material deve ser feita pelo paciente e pelo profissional, após realizar um balanço risco-benefício; e, embora haja atualmente enorme demanda por restaurações estéticas, as ligas continuam sendo utilizadas pela combinação de suas propriedades.

As ligas não-nobres, exceto as ligas à base de titânio, apresentam como principais constituintes o níquel, o cobalto e o cromo. Os elementos minoritários como o silício, que melhora a fusibilidade e a ductilidade das ligas de níquel, o berílio, que melhora a fusibilidade e determina a formação de óxidos que favorecem

a união metalocerâmica, e o manganês, molibdênio, tungstênio e irídio, aumentam a resistência à corrosão e diminuem o coeficiente de expansão térmica da liga. São características destas ligas, propriedades mecânicas superiores, maior módulo de elasticidade e dureza, e maior adesão à cerâmica quando comparadas às ligas nobres; no entanto, elas apresentam algumas características negativas, tais como alta corrosão em meio ácido, dificuldade de acabamento e polimento, risco de alergia e dificuldade de soldagem. Apresentam altas temperaturas de fundição dentre as demais ligas odontológicas, com maior dificuldade de fundição e, conseqüentemente, maior dificuldade de assegurar uma melhor adaptação marginal (ANUSAVICE, 2005; CRAIG, 2004; KELLY; ROSE, 1983; WATAHA; LOCKWOOD, 1998).

Wataha e Lockwood (1998) relataram que as ligas de níquel-cromo são utilizadas em restaurações metálicas totais, restaurações metalocerâmicas e estruturas de próteses parciais removíveis. Elas apresentam mais de 60% de níquel e são sempre de múltipla fase. Nas ligas de cromo, este pode estar presente em mais de 20% ou menos de 20% de sua composição. No segundo caso, a liga pode ou não apresentar de 1 a 2% de berílio (Be) na sua composição com o objetivo de reduzir a temperatura de fundição, tornando este processo mais rápido e melhor.

Bezzon et al. (1998) relataram após pesquisarem as ligas de níquel-cromo com diferentes quantidades de berílio e compará-las a uma liga sem berílio, concluíram que sua adição às ligas de níquel-cromo melhorava a fusibilidade e aumentava a resistência à união metalocerâmica.

Rollo (1997) estudou o efeito do Be sobre a microestrutura juntamente com a temperatura de fusão em ligas de NiCrMoCo, bem como suas propriedades de corrosão. Concluíram, através da análise por dispersão de energia, uma maior

segregação para as regiões interdendríticas das ligas que contém Be, sendo os elementos segregados o C (carbono) e o Be. Dessa maneira justificou-se a dificuldade de tais ligas serem forjadas, além de apresentarem resistência à corrosão inferior as das ligas que não continham Be, pois este elemento forma o eutético NiBe (nódulos escuros nas microestruturas), também citado nos estudos de Paulino et al. (2007). Isso ocasiona a fundição em primeiro plano, diminuindo o ponto de fusão das ligas que o contém em aproximadamente 100°C, a cada 0,5% em peso de Be adicionado.

Segundo Craig (2004), as ligas de níquel-cromo podem variar em composição através da adição ou não de pequena quantidade de carbono. Geralmente, este é adicionado quando se utiliza esta liga para fundição de estruturas metálicas de próteses parciais removíveis, devido sua capacidade de aumentar a dureza e a resistência à tensão da estrutura.

Reis (2006) comparou duas ligas básicas utilizadas para metalocerâmicas: níquel-cromo e cobalto-cromo. Observou que, apesar dos diversos tipos de ligas de níquel-cromo possuírem propriedades físicas semelhantes às de cobalto-cromo (ANUSAVICE, 2005; CRAIG, 2004), suas propriedades biológicas e sua resistência à corrosão estão em patamares inferiores. Sendo assim, concluiu que a substituição das ligas de níquel-cromo pelas ligas de cobalto-cromo, para os sistemas metalocerâmicos, parece ser uma mudança lógica e benéfica para os profissionais de odontologia e sobretudo para os pacientes.

Wataha e Messer (2004) lembraram que, apesar de ser utilizado como substituto das ligas de níquel-cromo em casos de alergia, o cobalto é o segundo metal alergênico mais comum e a substituição só deve ser feita após averiguação de alergia ao cobalto.

Vários autores descreveram que o cromo, como elemento de liga, tem como função aumentar a resistência à corrosão, à oxidação e ao manchamento, ou seja, aumenta a estabilidade superficial devido à formação de óxido de cromo ( $\text{Cr}_2\text{O}_3$ ) (CRAIG, 2004; HARCOURT; RIDDIHOUGH; OSBORNE, 1970; HORATH, 1995).

Para O'Brien e Ryge (1981), é necessário utilizar equipamentos de alta temperatura para a fundição de ligas de cobalto-cromo. Nestes casos, fusão com chama de oxigênio-acetileno e fontes elétricas como arcos de carbono, arcos de argônio e indução elétrica são utilizados com sucesso. Nos procedimentos de fundição, tanto com a chama carburante de oxigênio-acetileno como o arco de carbono, pode ocorrer a adição de carbono à liga, provocando interferências nas propriedades de resistência e diminuindo a ductilidade.

Osborne e Lammie (1953) concluíram que o carbono é um elemento crítico dentre os constituintes da liga, pois pequenas variações no seu conteúdo influenciarão a resistência, a dureza e a ductilidade da liga. Assim, o conteúdo de carbono modificará as propriedades mecânicas e a estrutura microscópica das ligas e, desta maneira, a importância em se controlar o conteúdo de carbono durante a fundição. O excesso de carbono pode levar a fragilidade severa (ANUSAVICE, 2005; STRANDMAN, 1976).

Segundo Earnshaw (1956), a fundição com o uso de chamas facilita o superaquecimento da liga. Assim, é necessária grande experiência do operador para o correto controle da chama, permitindo a obtenção de fundições adequadas. O superaquecimento da liga durante a fundição leva a uma estrutura granular grosseira e propriedades mecânicas impróprias, enquanto é desejável uma estrutura granular fina para obtenção de boas propriedades mecânicas.



Leinfelder e Lemmons (1988) observaram que a fundição por indução, evita a contaminação e racionaliza o tempo gasto neste processo, além de proporcionar o controle da temperatura de fusão com maior eficiência, se comparados à fundição por chama de oxigênio-acetileno.

Jones (1960) recomendava o uso de chamas neutras na fundição com gás de oxigênio-acetileno, a fim de prevenir a oxidação da liga durante o processo de fundição. No entanto, estas chamas seriam obtidas da totalidade da queima do acetileno, o que é improvável. Dessa maneira, existe uma tendência de se utilizar uma chama levemente oxidante, podendo resultar na oxidação do cromo, aumentando a fragilidade da liga bem como a sua corrosão.

Carter e Kidd (1965) avaliaram a influência da temperatura do molde e da liga no momento da fundição sobre a microestrutura e as propriedades mecânicas da liga de cobalto-cromo. Concluíram que, quando se diminui a temperatura da liga obtêm-se grãos finos e, portanto, maior resistência à tração. Da mesma forma ocorre com a diminuição da temperatura do molde.

Harcourt e Cotterill (1965) compararam a fundição por indução e por chama de maçarico e puderam concluir que a primeira não apresentava vantagem sobre a segunda, a não ser que se utilizasse uma atmosfera inerte controlada por argônio. No entanto, os autores ressaltaram que a fundição por indução seria um procedimento mais seguro, quando fosse necessário o alcance de altas temperaturas.

Embora a fundição por chama de oxigênio-acetileno seja uma prática comumente utilizada, a maioria das ligas de metais básicos necessita de máquinas de fundição especiais, como as de indução eletromagnética ou por arco voltaico. Além disso, o manejo do maçarico requer alguns cuidados para diminuir os riscos de

oxidação excessiva ou interação do molde de revestimento com as ligas fundidas (ANUSAVICE, 2005).

Segundo Wataha (2002), as ligas de titânio foram propostas para restaurações totais, restaurações metalocerâmicas e estruturas metálicas de próteses parciais removíveis. Contudo, sua utilização ainda não é comum por necessitar tanto da destreza dos técnicos de laboratórios no processo de fundição, quanto de equipamentos adequados e revestimentos especiais.

A biocompatibilidade favorável, boa resistência à corrosão e propriedades físicas vantajosas são características determinantes para o aumento do uso do titânio na odontologia, embora Lygre (2002) ressalte que sua alta temperatura de fundição continue sendo um desafio.

Whitters et al. (1999) apresentaram um índice de 40% de rejeição para as fundições de próteses removíveis de titânio puro. Segundo eles, a maior exigência técnica aumenta os riscos de falhas. Recomendaram então, a utilização de duplo espru nos padrões em cera de coroas com a finalidade de reduzir rugosidade e porosidade, uma vez que, durante a centrifugação, o preenchimento do molde torna-se mais rápido e eficiente.

Guilherme et al. (2005) avaliaram e compararam a rugosidade superficial do titânio comercialmente puro (CP Ti) e da liga de Titanium-Aluminum-Vanadium (Ti-6Al-4V) depois do polimento convencional e eletrolítico. Seus resultados foram correlacionados com a resistência de corrosão-fadiga em saliva artificial fluoretada. Os autores perceberam que, para fundições de infraestruturas de PPR, o polimento eletrolítico mostrou-se mais eficiente do que o recomendado pelo fabricante, através de abrasivos e instrumentos rotatórios.

Alguns fabricantes propõem adição de 2 a 5% de titânio (em média) às ligas de níquel-cromo com a finalidade de melhorar suas propriedades mecânicas. Segundo eles, estas ligas podem ser reutilizadas (refundidas) sem prejuízo de suas propriedades.

Craig (2004) e Morris et al. (1992) afirmaram que a incorporação de titânio às ligas de níquel-cromo confere resistência mecânica e resistência à fluência em altas temperaturas, além de melhorar resistência à tração, limite de proporcionalidade e dureza superficial.

No entanto, o trabalho de Huang (2002) demonstrou que a presença de titânio em porcentagem inferior a 4% em ligas à base de níquel-cromo, não influencia a resistência à corrosão desta, ainda que o óxido de titânio ( $\text{TiO}_2$ ) esteja presente na superfície destes materiais.

Reis (2006), Silva (2003) e Silva (2004) estudaram as ligas de níquel-cromo, com e sem a adição de titânio. Relataram que as primeiras possuíam um maior potencial de corrosão que as segundas. Segundo eles, o titânio adicionado se apresentava como um precipitado e não como solução sólida, e dessa maneira, mais susceptível à corrosão.

Traini et al. (2003) investigaram o efeito da atmosfera de fundição na qualidade das peças obtidas. Para isso, analisaram a aderência do revestimento à superfície e à microestrutura de uma liga de ouro-prata-paládio, fundida a vácuo, comparado com a realização em atmosfera de argônio e a céu aberto. Os autores concluíram que o argônio reduz a aderência do revestimento à superfície do metal, facilitando o acabamento e diminuindo a possibilidade de danificar as margens da peça obtidas no processo de fundição, além de aumentar os grãos formados na microestrutura, facilitando o polimento.

Wataha (2002) ressaltou a influência do tamanho dos grãos e da microestrutura nas propriedades físicas das ligas. A velocidade de resfriamento da liga durante a fundição interfere no modo de cristalização e, conseqüentemente, na microestrutura do material. O tamanho dos grãos pode influenciar as propriedades físicas da liga. Segundo ele, pequenos grãos melhoram o alongamento e a resistência à tensão em ligas de ouro, porém, não afetam a dureza nem o limite convencional de escoamento. Seu tamanho é determinado por uma série de variáveis, incluindo a taxa de resfriamento na solidificação da liga. Desta forma o método de fundição pode interferir indiretamente nas propriedades mecânicas das ligas metálicas.

Bauer et al. (2003) avaliaram a influência de duas fontes de calor (sistema de maçarico/centrifuga e um sistema de indução eletromagnética/centrifuga) na resistência final de ligas de NiCrTi (Tilite), NiCr e NiCr sem Be. Observaram que os valores de resistência máxima à tração (RMT) para as ligas de NiCr (Verabond II) e NiCrTi (Tilite) não foram significativamente alterados pela fonte de calor. Além disso, os valores de RMT obtidos com a liga de Tilite foram os maiores, independentemente da fonte de calor utilizada, embora a indução eletromagnética tenha apresentado uma tendência a proporcionar valores maiores. Os menores valores numéricos obtidos com o uso do maçarico, provavelmente ocorreram por causa da alta reatividade do titânio à temperatura acima de 600°C em atmosfera ambiente, o que levou à formação de óxidos metálicos e carbetos pela técnica do maçarico, aumentando a fragilidade da liga (TAIRA et al., 1989). Relataram ainda que o alto valor de resistência apresentado pela liga de Tilite deveu-se, possivelmente, à presença de titânio em proporções maiores do que aquelas usualmente utilizadas.

Rocha, Pinheiro e Villaverde (2006) analisaram a resistência flexural do titânio puro, bem como das ligas de níquel-cromo e cobalto-cromo quando submetidas a dois processos de soldagem (laser de Nd:YAG e Gás de Tungstênio Inerte-TIG). Os resultados demonstraram que houve diferença significativa entre o metal e a liga íntegra, sendo a liga de cobalto-cromo a mais resistente à deflexão. Quando se comparou os diferentes processos de soldagem, diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre a solda TIG e o laser de Nd:YAG e entre este e o material de preenchimento. Com isso, concluíram que a soldagem com TIG obteve maior resistência flexural em relação aos grupos do laser.

Olivieri et al. (2004) avaliaram os aspectos químicos e metalúrgicos, propriedades mecânicas e a dureza da liga odontológica de níquel-cromo quando submetidos a diferentes temperaturas de fundição. Para tal, utilizaram a técnica da cera perdida na fundição de vinte corpos-de-prova de liga de níquel-cromo separadas em dois grupos de dez cada, em duas diferentes temperaturas de fundição: 1) Conforme recomendado pelo fabricante (T1); 2) Acima das instruções do fabricante (T2). Foi realizada a análise química e metalográfica com o auxílio de um microscópio eletrônico de varredura em T1 e T2 e na liga conforme recebida (CR). Também foram determinadas as propriedades mecânicas e dureza. Dessa forma, observaram que a microestrutura de CR, T1 e T2 eram semelhantes e que não havia diferença estatística entre os grupos, tanto para análise química quanto às propriedades mecânicas. O estudo também revelou que a dureza de T1 e T2 era melhor do que CR. Além disso, o teste de tração realizado neste estudo mostrou que o alongamento em T2 foi maior que em T1. Segundo os autores, este fato poderia ser explicado, pois a microestrutura das fundições abaixo de T2 possuem maior homogeneidade da liga. Concluíram então que, clinicamente, podem ocorrer falhas

na prótese como porosidades, fissuras ou trincas, se elevadas temperaturas forem utilizadas (acima da recomendação do fabricante – mais 100°C).

Bauer et al. (2006a) utilizaram três ligas à base de níquel que foram fundidas sob quatro diferentes condições: 1- Maçarico gás/oxigênio e centrifuga, sem o controle de atmosfera; 2- Forno de indução e centrifuga elétrica em atmosfera de argônio; 3- Forno de indução e centrifuga elétrica a vácuo; 4- Forno de indução e centrifuga elétrica sem controle de atmosfera. Vinte grupos formados através da combinação de três ligas e quatro condições de fundição foram submetidos a ensaios de dureza Vickers. Este estudo demonstrou que as ligas conforme recebidas, apresentaram menores valores de dureza comparada às respectivas ligas depois de fundidas. Além disso, concluíram que a microdureza das ligas sofreram influência na sua composição de acordo com o método de fundição.

Bauer et al. (2006b) avaliaram a resistência à tração e alongamento de ligas à base de NiCr fundidas sob diferentes condições (CF). Foram utilizadas três ligas: NiCrMoTi, NiCrMoBe e NiCrMoNb, fundidas em 4 CF: indução/argônio (IA), indução/vácuo (IV), indução/controle (IATM) e maçarico(gás/O<sub>2</sub>). As composições das ligas foram analisadas por meio de um espectrômetro de fluorescência de raios X. Foram preparados quatro anéis de fundição, sendo que cada anel apresentava cinco espécimes na forma de cilindros (45mm x 1.6mm). O teste de resistência à tração (RT) e alongamento (AL) foi conduzido em uma máquina Riehle (0,5 mm/min). Os dados de RT e AL foram avaliados pela análise de variância e teste de Tukey ( $\alpha = 0,05$ ) para contraste de média. Quanto à RT, somente os fatores principais (liga e condições de fundições) foram significantes ( $p < 0,05$ ). A liga NiCrMoTi teve a maior média ( $1.012 \pm 59$  MPa), seguida da liga de NiCrMoBe ( $870 \pm 86$  MPa) e da liga de NiCrMoNb ( $629 \pm 84$  MPa), todas diferentes entre si ( $p < 0,05$ ). Já para as condições

de fundição, apenas o maçarico ( $889 \pm 188$  MPa) teve valores significativamente maiores do que as outras condições ( $p < 0,05$ ). As condições IV ( $818 \pm 184$  MPa), IATM ( $817 \pm 198$  MPa) e IA ( $800 \pm 165$  MPa) obtiveram valores semelhantes entre si ( $p > 0,05$ ). Para o AL, apenas o fator principal liga apresentou diferenças ( $p < 0,05$ ). A liga NiCrMoBe ( $1,63 \pm 0,4$ ) apresentou o maior valor; NiCrMoNb, o menor ( $0,51 \pm 0,1$ ) e a NiCrMoTi, valores intermediários ( $1,19 \pm 0,3$ ), sendo todas diferentes entre si ( $p < 0,05$ ). Tanto a composição quanto as condições de fundição influíram na resistência à tração, mas apenas as ligas influenciaram o alongamento.

Paulino et al. (2007) realizaram uma comparação entre a fundibilidade do titânio comercialmente puro e duas ligas à base de NiCr (NiCr e NiCrBe) e puderam constatar que os corpos-de-prova fundidos com NiCrBe tinham significativamente melhores resultados, comparados aos fundidos com titânio comercialmente puro e com NiCr sem Be. Segundo eles, os resultados com titânio puro poderiam ser melhores se fossem utilizados com duplo canal de alimentação.

Bezzon et al. (2006) estudaram os efeitos da temperatura e da atmosfera de fundição em ligas à base de NiCr. Relataram que o Be é um elemento importante para melhorar a fundibilidade destas ligas. Além disso, o controle da temperatura de fundição também ajuda para melhorar esta propriedade e, neste contexto, a utilização de máquinas de fundição pode facilitar e permitir um maior controle sobre as fundições, representando uma importante contribuição para melhorar a qualidade das restaurações dentais com ligas à base de NiCr. Lembraram ainda, que os fabricantes não fornecem informações acerca da atmosfera de fundição adequada ao material, considerando que na fundição, a presença de oxigênio pode causar oxidação dos elementos dessa liga, causando uma substancial interferência de suas propriedades. Concluíram que é possível determinar a combinação ideal de

temperatura e atmosfera de fundição para o melhor aproveitamento da reprodução de finos detalhes do padrão em cera, essenciais para o sucesso das restaurações metálicas fundidas.

Observando as dificuldades econômicas atuais e pensando em obter um melhor aproveitamento das ligas remanescentes de uma primeira fundição, Al-Hiyasat e Darmani (2005) decidiram avaliar se a refundição de ligas influenciaria o padrão de liberação de íons e a citotoxicidade de ligas metálicas à base de níquel-cromo, níquel-cromo-cobre, cobalto-cromo e cobre. Para tal, compararam amostras fundidas com 100% de liga nova, uma mistura de 50% de liga nova e 50% de liga refundida, ou reutilizada, e 100% de liga refundida em cultura de fibroblastos. Os resultados mostraram que as ligas contendo cobre em sua composição apresentavam piores resultados. Além disso, observaram que as ligas à base de níquel-cromo eram melhores que as de cobalto-cromo. Relataram ainda, que a refundição aumentou significativamente a citotoxicidade e que a liga de cobalto-cromo foi a mais afetada pela refundição em relação às ligas de NiCr.

A refundição de ligas de níquel-cromo, caracterizada pelo reaproveitamento de sobras de ligas de outras etapas, apesar de contra-indicada pela maior parte dos fabricantes, é uma prática comum em laboratórios de prótese. Este fato pode acarretar em prejuízo do seu desempenho mecânico, da união com a cerâmica e da sua adaptação marginal. A reutilização de sobras de fundição tem sido alvo de trabalhos científicos e seu insucesso clínico relaciona-se à falta de controle da qualidade dos materiais obtidos através desta prática (RIBEIRO; PANZERI; FREGONESI, 1996). Estes autores pesquisaram a proporção de reutilização de sobras em duas ligas à base de CoCr e concluíram que é possível utilizar sobras de uma primeira fusão, sem que a liga reutilizada ultrapasse em 25%, em peso, e que



tal sobra não esteja muito contaminada pelo revestimento. No entanto, de acordo com o fabricante, o grau de pureza da liga de NiCrTi (Tilite) permite o reaproveitamento total das sobras, sem alteração nas propriedades da liga.

### **3 PROPOSIÇÃO**

Avaliar o desempenho mecânico, por ensaio de tração, de três ligas odontológicas (NiCrMoTi - Tilitite, NiCrMoBe – Fit Cast V e NiCrMo – Fit Cast SB plus) em três estágios de pureza da liga (como recebida do fabricante - virgem, totalmente reutilizada e 50% de liga reutilizada) e sob dois ambientes de fundição (em atmosfera controlada por argônio - indução e a céu aberto - maçarico).

## 4 MATERIAL E MÉTODO

### 4.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Três ligas à base de NiCr fundidas, dois ambientes de fundição e três estágios da pureza da fundição totalizaram 18 condições experimentais neste estudo. A Figura 1 demonstra o delineamento experimental deste estudo.

1) Unidade Experimental:	Corpos-de-prova de ligas fundidas
2) Fator em estudo:	
a) Liga metálica	1. NiCrMoTi (TILITE)
	2. NiCrMoBe (FIT CAST - V)
	3. NiCrMo (FIT CAST – SB PLUS)
b) Ambiente de fundição	1. Argônio
	2. Céu aberto
c) Pureza da liga	1. Como recebida do fabricante (Virgem)
	2. 50% reutilizada
	3. 100% reutilizada
3) Variável resposta:	Resistência à tração (MPa)

Figura 1 – Delineamento experimental

## 4.2 LIGAS UTILIZADAS

As ligas utilizadas neste estudo (Figura 2 e 3), todas de um mesmo fabricante (Talladium do Brasil – Curitiba, PR), são específicas para aplicação odontológica e utilizadas na confecção de próteses parciais fixas e unitárias com revestimento cerâmico.

Liga	Ni	Cr	Mo	Be	Ti	Si	Al	$\rho$
<b>Tilite</b>	60-76	12-21	4-14	-	4-6	-	-	7,7
<b>Fit Cast-V</b>	73	14	8,5	1,8	-	-	1,7	8,2
<b>Fit Cast – SB Plus</b>	60,75	25	10	-	<1	2	-	8,3

Figura 2 – Composição nominal (% em peso) e massa específica ( $\rho$ ) das ligas utilizadas em g/cc (dados fornecidos pelo fabricante)



Figura 3 – Ligas à base de NiCr utilizadas. a) NiCrMoTi – Tilite, b) NiCrMoBe – Fit Cast V e c) NiCrMo – Fit Cast SB Plus

Pode-se observar também na Figura 2 que as ligas Tilitite (NiCrMoTi), Fit Cast V (NiCrMoBe) e Fit Cast SB (NiCrMo) apresentam, como componentes principais, o níquel e o cromo.

#### 4.3 OBTENÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA

Para cada liga utilizada foram obtidos, pela técnica de fundição por cera perdida, trinta corpos-de-prova foram divididos em seis grupos de cinco elementos cada um, fundidos sob dois ambientes de fundição: atmosfera controlada (argônio) e atmosfera não controlada (a céu aberto), além da variação da pureza das ligas (como recebida do fabricante - virgem, 50% reutilizada e 100% reutilizada), perfazendo um total de noventa corpos-de-prova, conforme Figura 4.

As temperaturas de fundição utilizadas na confecção dos corpos-de-prova foram as recomendadas pelo fabricante (1329°C para tilitite, 1165°C para fit cast v e 1250 °C fit cast sb).

Os padrões que deram origem aos corpos-de-prova, seguindo os trabalhos de Bauer (2003) conforme Figura 5, foram confeccionados em cera para fundição de incrustações (P-Oclusal Com. e Ind. Ltda, Brasil) a partir de matriz confeccionada por eletroerosão em alumínio (Figura 6 e 7).

Grupos	(N)	Ligas	Pureza	Ambiente
1	5	NiCrMoTi	Virgem	Céu aberto
2	5	NiCrMoTi	Virgem	Argônio
3	5	NiCrMoTi	Reutilizada	Céu aberto
4	5	NiCrMoTi	Reutilizada	Argônio
5	5	NiCrMoTi	50%	Céu aberto
6	5	NiCrMoTi	50%	Argônio
7	5	NiCrMoBe	Virgem	Céu aberto
8	5	NiCrMoBe	Virgem	Argônio
9	5	NiCrMoBe	Reutilizada	Céu aberto
10	5	NiCrMoBe	Reutilizada	Argônio
11	5	NiCrMoBe	50%	Céu aberto
12	5	NiCrMoBe	50%	Argônio
13	5	NiCrMo	Virgem	Céu aberto
14	5	NiCrMo	Virgem	Argônio
15	5	NiCrMo	Reutilizada	Céu aberto
16	5	NiCrMo	Reutilizada	Argônio
17	5	NiCrMo	50%	Céu aberto
18	5	NiCrMo	50%	Argônio

Figura 4 – Grupos, número de corpos-de-prova, liga, pureza e ambientes de fundição utilizados neste trabalho

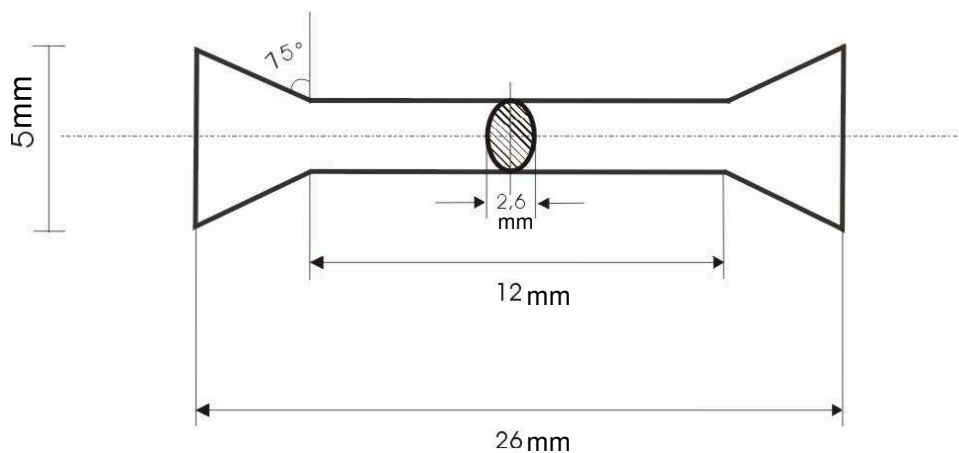


Figura 5 - Desenho esquemático do corpo-de-prova com respectivas medidas

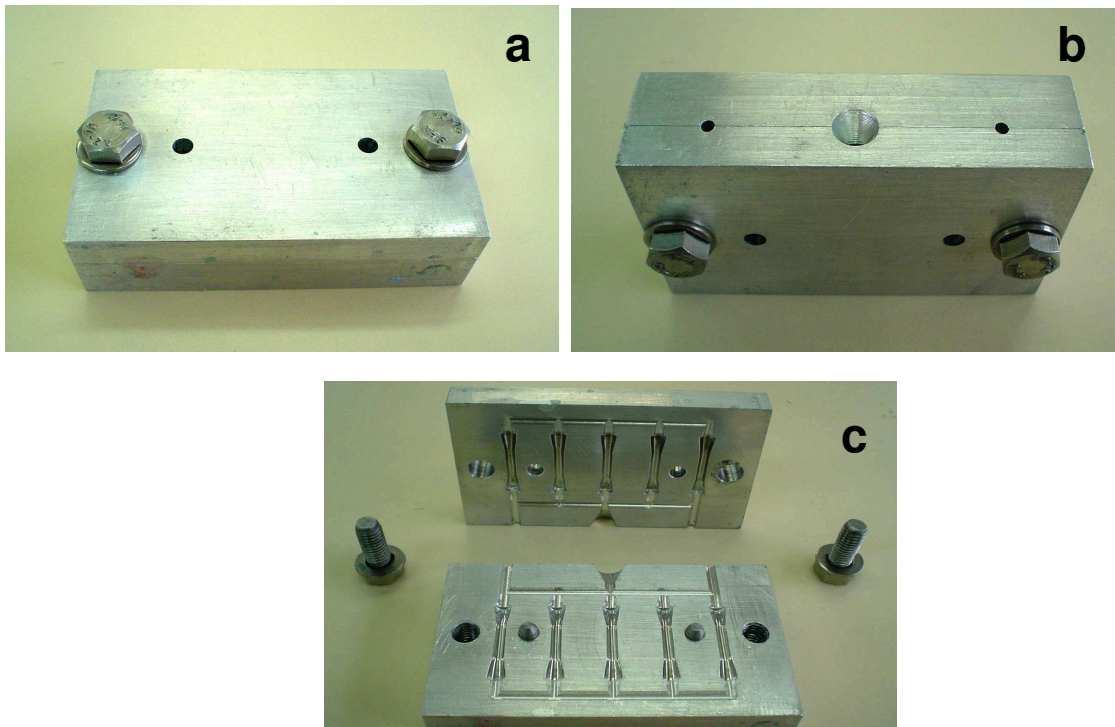


Figura 6 – Matriz em alumínio confeccionada por eletrocorrosão. a) e b) fechada; c) aberta

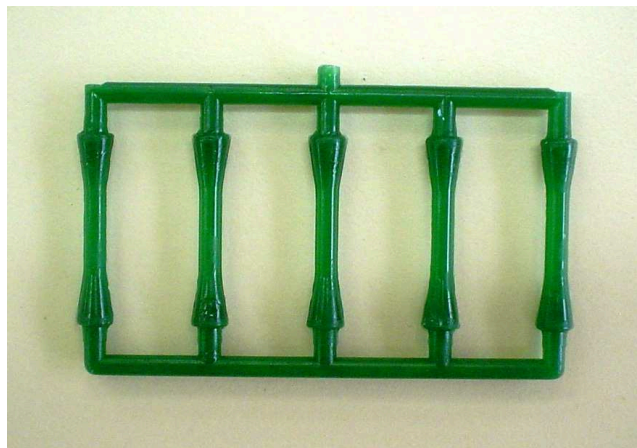


Figura 7 – Padrão em cera após ser removido da matriz de alumínio

Cinco padrões em cera foram fixados a um bastão de espru (Figura 8) (P-Oclusal Com. e Ind. Ltda, Brasil) e, em seguida à base formadora de cadinho através de cera para incrustação (Figura 9). Posteriormente, foi acoplado ao anel de silicone com dimensões de 6cm de largura por 6cm de altura (CNG Ind. de Art. e

Equip. Odontológicos Ltda, Brasil). Previamente à adição do revestimento no anel, um agente redutor de tensão superficial, Debbubbling (CNG Ind. de Art. e Equip. Odontológicos Ltda, Brasil), foi utilizado com a finalidade de umidecer a cera, evitando a formação de bolhas. O revestimento aglutinado por fosfato (Micro - Fine 1700 - Talladium do Brasil – Curitiba, PR) adicionado ao anel foi espatulado manualmente na proporção pó/líquido de 90g/24ml durante dez segundos, seguido pela espatulação mecânica (VH Ind. e Com. Ltda, Brasil) por sessenta segundos sob vácuo e vibração (Napoleão Santos, Brasil) seguindo as recomendações do fabricante (Figura 10). Após presa inicial de 12 minutos, retirou-se os revestimentos dos anéis de silicone para sua expansão total que, após quarenta minutos de presa final, foram colocados em forno pré aquecido (Ovmat-7, F.Ili Manfredi San Secondo di Pinerolo, Toscana, Itália) à uma temperatura inicial de 700°C (Figura 11), elevando então, 20°C por minuto até a temperatura final de 900°C (Figura 12). Permaneceu por quarenta minutos até o momento da injeção do metal em seu interior.

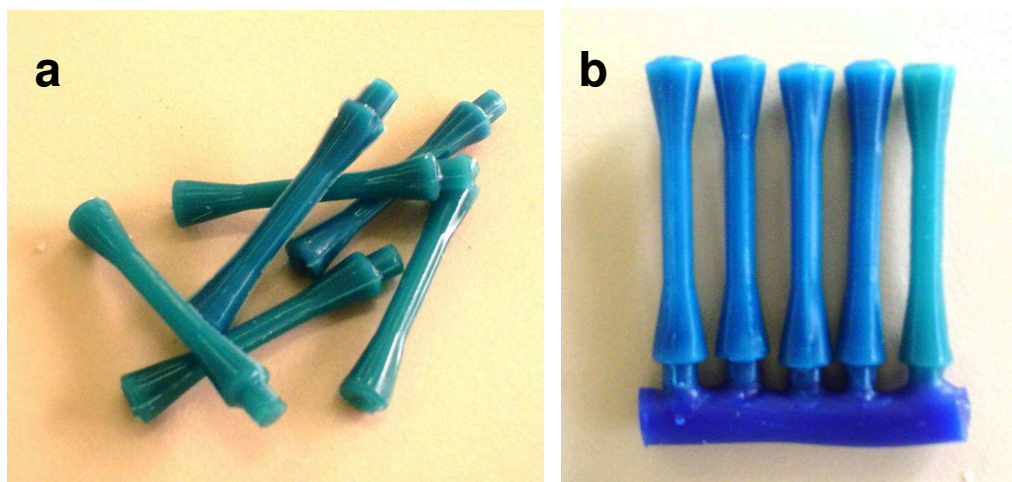


Figura 8 – a) Padrões em cera individualizados; b) Fixação dos padrões em cera



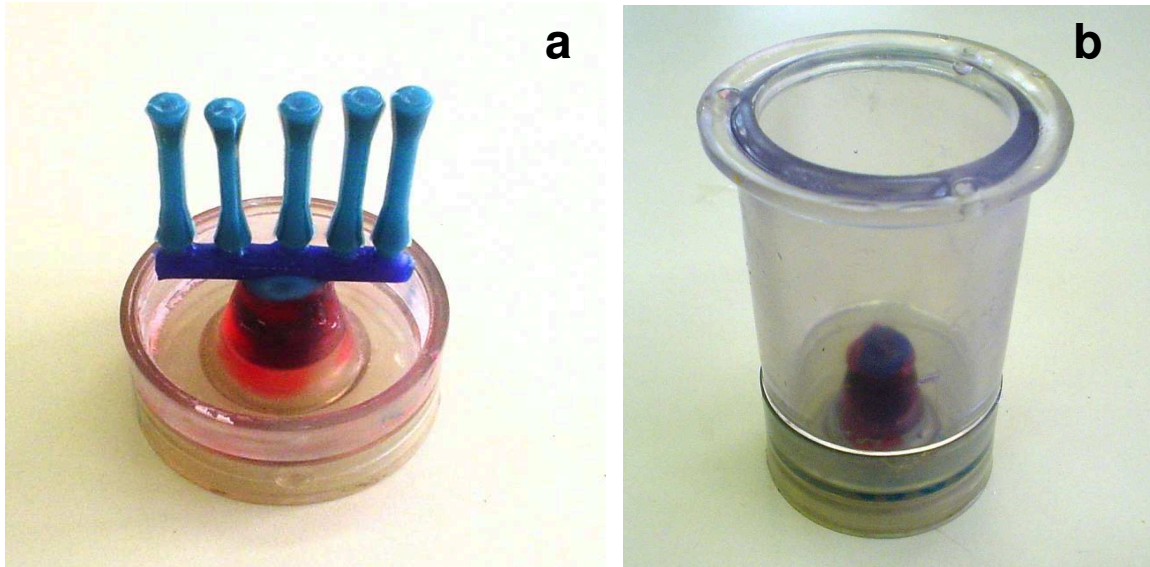


Figura 9 – a) Padrões em cera sendo fixados; b) Anel de silicone

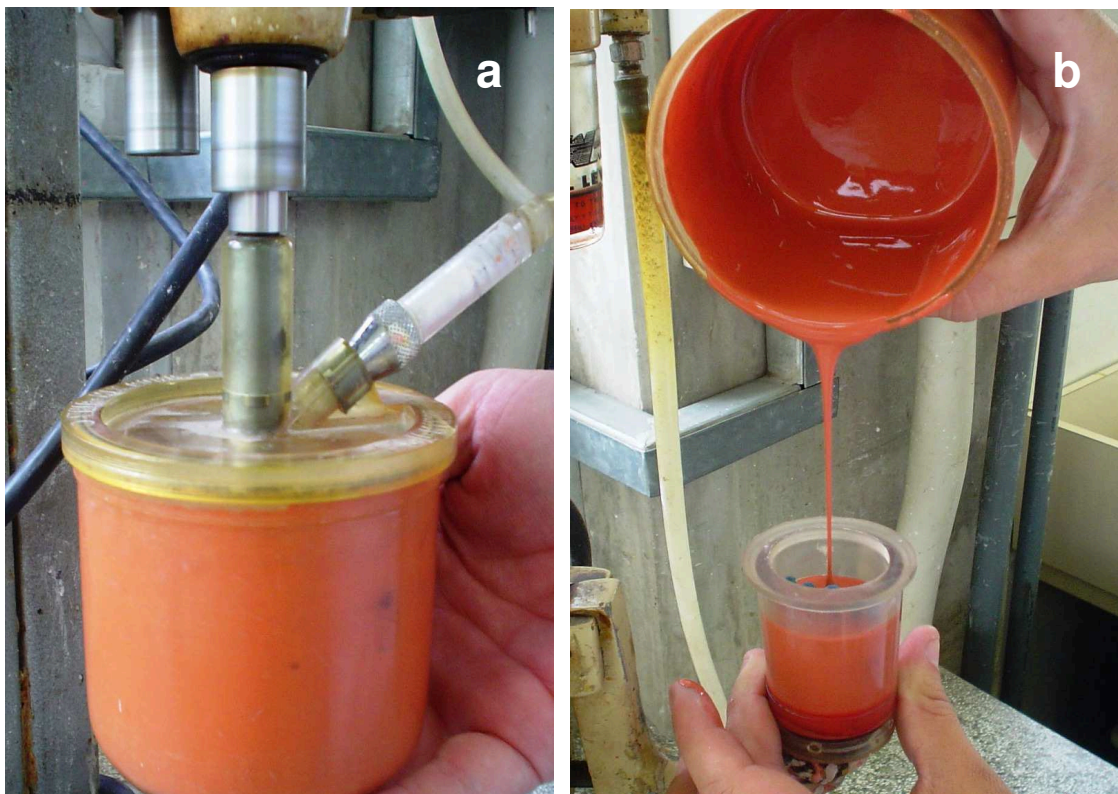


Figura 10 – a) Após a espatulação à vácuo com vibração; b) Inclusão no anel de silicone



Figura 11 – Moldes sendo acondicionados no forno pré aquecido

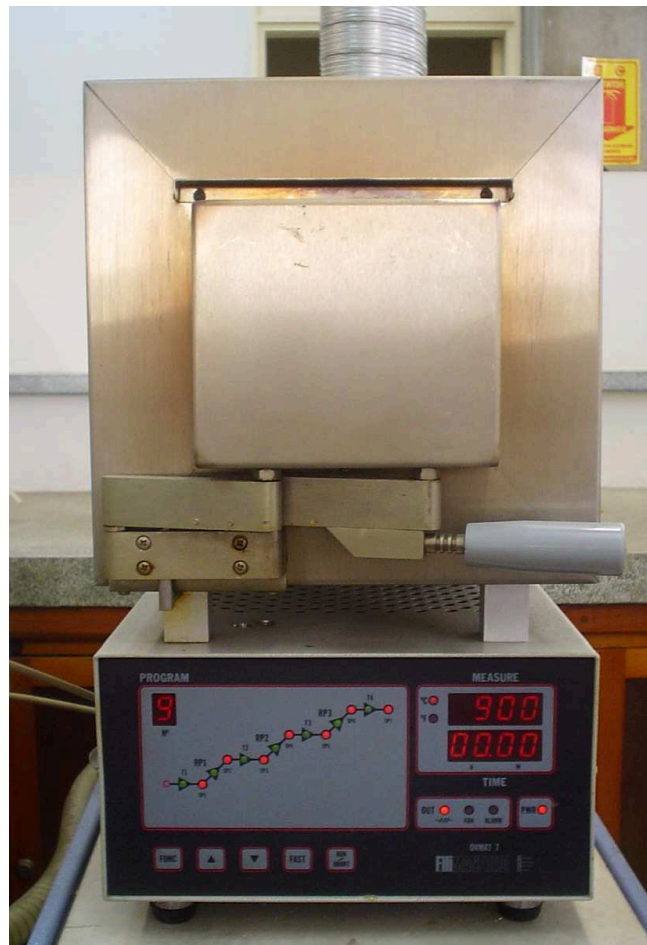


Figura 12 – Forno utilizado na eliminação da cera

#### 4.4 FUNDIÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA

A fundição das ligas foi realizada através de duas fontes de calor: chama de maçarico e indução eletromagnética, todas executadas pelo mesmo operador. Em cada tipo de fusão, a liga liquefeita foi injetada nos moldes de revestimento por força centrífuga, de acordo com a técnica utilizada para fundição odontológica pelo processo de cera perdida.

Para a fusão das ligas em céu aberto foi utilizado maçarico GLP/oxigênio e centrífuga de mola (KEER MANUFACTURING Co. USA), devidamente regulado, de modo a fornecer uma chama adequada caracterizada pela coloração azul. Posteriormente, a chama foi direcionada ao cadinho, previamente aquecido, contendo a liga. Simultaneamente, o anel foi posicionado no equipamento e acionou-se a centrífuga para que a injeção da liga fundida no interior do molde se concretizasse (Figura 13).



Figura 13 – Utilização do maçarico e da centrífuga de mola

As fundições em atmosfera controlada por argônio (N-50, pureza 99,999%/Air Liquide do Brasil, Brasil) foram realizadas em uma máquina de fundição por indução (EASYTI SYSTEM, F.LLI MANFREDI, ITÁLIA). A temperatura foi ajustada de acordo

com o fabricante para cada liga, que em seguida, foram colocadas no cadinho cerâmico, juntamente com o molde de revestimento aquecido recém removido do forno. Iniciado o processo, a temperatura determinada foi atingida rapidamente e a centrífuga foi acionada promovendo a injeção da liga dentro do molde (Figura 14).

Após o término da fundição, os anéis foram submetidos ao resfriamento à temperatura ambiente (Figura 15). Os corpos-de-prova foram separados do revestimento através de um martetele pneumático (VH Industria e Com. Ltda, Brasil) e submetidos a jateamento com óxido de alumínio (Knebel Produtos dentários Ltda, PR, Brasil). Não houve acabamento final, para que possíveis formações de irregularidades superficiais não influenciassem nos resultados do ensaio de tração (Figura 15).



Figura 14 – Utilização da máquina de fundição por indução com ambiente controlado

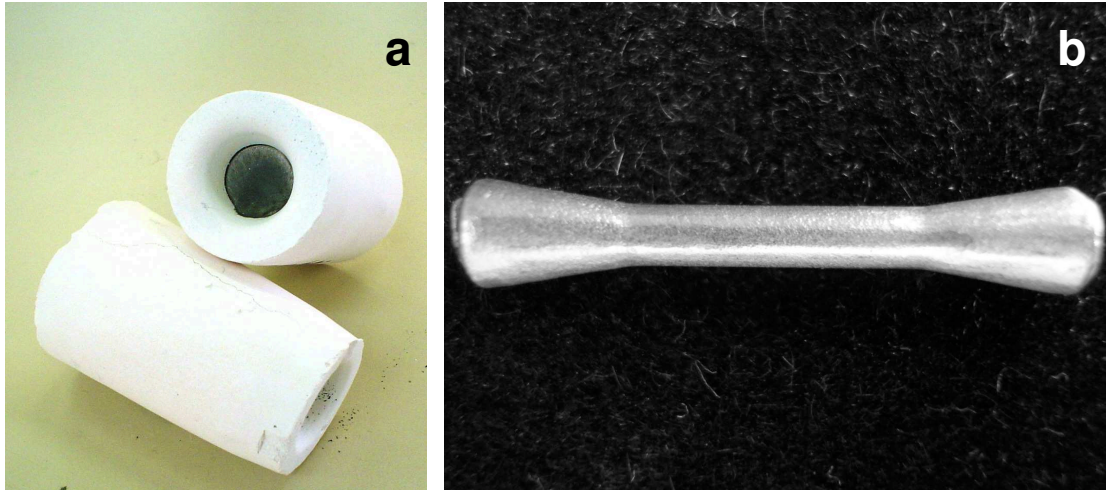


Figura 15 – a) Resfriamento em temperatura ambiente; b) Corpo-de-prova finalizado

#### 4.5 ENSAIO DE TRAÇÃO

Os corpos-de-prova foram posicionados na máquina de ensaio universal através de garras acopladas ao sistema, de maneira que os três componentes (garra superior, corpo-de-prova, garra inferior) ficassem alinhados e ligeiramente tensionados antes do início do ensaio. Estas garras possuem um formato semelhante ao do corpo-de-prova, de forma a se adaptar adequadamente, evitando concentração de tensões durante o ensaio (Figura 16).



Figura 16 – Vista aproximada das garras onde os corpos-de-prova foram fixados

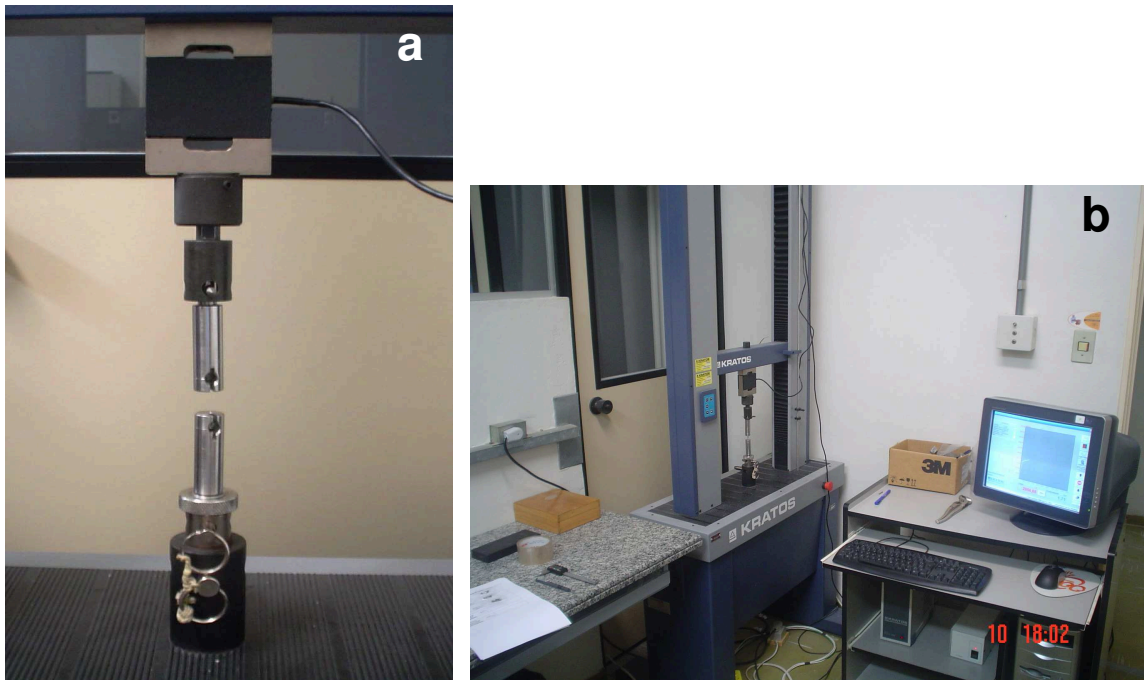


Figura 17 – a) Vista aproximada da montagem das garras e célula de carga no sistema; b) Máquina de ensaio universal utilizada com um sistema computadorizado acoplado

O equipamento utilizado para o ensaio (K-5000, Kratos Equipamentos Industriais LTDA) foi calibrado com célula de carga de 100KN a uma velocidade de  $1\text{mm}\cdot\text{min}^{-1}$  (Figura 17), seguindo as Normas Técnicas ABNT NBR-6152: determinação das propriedades mecânicas à tração de materiais metálicos, ASTM E8M: *standard test methods for tension testing of metallic materials* e a Norma ISO<sup>s</sup> 6871 (ISO 6871-1: *base metal casting alloys – Part 1: cobalt-based alloys*, ISO 6871-2: *nickel-based alloys*) (ELIAS; LOPES, 2007).

Os dados deste ensaio foram registrados em um programa de computador especializado acoplado ao sistema, no qual eram identificados os valores das cargas de rompimento no exato momento em que ocorria a fratura do corpo-de-prova (Figura 17).

O valor da carga de rompimento de cada ensaio de tração foi obtido em Newton (N). A partir destes valores, calculou-se a resistência à tração (em MPa) de cada o corpo-de-prova através da fórmula:

$$R = F/S$$

Onde:

R = Resistência (em MPa);

F = Carga de rompimento (em kgf);

S = Área da secção transversa do corpo-de-prova (em cm<sup>2</sup>).

Para o tratamento estatístico, foi empregada a média dos valores de resistência à tração dos corpos-de-prova de cada grupo (n = 90). Os dados foram comparados através da análise de variância (ANOVA) e teste de Tukey para contraste das médias, ambos com significância de 95%.

## 5 RESULTADOS

### 5.1 ANÁLISE DESCRITIVA

Inicialmente realizou-se a análise descritiva dos 18 grupos formados. Os valores das médias, mínimo, máximo e desvio padrão da resistência à tração podem ser observados na Tabela 1.

Tabela 1 – Estatística descritiva da resistência à tração das amostras

Grupos	Resistência à tração (em MPa)						
	1	2	3	4	5	MD	DP(+/-)
Tilite-Argônio 100% Vi	1069,74	1250,02	1163,05	1288,69	1066,85	1167,7	101,5
Tilite-Argônio 50% Re	865,989	1161,32	745,162	862,141	813,079	889,5	159,6
Tilite-Argônio 100% Re	1225,39	1166,9	948,913	1139,58	997,013	1095,6	117,4
Tilite-Maçarico 100% Vi	1173,44	1191,53	915,051	975,464	964,113	1043,9	128,7
Tilite-Maçarico 50% Re	952,761	969,692	820,583	862,141	768,828	874,8	85,8
Tilite-Maçarico 100% Re	648,963	968,73	952,761	1058,39	869,645	899,7	155,4
Cast V-Argônio 100% Vi	1050,88	1012,21	1004,71	827,317	1025,1	984,0	89,4
Cast V-Argônio 50% Re	1011,83	820,583	942,372	1037,61	1247,13	1011,9	156,1
Cast V-Argônio 100% Re	964,113	942,372	969,692	954,685	1011,25	968,4	26,1
Cast V-Maçarico 100% Vi	1160,36	1148,05	1058,39	1151,89	1079,17	1119,6	47,2
Cast V-Maçarico 50% Re	885,806	1149,97	1053,77	1175,37	1136,69	1080,3	117,9
Cast V-Maçarico 100%Re	830,973	1015,87	1021,64	1082,05	1054,73	1001,1	98,8
SB-Argônio 100% Vi	652,811	689,559	621,642	607,405	549,877	624,3	52,2
SB-Argônio 50% Re	587,587	682,055	660,314	624,528	635,687	638,0	35,9
SB-Argônio 100% Re	653,773	715,918	610,291	621,642	677,245	655,8	42,8
SB-Maçarico 100% Vi	684,749	634,725	620,68	672,628	704,566	663,5	34,9
SB-Maçarico 50% Re	614,139	659,352	612,215	611,253	654,542	630,3	24,4
SB-Maçarico 100% Re	589,511	630,108	285,713	668,78	609,329	556,7	154,3

Cast V = fit cast v; SB = fit cast sb plus; Vi = virgem; Re = reutilizada; MD = média; DP = desvio padrão

Pode-se observar que os grupos com maior valor de média de resistência à tração são (em ordem decrescente): Tilite-Argônio 100%Vi, Cast V-Maçarico 100%Vi, Tilite-Argônio 100%Re, Cast V-Maçarico 50%, Tilite-Maçarico 100%Vi, Cast V-Argônio 50% e Cast V-Maçarico 100%Re (Figura 18).



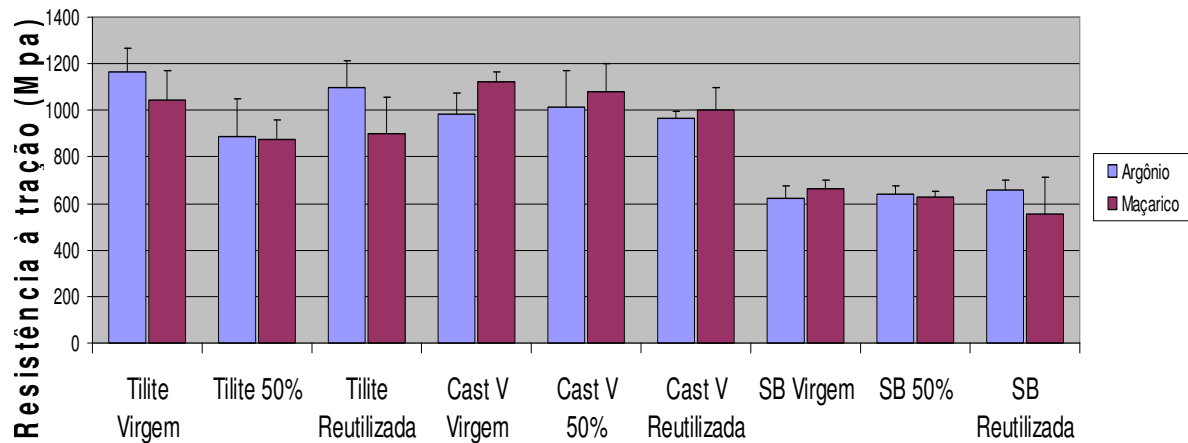


Figura 18 – Distribuição dos grupos em função da pureza da liga (MD e DP)

Na Tabela 2 são apresentados os valores descritivos da resistência à tração em função da liga, ambiente e pureza.

Tabela 2 - Estatística descritiva da resistência à tração dos tipos de liga, ambiente e pureza

Variáveis		Resistência a Tração			
		Média	Mínimo	Máximo	D.P
Liga	Tilite	995,20	648,96	1288,69	163,50
	CAST V	1027,55	820,58	1247,13	105,63
	SB	628,09	285,71	715,92	74,75
Ambiente	Argônio	892,80	549,88	1288,69	215,54
	Maçarico	874,42	285,71	1191,53	221,71
Pureza	Virgem	933,82	549,88	1288,69	229,53
	50 %	854,15	587,59	1247,13	200,39
	Reutilizada	862,87	285,71	1225,39	220,33

Pode-se observar que a liga com maior valor de média de resistência à tração é a CAST V seguida por Tilite. Em função do ambiente, a maior média foi

representada pelo ambiente controlado por Argônio, e em função da pureza, a Virgem é seguida pela Reutilizada.

Para comparar se diferenças encontradas na resistência à tração entre os diferentes grupos foram significativas foi utilizada a análise de variância (ANOVA) e, em um segundo momento, buscou-se avaliar os efeitos das ligas, dos ambientes e das purezas.

## 5.2 COMPARAÇÃO DOS GRUPOS

Comparando os dezoito grupos através da análise de variância obtivemos os resultados que podem ser observados na Tabela 3.

Tabela 3 – Comparação dos grupos (ANOVA)

<b>Resistência a Tração</b>	<b>SQ</b>	<b>GL</b>	<b>MQ</b>	<b>F</b>	<b>P</b>
Entre Grupos	3462881,168	17	203698,892	19,508	0,000
Nos Grupos	751825,250	72	10442,017		
Total	4214706,418	89			

O resultado indica que a razão da média dos quadrados entre os grupos é significativa ( $F=19,508$ ;  $p=0,000$ ). Tal fato denota a existência de diferenças entre os grupos. Para avaliar esta afirmação utilizou-se o teste post hoc de Tukey (Anexo 1).

Facilitando a visualização das diferenças significativas, a Tabela 4 apresenta na coluna esquerda, as ligas que obtiveram médias significativamente superiores às ligas da coluna da direita.

Tabela 4 - Comparação dos grupos (Tukey)

<b>Média Significativamente Superior</b>	<b>Média Significativamente Inferior</b>
Tilite-Argônio 100%Vi	Tilite-Argônio 50% Tilite-Maçarico 50% Tilite-Maçarico 100%Re SB-Argônio 100%Vi SB-Argônio 50% SB-Argônio 100%Re SB-Maçarico 100%Vi SB-Maçarico 50% SB-Maçarico 100%Re
Cast V-Maçarico 100%Vi	Tilite-Maçarico 50% SB-Argônio 100%Vi SB-Argônio 50% SB-Argônio 100%Re SB-Maçarico 100%Vi SB-Maçarico 50% SB-Maçarico 100%Re
Tilite-Argônio 100%Re Tilite-Maçarico 100%Vi Tilite-Maçarico 100%Re Cast V-Argônio 100%Vi Cast V-Argônio 50% Cast V-Argônio 100%Re Cast V-Maçarico 50% Cast V-Maçarico 100%Re	SB-Argônio 100%Vi SB-Argônio 50% SB-Argônio 100%Re SB-Maçarico 100%Vi SB-Maçarico 50% SB-Maçarico 100%Re
Tilite-Argônio 50% Tilite-Maçarico 50%	SB-Argônio 100%Vi SB-Argônio 50% SB-Maçarico 50% SB-Maçarico 100%Re

Observa-se que os grupos que continham ligas SB não apresentaram nenhuma média significativamente superior a nenhum outro grupo. O grupo Tilite-Argônio100%Vi apresentou média significativamente superior comparados aos grupos que continham ligas SB e aos grupos Tilite-Argônio 50%, Tilite-Maçarico 50% e Tilite-Maçarico100%Re. O grupo CastV-Maçarico100%Vi apresentou média significativamente superior aos grupos que continham ligas SB e ao grupo Tilite-Maçarico 50%.

O teste post hoc de Tukey possibilitou ainda a criação de subgrupos homogêneos, isto é, os subgrupos foram agrupados de acordo com a variação entre os grupos que não possuíam diferença significativa entre as médias de resistência à tração. Tal agrupamento pode ser observado na Tabela 5.

De acordo com a Tabela 5, o quinto subgrupo homogêneo é o que apresenta as maiores médias de resistência à tração e é composto pelos grupos (em ordem crescente): Cast V-Argônio 100%Re, Cast V-Argônio 100%Vi, Cast V-Maçarico 100%Re, Cast V-Argônio 50%, Tilite-Maçarico 100%Vi, Cast V-Maçarico 50%, Tilite-Argônio 100%Re, Cast V-Maçarico 100%Vi, Tilite-Argônio 100%Vi. O subgrupo um apresenta as menores médias de resistência à tração e é composto pelos grupos que utilizam a liga SB.

Tabela 5 – Subgrupos homogêneos (Tukey)

Grupos	Subgrupos Homogêneos de Resistência a Tração (média)				
	1	2	3	4	5
SB-Maçarico 100%Re	556,69				
SB-Argônio 100%Vi	624,26				
SB-Maçarico 50%	630,30				
SB-Argônio 50%	638,03				
SB-Argônio 100%Re	655,77	655,77			
SB-Maçarico 100%Vi	663,47	663,47			
Tilite-Maçarico 50%		874,80	874,80		
Tilite-Argônio 50%		889,54	889,54	889,54	
Tilite-Maçarico 100%Re			899,70	899,70	
Cast V-Argônio 100%Re			968,42	968,42	968,42
Cast V-Argônio 100%Vi			984,05	984,05	984,05
Cast V-Maçarico 100%Re			1001,05	1001,05	1001,05
Cast V-Argônio 50%			1011,90	1011,90	1011,90
Tilite-Maçarico 100%Vi			1043,92	1043,92	1043,92
Cast V-Maçarico 50%			1080,32	1080,32	1080,32
Tilite-Argônio 100%Re			1095,56	1095,56	1095,56
Cast V-Maçarico 100%Vi				1119,57	1119,57
Tilite-Argônio 100%Vi					1167,67
<b>P</b>	<b>0,969</b>	<b>0,050</b>	<b>0,086</b>	<b>0,059</b>	<b>0,191</b>

Os dados da Tabela 5 podem ser comparados à Figura 19 na qual nota-se a formação dos subgrupos através da altura das barras.

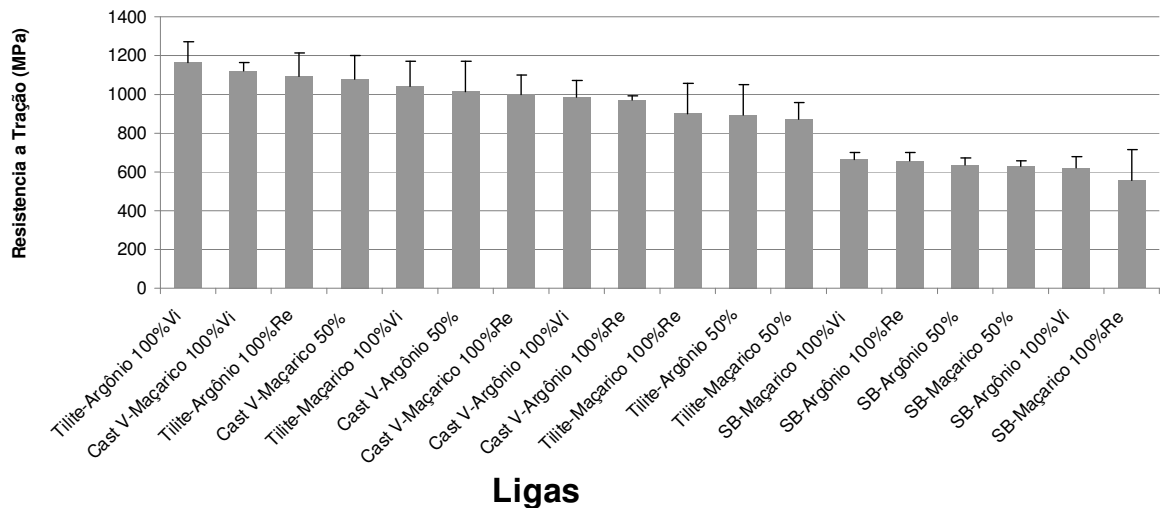


Figura 19 – Resistência à tração dos dezoito grupos (em ordem decrescente)

### 5.3 AVALIAÇÃO DAS VARIÁVEIS (LIGA, AMBIENTE E PUREZA) ISOLADAMENTE

Para a avaliação dos efeitos de interação das variáveis independentes recorreu-se a Análise da Variância dentro do Modelo Linear Geral Univariado. O resultado do teste pode ser observado na Tabela 6.

Tabela 6 - Teste dos efeitos de interação da liga, do ambiente e da pureza (ANOVA)

Variável Dependente: Resistência a Tração	SQ	GL	MQ	F	P
Liga	2953900,260	2	1476950,130	141,443	0,000
Ambiente	7597,964	1	7597,964	0,728	0,396
Pureza	114585,529	2	57292,765	5,487	0,006

Pode ser observado que a liga e a pureza são fatores significativos ( $F=141,443$ ;  $p=0,000$  e  $F=5,487$ ;  $p=0,006$  respectivamente).

Os resultados nos levam a concluir que o fator que mais influencia a resistência à tração é a liga utilizada, seguida pela pureza. A contribuição do ambiente não foi estatisticamente significativa.

Para verificar a existência de diferenças significativas entre as ligas, ambiente e pureza foi utilizado o teste post hoc de Tukey conforme a Tabela 7.

Tabela 7 - Teste Tukey. Variável Dependente: Resistência a Tração

<b>Fator</b>	<b>I (Média)</b>	<b>J (Média)</b>	<b>Diferença Média (I-J)</b>	<b>P</b>
Liga	Tilite (995,198)	CAST V (1027,553)	-32,355	0,224
		SB (628,087)	367,111(*)	0,000
	CAST V	SB	399,466(*)	0,000
Ambiente	Argônio (892,801)	Maçarico (874,425)	18,376	0,396
Pureza	Virgem (933,823)	50 % (854,150)	79,673(*)	0,003
		Reutilizada (862,866)	70,957(*)	0,009
	50 %	Reutilizada	-8,716	0,742

Pode-se notar que, com relação à liga utilizada, o Tilite e o CAST V não apresentaram diferença significativa ( $p = 0,224$ ) embora o CAST V apresentasse maior média dos valores da resistência à tração. No entanto, ambos apresentaram resistência à tração significativamente superior às ligas SB ( $p = 0,000$ ) (Gráfico 1).

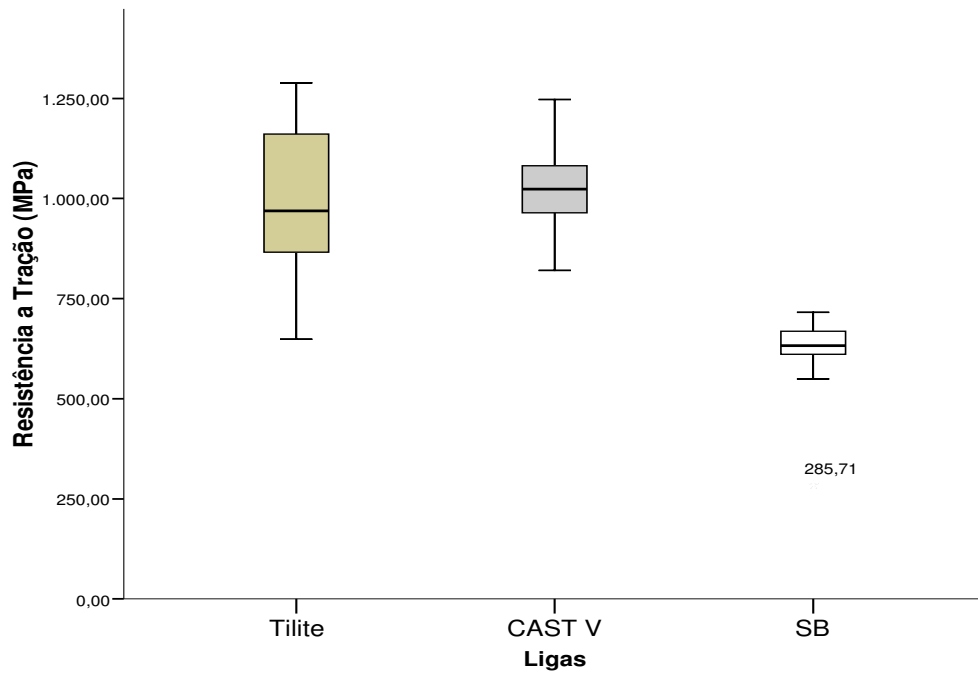


Gráfico 1 – Comparação entre as ligas utilizadas

Com relação ao ambiente, a diferença encontrada não foi significativa ( $p = 0,396$ ) (Gráfico 2).

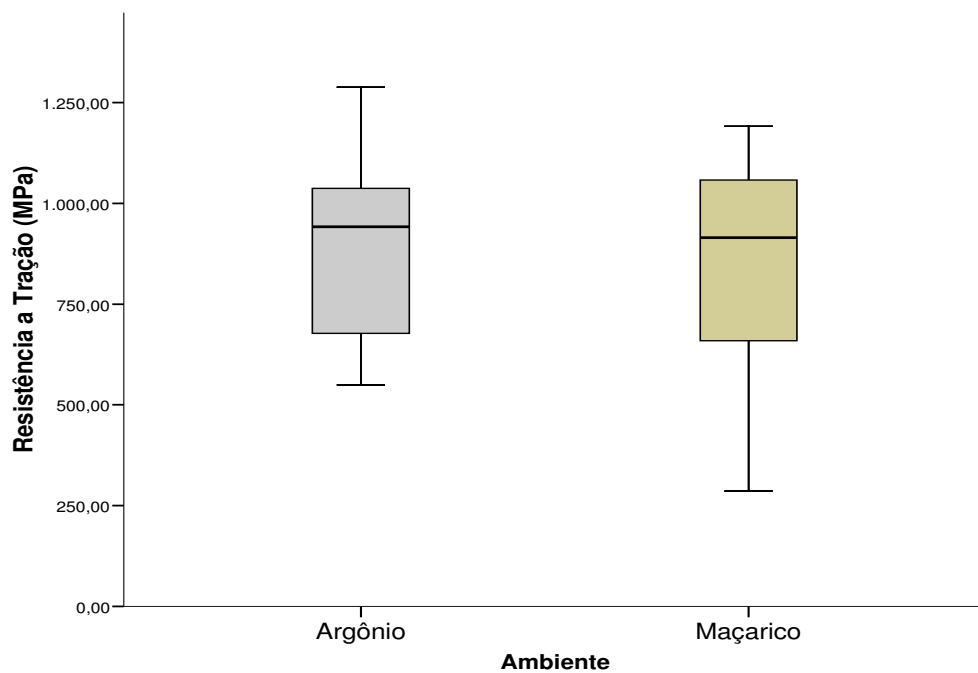


Gráfico 2 – Comparação entre os ambientes de fundição

Com relação à pureza, verificou-se que a virgem apresentou maior resistência à tração do que a 50% e a 100% reutilizada ( $p = 0,003$  e  $p = 0,009$  respectivamente). Entre estas não se verificou diferença significativa ( $p = 0,742$ ), embora a 100% reutilizada apresentasse maior resistência à tração do que a 50%. (Gráfico 3).

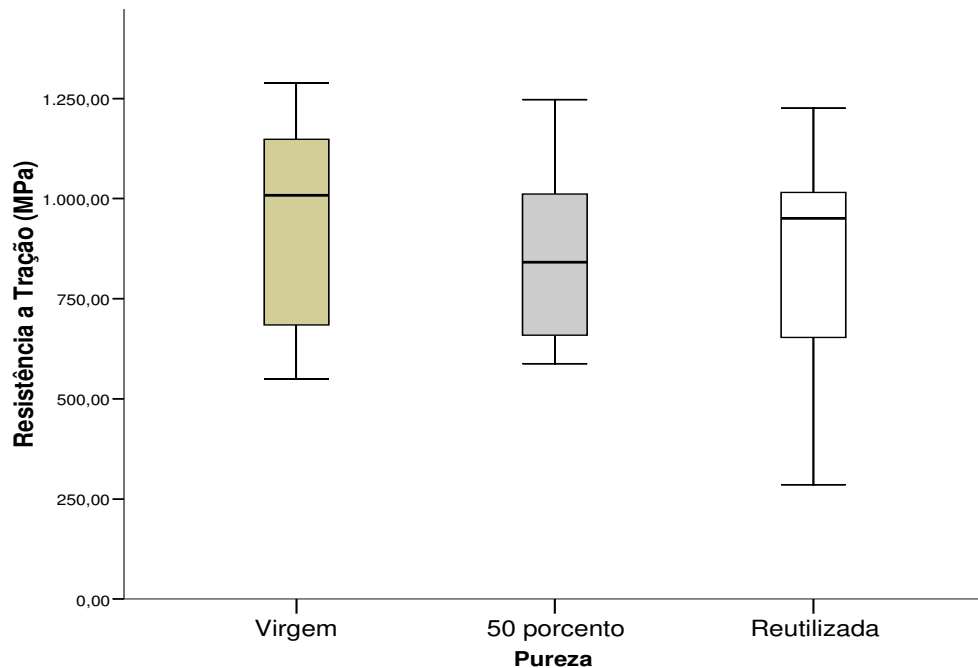


Gráfico 3 – Comparação entre as purezas das ligas

#### 5.4 ALGUMAS CONSIDERAÇÕES

Em relação aos grupos formados, a maior média de resistência à tração foi a Tilite-Argônio 100% Vi (1167,67 MPa), seguida de Cast V-Maçarico 100% Vi (1119,57 MPa), Tilite-Argônio 100% Re (média de 1095,56) e Cast V-Maçarico 50% (1080,32 MPa).



Com relação à liga utilizada, CAST V foi a que apresentou maior média de resistência à tração (1027,553 MPa) seguida pela Tilitite (995,198 MPa), no entanto a diferença entre elas não foi significativa.

Analisando-se a variável pureza, a maior média de resistência à tração foi encontrada nas ligas virgens (933,823 MPa), sendo significativamente superior tanto a 50% quanto a 100% reutilizada.

Com relação ao ambiente, as diferenças não foram significativas, embora as maiores médias de resistência à tração foram obtidas através do controle do ambiente por argônio.

## 6 DISCUSSÃO

As ligas de NiCr são excelentes alternativas às ligas de ouro e paládio, usadas principalmente em próteses metalo-cerâmicas. O seu alto módulo de elasticidade, aproximadamente duas vezes maior do que das ligas à base de ouro, permite uma diminuição da secção transversal da peça, além de proporcionar um maior espaço para a cerâmica e, por conseguinte, um menor desgaste no dente (BAUER et al., 2006b; ROLLO, 1997).

Quando um metal é selecionado para uma aplicação estrutural, o interesse principal do analista é que o produto fabricado a partir desse seja capaz de suportar as solicitações durante seu uso. Embora essas solicitações possam ser de compressão, tração, flexão, pressão externa ou interna, ou uma combinação qualquer destas, o ensaio de tração, normalmente, fornece boa medida da capacidade relativa dos metais para resistirem estaticamente às tensões aplicadas em temperaturas moderadas. Dessa forma, o ensaio de tração para um metal é particularmente útil para a fabricação de peças metálicas (GUY, 1980; SOUZA, 1982) e foi a escolha para este estudo na avaliação de diferentes ligas.

Este é o ensaio mecânico mais utilizado para caracterizar a resistência mecânica dos materiais por apresentar facilidade de realização, baixo custo, boa reprodutibilidade dos resultados e permitir a determinação de um grande número de propriedades mecânicas. Além disso, as propriedades quantificadas nesse ensaio podem ser extrapoladas para prever o comportamento do material sob condições de carregamento diferentes do empregado no ensaio de tração, uma vez que existe proporcionalidade entre a resistência à tração do material e seu comportamento à fadiga, à torção e dureza (ELIAS; LOPES, 2007).

Com esse tipo de ensaio, pode-se afirmar que praticamente as deformações promovidas no material são uniformemente distribuídas em todo o seu corpo, pelo menos até ser atingida a carga máxima próxima do final do ensaio. Levando-se em conta que é possível fazer com que a carga cresça numa velocidade razoavelmente lenta durante todo o teste, o ensaio de tração permite medir satisfatoriamente a resistência do material. A uniformidade da deformação permite ainda obter medições precisas da variação dessa deformação em função da tensão aplicada (SOUZA, 1982).

Os fatores que influenciaram na escolha de ligas de NiCrMoTi, NiCrMoBe e NiCrMo para este estudo foram que, além de serem economicamente acessíveis, possuem boas propriedades mecânicas que as tornam indicadas para utilização dentro da cavidade bucal. Contudo, alguns estudos mostram que estas ligas podem provocar uma reação tecidual importante de hipersensibilidade ocasionado pela liberação do Ni como produto de corrosão (AL HIYASAT; DARMANI, 2005; AMOEDO et al., 2004; BAUER et al., 2006b; REIS, 2006; SILVA, 2004). Além disso, podem causar problemas aos técnicos de laboratórios dentários através do potencial carcinogênico do Be, liberado durante os procedimentos de fundição e de polimento (BAUER et al., 2006b; PAULINO et al., 2007). Em contrapartida, diversos autores relatam que a presença do Be determina a formação de óxidos superficiais que favorecem a união metalocerâmica, melhora a fusibilidade e a resistência à tração da liga (BEZZON et al., 1998; CRAIG, 2004; KELLY; ROSE, 1983; WATAHA; LOCKWOOD, 1998). Neste estudo foi comprovado que a presença do Be aumentou a resistência à tração quando comparados os resultados das ligas NiCrMoBe e NiCrMo.

Ainda justificando a escolha das ligas utilizadas neste estudo, é importante salientar que a presença do Cr e do Mo, como elementos de liga, aumentam a resistência à corrosão, à oxidação e ao manchamento, ou seja, aumentam a estabilidade superficial em função da formação da camada de óxido de cromo (CRAIG, 2004; HARCOURT; RIDDIHOUGH; OSBORNE, 1970; HORATH, 1995).

Outro metal que vem sendo muito utilizado e pesquisado nos últimos anos é o titânio. Sua excelente biocompatibilidade, alta resistência à corrosão e boas propriedades mecânicas despertaram um grande interesse por este novo material. Entretanto, apresenta desvantagens como: alta temperatura de fusão, baixa densidade, alta reatividade com o revestimento (BAUER et al., 2006b). Apesar da dificuldade de seu manuseio, o titânio tem sido incluído em algumas ligas à base de NiCr com a finalidade de melhorar a biocompatibilidade.

As ligas de NiCrMoTi têm sido uma alternativa às ligas de NiCrBe (BAUER et al., 2006b) em relação à biocompatibilidade, porém, nos estudos destes autores foi identificado, através de espectroscopia de fluorescência de raios X, que a quantidade de titânio era dez vezes inferior ao fornecido pelo fabricante. Outros estudos (REIS, 2006; SILVA, 2003; SILVA, 2004) mostraram que o titânio presente nas ligas de tilite apresentavam-se na forma de precipitado e não como parte de uma solução sólida, ou seja, o titânio presente na liga não participaria da matriz metálica, tornando-se assim mais susceptível à corrosão e uma conseqüente diminuição da resistência à tração. Alguns autores relataram o aumento da resistência à tração destas ligas (CRAIG, 2004; MORRIS et al., 1992), outros a diminuição da resistência à corrosão (REIS, 2006; SILVA, 2003; SILVA, 2004), enquanto que Huang (2002) relatou que a presença de quantidades inferiores a 4%

de titânio, em ligas de NiCr, não apresentariam interferência na resistência à corrosão.

Estes dados colhidos na literatura poderiam justificar a semelhança dos resultados de resistência à tração entre as ligas de Tilitite e Fit Cast V encontrados neste estudo. Embora esta semelhança tenha ocorrido, as médias de resistência à tração das ligas de Fit Cast V foram superiores às de Tilitite, contrastando com os resultados encontrados no trabalho de Bauer et al. (2003).

De acordo com a revisão da literatura, o carbono é um elemento crítico que influencia diretamente as propriedades de uma liga. Dessa maneira, o controle do ambiente de fundição foi uma preocupação que tivemos para que pudéssemos avaliar a existência de diferença entre as fundições obtidas em ambiente de argônio e sob maçarico. O primeiro proporciona um ambiente inerte, protegendo a liga de contaminantes, evitando absorção de gases da atmosfera (BAUER et al., 2006b) e o segundo é o ambiente de fundição mais utilizado nos laboratórios de odontologia (BEZZON et al., 2006; HARCOURT; COTTERILL, 1965; JONES, 1960; STRANDMAN, 1976; WATAHA, 2000) por não necessitar de equipamentos sofisticados. Isto diminui o custo final do trabalho protético, embora seja altamente dependente do técnico que realizará a fundição. Dessa forma, acreditamos que as fundições de argônio produziram os melhores resultados devido ao baixo índice de contaminantes (oxigênio e nitrogênio) presentes na fundição. No entanto, Bauer et al. (2006b) relataram que a tendência da formação de inúmeras porosidades causadas pelo rápido aumento da temperatura e um conseqüente superaquecimento da liga indica que os valores da resistência à tração podem ser dependentes da fonte de calor e não propriamente do controle da atmosfera de fundição. Este fato pode ser observado nos resultados deste estudo onde a variável ambiente de

fundição não apresentou diferença significativa entre as médias de resistência à tração das ligas testadas, independente de sua pureza e da liga utilizada, o que confirmam os estudos de Bauer et al. (2003).

Diversos estudos a respeito de reutilização de ligas já foram realizados (KHAMIS; SEDDIK, 1995; RIBEIRO; PANZERI; FREGONESI, 1996), entretanto, ainda não existe um consenso quanto à manutenção das características e propriedades para a estrutura metálica resultante da refundição. Ribeiro, Panzeri e Fregonesi (1996) afirmaram que é muito comum a prática de se utilizar ligas que foram submetidas a fusões prévias. Neste estudo, puderam concluir que é possível utilizar sobras de uma primeira fusão, sem que a liga reutilizada ultrapasse em 25%, em peso, e que tal sobra não esteja muito contaminada pelo revestimento. No entanto, de acordo com o fabricante, o grau de pureza da liga de NiCrMoTi (Tilite) permite o reaproveitamento total das sobras, sem alteração nas propriedades da liga. Rollo (1997) concluiu em seus estudos que todos os elementos químicos que compõem a liga devem se misturar durante a fundição, cada um com sua função metalúrgica específica, e formar uma solução sólida homogênea na temperatura ambiente. Talvez estes dados consigam explicar os resultados encontrados neste estudo onde os valores de resistência à tração das ligas virgens se apresentaram maiores quando comparados aos obtidos com 50% reutilizadas e as 100% reutilizadas e, entre as últimas, não se verificou diferença estatisticamente significativa, embora as últimas apresentassem maiores médias de resistência à tração quando comparadas as ligas 50% reutilizadas.

## 7 CONCLUSÃO

Dentre os valores analisados, constatou-se que as ligas de Fit Cast V e Tilitite apresentaram melhores resultados de resistência à tração, independentemente do ambiente de fundição e da pureza utilizada.

Com relação à pureza das ligas, observou-se que os melhores valores de resistência à tração foram obtidas pelas ligas virgens.

Não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois ambientes de fundição utilizados.

## REFERÊNCIAS

- ALBREKTSSON, T.; ZARB, G. A. **The branemark osseointegrated implant**. Chicago: Quintessence Publishing , 1989.
- AL-HIYASAT, A. S.; DARMANI, H. The effects of recasting on the cytotoxicity of base metal alloys. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 93, n. 2, p. 158-163, Feb. 2005.
- AMOEDO, R. M. P. et al. Caracterização microestrutural e resistência à corrosão de liga de NiCr refundida para uso odontológico. In: CONGRESSO ANUAL DA ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE METALURGIA E MATERIAIS INTERNACIONAL, 59., 2004, São Paulo. **Anais...** São Paulo: ABM, 2004. p. 841-846.
- ANUSAVICE, K. J. **Philips, materiais dentários**. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005. 800p.
- BAUER, J. R. O. et al. Avaliação da resistência à tração de ligas de níquel-cromo para restaurações metalocerâmicas fundidas sob diferentes fontes de calor. **Revista da Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo**, Passo Fundo, v. 8, n. 1, p. 42-45, Jan./Jun. 2003.
- BAUER, J. R. O. et al. Microhardness of NiCr alloys under different casting conditions. **Brazilian Oral Research**, v. 20, n. 1, p. 40-46, Jan./Mar. 2006.
- BAUER, J. R. O. et al. Resistência à tração e alongamento de ligas de Ni-Cr fundidas sob diferentes condições. **Revista de Pós-Graduação da Universidade de São Paulo**, São Paulo, v. 13, n. 1, p. 83-88, 2006.
- BEZZON, O. L. et al. Effect of beryllium on the castability and resistance of ceramometal bonds in nickel-chromium alloys. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 80, p. 570-574, 1998.
- BEZZON, O. L. et al. Effect of casting temperature and atmosphere on castability of Ni-Cr alloys: A comparative study with direct flame casting method. **Dental Material Research**, v. 9, n.2, p. 237-241, 2006.
- CARREIRO, A. F. P. et al. Avaliação da fundibilidade de uma liga de cobalto-cromo. **Revista Odontológica da Universidade de São Paulo**, v. 13, n. 2, p. 119-125, abr./jun. 1999.
- CARTER, T. J.; KIDD, J. N. The precision casting of cobalt-chromium alloy-Part II – The influence of casting on microstructure and mechanical properties. **British Dental Journal**, v. 118, n. 9, p. 431-436, May 1965.
- CRAIG, R. G. **Restorative dental materials**. São Paulo: Santos, 2004.



- EARNSHAW, R. Cobalt-chromium alloy in Dentistry. **British Dental Journal**, v. 101, n. 3, p. 67-75, Aug. 1956.
- ELIAS, C. N.; LOPES, H. P. **Materiais dentários: ensaios mecânicos**. São Paulo: Santos, 2007. 266p.
- GUILHERME, A. S. et al. Surface Roughness and Fatigue Performance Of Commercially Pure Titanium and Ti-6Al-4V alloy after different polishing protocols. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 93, n. 4, p. 378-385, Apr. 2005.
- GUY, A. G. **Ciência dos materiais**. São Paulo: LTC; EDUSP, 1980. 435p.
- HARCOURT, H. J.; COTTERILL, W. F. Induction melting of cobalt-chromium alloys. A comparisons with flame melting. **British Dental Journal**, v. 118, n. 8, p. 323-329, Apr. 1965.
- HARCOURT, H. J.; RIDDIHOUGH, M.; OSBORNE, J. The properties of nickel-chromium casting alloys containing boron and silicon. **British Dental Journal**, v. 129, n. 3, p. 419-423, Nov. 1970.
- HINMAN, R. W. et al. A technique for characterizing casting behavior of dental alloys. **Journal of Dental Research**, v. 64, n. 2, p. 134-138, Feb. 1985.
- HORATH, L. **Fundamentals of materials science for technologists: properties, testing and laboratory exercises**. New Jersey: Prentice Hall, 1995.
- HUANG H. Surface characterization of passive film on NiCr-based dental casting alloys. **Biomaterials**, v. 24, p. 1575-1582, 2002.
- JONES, D. W. Some chemical aspects of oxyacetylene flame. **Dental Technician**, v.10, p. 89-95, 1960.
- LAUTENSCHLAGER, E. P.; MONAGHAN, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. **International Dental Journal**, v. 43, p. 245-253, 1993.
- LEINFELDER, K.; LEMMONS, J. E. **Clinical restorative materials and techniques**. Philadelphia: Lea & Febiger, 1988.
- LYGRE, H. Prosthodontics Biomaterials and adverse reactions: a critical review of the clinical and research literature. **Acta Odontology Scandinavian**, v. 60, p.1-9, 2002.
- KELLY, J. R.; ROSE, T. C. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: a literature review. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 49, n. 3, p. 363-370, Mar. 1983.
- KHAMIS, E; SEDDIK, M. Corrosion evaluation of recasting non-precious dental alloys. **International Dental Journal**, v. 45, n.3, p. 209-217, 1995.

MCLEAN, J. W. **The science and art of dental ceramics and their clinical use.** Chicago: Quintessence, 1979.

MORENA, R. et al. Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. **Journal of Dental Research**, v. 65, n. 7, p.993-997, July 1986.

MORRIS, H. F. et al. Casting alloys: the materials and the clinical effects. **Advances in Dental Research**, v. 6, p. 28-31, Sep. 1992.

O'BRIEN, W. J.; RYGE, G. **Materiais dentários.** Rio de Janeiro: Interamericana, 1981.

OLIVIERI, K. A. N. et al. Mechanical Properties and Microstructural analysis of a NiCr alloys cast under different temperatures. **Brazilian of Journal Oral Science**, v. 3, n. 8, p. 414-419, Jan./Mar. 2004.

OSBORNE, J.; LAMMIE, G. A. Some observations concerning chrome-cobalt denture bases. **British Dental Journal**, v. 94, n. 3, p. 55-67, Feb. 1953.

PAULINO, S. M. et al. The castability of pure titanium compared with Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.98, n.6, p. 445-454, Dec. 2007.

REIS, R. Ligas básicas para metalocerâmica: Ni-Cr Vs. Cr-Co. **Revista da Associação dos Protéticos Dentários do Estado de São Paulo**, v. 131, p. 73-74, set./out. 2006.

RIBEIRO, R. F.; PANZERI, H.; FREGONESI, L. A. Resistência à tração de duas ligas comerciais de cobalto-cromo submetidas a diferentes refusões, acrescidas ou não de liga virgem. **Revista de Pós-Graduação de Universidade de São Paulo**, v. 3, n. 1, p. 66-71, 1996.

ROCHA, R.; PINHEIRO, A. L. B.; VILLAVERDE, A. B. Flexural Strength of Pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr Alloys Submitted to Nd: YAG Laser or TIG Welding. **Brazilian Dental Journal**, v. 17, n. 1, p. 20-23, 2006.

ROLLO, J. M. D. A. Potencialidade do elemento Berílio, usado em próteses dentárias. **Revista Odontológica da Universidade de São Paulo**, São Paulo, v.11, n.3, p169-172, jul./set. 1997.

SILVA, L. F. **Avaliação da corrosão de ligas odontológicas de ouro-paládio, prata-paládio, níquel-cromo e níquel-cromo-titânio em saliva sintética.** 2003. 183f. Dissertação (Mestrado em Engenharia) – Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2003.

SILVA, P. M. G. **Avaliação da resistência à corrosão de ligas à base de níquel-cromo e níquel-cromo-titânio obtidas em diferentes processos de fundição.** 2004. 61f. Dissertação (Mestrado em Engenharia) – Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2004.

SILVA FILHO, C. E.; MUENCH, A. Propriedades mecânicas, físicas e de corrosão, e custo relativo de uma liga com baixo conteúdo de ouro (46%). **Revista Odontológica da Universidade de São Paulo**, v. 3, n. 3, p. 390-393, jul./set. 1989.

SOUZA, S. A. **Ensaio mecânicos de materiais metálicos**: fundamentos teóricos e práticos. São Paulo: Edgard Blücher, 1982. 286p.

STRANDMAN, E. Influence of different types of acetylene-oxygen flames on the carbon content of a dental Co-Cr alloy. **Odontologisk Revy**, v. 27, n. 3, p. 223-238, 1976.

TAIRA, M.; MOSER, J. B.; GREENER, E. H.; Studies of Ti alloys for dental castings. **Dental Materials**, v. 5, n. 1, p. 45-50, Jan. 1989.

TRAINI, T. et al. Adherence of investment to Au-Pd-Ag alloy using a vacuum-argon pressure casting machine. **Dental Materials**, v. 19, p. 732-738, 2003.

VAN VLACK, L. H. **Princípios de ciência dos materiais**. São Paulo: Edgard Blücher, 1988.

WATAHA, J. C. Alloys for prosthodontic restorations. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 87, n. 4, p. 351-363, Apr. 2002.

WATAHA, J. C. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 8, n. 3, p.223-234, 2000.

WATAHA, J. C.; LOCKWOOD, P. E. Release of elements from dental casting alloys into cell-culture medium over 10 months. **Dental Materials**, v. 14, p. 158-163, Mar. 1998.

WATAHA, J. C.; MESSER, R. L. Casting alloys. **Dental Clinics of North America**, v. 48, p. 499-512, 2004.

WHITTERS, C. J. et al. Dental materials: 1997 literature review. **Journal of Dentistry**, v. 27, p. 401-435, 1999.

YILMAZ, H.; DIÇER, C. Comparison of the bond compatibility of titanium and a NiCr alloy to dental porcelain. **Journal of Dentistry**, v. 27, p. 215-222, 1999.

## ANEXO

Anexo A - Teste post hoc Tukey. Variável Dependente: Resistência a Tração

(I) Class. Liga	(J) Class. Liga	Diferença Média (I-J)	p
Tilite-Argônio 100%Vi	Tilite-Argônio 50%	278,13(*)	0,006
	Tilite-Argônio 100%Re	72,11	1,000
	Tilite-Maçarico 100%Vi	123,75	0,897
	Tilite-Maçarico 50%	292,87(*)	0,003
	Tilite-Maçarico 100%Re	267,97(*)	0,010
	Cast V-Argônio 100%Vi	183,63	0,312
	Cast V-Argônio 50%	155,77	0,603
	Cast V-Argônio 100%Re	199,25	0,191
	Cast V-Maçarico 100%Vi	48,10	1,000
	Cast V-Maçarico 50%	87,35	0,996
	Cast V-Maçarico 100%Re	166,62	0,483
	SB-Argônio 100%Vi	543,41(*)	0,000
	SB-Argônio 50%	529,64(*)	0,000
	SB-Argônio 100%Re	511,90(*)	0,000
	SB-Maçarico 100%Vi	504,20(*)	0,000
SB-Maçarico 50%	537,37(*)	0,000	
SB-Maçarico 100%Re	610,98(*)	0,000	
Tilite-Argônio 50%	Tilite-Argônio 100%Re	-206,02	0,151
	Tilite-Maçarico 100%Vi	-154,38	0,618
	Tilite-Maçarico 50%	14,74	1,000
	Tilite-Maçarico 100%Re	-10,16	1,000
	Cast V-Argônio 100%Vi	-94,51	0,991
	Cast V-Argônio 50%	-122,37	0,905
	Cast V-Argônio 100%Re	-78,88	0,999
	Cast V-Maçarico 100%Vi	-230,03	0,059
	Cast V-Maçarico 50%	-190,78	0,252
	Cast V-Maçarico 100%Re	-111,51	0,955
	SB-Argônio 100%Vi	265,28(*)	0,012
	SB-Argônio 50%	251,50(*)	0,023
	SB-Argônio 100%Re	233,76	0,050
	SB-Maçarico 100%Vi	226,07	0,069
	SB-Maçarico 50%	259,24(*)	0,016
SB-Maçarico 100%Re	332,85(*)	0,000	
Tilite-Argônio 100%Re	Tilite-Maçarico 100%Vi	51,64	1,000
	Tilite-Maçarico 50%	220,76	0,086
	Tilite-Maçarico 100%Re	195,86	0,214
	Cast V-Argônio 100%Vi	111,51	0,955
	Cast V-Argônio 50%	83,65	0,998
	Cast V-Argônio 100%Re	127,14	0,874
	Cast V-Maçarico 100%Vi	-24,01	1,000
	Cast V-Maçarico 50%	15,24	1,000
	Cast V-Maçarico 100%Re	94,51	0,991
SB-Argônio 100%Vi	471,30(*)	0,000	

	SB-Argônio 50%	457,52(*)	0,000
	SB-Argônio 100%Re	439,79(*)	0,000
	SB-Maçarico 100%Vi	432,09(*)	0,000
	SB-Maçarico 50%	465,26(*)	0,000
	SB-Maçarico 100%Re	538,87(*)	0,000
Tilite-Maçarico 100%Vi	Tilite-Maçarico 50%	169,12	0,456
	Tilite-Maçarico 100%Re	144,22	0,726
	Cast V-Argônio 100%Vi	59,87	1,000
	Cast V-Argônio 50%	32,01	1,000
	Cast V-Argônio 100%Re	75,50	0,999
	Cast V-Maçarico 100%Vi	-75,65	0,999
	Cast V-Maçarico 50%	-36,40	1,000
	Cast V-Maçarico 100%Re	42,87	1,000
	SB-Argônio 100%Vi	419,66(*)	0,000
	SB-Argônio 50%	405,88(*)	0,000
	SB-Argônio 100%Re	388,15(*)	0,000
	SB-Maçarico 100%Vi	380,45(*)	0,000
	SB-Maçarico 50%	413,62(*)	0,000
SB-Maçarico 100%Re	487,23(*)	0,000	
Tilite-Maçarico 50%	Tilite-Maçarico 100%Re	-24,90	1,000
	Cast V-Argônio 100%Vi	-109,24	0,962
	Cast V-Argônio 50%	-137,10	0,795
	Cast V-Argônio 100%Re	-93,62	0,992
	Cast V-Maçarico 100%Vi	-244,77(*)	0,031
	Cast V-Maçarico 50%	-205,52	0,154
	Cast V-Maçarico 100%Re	-126,25	0,880
	SB-Argônio 100%Vi	250,54(*)	0,024
	SB-Argônio 50%	236,77(*)	0,044
	SB-Argônio 100%Re	219,03	0,092
	SB-Maçarico 100%Vi	211,33	0,124
	SB-Maçarico 50%	244,50(*)	0,031
	SB-Maçarico 100%Re	318,11(*)	0,001
Tilite-Maçarico 100%Re	Cast V-Argônio 100%Vi	-84,35	0,997
	Cast V-Argônio 50%	-112,21	0,952
	Cast V-Argônio 100%Re	-68,72	1,000
	Cast V-Maçarico 100%Vi	-219,87	0,089
	Cast V-Maçarico 50%	-180,62	0,339
	Cast V-Maçarico 100%Re	-101,36	0,981
	SB-Argônio 100%Vi	275,44(*)	0,007
	SB-Argônio 50%	261,66(*)	0,014
	SB-Argônio 100%Re	243,92(*)	0,032
	SB-Maçarico 100%Vi	236,23(*)	0,045
	SB-Maçarico 50%	269,40(*)	0,009
SB-Maçarico 100%Re	343,01(*)	0,000	
Cast V-Argônio 100%Vi	Cast V-Argônio 50%	-27,86	1,000
	Cast V-Argônio 100%Re	15,62	1,000
	Cast V-Maçarico 100%Vi	-135,53	0,809
	Cast V-Maçarico 50%	-96,28	0,989
	Cast V-Maçarico 100%Re	-17,01	1,000

	SB-Argônio 100%Vi	359,79(*)	0,000
	SB-Argônio 50%	346,01(*)	0,000
	SB-Argônio 100%Re	328,27(*)	0,000
	SB-Maçarico 100%Vi	320,58(*)	0,001
	SB-Maçarico 50%	353,74(*)	0,000
	SB-Maçarico 100%Re	427,36(*)	0,000
Cast V-Argônio 50%	Cast V-Argônio 100%Re	43,48	1,000
	Cast V-Maçarico 100%Vi	-107,67	0,967
	Cast V-Maçarico 50%	-68,42	1,000
	Cast V-Maçarico 100%Re	10,85	1,000
	SB-Argônio 100%Vi	387,65(*)	0,000
	SB-Argônio 50%	373,87(*)	0,000
	SB-Argônio 100%Re	356,13(*)	0,000
	SB-Maçarico 100%Vi	348,43(*)	0,000
	SB-Maçarico 50%	381,60(*)	0,000
	SB-Maçarico 100%Re	455,22(*)	0,000
Cast V-Argônio 100%Re	Cast V-Maçarico 100%Vi	-151,15	0,653
	Cast V-Maçarico 50%	-111,902	0,954
	Cast V-Maçarico 100%Re	-32,63	1,000
	SB-Argônio 100%Vi	344,16(*)	0,000
	SB-Argônio 50%	330,39(*)	0,000
	SB-Argônio 100%Re	312,65(*)	0,001
	SB-Maçarico 100%Vi	304,95(*)	0,001
	SB-Maçarico 50%	338,12(*)	0,000
	SB-Maçarico 100%Re	411,73(*)	0,000
Cast V-Maçarico 100%Vi	Cast V-Maçarico 50%	39,25	1,000
	Cast V-Maçarico 100%Re	118,52	0,926
	SB-Argônio 100%Vi	495,31(*)	0,000
	SB-Argônio 50%	481,54(*)	0,000
	SB-Argônio 100%Re	463,80(*)	0,000
	SB-Maçarico 100%Vi	456,10(*)	0,000
	SB-Maçarico 50%	489,27(*)	0,000
	SB-Maçarico 100%Re	562,88(*)	0,000
Cast V-Maçarico 50%	Cast V-Maçarico 100%Re	79,27	0,999
	SB-Argônio 100%Vi	456,06(*)	0,000
	SB-Argônio 50%	442,29(*)	0,000
	SB-Argônio 100%Re	424,55(*)	0,000
	SB-Maçarico 100%Vi	416,85(*)	0,000
	SB-Maçarico 50%	450,02(*)	0,000
Cast V-Maçarico 100%Re	SB-Maçarico 100%Re	523,63(*)	0,000
	SB-Argônio 100%Vi	376,79(*)	0,000
	SB-Argônio 50%	363,02(*)	0,000
	SB-Argônio 100%Re	345,28(*)	0,000
	SB-Maçarico 100%Vi	337,58(*)	0,000
SB-Argônio 100%Vi	SB-Maçarico 50%	370,75(*)	0,000
	SB-Maçarico 100%Re	444,36(*)	0,000
	SB-Argônio 50%	-13,78	1,000
	SB-Argônio 100%Re	-31,51	1,000
	SB-Maçarico 100%Vi	-39,21	1,000

	SB-Maçarico 50%	-6,04	1,000
	SB-Maçarico 100%Re	67,57	1,000
SB-Argônio 50%	SB-Argônio 100%Re	-17,74	1,000
	SB-Maçarico 100%Vi	-25,43	1,000
	SB-Maçarico 50%	7,73	1,000
	SB-Maçarico 100%Re	81,35	0,998
SB-Argônio 100%Re	SB-Maçarico 100%Vi	-7,70	1,000
	SB-Maçarico 50%	25,47	1,000
	SB-Maçarico 100%Re	99,09	0,985
SB-Maçarico 100%Vi	SB-Maçarico 50%	33,17	1,000
	SB-Maçarico 100%Re	106,78	0,969
SB-Maçarico 50%	SB-Maçarico 100%Re	73,61	0,999

\* diferença significativa ao nível 0,05

Autorizo cópia total ou parcial desta obra, apenas para fins de estudo e pesquisa, sendo expressamente vedado qualquer tipo de reprodução para fins comerciais sem prévia autorização específica do autor.  
Marcos Paulo Ferreira Camacho.  
Taubaté, julho de 2008.