

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ
Adriano Heleno Basso

**DETERMINAÇÃO DA MICRODUREZA VICKERS E
CARACTERIZAÇÃO MICROESTRUTURAL DAS LIGAS DE
NiCr, NiCrBe, e NiCrTi FUNDIDAS SOB DIFERENTES
CONDIÇÕES DE FUNDIÇÃO COM REAPROVEITAMENTO
TOTAL OU PARCIAL DE LIGA**

Taubaté – SP
2008

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ
Adriano Heleno Basso

**DETERMINAÇÃO DA MICRODUREZA VICKERS E
CARACTERIZAÇÃO MICROESTRUTURAL DAS LIGAS DE
NiCr, NiCrBe, e NiCrTi FUNDIDAS SOB DIFERENTES
CONDIÇÕES DE FUNDIÇÃO COM REAPROVEITAMENTO
TOTAL OU PARCIAL DE LIGA**

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 Pieiro Neisser

Taubaté – SP
2008

ADRIANO HELENO BASSO

**DETERMINAÇÃO DA MICRODUREZA VICKERS E CARACTERIZAÇÃO
MICROESTRUTURAL DAS LIGAS DE NiCr, NiCrBe, e NiCrTi FUNDIDAS SOB
DIFERENTES CONDIÇÕES DE FUNDIÇÃO COM REAPROVEITAMENTO TOTAL
OU PARCIAL DE LIGA**

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 : _____

Prof. Dr. _____ Universidade de Taubaté

Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Universidade _____

Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Universidade _____

Assinatura: _____

AGRADECIMENTOS

Aos colegas que sempre me apoiaram nos momentos difíceis de minha vida acadêmica.

Aos colegas da Disciplina de Biomateriais da FOU SP, em especial Silvio e Antonio por me auxiliarem no laboratório.

Ao Prof. Dr. Antonio Muench, pelas sugestões e contribuições no desenvolver este trabalho.

Ao Prof. Dr. Leonardo Eloy Rodrigues filho, pelas sugestões e contribuições que ajudaram no direcionamento deste trabalho, pela pronta disposição no empréstimo dos equipamentos para realização e confecção dos corpos-de-prova, meu sincero agradecimento e respeito.

Ao Prof. Dr. José Roberto de Oliveira Bauer, pela enorme dedicação e inestimável contribuição que sempre esteve pronta a dispensar.

Dedico esta vitória à minha mãe, Alice Heleno Basso

Exemplo de vida, determinação, integridade,

Perseverança luta e amor incondicional.

Obrigado pela presença constante,

Presença que sempre me encoraja

A superar obstáculos e a lutar

Pela vida com sabedoria.

Meu Avô, Antonio Basso

Que sempre se dispôs a incentivar e não medir

esforços para a minha formação acadêmica

e de todos os seus Netos.

Minha esposa e amiga Eliana Souza Basso,

Que sempre me ajudou em todos os

Dias difíceis de minha vida.

Meu filho Leonardo Heleno Basso, que é a

Minha inspiração e perseverança de Trabalho.

Á Vocês meus, meu intenso amor, reconhecimento e eterna gratidão.

RESUMO

Este estudo avaliou a microdureza de ligas de NiCr usadas em prótese fixa fundidas sob diferentes condições. As condições de fundição foram: 1- maçarico chama composta de GLP/oxigênio e centrifuga de mola sem controle de ambiente de fundição; 2- indução eletromagnética com ambiente controlado por argônio e vácuo. foram utilizadas três ligas NiCr, NiCrBe e NiCrTi. Foram realizados 18 fundições com 5 corpos-de-prova para cada liga, depois de fundidos os corpos-de-prova foram embutidos e polidos para as mensurações de microdureza vickers (VH) em equipamento Shimadzu-HMV-2 (1Kg por 10s). um total de 3 edentações foram feitas para cada corpo-de-prova. os dados de VH foram avaliados pelo teste de ANOVA e Tukey ($\alpha=0,05$) para contraste de média. A microdureza apresentou a seguinte ordem para maçarico e liga totalmente virgem: NiCrTi ($425\pm 33,4$) > NiCrBe (362 ± 15) > NiCr ($253\pm 14,8$), sendo diferentes entre si. Os valores obtidos nas condições de argônio e indução foram semelhantes ($p>0,05$). A microdureza depende da liga e do método de fundição. A liga de NiCrTi foi maior quando fundidas nas condições de maçarico oxigênio/GLP e totalmente refundida ($428\pm 26,7$).

Palavras-chave : Ligas metálicas. Ligas refundidas. Fundição odontológica. NiCr. NiCrTi. NiCrBe. Microdureza. Metalografia.

ABSTRACT

This study evaluated the microhardness of NiCr alloys used in fixed prosthodontics after casting under different conditions. The casting were: 1-flame/air torch flame made of a gas/oxygen mixture and centrifugal casting machine in a non-controlled casting environment; 2-induction/argon electromagnetic induction in an environment controlled with argon. 18 castings with 5 in each ring were prepared. After casting the ring were embedded in resin and polished for Vickers microhardness (VH) measurements in a Shimadzu HVM-2 (1kgfor 10s). a total 3 indentations were for each ring, one in ring. The data was subjected to two-way ANOVA and Tukey's multiple comparison tests ($\alpha=0,05$). The VH values of NiCrTi NiCrTi ($425\pm33,4$)> NiCrBe (362 ± 15) > NiCr ($253\pm14,8$). The VH values obtained in the condition of the argon and induction were similar ($p>0,05$). The microdurezza depends on the league and of the foundry method. The league of NiCrTi was larger when melted in the conditions of blowpipe oxygen/GLP and totally recast ($428\pm26,7$).

Word-key: Metallic leagues. Recast leagues. Foundry odontology. NiCr. NiCrTi. NiCrBe. Hardness. Metallographic.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	10
2 REVISÃO DA LITERATURA	13
2.1 MÉTODOS DE FUNDIÇÃO DE LIGAS ODONTOLÓGICAS	13
2.2 FONTES DE CALOR	14
2.3 MICRODUREZA VICKERS	18
2.4 METALOGRAFIA	23
3 PROPOSIÇÃO	25
4 MATERIAL E MÉTODO	26
4.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL	27
4.2 MATERIAI UTILIZADO	28
4.2.1 Molde para confecção dos corpos-de-prova	28
4.2.2 Padrões de cera, inclusão e usinagem	28
4.3 OBTENÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA	30
4.4 ACABAMENTO E POLIMENTO	34
5 RESULTADOS	37
5.1 ANÁLISE DE MICRODUREZA E METALOGRAFIA	37
5.2 ANÁLISE ESTATÍSTICA	40
6 DISCUSSÃO	46
7 CONCLUSÃO	51
REFERÊNCIAS	52
APÊNDICES	58

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Composição nominal (% em peso) e massa específica (ρ) das ligas utilizadas	26
Tabela 2 -	Grupos, número de corpos-de-prova, liga, estágio e condições de fundição	30
Tabela 3 -	Médias e desvios padrões de dureza Vickers das ligas metálicas e métodos de fundição condição 100% virgem	41
Tabela 4 -	Médias e desvios padrões de dureza Vickers das ligas metálicas e métodos de fundição condição 50% virgem e 50% refundida	42
Tabela 5 -	Médias e desvios padrões de dureza Vickers das ligas metálicas e métodos de fundição condição 100% refundida	43
Tabela 6 -	Fator de variação: composição de liga	44
Tabela 7 -	Fator de variação: fonte de calor	44
Tabela 8 -	Fator de variação: ligas	45
Tabela 9 -	Fator de interação: fonte de calor X condição de fundição	45
Tabela 10-	Fator de interação: liga x condição de fundição	45

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Matriz de alumínio	31
Figura 2 -	Desenho esquemático do corpo-de-prova	31
Figura 3 -	Padrão de cera	32
Figura 4 -	Inclusão do revestimento	33
Figura 5 -	Aneis para desidratação e expansão	34
Figura 6 -	Posicionamento dos anéis	35
Figura 7 -	Politriz Buehler automat 2000	36
Figura 8 -	NiCrTi como recebida	37
Figura 9 -	NiCrTi como recebida e edentado	38
Figura 10-	NiCrBe como recebida	38
Figura 11-	NiCrBe edentado	39
Figura 12-	NiCr como recebida	39
Figura 13-	Ilustração gráfica dos valores médios para cada condição de fundição	41
Figura 14-	Ilustração gráfica dos valores médios para condição mista e como recebida	42
Figura 15-	Ilustração dos valores comparados com ligas fundidas 100% refundida e como recebida	43
Figura 16-	Ilustração dos valores para cada condição de fundição	44

1 INTRODUÇÃO

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

Devido às excelentes propriedades das ligas áureas, estas ganharam importância na elaboração de peças protéticas. Sua resistência à corrosão, biocompatibilidade, alta densidade, a qual facilita o poder de cópia de complexos artefatos, e ainda ótimas propriedades mecânicas, estimularam e difundiram ainda mais o seu uso (CANAY; CEHRELI; BILGIC, 2002; MOSLEH; ABDUL-GABBAR; FARGHALY, 1995; WATAHA, 2000).

A escolha de uma liga é ditada por uma série de fatores. O custo pode ser um fator limitante devido ao alto valor do ouro, outras considerações são a biocompatibilidade da liga e sua resistência à corrosão (SILVA FILHO; MUENCH, 1989).

Devido a limitações financeiras, o uso de ligas com alto conteúdo de ouro passou a ser reduzido e métodos alternativos para a confecção de armações de prótese parcial removível foram desenvolvidos. Na década de trinta, iniciou-se o desenvolvimento de ligas comumente chamadas de alternativas, como por exemplo, as ligas cobalto-cromo (Co-Cr) e níquel-cromo (Ni-Cr). A técnica empregada na confecção de peças protéticas com Co-Cr necessitava de maior atenção dos profissionais, pois era comum o aparecimento de porosidades em estruturas muito finas sobre revestimento de silicato de etila. (DHARMAR; RATHNASAMY; SWAMINATHAN, 1993). Atualmente, essas ligas dispõem de recursos que

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

Além do baixo custo, as ligas de Ni-Cr e Co-Cr possuem como característica, o fácil manuseio do metal, o que facilita seu emprego em pequenas fundições, como restaurações metálicas fundidas, pinos intra-radiculares e coroas, até próteses fixas metalo-cerâmicas e próteses parciais removíveis. Dentre as inúmeras vantagens das ligas de Ni-Cr e Co-Cr está o seu alto módulo de elasticidade (duas vezes maior do que das ligas de ouro), que permite a confecção de peças com menor espessura, evitando um desgaste maior da estrutura dentária (CUNNINGHAM, 1973). Ainda, as ligas de Co-Cr e de Ni-Cr permitem a utilização da técnica da cera perdida preconizada por Taggart (1907), a qual associa o uso do maçarico como fonte de calor.

A partir dos anos noventa o titânio, referido como “metal maravilhoso” por aqueles que trabalhavam na indústria aeroespacial, começou a ser utilizado como um metal potencialmente importante para aplicações médicas e odontológicas (LAUTENSCHLAGER; MONAGHAN, 1993).

O titânio possui densidade de $4,5\text{g/cm}^3$. A combinação da alta resistência e baixo peso fazem do titânio e suas ligas os materiais mais resistentes em proporção ao peso (LAUTENSCHLAGER; MONAGHAN, 1993). Também está comprovada sua excelente biocompatibilidade com os tecidos bucais. O titânio e suas ligas possuem alta resistência à corrosão (ALBREKTSSON; ZARB, 1989).

Com as ligas a base de Ti na Odontologia, diversas máquinas de fundição associadas a diferentes fontes de calor foram introduzidas no mercado (HAMANAKA et al., 1989). Estas máquinas apresentam algumas particularidades, dentre as quais

um ambiente controlado com a presença de um gás inerte e uma fonte de calor (VOITIK, 1991; ZINELIS, 2000), processo que impede contaminação da liga (PASSLER; MANN, 1991). A não contaminação das ligas também promove a formação de porosidades microestruturais, melhorando assim, as propriedades mecânicas desses materiais (VAN VLACK, 1988).

A prática do reaproveitamento de ligas odontológicas, sejam elas a base de CoCr ou Ti, é comum nos laboratórios protéticos e indicada pelos fabricantes (Talladium do Brasil – Curitiba, PR). No entanto, pouco se sabe das características desses materiais após nova fundição.

Dessa forma, torna-se necessário o estudo do comportamento das ligas NiCrTi, NiCr e NiCrBe, quando reaproveitadas ou não e em diferentes ambientes de fundição, uma vez que as propriedades mecânicas destas ligas podem ser influenciadas por estes fatores.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Taggart (1907) foi um dos primeiros autores a realizar trabalhos com o método de cera perdida. Desde 1907, até os dias atuais, a técnica de cera perdida ou “*Chell-molds*” como é conhecida, continua muito utilizada, entretanto os materiais e equipamentos tiveram grande evolução, permitindo o controle da temperatura e ambiente.

Em função do alto custo, as ligas foram substituídas por ligas alternativas de metais básicos. Estas, apresentam formulação complexa em relação às ligas a base de ouro.

Devido às diferenças nas temperaturas de fusão entre as ligas áuricas (ligas nobres) e as ligas alternativas (básicas), foram introduzidas novas formas de fundição com utilização de fontes de calor como indução, maçarico e arco voltaico. São utilizadas em grande parte de laboratórios protéticos.

Para melhor entendimento da revisão, esta será subdividida em tópicos de interesse como:

- 1) Métodos de fundição.
- 2) Fontes de calor
- 3) Microdureza Vickers
- 4) Metalografia

2.1 MÉTODOS DE FUNDIÇÃO DE LIGAS ODONTOLÓGICAS

Diversos tipos e modelos de máquinas para fundição estão disponíveis para realizar fundição odontológica.

Em algumas delas, o metal no estado líquido é injetado por força centrífuga, os quais podem ser movidos por mola ou eletricidade. Podem existir ainda variações ao plano de rotação da centrífuga, horizontal ou vertical. Outra variável é o braço da centrífuga que pode ser articulado ou não e em outras máquinas o sistema de injeção se dá por pressão de ar comprimido. Em alguns sistemas deste tipo são encontradas máquinas em que a injeção do metal é auxiliada por sucção, normalmente denominada por vácuo (CRAIG; POWER, 2002).

Devido à introdução do titânio e suas ligas, para utilização na odontologia no início da década de Setenta, novas máquinas utilizadas no processo de fundição foram aperfeiçoadas ou introduzidas. A baixa densidade, que é um fator que dificulta o processo de fundição no preenchimento do molde, fez com que fabricantes desenvolvessem centrífugas elétricas com alta velocidade ou bombas para uma maior pressão de injeção (HAMANAKA et al., 1989). Por outro lado, fontes de calor de alta potência foram empregadas em razão da alta temperatura do titânio que fica em torno de 1668°C dependendo da liga de Ti.

2.2 FONTES DE CALOR

Existem inúmeras alternativas de se fundir as ligas odontológicas. Inicialmente o uso do maçarico gás-ar comprimido foi utilizado para fundição de ligas áuricas, o metal mais utilizado na época, por apresentar uma baixa temperatura de fusão, em torno de 871°C à 1038°C (MONDELLI, 1995).

Porém, com as ligas de Ni-Cr e Co-Cr, de alta temperatura de fusão, foi necessária a introdução de novas misturas de gases que apresentasse maior potência calorífica, como o GLP - oxigênio ou oxigênio-acetileno.

A técnica de fundição com o uso do maçarico é relativamente simples, entretanto deve ocorrer a correta mistura entre os gases para que a fusão do metal seja correta, sem excessiva oxidação ou inclusão de gases deletéricos. (STRANDMAN, 1976).

Harcout (1962) estudou a reutilização de ligas de cobalto-cromo por refusões sucessivas através de dois métodos distintos: com chama oxigênio-acetileno e elétrico. As amostras fundidas por ambos os métodos não apresentavam diferenças quanto às propriedades físicas. O excesso de refundições dessas ligas levou a alteração de suas composições e, conseqüentemente, de suas propriedades físicas e estruturais. O autor observou que tais alterações passaram a ter alguma significância depois de certo número de refundições, reduzindo a fluidez e dificultando a fusão da liga, e sugeriu que a liga para ser reutilizada deveria ser misturada com liga nova em quantidades iguais. Além disso, quando ocorresse a contaminação pelo revestimento ou quando a chama utilizada fosse excessivamente carburante, não deveria haver reutilização da liga.

Harcout e Coterril (1965) realizaram um estudo comparativo entre fundição por indução e com o uso de chama e concluíram que, a não ser que se use uma temperatura controlada em ambiente inerte, como por exemplo, argônio, os resultados obtidos com a fundição por indução não seriam superiores aos obtidos com os métodos de fundição com chama. Concluíram ainda que a fundição por indução também pudesse causar alterações na composição da liga.

Asgar e Allan (1968) estudaram a relação existente entre a microestrutura e as propriedades físicas das ligas usadas para fundição de PPR. O processo de fundição foi constante e a microestrutura foi analisada antes e após a fusão do ponto de vista das condições metalúrgicas básicas, como: o tamanho dos grãos, ocorrência e distribuição dos carbonetos e outras fases, e ação de várias técnicas de ataques ácidos. Concluíram que os grãos encontrados eram grandes e que podiam correlacionar as variações da microestrutura com as variações observadas nas propriedades da liga.

Variações na técnica de obtenção de peças metálicas fundidas são feitas com o intuito de conseguir melhorias no resultado final. Asgar et al., (1969) avaliaram os efeitos das condições de fundição sobre as propriedades físicas de algumas ligas de cobalto-cromo para PPR, submetendo-as ação dos seguintes fatores: três tipos de formadores de conduto, duas ceras diferentes para enceramento, duas temperaturas de fusão e duas direções de injeção da liga no molde. Concluíram que o método de colocação horizontal do formador de conduto em relação ao padrão de cera promovia melhores resultados. Observaram também que em alguns casos, a temperatura e o tipo de cera também influíam nos resultados.

Uma maneira de reconhecer um bom ajuste na mistura dos gases é através da visualização dos cones, os quais devem ser bem definidos e formados pelo maçarico, descritos como (cones internos e externos ou chama redutora e chama oxidante), onde a variação destas chamas propicia diferentes temperaturas. (CRAIG; POWERS, 2002).

É preciso que o operador familiarize-se com o tipo de liga, já que há a dificuldade inerente ao processo que é a determinação do momento ideal para a

liberação da centrifuga, para que se evite um possível sub ou superaquecimento, quando o maçarico é usado (BEZZON et al., 1998).

A liberação da combustão dos gases que apresenta reagir com elementos da liga como: cromo, molibdênio, cobalto e silício para formar carbetos, aumentando assim, a friabilidade da liga (ANUSAVICE, 2005).

Há também a possibilidade de se realizar a fusão através dos sistemas elétricos, mais conhecidos como fornos elétricos, onde um mufla é acoplada no braço da centrifuga. A grande vantagem deste sistema de fusão é que a temperatura pode ser controlada através de um mostrador, eliminando assim o controle visual do operador. Por outro lado, sistema elétrico apresenta um tempo maior para o aquecimento da liga quando comparado com o uso do maçarico que, de certa forma, pode levar uma maior oxidação do metal (MONDELLI, 1995).

Contudo esse método apresenta deficiência para a fusão de ligas alternativas de alta temperatura, sendo apenas utilizado em metais nobres. Outra alternativa utilizada atualmente é o sistema de fusão através da indução eletromagnética, na qual a liquefação da liga é atingida rapidamente através de um campo elétrico e o fechamento do campo eletromagnético de alta frequência desenvolvido no cadinho por meio de um espiral de cobre, onde é refrigerado à água. (MONDELLI, 1995).

Porém, a indução promove o rápido aquecimento da liga, mas aumenta o risco de superaquecimento, podendo causar a maior porosidade, quando comparada com maçarico (LEWIS, 1975a). A integridade marginal é excelente, a maçarico, indução e resistência elétrica, sendo que a última pode produzir fundições com maiores grãos cristalinos (CAMPAGNI; FAUCHER; YOUDELIS, 1984).

Bombonatti et al. (1985) avaliaram a fluidez de três ligas de cobre alumínio em função do aquecimento acima da temperatura de fusão. Os corpos-de-prova

foram confeccionados em uma tela quadrada de poliéster com área de 24mm x 24mm. A fusibilidade foi mensurada pela porção da malha completada pelo metal líquido durante a fundição. Para análise de dureza Vickers foram confeccionados corpos-de-prova cilíndricos com 3mm de diâmetro. Os resultados indicam que a fusibilidade aumentou com o aumento da temperatura e aproximadamente na mesma porção para as três ligas, porém os valores de dureza não foram influenciados pelo aumento da temperatura.

O método de indução com argônio tem sido mais utilizado para ligas de titânio, devido à elevada reatividade deste metal a altas temperaturas, necessitando de fontes de calor com o ambiente controlado para que não produzam subprodutos durante o aquecimento (VOITIK, 1991).

Dessa forma, houve o desenvolvimento de métodos de fundição que apresentam essas características. Possibilitando a fundição de ligas alternativas de alta fusão com o controle da atmosfera, e ainda com fontes diferentes daquelas normalmente usadas.

2.3 MICRODUREZA VICKERS

No final da década de cinquenta ocorreu um grande avanço tecnológico que alterou drasticamente a fabricação das restaurações protéticas. Foi a introdução de um método de combinação compatível de um liga metálica com a cerâmica odontológica, originando as restaurações metalocerâmicas. Inicialmente essas restaurações eram confeccionadas em ligas com alto teor de ouro, porém, como

apresentavam baixas propriedades mecânicas, eram contra-indicadas em situações de grandes esforços (ANUSAVICE, 1996).

Em resposta a liberação do preço do ouro no mercado internacional e ao elevado custo que este metal atingiu, outras alternativas foram propostas. O sucesso das ligas de metais básicos para a confecção de prótese parcial removível despertou o interesse na aplicação dessas ligas para a obtenção de outros tipos de restaurações. Com isso, ligas alternativas com baixo conteúdo de ouro e ligas à base de níquel e de cobalto surgiram no mercado odontológico no final da década de setenta. Apesar de o desenvolvimento dessas ligas terem sido motivados por fatores econômicos, suas propriedades mecânicas, muitas vezes, as tornaram superiores às ligas com alto teor de ouro (CRAIG; WARD, 1997).

De acordo com Baran (1985), os testes laboratoriais desenvolvidos para mensurar as propriedades físicas das ligas odontológicas são facilmente realizados. No entanto o mais difícil é associar uma determinada propriedade mecânica com o comportamento clínico da liga.

A propriedade mecânica denominada dureza é largamente utilizada na especificação de materiais, nas pesquisas mecânicas e metalúrgicas e na comparação de diversos materiais (SOUZA, 1982). O conhecimento da dureza superficial de um material é de grande utilidade na Engenharia e também fornece informações valiosas para a área odontológica.

Analisando comparativamente os valores de dureza de ligas nobres e de ligas de NiCr (COMÉRIO, 1987), concluiu que em relação aos valores de dureza das ligas de NiCr, eram bastante altos se comparados aos de ligas nobres; e que as ligas de NiCr apresentavam uma estrutura mais resistente para a colocação da porcelana.

Além disso, as conexões entre elementos de suporte podiam ser menos espessas, sem que isso afetasse a resistência.

A influência da refusão das ligas de cobre-alumínio foi verificada por Bombonatti et al. (1988) utilizando máquina elétrica, ligas novas e refundidas até quatro vezes. Foram avaliadas quatro ligas: Duracast MS, Idealloy, Maxicast e Orcast. De acordo com os resultados obtidos, os autores concluíram que houve diferença de fluidez entre as ligas estudadas, ficando com maiores valores de dureza Vickers, as ligas Maxicast e Idealloy e os menores valores as ligas Duracast MS e Orcast. As refusões em até quatro vezes não interferiram na fluidez das ligas estudadas, quando se empregou máquina elétrica para fusão dessas ligas.

Silva Filho et al. (1988) utilizando ligas do sistema Cu-Al, analisaram a influência das técnicas de fusão e tratamentos térmicos na dureza Vickers e na contaminação de fundição. Os anéis foram aquecidos em forno elétrico e foram empregadas as técnicas de fusão com maçarico/ar, utilizando centrifuga convencional e elétrica. Foram adotados dois tratamentos térmicos: endurecedor (anel aguardava dez minutos após a fundição para ser mergulhado em água) e amaciador (anel mergulhado imediatamente após a fundição). A análise dos resultados demonstrou que os valores de dureza Vickers não foram influenciados pelos tratamentos térmicos.

Bombonatti et al. (1990) compararam os valores de dureza Vickers de cinco ligas comerciais de cobre (Duracast MS, Idealloy, Maxicast, Orcast e Goldent La) na forma como são recebidas e após fundição em função das técnicas de fusão. Para a verificação da dureza na condição como recebida dez lingotes de cada liga foram incluídos em resina acrílica ativada quimicamente. Para cada lingote foram realizadas cinco penetrações com carga de 200g por trinta segundos, empregando a

técnica do quadrante, sendo o resultado final a média de cinco leituras. Para análise de dureza após fusão os corpos-de-prova foram confeccionados a partir de bastões de cera azul para incrustação, seccionados horizontalmente em porções de aproximadamente 3mm. Os anéis foram preenchidos com revestimento a base de cristobalita e levados ao forno até atingirem 700°C, quando foram preenchidos por aproximadamente 3g de liga fundida em uma centrífuga elétrica TS-1 (Degussa S.A.) e em uma convencional com maçarico gás/ar. Os resultados indicaram que a utilização da centrífuga elétrica proporcionava valores de dureza inferiores ao aquele obtido com centrífuga comum de chama gás/ar, e que há uma diminuição nos valores de dureza após a fusão da liga.

Veronesi, Consani e Ruhnke (1992) fizeram análise de dureza Vickers e deposição dos grãos cristalinos de três ligas de Cu-Al fundidas com as seguintes fontes de calor: gás/ar, gás/oxigênio e resistência elétrica. Foram confeccionados 45 modelos de cera, com auxílio de uma matriz de aço inoxidável com uma cavidade semelhante a um preparo MOD. Após as fundições, cinco corpos-de-prova foram incluídos em pastilhas confeccionadas com resina acrílica, conforme a fonte de calor utilizada. Estes corpo-de-prova, após acabamento e polimento, foram submetidas à análise das disposições dos grãos de dureza superficial. A análise das disposições dos grãos cristalinos demonstrou que o maior número de grãos por área coincidiram com aqueles corpos-de-prova que apresentavam os maiores valores de dureza superficial. Já a análise de dureza Vickers, onde demonstrou que quando utilizada a fonte de calor gás/ar, a liga Idealloy apresentou o maior valor. Para a fonte de calor gás/oxigênio, a liga Duracast apresentou o maior valor, e com a fonte de resistência elétrica, a liga Idealloy obteve o maior valor de dureza superficial. Foi confirmada que a concentração dos grãos cristalinos com a redução dos espaços adjacentes

melhorou a dureza Vickers para as amostras. Os autores concluíram que a microdureza das ligas foi modificada de acordo com a fonte de calor, e que a disposição dos grãos cristalinos das ligas, com exceção da liga Goldent, foi influenciada negativamente pelas fontes de calor.

Entretanto, o conceito físico de dureza não tem o mesmo significado para todas as especialidades que tratam com essa propriedade, o que torna difícil a sua definição. Em mineralogia, a dureza relativa de uma substância se refere a sua habilidade de resistir ao risco; em metalurgia e na maioria das outras áreas, o conceito geralmente aceito é da resistência a penetração. É com base nesse preceito que os ensaios de dureza Vickers incluídos em várias especificações da American National Standards Institute/American Dental Association (ANSI/ADA) são conduzidos. A edentação que é produzida na superfície de um material por meio de uma ponta sob determinada carga é o resultado da interação de algumas propriedades como: resistência, limite de proporcionalidade e ductibilidade (ANUSAVICE, 2005).

Diferentes métodos podem ser empregados para medir a dureza Vickers dos materiais dentários, e a escolha do teste deve ser determinada em função do tipo de material a ser investigado. A dureza das ligas metálicas odontológicas é comumente avaliada através do teste de Vickers, que é classificado como um ensaio de microdureza por penetração (ANUSAVICE, 1996). Neste teste, o penetrador utilizado é uma pirâmide de diamante de base quadrada, com um ângulo de 136° entre faces opostas, resultando numa indentação na forma de um losango regular. A média das diagonais é calculada para determinar a área da superfície piramidal e o número da dureza Vickers (HN) é obtido através da relação entre a carga aplicada, dividida pela área da penetração (SOUZA, 1982).

As ligas metálicas podem ser soluções sólidas, isto é, as substâncias são sólidas, porém tem a capacidade de se misturar homoganeamente a partir de certa temperatura. O solvente pode ser definido como o metal cuja grade espacial permanece e o soluto é o outro metal. Geralmente, quanto mais metal soluto é adicionado ao solvente, maiores são as resistências e a dureza da liga (ANUSAVICE, 1996).

2.4 METALOGRAFIA

Bessing e Bergman (1986) avaliaram as características metalográficas de quatro ligas alternativas às com alto conteúdo de ouro, nas condições de bruto de fusão, após homogeneização por uma hora, a 100°C abaixo da temperatura *solidus*. Duas ligas com baixo teor de ouro: Midas (J.F. Jelenko & Co.) e Rajah (J.F. Jelenko & Co.) e duas ligas de Ag-Pd: Albacast (J.F. Jelenko & Co.) e alva V (Heraeus Edemetalle) foram investigadas. A liga Midas apresentou uma característica equiaxial bastante irregular na condição de bruto de fusão e, após a homogeneização, revelou uma estrutura granular mais uniforme; houve, no entanto, segregação nos limites granulares. Na liga Rajah pôde-se observar a presença de partículas nos limites granulares, porém não houve alterações marcantes na microestrutura após o tratamento térmico. Na condição de bruto de fusão, a liga albacast apresentou grãos equiaxiais com diminutas partículas em forma de agulha (<1µm) no seu interior. Este precipitado esteve presente mesmo após o tratamento térmico endurecedor e também após a homogeneização. A liga Alba V apresentou

partículas grosseiras nos limites granulares, na condição de bruto de fusão. exceto que algumas partículas brancas foram detectadas. Os autores concluíram que as ligas de Ag-Pd apresentaram uma estrutura mais heterogênea, nas três condições avaliadas. Nas ligas com baixo teor de ouro foi mais difícil detectar uma falta de homogeneidade, embora partículas muito finas tenham sido observadas nos limites granulares.

Diferentemente das ligas de ouro, as ligas de metais básicos apresentam uma estrutura dendrítica e os grãos cristalinos são maiores. Nas ligas de Co-Cr pode-se observar a presença de carbeto nos limites granulares. A extensão e a natureza da formação desses carbeto depende da composição e do tratamento térmico, durante e após a fundição (PHILLIPS, 1984).

3 PROPOSIÇÃO

Os objetivos deste trabalho foram:

- 1) Avaliar a microdureza das ligas à base de NiCr, NiCrBe e NiCrTi, em três estágios de dureza, quando forem virgem, parcialmente (50%) e totalmente reaproveitada (100%), sob duas condições de fonte de calor (atmosfera controlada e céu aberto).
- 2) Avaliar qualitativa as características microestruturais entre as ligas de NiCrTi, NiCr e NiCrBe.

4 MATERIAL E MÉTODO

As Ligas utilizadas no presente estudo foram: Tilite (Talladium do Brasil – Curitiba, PR), Fit Cast-V (Talladium do Brasil – Curitiba, PR), e Fit Cast-SB (Talladium do Brasil – Curitiba, PR) . A Tabela 1 apresenta suas composições e densidades* .

Tabela 1 – Composição nominal (% em peso) e massa específica (ρ) das ligas utilizadas

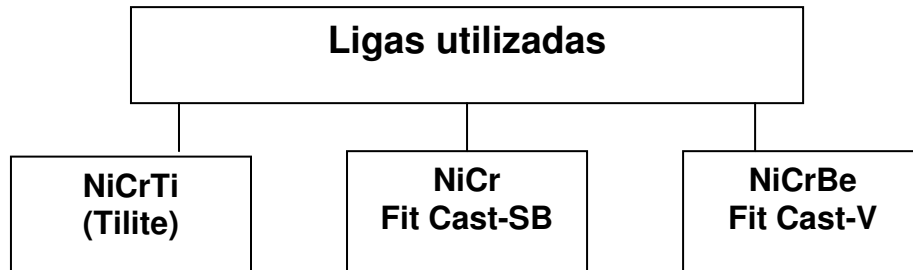
Liga	Ni	Cr	Al	Ti	Mo	Si	Be	ρ
Tilite	63,5	13,5	-	4,0	6,0	-		7,7
Fit Cast-V	73,0	14,0	1,7	-	8,5	-	1,8	7,9
Fit Cast-SB	60,75	25,0	-	<1,0	10,0	2,0	-	8,3

*Dados fornecidos pelo fabricante

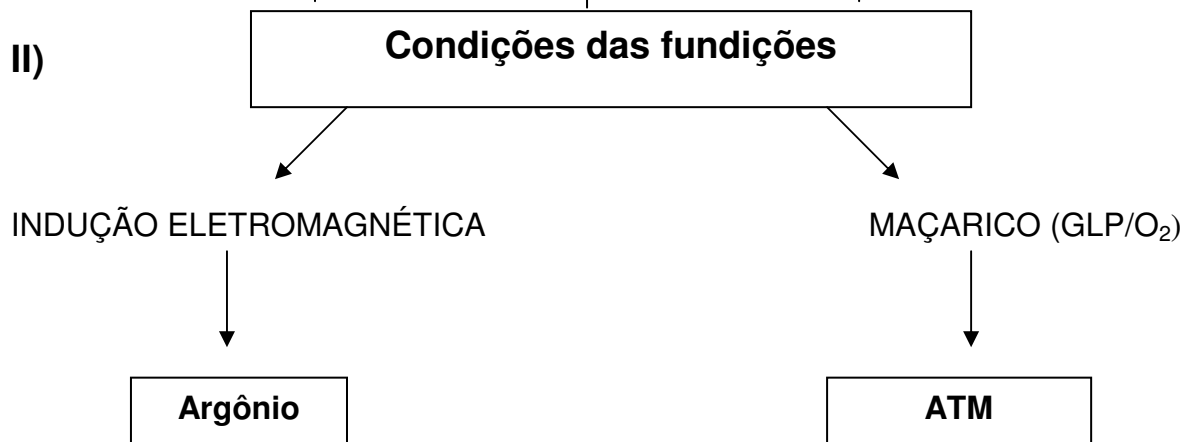
4.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Fatores

I)



II)



III)

45 CP

Liga virgem

Liga 50% reutilizada

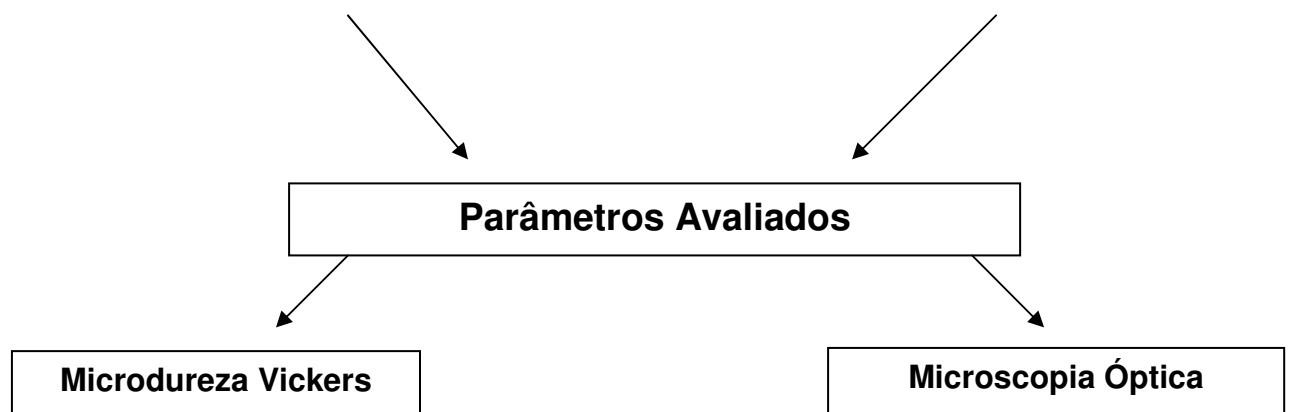
Liga 100% reutilizada

45 CP

Liga virgem

Liga 50% reutilizada

Liga 100% reutilizada



4.2 MATERIAL UTILIZADO

Neste capítulo será feita a descrição detalhada do material e de todos os processos metodológicos utilizados no trabalho. Para melhorar a compreensão, dividiremos e ítems e subítems as várias etapas.

4.2.1 Molde para confecção dos corpos-de-prova

Através de um molde de Alumínio obtido pelo processo de eletro-erosão pela máquina FFR-30 (Freza Rocco, nº12465-M, Itália), foi vertido com uma seringa comum de 10ml a cera para fundição (P-Oclusal com. e ind.ltda, Brasil), após o resfriamento da cera a matriz foi desaparafusada e a grade de cera destacada do molde.

4.2.2 Padrões de cera, inclusão, fundição e usinagem

Para o processo de inclusão dos (CP) os mesmos foram separados da grade e removidos com espatula o excesso de cera que ficou na junção das duas partes da matriz, após análise visual dos (CP) foram posicionados paralelamente na vertical em uma câmara de compensação de 5mm de diâmetro em uma base formadora de anel (CNG Ind. de Art.e Equip. Odontológicos Ltda, Brasil). Após a aplicação de

agente redutor de tensão Debbubbling (CNG Ind. de Art.e Equip. Odontológicos Ltda, Brasil), na superfície do padrão de cera foi manipulado o revestimento pó/líquido Micro Fine 1700 (Talladium do Brasil – Curitiba, PR, Brasil), na proporção de 24ml para 90g, sendo sua manipulação inicial manual por dez segundos e um minuto de espatulação sob vácuo, após este processo foi vertido o revestimento na base formadora de anel sob vibração no vibrador mecânico (Napoleão Santos, Brasil), e deixado sobre a bancada para que o revestimento iniciasse o processo de presa, após quarenta minutos da inclusão o anel foi removido da base formadora de anel e incluído em forno (Ovmat-7 F.lli Manfredi, San Secondo di Pinerolo, Toscana, Itália), previamente aquecido em 400°C para desidratação ao atingir 900°C foi iniciado o processo de fundição, o anel foi posicionado na centrífuga e ajustando a chama ideal no maçarico passou então para a fase de fusão do metal que quando atingido o estado líquido do metal, foi solto o braço da centrífuga de mola (Keer Manufacturing Co., Michigan, USA), e injetando no interior do anel e deixado para resfriamento até a temperatura ambiente.

Passou então para o processo de desinclusão dos (CP) com um disco de carborundum (Dentorium, EUA), montado em peça reta de mão foi seccionado da câmara de compensação os (CP), foi jateado com óxido de alumínio de 100gr (Knebel Produtos dentários Ltda, PR, Brasil). O processo de fundição por indução é o mesmo que para maçarico com diferença na inclusão do gás argônio, vácuo e circuito de indução eletromagnética.

Estes (CP) foram submetidos ao ensaio de tração e incluído um dos lados em base formadora de anel para polimento com resina acrílica, para cada anel foi incluído 5 (CP) e após a polimerização dos anéis, foram fixados em prato apropriado e passou a ter início a primeira etapa de polimento, com lixa de Carbureto de silício

#120 (Norton, Brasil), até lixa de Carbureto de silício #1600(Norton, Brasil), gradativamente e por fim polimento com feltro e diamante em suspensão de 3 e 1µm (Struers, Rødovre, Dinamarca).

4.3 OBTENÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA

Para cada liga utilizada foram confeccionados, pela técnica de fundição por cera perdida, noventa (CP), divididos em 18 grupos de (n=5), fundidos sob duas condições: a) em atmosfera controlada (argônio) e indução; b) em atmosfera não controlada (céu aberto) maçarico.

Tabela 2 - Grupos, número de corpos-de-prova, liga, estágio e condições de fundição

Grupos	N	Liga	Estágio	Condição de fundição
G1	5	NiCrTi	Liga nova	Atmosfera controlada
G2	5	NiCrTi	Liga usada	Atmosfera controlada
G3	5	NiCrTi	50%	Atmosfera controlada
G4	5	NiCrTi	Liga nova	Céu aberto
G5	5	NiCrTi	Liga usada	Céu aberto
G6	5	NiCrTi	50%	Céu aberto
G7	5	NiCr	Liga nova	Atmosfera controlada
G8	5	NiCr	Liga usada	Atmosfera controlada
G9	5	NiCr	50%	Atmosfera controlada
G10	5	NiCr	Liga nova	Céu aberto
G11	5	NiCr	Liga usada	Céu aberto
G12	5	NiCr	50%	Céu aberto
G13	5	NiCrBe	Liga nova	Atmosfera controlada
G14	5	NiCrBe	Liga usada	Atmosfera controlada
G15	5	NiCrBe	50%	Atmosfera controlada
G16	5	NiCrBe	Liga nova	Céu aberto
G17	5	NiCrBe	Liga usada	Céu aberto
G18	5	NiCrBe	50%	Céu aberto

Os padrões de cera, foram obtidos através do vertimento de cera para incrustação (P-oclusal), a partir de matriz confeccionada por eletroerosão em alumínio (Figura 1).

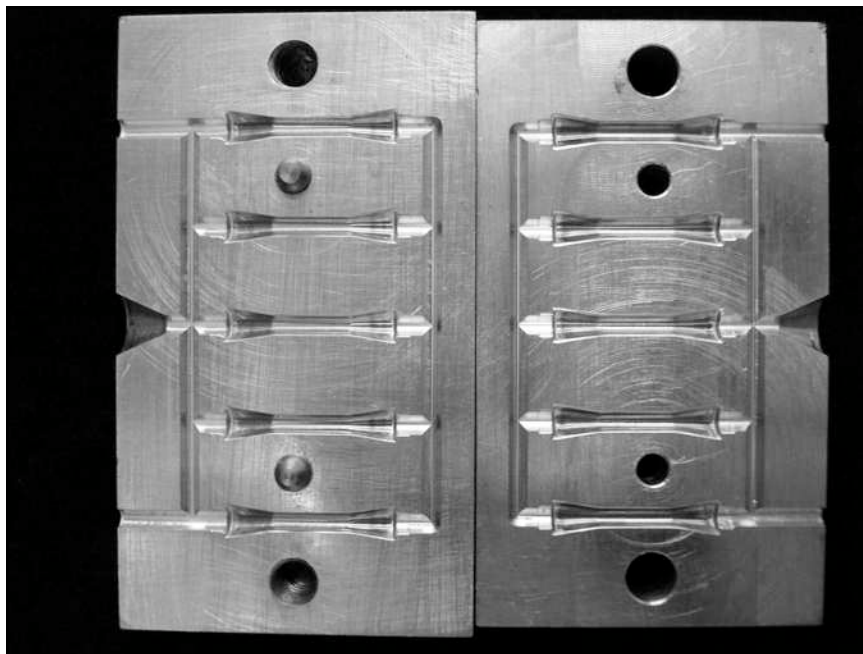


Figura 1 – Matriz de alumínio

As dimensões do (CP) foram de 26mm de comprimento com área de alongamento de 12mm por 2,6mm de diâmetro com área de retenção para garra de 7mm de comprimento por 5mm de diâmetro conforme (HENRIQUES et al.,1997).

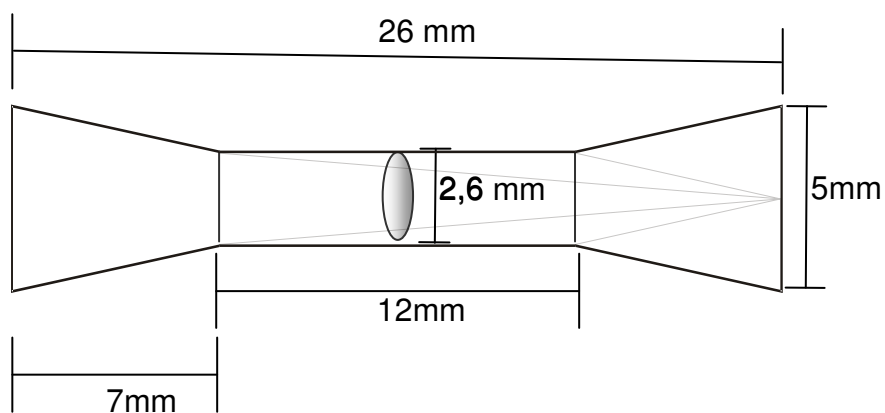


Figura 2 - Desenho esquemático do corpo-de-prova com respectivas medidas

O conjunto de padrões de cera foi fixado à base formadora de cadinho com cera para incrustação, que por sua vez foi acoplada ao anel de silicone com as dimensões de 6cm de largura por 6cm de altura (CNG Ind. de Art.e Equip. Odontológicos Ltda, Brasil) nº4 (Figura 3).



Figura 3 – Padrão de Cera

Antes da inclusão dos padrões de cera foram umedecidos com agente redutor de tensão superficial Debbubbling (CNG Ind. de Art.e Equip. Odontológicos Ltda, Brasil), e o vertimento do revestimento (Micro-Fine 1700- Talladium do Brasil – Curitiba, PR) à base de fosfato na proporção de 90g/24ml com seu líquido apropriado foi inicialmente espatulado manualmente por dez segundos e sessenta segundos mecânicamente sob vácuo, incluído sob vibração (Figura 4).



Figura 4 – Inclusão do revestimento

Após presa inicial de 12 minutos, o anel de revestimento foi retirado da base formadora de anel para expansão total do revestimento à base de fosfato e após quarenta minutos de presa final os anéis foram colocados em forno (Ovmat-7, F.lli Manfredi San Secondo di Pinerolo, Toscana, Itália), pré aquecido a uma temperatura inicial de 400°C e elevado 20°C por minuto à temperatura final de 900°C na qual permanecerá por quarenta minutos até a injeção do metal em seu interior.



Figura 5 – Anéis posicionados para desidratação e expansão

As fundições com atmosfera controlada foram realizadas em máquina de indução eletromagnética e centrífuga elétrica (EASYTI SYSTEM, F.LLI MANFREDI, *ITÁLIA*). em ambiente com argônio.

As fundições sem atmosfera controlada foram realizadas com maçarico GLP/oxigênio e centrífuga de mola (KEER MANUFACTURING Co. USA).

Após o término da fundição os anéis foram resfriados à temperatura ambiente. Os corpos-de-prova foram separados do revestimento com martetele pneumático e submetidos ao jateamento com óxido de alumínio.

4.4. ACABAMENTO E POLIMENTO

Para a realização do ensaio de microdureza foram embutidos em resina acrílica (Artigos odontológicos clássico Ltda) 5 CP para cada anel perfazendo-se os mesmos grupos conforme Tabela 2.

Após o embutimento dos CPS foram polidos até a lixa #2000 (Norton, Brasil) de carbeto de silício sob refrigeração de água e depois imersos em banho de ultrassom durante cinco minutos para a remoção possíveis contaminantes.

O polimento dos (CP) foram feito em feltro (Struers, Dinamarca) com pastas de diamante de diferentes granulações (3 μ m e 1 μ m) embebidos em um lubrificante, o polimento com uma solução de sílica coloidal 0,05 μ m (Struers, Dinamarca) diluído na proporção de 1:1 em água destilada.

Para o procedimento de polimento cada anel foi fixado em uma plataforma rígida de polimento (Figura 6).



Figura 6 - Posicionamento dos anéis

A politriz (Figura 7) foi programada em 1kg de carga para 10rpm durante oito minutos para todas as seqüências de lixas e feltros.



Figura 7 – Politriz Buehler automet 2000

5. RESULTADOS

5.1 ANÁLISE DE MICRODUREZA E METALOGRAFIA

O microdurômetro (Shimadzu HMV-2, Tóquio, Japão) foi ajustado com 1000g de carga por 10s (TAJIMA et al., 1984). Antes dos anéis serem levados ao microdurômetro, estes foram atacados com uma solução com 50% ácido nítrico e 50% ácido acético durante 15s (AMERICAN SOCIETY FOR METALS, 1985), para evidenciar a microestrutura, evitando assim que as leituras fossem realizadas em áreas de intensa segregação, também foram evitadas zonas de porosidades.

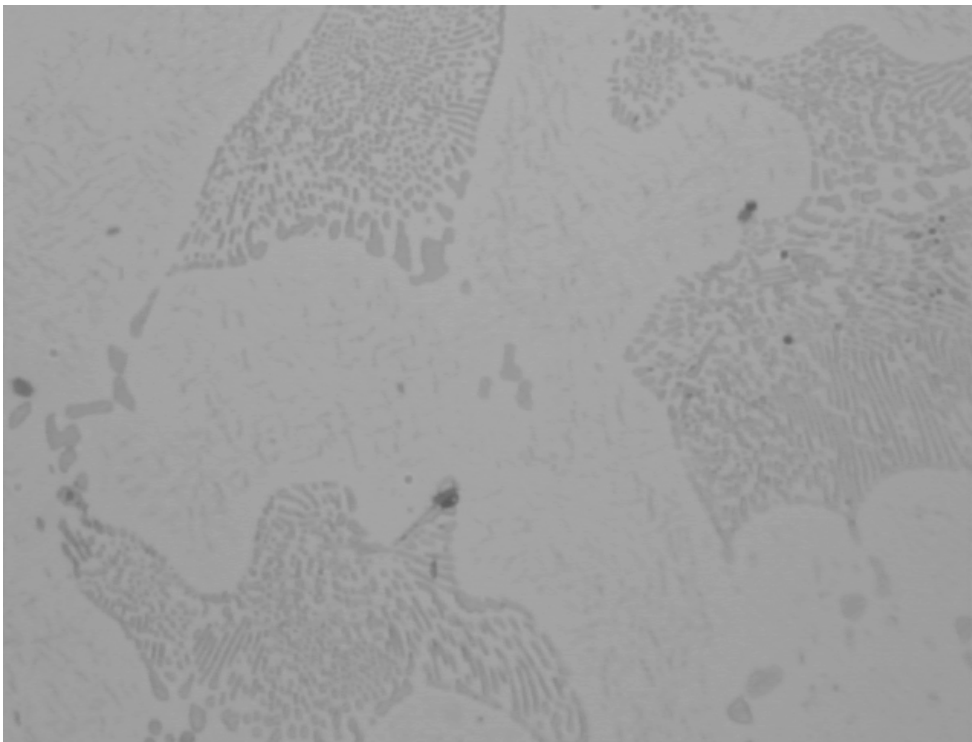


Figura 8 - NiCrTi como recebida

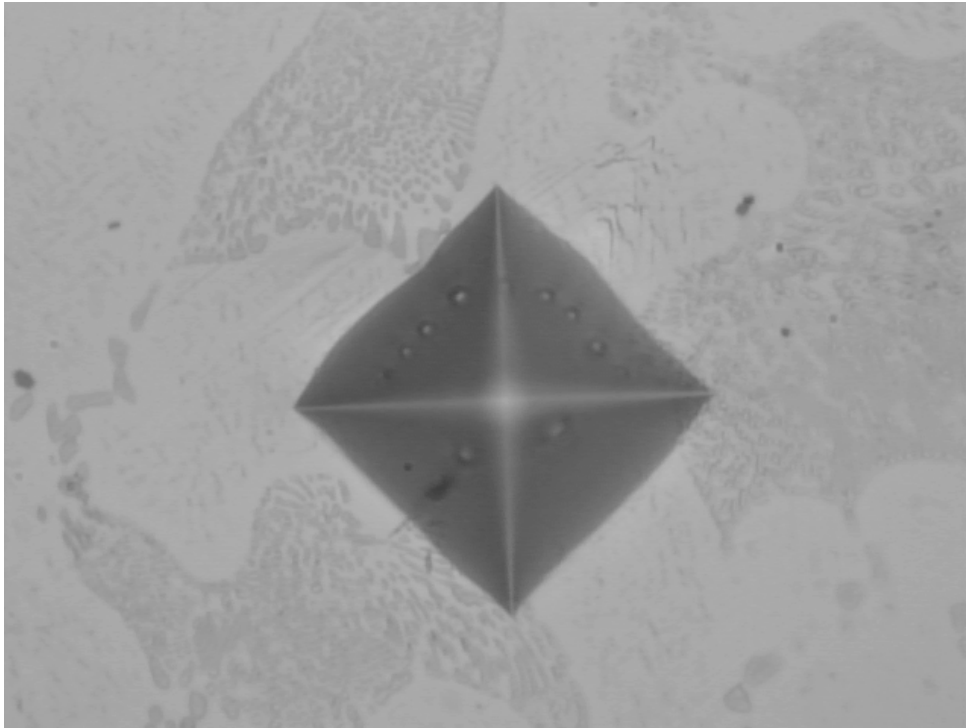


Figura 9 - NiCrTi como recebida edentado



Figura 10 - NiCrBe como recebida

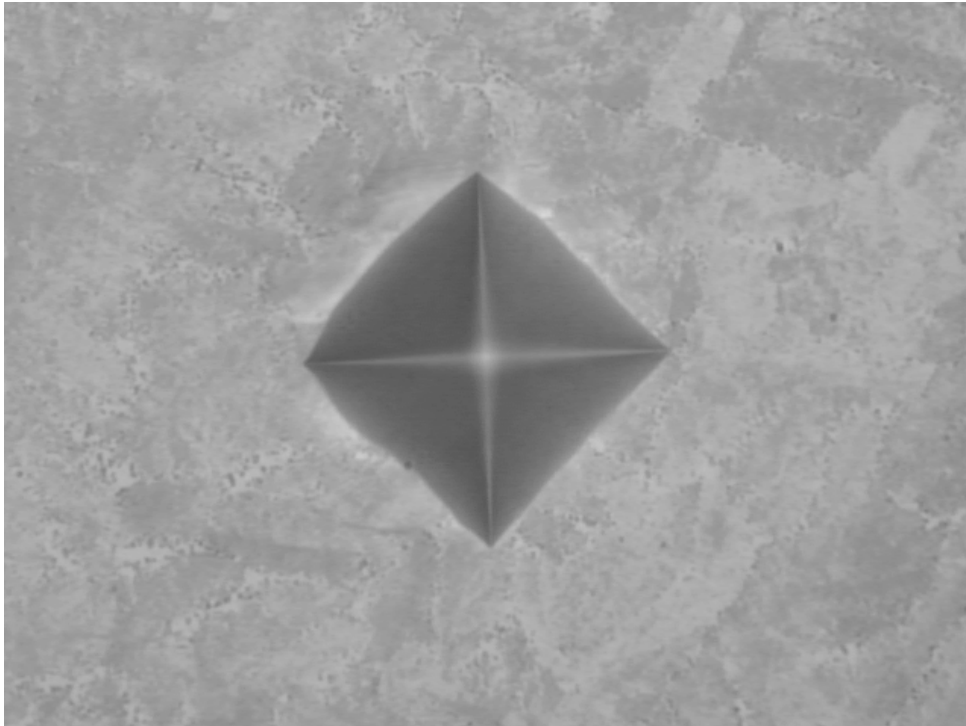


Figura 11 – NiCrBe edentado

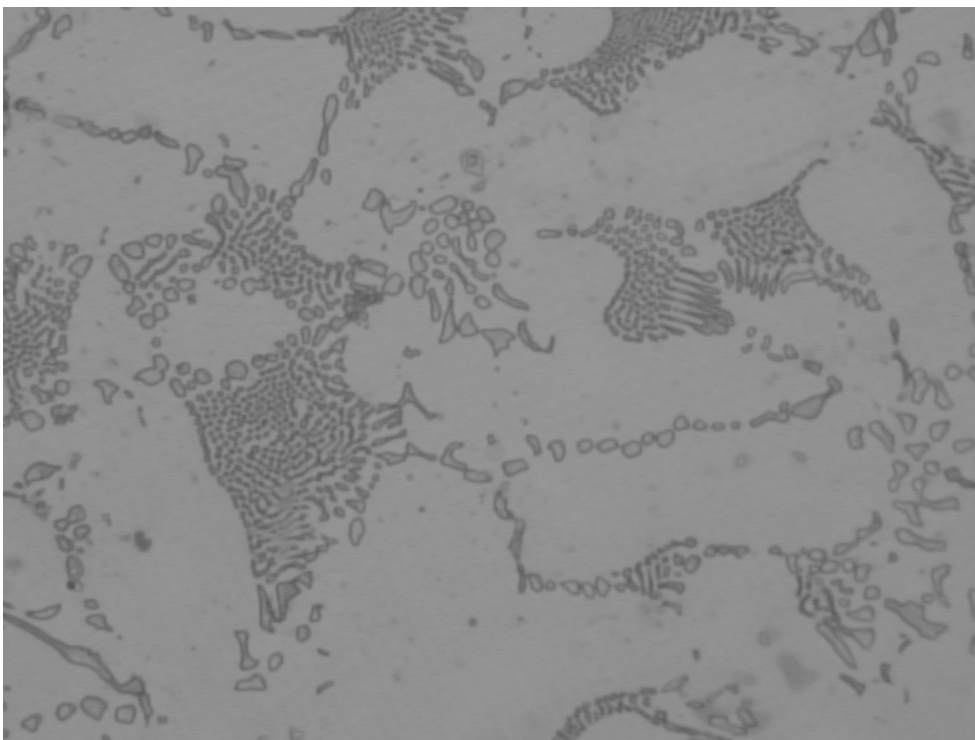


Figura 12 – NiCr como recebida

Para a análise metalográfica foram comparadas as Figuras 8, 10 e 12 e observadas as possíveis camadas de alfa case que é uma particularidade das ligas de titânio, além das estruturas dendríticas, segregação e porosidades.

5.2 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Após a obtenção dos valores de microdureza de superfície, foram calculado as médias de cada grupo. A análise de variância (ANOVA) e o teste de tukey foram usados para comparar a microdureza Vickers entre os diferentes grupos. O programa estatístico utilizado foi GMC 2002 ao nível de significância de 5%.

A análise de variância dos resultados foi aplicada para verificar as possíveis diferenças significativas ou não entre os tratamentos. Foi feita a comparação do comportamento das diferentes combinações da liga utilizando duas fontes de calor, para isso foi aplicado o teste estatístico de ANOVA e quando se fez necessário o teste de Tukey (5%)

A análise dos resultados demonstrou que o modo de fundição atuando em cada condição de liga promoveram resultados com diferenças estatisticamente significativa, quando a mesma fonte de calor foi utilizada para a fusão das diferentes combinações da liga. Porém quando se comparou a dureza das ligas entre as fontes de calor, verificou-se que houve diferença estatística significativa; na qual o aquecimento por maçarico demonstrou resultados estatísticos superiores aos encontrados para a indução (Tabela 3)

Tabela 3 – Médias e desvios padrões de dureza Vickers das ligas metálicas e métodos de fundição condição 100% Virgem

Liga	Método de Fundição			
	1º Fundição	Indução	ATM	Não fundida
Ni-Cr		248 ± 11,4	253 ± 14,8 C	253 ± 2,8
Ni-Cr-Be		340 ± 8,4	362 ± 15 B	391 ± 3,5
Ni-Cr-Ti		421 ± 29,1	425 ± 33,4 A	473 ± 23,3

*Valores comparados com ligas fundidas 100% virgem e como recebida

Liga 100% Virgem Dureza Vickers

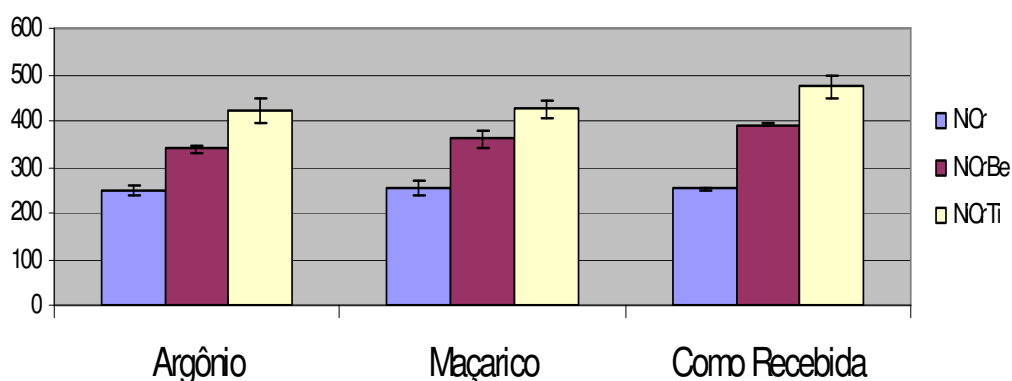


Figura 13 - Ilustração gráfica dos valores médios para cada condição de fundição

Para a análise estatística de dureza Vickers utilizando-se 50% de liga nova e 50% de liga já fundida os valores demonstrados para a liga de NiCr e NiCrBe na condição de Argônio apresentou valores inferiores aos obtidos com NiCrTi utilizando-se fonte de calor de maçarico, mas muito inferior aos dados encontrados aos valores na condição liga virgem não fundida, onde os valores são superiores aos obtidos por indução e maçarico (Tabela 4).

Tabela 4 – Médias e desvios padrões de dureza Vickers das ligas metálicas e métodos de fundição condição 50% Virgem e 50% refundida*

Liga	Método de Fundição			
	50% Virgem e 50% Refundida	Argônio	Maçarico	Não fundida
Ni-Cr		240 ± 46,0 C	232 ± 33,4	253 ± 2,8
Ni-Cr-Be		333 ± 16,4	376 ± 21,5 B	391 ± 3,5
Ni-Cr-Ti		421 ± 19,2 A	419 ± 16,8	473 ± 23,3

*Valores comparados com ligas fundidas Mista e como recebida

Liga 50% Nova 50% Refundida Dureza Vickers

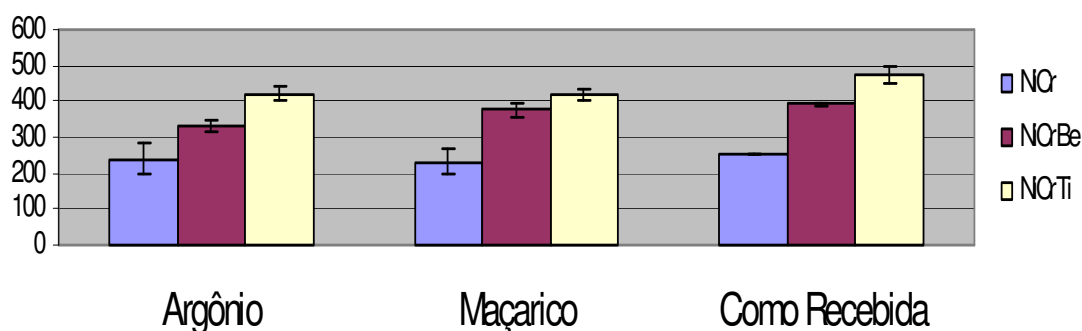


Figura 14 - Ilustração gráfica dos valores médios para condição mista e como recebida

Para a análise estatística de dureza Vickers utilizando-se 100% de liga refundida, os valores demonstrados para as ligas de Ni-Cr e NiCr-Be na condição de Maçarico apresentou valores inferiores aos obtidos com NiCrTi utilizando-se fonte de calor de maçarico, mas muito inferior aos dados encontrados aos valores na condição liga virgem não fundida, onde os valores são superiores aos obtidos por indução e maçarico, com exceção da liga de NiCrTi que os resultados apresentaram média de 40% à mais que a liga como recebida. (Tabela 5)

Tabela 5 – Médias e desvios padrões de dureza Vickers das ligas metálicas e métodos de fundição condição 100% refundida

Liga	Método de Fundição			
	100% Refundida	Argônio	Maçarico	Não fundida
Ni-Cr		246 ± 15,0 C	222 ± 33,4	253 ± 2,8
Ni-Cr-Be		335 ± 26,3 B	317 ± 67,4	391 ± 3,5
Ni-Cr-Ti		417 ± 2,7	428 ± 26,7 A	473 ± 23,3

*Valores comparados com ligas fundidas 100% refundida e como recebida

Liga 100% Refundida Dureza Vickers

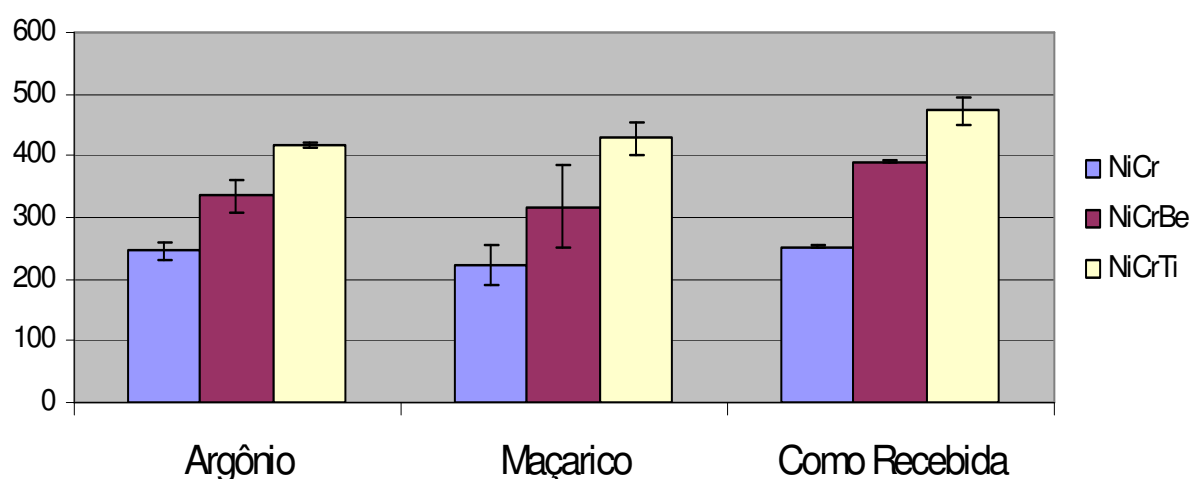


Figura 15 – Ilustração dos valores comparados com ligas fundidas 100% refundida e como recebida

Condição de Fundição Dureza Vickers

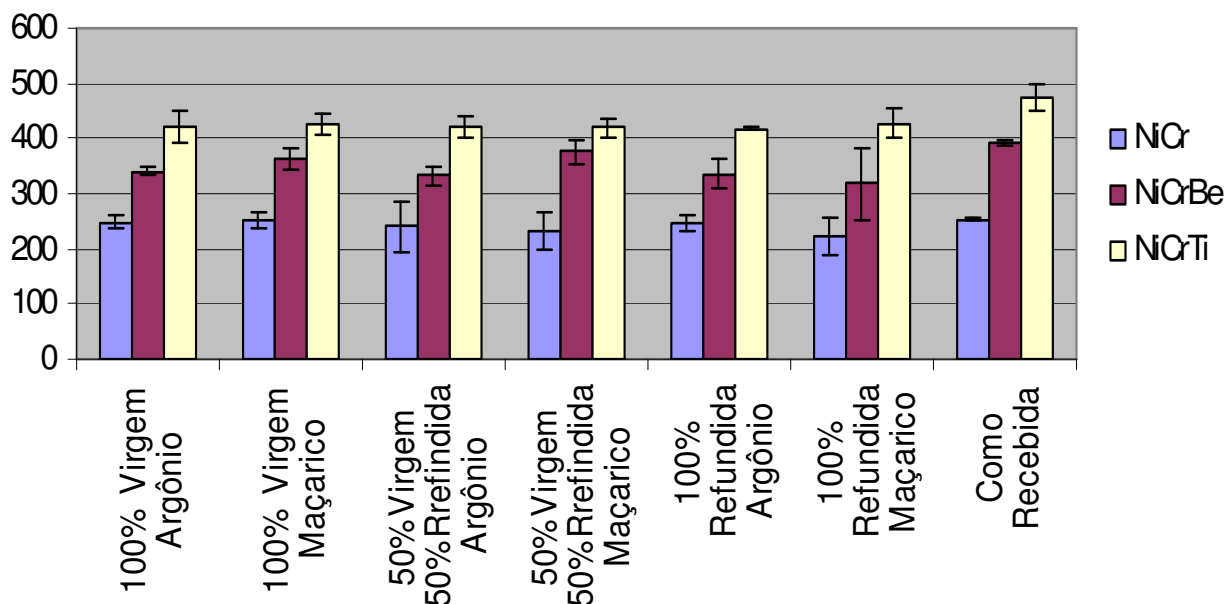


Figura 16 – Ilustração dos valores para cada condição de fundição

Tabela 6 – Fator de variação: composição de liga

Liga	Anova 5%
Virgem	342 A
50%Virgem 50% Refundida	337 B
100% Refundida	329 C

*Valores obtidos pela análise de variância Anova ($p < 0,05$)

Tabela 7 – Fator de variação: fonte de calor

Fonte de calor	Anova 5%
Argônio	336
Maçarico	336

*Não houve diferença estatística nas duas condições de fonte de calor

Tabela 8 – Fator de variação: ligas

Liga	Anova 5%	Tukey 5%
NiCrBe	344	B
NiCrTi	422	A
NiCr	240	C

*valores seguidos por letras distintas, maiúsculas na coluna, tratamento se difere entre si, em 5%, pelo teste de Tukey

Tabela 9 – Fator de Interação: fonte de calor X condição de fundição

Fator de Interação	Anova 5%
Maçarico x Liga Nova	346
Maçarico x Liga 50% / 50%	343
Maçarico x Liga Refundida	319
Argônio x Liga Nova	338
Argônio x Liga 50% / 50%	331
Argônio x Liga Refundida	339

*Não houve diferença estatística nas condições de fonte de calor x Condição de fundição Anova 5%

Tabela 10 – Fator de interação: liga x condição de fundição

Fator de Interação	Anova 5%
NiCrBe x Liga Nova	395
NiCrBe x Liga Mista	397
NiCrBe x Liga Refundida	373
NiCrTi x Liga Nova	297
NiCrTi x Liga Mista	283
NiCrTi x Liga Refundida	278
NiCr x Liga Nova	335
NiCr x Liga Mista	331
NiCr x Liga Refundida	335

6 DISCUSSÃO

Os profissionais de Odontologia utilizam fundições obtidas pelo método da cera perdida para que as peças metálicas sejam suficientemente ajustadas às cavidades preparadas. Tal processo consiste na confecção de um padrão para fundição em um material fácil de ser esculpido no troquel e passível de ser eliminado por queima, quase sem deixar resíduos (ASGAR et al., 1969), sendo que geralmente esse material é a cera ou resina acrílica.

A fonte de calor utilizada para a fusão da liga tem sido relatada por muitos autores como uma das causas de falha na peça final, uma vez que há diferença de temperatura entre a liga fundida e o interior do molde de revestimento. Assim, um aquecimento inadequado irá reduzir o escoamento da liga fazendo com que esta se solidifique prematuramente no interior do molde. As fontes de calor utilizadas para fusão de ligas odontológicas são basicamente o aquecimento por resistência elétrica ou chama de maçarico. A utilização do maçarico é mais difundida por não necessitar de equipamentos sofisticados, o que torna o custo final do trabalho protético menor. Porém, segundo Asgar e Allan (1968), Bombonatti et al. (1988), Harcourt (1962), Lewis et al.(1975a) esta fonte de calor promove alterações na composição e, conseqüentemente, nas propriedades da liga.

Segundo Craig e Ward (1997) o aquecimento intenso ou prolongado durante a fusão da liga é prejudicial pois poderá provocar a evaporação de alguns componentes. Este fato é importante durante o emprego do maçarico, onde a quantidade de calor da chama não pode ser controlada. Assim, o tempo decorrido e/ou o excesso de calor fornecido pela chama acetileno-oxigênio promoveria a

volatilização de alguns componentes da liga, com pontos de fusão mais baixos, alterando a viscosidade e dificultando sua injeção Strandman e Glantz (1976).

A técnica de fundição, quando empregado o conjunto indução e centrifuga elétrica, em relação ao conjunto empregando chama/oxigênio-acetileno, tem resultados significantes quando avaliado a fluidez e dureza Vickers. Bombonatti et al. (1990). Estes resultados mostram que a indução, promove um aquecimento uniforme em toda a porção da liga a ser fundida, fazendo com que a viscosidade seja adequada para a injeção no molde. Assim, a utilização da centrifuga elétrica permite o controle da quantidade de calor fornecido a liga. Porém, estes achados estão em desacordo com Harcourt e Cotterill, (1965), os quais verificaram que somente com temperatura controlada em ambiente inerte os resultados obtidos com fundição por indução seriam superiores aos obtidos com o método de fundição por chama maçarico.

Na condição bruto de fusão (como recebida), a dureza das ligas de cobre foi maior do que após a fusão (BOMBONATTI et al., 1990). Este tipo de comportamento já fora relatado por Santos e Miranda (1981) e por Comério (1987), quando estudaram ligas de níquel-cromo, embora não tenham observado nenhuma alteração crítica em relação aos valores de dureza, em consequência da fusão. Provavelmente, a diminuição da dureza poderia ser explicada com base nos tipos diferentes de estruturas existentes nas ligas antes e após a fusão (ASGAR; ALLAN, 1968; LEWIS et al., 1975b).

A prática de se reutilizar ligas que passaram por fusões prévias é comum em odontologia, podendo ser realizadas de duas a três fusões antes que ocorram alterações na composição, que prejudiquem suas propriedades (ANUSAVICE, 2005; PHILLIPS, 1984). Por outro lado, Mosleh, Abdul-Jabbar e Farghaly (1995) não

encontraram alterações nos valores de fusibilidade nas ligas utilizadas em trabalhos metalocerâmicos quando estas foram refundidas, utilizando liga nova e previamente fundida na proporção de 50/50% em peso. Bombonatti et al. (1988) verificaram que as fusões sucessivas de ligas de cobre-alumínio, em até quatro vezes, não interferiram na fluidez. Estes resultados corroboram aqueles obtidos por Harcourt (1962) que, embora trabalhando com ligas de cobalto-cromo, não encontraram alterações nas propriedades mecânicas estudadas após quatro fusões sucessivas, quando utilizaram centrifuga elétrica. Porém Lewis et al. (1975a) observaram que o excesso de refundições desse tipo de liga promoveu alterações em suas composições e, conseqüentemente, nas propriedades físicas e estruturais.

A análise dos resultados obtidos por Bombonatti et al. (1988) demonstrou que não houve diferença estatística significativa nos valores médios de dureza quando se utilizou a fonte de calor maçarico ou aquecimento por indução para a fusão das ligas pura e mista. Porém a utilização do aquecimento por indução demonstrou melhores resultados que o maçarico, diferindo estatisticamente entre si os valores médios de dureza, quando da utilização da liga refundida, o que está em desacordo com (VERONESI; CONSANI; RUHNKE, 1992), e verificaram a formação cristalina das ligas de cobre-alumínio era facilmente influenciada pelo método de fusão utilizado na fundição dessas ligas. Stolf (1993) afirmou que a dureza superficial para cada tratamento (liga nova, fundida, refundida com 50% de liga nova e totalmente refundida) não apresentavam coerência de resultados entre ligas, sugerindo que essas ligas alternativas não apresentavam homogeneidade ou eram facilmente influenciáveis pelo processo de fundição, o que está em desacordo com os achados de (LEWIS et al., 1975a) que verificaram que a dureza era influenciada pelo número

de vezes que a liga era refundida, como também pelo método utilizado para fundição.

As maiores médias de dureza Vickers foram obtidas com a utilização da fonte de calor maçarico oxigênio/acetileno para a fusão da liga refundida, sem acréscimo de liga nova. Entretanto, quando a liga como recebida foi comparada com a liga refundida acrescida de liga nova, com ambas as fontes de calor, não houve diferença estatística significativa, o que concorda com os resultados de Silva Filho et al. (1988), quando verificaram que a chama e a centrifuga elétrica não influenciavam na dureza das ligas.

A uniformidade estatística entre os valores médios de dureza quando foi utilizado aquecimento por indução, independente das condições de fusão da liga utilizada, demonstra que houve melhor controle térmico quando se utilizou a referida fonte, pois não houve diferença estatística significativa entre as variáveis. Bombonatti et al. (1990) observaram que a fusão na centrifuga elétrica proporcionava valores de dureza inferiores àqueles promovidos pela centrifuga comum, com chama de maçarico. Estes resultados poderiam ser explicados levando-se em consideração que durante a fusão com maçarico, maior quantidade de óxidos poderia ser absorvida pela liga líquida. Assim, ao se solidificar, estes óxidos atuariam como elementos endurecedores da liga, proporcionando, valores de dureza maiores que aqueles obtidos quando do emprego da centrifuga elétrica, onde a fusão se processaria sem formação e incorporação de óxidos. Os resultados estão em desacordo com os obtidos por Silva Filho (1988) e por Veronesi, Consani e Ruhnke (1992) onde observaram que os métodos de fusão apresentaram efeitos iguais sobre a dureza, já quanto a fusibilidade, pode-se inferir que as condições das ligas não teriam significado clínico negativo, entretanto, a indução promoveria

melhores condições de fusibilidade influenciando, provavelmente, o nível de adaptação da peça protética.

A dureza seria influenciada negativamente na condição refundida 100%, com utilização da fonte de calor de fundição por maçarico/acetileno.

7 CONCLUSÃO

Considerando os Resultados obtidos e discutidos foi-nos possível concluir que:

- A fusibilidade da liga foi influenciada pela fonte de calor, sendo que os melhores resultados foram obtidos com aquecimento por indução e argônio com liga 100% Virgem.
- Quando as diferentes combinações das ligas foram analisadas, o aquecimento por indução e maçarico não apresentaram diferença estatística.
- Quando a liga foi utilizada nas condições de pura e mista os valores médios não diferiram estatisticamente entre as fontes de calor de fundição. Entretanto, na condição refundida, a fonte de calor maçarico promoveu maior valor médio de dureza com diferença estatística significativa quando comparada com a fonte de calor por indução.

REFERÊNCIAS

ALBREKTSSON, T.; ZARB, G. A. The **Branemark Osseointegrated Implant**. Chigaco: Quintessence, 1989.

AMERICAN SOCIETY OF METALS. **ASM handbook**: metallography and microstructure. Ohio: ASM International, 1985. 9 v.

ANUSAVICE, K. J. **Phillips' science of dental materials**. 10th ed. Philadelphia: Saunders, 1996. 709 p.

ANUSAVICE, K. J. **Phillips, materiais dentários**. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005. 764 p.

ASGAR, K.; ALLAN, F. C. Microstructure and physical properties of alloys for partial denture castings. **J.Dent. Res.**, Chicago, v.47, n.2, p. 189-197, Mar./Apr. 1968.

ASGAR, K. et al. Effect of casting conditions on physical properties of some experimental partial denture alloys. **J. Biomed. Mater Res.**, New York, v. 3, p. 409-423, Sep. 1969.

BARAN, G. R. Selection criteria for based metal alloy for use with porcelains. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v.29, n.4, p. 779-787, Oct. 1985.

BESSING, C; BERGMAN, M. Metallograpy characterization of four alternative alloy intended for fixed prostheses. **Acta Odontol Scand**, Stockholm, v. 44, n. 2, p.101-112, Jan./Feb. 1986.

BEZZON, O. L. et al. Effect of beryllium on the resitance of ceramometal bonding in Ni-Cr and NiCr-Be alloys. **J Prosthet Dent.**, St Louis, v. 80, n. 5, p. 570-574, Nov. 1998.

BOMBONATTI, P. E. et al. Determinação da dureza de ligas de cobre na forma como são recebidas e após fundição, em função da técnica de fusão. **Rev. Odont. UNESP**, São Paulo, v.19, n.1, p.217-226, jan./fev. 1990.

BOMBONATTI, P. E. et al. Influência da refusão sobre a fluidez de ligas de cobre-alumínio. **Rev. Odont. UNESP**, São Paulo, v. 17, n. 1/2, p. 169-173, mar./abr. 1988.

BOMBONATTI, P. E. et al. Fluidez de ligas de cobre alumínio em função do aquecimento acima da temperatura de fusão. **Rev. Odont. UNESP**, São Paulo, v. 14, n. 1/2, p. 119-123, out. 1985.

CAMPAGNI, R.; FAUCHER, R. R.; YOUDELIS, R. A. Effects of sprue design, casting machine, and heat source on casting porosity. **J Prosthet Dent**, St Louis, v. 52, n. 1, p. 41-45, Jan./Feb. 1984.

CANAY, S.; CEHRELI, M. C. ; BILGIC, S. In vitro evaluation of the effect of a current bleaching agent on the electrochemical corrosion of dental alloys. **J Oral Rehabil**. England, v. 29, n.10, p. 1014-19, Nov./Dec. 2002.

CRAIG R. G.; POWER, J. M. **Materiais dentários restauradores**. 11. ed. São Paulo: Santos, 2002.

CRAIG, R. G.; WARD, D. M. **Restorative dental materials**. 10th ed. St. Louis: Mosby, 1997. 584 p.

COMERIO, C. **Estudo das propriedades das ligas para metalocerâmica: dureza superficial**. 1987. 99f. Dissertação (Mestrado em Prótese Dentária) - Faculdade de Odontologia, Universidade de Campinas, Piracicaba, 1987.

CUNNINGHAM D. M. Comparison of base metal alloys and type IV gold alloys for removable partial denture frameworks. **Dent Clin North Am.**, Philadelphia, v. 17, p. 719-722, June/July 1973.

DHARMAR, S.; RATHNASAMY, R. J; SWAMINATHAN, T. N. Radiographic and metallographic evaluation of porosity defects and grain structure of cast chromium

cobalt removable partial dentures. **J Prosthet Dent**, St Louis, v. 69, n. 4, p. 369-373, Apr. 1993.

HAMANAKA H, et al. Dental casting of titanium and Ni-Ti alloys by a new casting machine. **J Dent Res.**, Chicago, v. 68, n. 11, p. 1529-33, Nov./Dec. 1989.

HARCOUT, H. J. The remelting of cobalt-chromium alloy. **Br. Dent. J.**, London, v. 112, p. 198-204, Feb./Mar. 1962.

HARCOUT, H. J; COTERILL, W. F. Induction melting of cobalt-chromium alloys. A comparison with flame melting. **Br. Dent. J.**, London, v. 118, n. 8, p. 323-329, Apr./May 1965.

HENRIQUES, G. E. et al. Soldering and remelting influence on fatigue strength of cobalt-chromium alloys. **J Prosthet Dent.**, St Louis, v. 78, n. 2, p. 146-52, Jan./Feb. 1997.

HINMAN, R. W. et al. A technique for characterizing casting behavior of dental alloys. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 64, n. 2, p. 134-138, Feb. 1985.

LAUTENSCHLAGER, E. P.; MONAGHAN, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. **Int. Dent. J.**, Bristol, v. 43, n.4, p. 245-253, Oct. 1993.

LEWIS, A. J. Change in the composition of nickel base partial denture casting alloy upon fusion and casting. **Aust Dent J.**, Sidney, v. 20, n. 1, p. 14-18, Mar. 1975.

LEWIS A. J. A radiographic evaluation of microporosity in a nickel base casting alloy. **Aust Dent J.**, Sidney, v. 20, n. 4, p. 221-227, Sep. 1975.

LEWIS A. J. et al. The effects of remelting on the mechanical properties of a nickel base partial denture casting alloy. **Aust Dent J.**, Sidney, v. 20, n. 2, p. 89-93, Apr. 1975.

LEWIS A. J. et al. Methallography changes and phase identification in a nickel base alloy upon fusion and casting. **Aust Dent J.**, Sidney, v. 20, n. 6, p. 378-383, Oct. 1975.

McLEAN, J. W. **The science and art of dental ceramics and their clinical use.** Chigaco: Quintessence, 1979. 71p.

MONDELLI, J. **Ligas alternativas para restaurações fundidas.** São Paulo: Panamericana, 1995. 353 p.

MORENA, R. et al. Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 65, n. 7, p. 993-997, July 1986.

MOSLEH, I.; ABDUL-GABBAR, F.; FARGHALY, A. Castability evaluation and effect of recasting of ceramo-metal alloys. **Egypt Dent J.**, Cairo, v. 41, n. 4, p. 1357-1362, Dec. 1995.

PASSLER, K.; MANN, E. Dental cast titanium--basic principles, technology and plastic evaluation. **Quintessenz Zahntech**, Bremen, v. 17, n. 6, p. 717-726, Nov. 1991.

PHILLIPS, R. W. **Materiais dentários de Skinner.** Tradução Dioracy Fonterrada Vieira. 8.ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1984. 467 p.

SANTOS, J. F. F.; MIRANDA M. F. Propriedades das ligas não-preciosas para metalocerâmica. **Rev.Ass. Paul. Cirurg. Dent.**, São Paulo, v.2, n. 35, p. 265-271, jun./jul. 1981.

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

SILVA FILHO, F. P. et al. Ligas do sistema cobre-alumínio. Estudo da contração de fundição e dureza Vickers. Efeito de técnicas de fusão e tratamento térmico. **Odont. Clin.**, São Paulo, v.1, n. 2, p. 15-19, jan. 1988.

SOUZA, S. A. **Ensaio mecânico de materiais metálicos**: fundamentos teóricos e práticos. 5.ed. São Paulo: Edgard Blücher, 1982. 286 p.

STOLF, W. L. **Estudo de ligas metálicas alternativas empregadas na odontologia. Análise química qualitativa e quantitativa, dureza superficial, manchas e corrosão**. 1993. 135f. Tese (Doutorado em Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia, Universidade de Campinas, Piracicaba, 1993.

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

STRANDMAN, E.; GLANTZ, P. On the characteristics of acetylene/oxygen flames used in dental casting. **Odont. Rev.**, Sweden, v. 27, n. 3, p. 197-222, Mar. 1976.

TAGGART, W. H. A new and accurate method of making gold inlays. **Dent Cosmos**, Philadelphia, v. 49, n. 11, p. 1117-1121, Nov. 1907.

TAJIMA, K. et al. Oxygen and nitrogen uptake in dental Ni-Cr alloy castings by several melting methods. **Dent Mater J.**, Tokyo, v. 3, n. 2, p. 262-71, Sep. 1984.

VAN VLACK, L. H. **Princípios de ciência dos materiais**. Tradução Luiz Paulo Camargo Ferrão. 8.ed. São Paulo: Edgard Blücher, 1988.

VERONESI, G. S.; CONSANI, S.; RUHNKE, L. A. The influence of casting methods the surface microhardness and crystalline formation of aluminium-copper alloy. **J. Prost.Dent.**, St Louis, v. 67, n. 1, p. 26-29, Jan. 1992.

VOITIK, A. J. Titanium dental castings, cold worked titanium restorations-yes or no? **Trends Tech Contemp Dent Lab**. v. 8, n. 10, p. 23-28, 30-34, Jan. 1991.

WATAHA, J. C. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. **J Prosthet Dent.**, St Louis, v. 82, n. 2, p. 223-234, Mar. 2000.

ZINELIS, S. Effect of pressure of helium, argon, krypton, and xenon on the porosity, microstructure, and mechanical properties of commercially pure titanium castings. **J Prosthet Dent.**, St Louis, v. 84, n. 5, p. 575-582, Sep. 2000.

APÊNDICES

APÊNDICE A – Valores individuais de edentação por corpo-de-prova na condição de como recebida

NiCrTi como recebida	456	489
NiCrBe como Recebida	393	388
NiCr sem Be como Recebida	251	255

APÊNDICE B – Valores individuais para edentação por porpo-de-prova na condição de argônio 100% vagem

NiCrBe 100%Virgem Argônio	348	333	339	338	354
	342	341	336	324	347
NiCrSBe 100%Virgem Argônio	232	235	267	254	256
	239	243	241	252	259
NiCrTi 100%Virgem Argônio	369	416	435	454	427
	378	432	421	461	419

APÊNDICE C – Valores individuais para edentação por corpo-de-prova na condição de 100% virgem maçarico

NiCrBe 100%Virgem Maçarico	379	339	374	380	346
	375	328	363	381	351
NiCrSBe 100%Virgem Maçarico	241	251	253	253	274
	242	249	227	270	270
NiCrTi 100%Virgem Maçarico	440	450	393	423	432
	438	439	398	419	421

APÊNDICE D – Valores individuais para edentação por corpo-de-prova na condição de 50% refundida com argônio

NiCrBe 50% Refundida Argônio	309	334	342	354	341
	301	328	337	341	344
NiCrSBe 50%Refundida Argônio	162	301	265	244	238
	159	279	260	249	241
NiCrTi 50% Refundida Argônio	438	458	424	409	401
	421	440	412	400	406

APÊNDICE E – Valores individuais para edentação por corpo-de-prova na condição de 50% refundida com maçarico

NiCrBe 50% Refundida Maçarico	341	370	378	403	398
	344	368	375	400	378
NiCrSBe 50% Refundida Maçarico	228	225	246	226	212
	221	250	257	234	216
NiCrTi 50% Refundida Maçarico	430	386	426	416	421
	438	396	438	421	419

APÊNDICE F – Valores individuais para edentação por corpo-de-prova na condição de 100% refundida com maçarico

NiCrBe 100% Refundida Maçarico	237	239	358	376	380
	242	240	349	370	379
NiCrSBe 100% Refundida Maçarico	241	251	253	253	274
	242	249	227	270	270
NiCrTi 100% Refundida Maçarico	394	429	442	459	418
	374	451	433	451	429

APÊNDICE G – Valores individuais para edentação por corpo-de-prova na condição de 100% refundida com argônio

NiCrBe 100% Refundida Argônio	368	293	322	359	324
	364	304	316	348	348
NiCrSBe 100% Refundida Argônio	232	235	267	254	256
	239	243	241	252	259
NiCrTi 100% Refundida Argônio	404	466	410	407	416
	410	450	401	401	401

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.

Taubaté, Agosto de 2008.