

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS
Faculdade de Odontologia

**AVALIAÇÃO DO DESAJUSTE CERVICAL EM FUNÇÃO DO TIPO DE
TÉRMINO DO PREPARO CAVITÁRIO E DO PROCESSO DE
FUNDIÇÃO EM COROAS TOTAIS METÁLICAS
DO SISTEMA Co-Cr-Ni**

AGNALDO ROCHA DE SOUZA JÚNIOR

Belo Horizonte – MG

2007

AGNALDO ROCHA DE SOUZA JÚNIOR

**AVALIAÇÃO DO DESAJUSTE CERVICAL EM FUNÇÃO DO TIPO DE
TÉRMINO DO PREPARO CAVITÁRIO E DO PROCESSO DE
FUNDIÇÃO EM COROAS TOTAIS METÁLICAS
DO SISTEMA Co-Cr-Ni**

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado Acadêmico em Odontologia, área de concentração em Clínicas Odontológicas, ênfase em Prótese Dentária, da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. Wellington Corrêa Jansen

Belo Horizonte-MG

2007

FICHA CATALOGRÁFICA
Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

S729a Souza Junior, Agnaldo Rocha de
Avaliação do desajuste cervical em função do tipo de término do preparo cavitário e do processo de fundição em coroas totais metálicas do sistema CoCrNi / Agnaldo Rocha de Souza Junior. Belo Horizonte, 2007. 108f.

Orientador: Wellington Corrêa Jansen.
Dissertação (Mestrado) - Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Programa de Pós-Graduação em Odontologia
Bibliografia.

1. Prótese dentária. 2. Técnica de fundição odontológica. 3. Ligas dentárias.
I. Jansen, Wellington Corrêa. II. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314-089.843

FOLHA DE APROVAÇÃO

Agnaldo Rocha de Souza Junior

AVALIAÇÃO DO DESAJUSTE CERVICAL EM FUNÇÃO DO TIPO DE TÉRMINO DO PREPARO CAVITÁRIO E DO PROCESSO DE FUNDIÇÃO EM COROAS TOTAIS METÁLICAS DO SISTEMA Co-Cr-Ni

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado Acadêmico em Odontologia, área de concentração em Clínicas Odontológicas ênfase de Prótese Dentária, da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2007.

Wellington Corrêa Jansen

Wellington Corrêa Jansen (Orientador) – PUC Minas

Paulo Isaías Seraidarian

Paulo Isaías Seraidarian – PUC Minas

Wilson Batista Mendes

Wilson Batista – Universidade de Itaúna

À minha família, principalmente, aos meus pais que me ajudaram a enfrentar e superar mais um obstáculo desta vida.

Ao meu tio Reginaldo pelo apoio em todos os momentos importantes na minha vida e carreira.

Ao meu amigo João Normanha pelo exemplo de profissional, confiança e amizade.

AGRADECIMENTOS

Aos meus Familiares, que estão presentes em todos os momentos dando força para continuar em buscas dos meus objetivos.

Ao Professor Wellington Corrêa Jansen, pela dedicação na realização deste trabalho, pela paciência, pelas oportunidades oferecidas para estar trabalhando próximo dele e assim absorvendo um pouco do seu grande conhecimento da odontologia.

Ao Professor Paulo Isáias Seraidarian, pela oportunidade e ensinamentos oferecidos com grande carinho e respeito durante esta caminhada.

Aos Colegas de mestrado, especialmente ao Fernando Toledo, pela grande amizade.

Ao Bruno Lourenço, do laboratório de pesquisa da Faculdade de Odontologia da UFMG, pela ajuda neste trabalho.

Aos amigos, pelo incentivo e apoio durante a realização deste trabalho.

E a todos, que de alguma forma contribuíram para esta vitória.

EPÍGRAFE

“Não vale ter um sonho pela qual não possamos lutar”

Autor desconhecido

RESUMO

A adaptação marginal de uma coroa é um fator crítico na longevidade clínica de uma prótese metálica. Diante das opções de término cervical de preparos cavitários, de ligas para uso odontológico e de técnicas de fundição, o presente estudo, avaliou o desajuste observado em coroas fundidas em ligas de Co-Cr e Ni-Cr. Foram avaliados três tipos diferentes de término cervical de preparo para coroa total. Esses preparos foram confeccionados em blocos de aço inoxidável torneados em torno de precisão para se obter uma matriz com os seguintes termos cervicais: ombro, angulado em 135° e chanfrado. Sobre esses modelos metálicos foram confeccionados, para cada tipo de término, 20 padrões de cera por técnica de enceramento, técnica preconizada pela disciplina de Prótese da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, sendo submetidos a duas técnicas de fundição: indução elétrica e por maçarico convencional. Após a fundição, essas estruturas metálicas foram limpas com jato de óxido de Alumínio e assentadas sobre as respectivas matrizes e submetidas a uma carga de ajuste de 9 kg por 1 minuto. Através de um microscópio comparador, foi avaliado o desajuste marginal em quatro pontos centralizados e diametralmente opostos. Foi observada uma diferença significativa de desajuste entre as ligas, a técnica de fundição e o término. A liga de Ni-Cr apresentou melhores médias de adaptação (0,303 μm) em relação à liga de Cr-Co (0,327 μm). A técnica de fundição por indução mostrou menores desajustes marginais para qualquer uma das ligas. O término que apresentou a menor média de desajuste foi o ombro (0,283 μm), enquanto o término em 135° apresentou as piores médias de adaptação (0,347 μm).

Palavras-chave: desajuste cervical, ligas odontológicas, técnica de fundição.

ABSTRACT

The adaptation of a marginal crown is a critical factor in clinic longevity in a metal prosthesis. Given the preparation of marginal cervical design endings options, the alloys for use in dentistry and casting techniques, this study evaluated the adaptation observed in crowns merged in Co-Cr-Ni and Cr alloys. Three different types of cervical end of preparation for total crown were evaluated. These were made in blocks of stainless steel in precision lathe to obtain a metal matrix in the following cervical ends: shoulder, angle of the 135° and chamfer. Over these metallic models 20 patterns of wax were made for each type of termination, using a technique that was recommended by the discipline of Prosthesis of the Pontifícia Universidade Católica of Minas Gerais Dentistry University, being subjected to two casting techniques: electric induction and conventional flame air torch. After casting, these metal structures were cleaned using an Aluminum oxide jet and settled on their matrices and subjected to a load adjustment of 9 kgf per 1 minute. It was evaluated in the marginal misfit in four centralized and diametrically opposed points through a comparing microscope. A significant difference was observed in misfit between the alloys, the techniques of casting and the kinds of endings. The alloy of Ni-Cr presented better average for adaptation (0,303 μm) in relation to the alloys of Cr-Co (0,327 μm). The technique of induction casting showed smaller marginal misfit for any of the alloys. The ending which showed the lowest average misfit was the shoulder (0,283 μm), while the ending in 135° presented the worst adaptation average (0,347 μm).

Keywords: cervical misfit, dental alloys, casting technique.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Preparo torneado término em 135°	54
Figura 2: Preparo torneado: ombro	54
Figura 3: Preparo torneado: chanfrado	54
Figura 4: Matrizes.....	55
Figura 5: Matrizes e seus casquetes.....	55
Figura 6: Confeção da matriz com Zetalabor®.....	55
Figura 7: Perfurações para injeção de duralay.....	56
Figura 8: Casquete sem vedamento	57
Figura 9: Casquete após vedamento	57
Figura 10: Casquetes fixados na base formadora de cadinho	57
Figura 11: Anéis de silicone e revestimentos	58
Figura 12: Molde de revestimento	58
Figura 13: Máquina de indução elétrica	59
Figura 14: Infra-estrutura metálica após limpeza com jato de óxido de alumínio	60
Figura 15: Remoção da canalização	60
Figura 16: Microscópico utilizado para verificação de bolhas	60
Figura 17: Estrutura metálica assentada sobre respectivo preparo	61
Figura 18: Microscópico comparador Mitutoyo.....	61
Figura 19: Corpo-de-prova posicionado para medição no microscópio	61
Figura 20: Em destaque a fenda marginal em aumento de 10x.....	61
Figura 21: Esquema do cálculo da fenda marginal	86

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Desajuste Cervical em relação ao término	62
Gráfico 2: Desajuste Cervical em relação à Técnica de Fundição	63
Gráfico 3: Desajuste Cervical em relação à Liga.....	64
Gráfico 4: Desajuste Cervical em relação ao Término/ Técnica de Fundição	65
Gráfico 5: Desajuste Cervical em relação ao Término/Liga	66
Gráfico 6: Desajuste Cervical em relação Liga/Técnica de Fundição	67
Gráfico 7: Desajuste Cervical em relação a Término/Liga/Técnica de Fundição	68
Gráfico 8: Desajuste Cervical em relação a Liga/Término/Técnica de Fundição	69
Gráfico 9: Distribuição normal da amostra	82
Gráfico 10: Igualdade de Variância	83

LISTA DE QUADROS

Quadro 1: Combinações dos tratamentos que não apresentaram diferenças estatisticamente significativas	76
Quadro 2: Combinações dos tratamentos que não foram Estatisticamente significantes.....	78

LISTA DE TABELAS

TABELA 1: Discrepâncias marginais pela fonte de calor	41
TABELA 2: Média e desvio padrão dos valores de dureza Vickers para toda a condição experimental	44
TABELA 3: Efeito do desenho do término e o assentamento	48
TABELA 4: Média de valores da discrepância marginal em relação ao desenho do término.....	51
TABELA 5: Composição das ligas utilizadas.....	59
TABELA 6: Materias usados	59
TABELA 7: Média de desajuste - término	62
TABELA 8: Médias das técnicas de fundição	63
TABELA 9: Diferenças de médias da ligas.....	64
TABELA 10: Interação – término x técnica de fundição	65
TABELA 11: Interação – término x liga	66
TABELA 12: Média de desajuste na interação – liga x técnica de fundição.....	67
TABELA 13: Média de desajuste na interação – liga x técnica de fundição x término.....	68
TABELA 14: Teste de Tukey para diferença entre ligas.....	72
TABELA 15: Intervalo de confiança para as médias das ligas	72
TABELA 16: Intervalo de confiança para a diferença entre médias das ligas	72
TABELA 17: Teste de Tukey para técnicas de fundição	73
TABELA 18: Intervalo de confiança para as médias das técnicas de fundição.....	73
TABELA 19: Intervalo de confiança para a diferença entre médias da técnica de fundição.....	73
TABELA 20: Médias de cada término	74
TABELA 21: Teste de Tukey	74
TABELA 22: Intervalo de confiança de 95% para a média dos termos	74
TABELA 23: Intervalo de 95% de confiança para a diferença entre as médias dos termos.....	75
TABELA 24: Média interação término x liga.....	75
TABELA 25: Teste de Tukey.....	75

TABELA 26: Média dos tratamentos e intervalo de 95% de confiança para as médias.....	76
TABELA 27: Intervalo de 95% de confiança para a diferença entre as médias dos termos x ligas.	77
TABELA 28: Interação término x técnica de fundição	78
TABELA 29: Teste de Tukey	78
TABELA 30: Intervalo de 95% de confiança para a diferença entre as médias dos termos x técnica defundição.....	79
TABELA 31: Interação Término x Técnica de Fundição x Liga	79
TABELA 32: Teste de Tukey.....	80
TABELA 33: Propriedades das ligas de Ni-Cr e Co-Cr	95

LISTA DE ABREVIATURAS

°C - Grau centígrados

µm - micrometro

ADA - Associação Dentária Americana

Ag - Prata

Au - Ouro

Co - Cobalto

cp - Comercialmente puro

Cr - Cromo

Cu - Cobre

FPD - Fixed Partial Denture (Prótese Parcial Fixa)

GPa - Gigapascal

g - grama

MEV - Microscópio Eletrônico de Varredura

Mo - Molibdênio

MPa - Megapascal

Nb - Nióbio

Ni - Níquel

Pd - Paládio

PPR - Prótese Parcial Removível

SEM - Scanner Eletronic Microscopic

Si - Sílica

Sn - Estanho

Ti - Titânio

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DA LITERATURA	17
2.1 Propriedades e fusibilidade das ligas de Ni-Cr e Co-Cr	17
2.2 Biocompatibilidade das ligas Ni-Cr e Co-Cr	35
2.4 Avaliação da adaptação quanto aos tipos de términos de preparos	44
3 OBJETIVOS	53
3.1 Objetivo geral	53
3.2 Objetivos específicos	53
4 MATERIAL E MÉTODOS	54
5 RESULTADOS.....	62
5.1 Estatística descritiva.....	62
5.2 Teste Estatístico	70
5.3 Comparações Múltiplas	71
5.4 Verificação da adequação do modelo - análise de resíduos	82
6 DISCUSSÃO	85
6.1 Tipo de Término	85
6.2 Discussão técnica de fundição fonte de calor	90
6.3 Biocompatibilidade das ligas	93
6.4 Propriedades	94
7 CONCLUSÃO.....	100
REFERÊNCIAS	101

1 INTRODUÇÃO

A precisão da adaptação na margem cavo-superficial é sempre o objetivo de um cirurgião-dentista consciente, uma vez que uma restauração mal adaptada resulta em fracasso em qualquer trabalho restaurador realizado. Isto é ainda mais evidente nas restaurações realizadas com ligas metálicas obtidas por processo de fundição, nas quais uma justeza de adaptação com a mínima discrepância com o término do preparo é um requisito difícil de ser alcançado (MONDELLI, VALERA & GAMA, 1996; SHILLINGBURG *et al.* 1998; ORUÇ & TULUNOGLU, 2000; PEGORARO *et al.*, 2002; CALENSINI *et al.*, 2000; LOPES *et al.*, 2005).

Somando-se a essa dificuldade, há o grande número de ligas metálicas existentes no mercado, cujos constituintes são muitos e em várias proporções de acordo com as informações do fabricante. Essas ligas alternativas surgiram com o propósito de substituir as ligas áureas, em virtude de seu alto custo. Entretanto, todas essas ligas possuem comportamentos diferentes quando fundidas, sendo que algumas exigem uma fundição especial (CONVINGTON *et al.*, 1985a; MONDELLI, VALERA & GAMA 1996; KANO *et al.*, 2004; VIENNOT *etal.*, 2006).

Além do grande número de ligas metálicas utilizadas na Odontologia, existem os variados tipos de termos de preparos dentários propostos pelos autores, cada qual apresentando um desenho geométrico característico, numa tentativa de melhorar ou diminuir a discrepância entre a restauração e a linha de término do preparo, diminuindo, com isso, a espessura da linha de cimentação e preenchendo os requisitos de resistência estrutural e espessura de porcelana (GAVELIS *et al.*, 1981; MacADAM, 1985; SHILLINGBURG *et al.*, 1998 SAITO, 1999; PEGORARO *et al.*, 2002).

Em meio a tantas ligas metálicas propostas para restaurações metalocerâmicas, a liga de Níquel-Cromo é a mais utilizada pelos laboratórios de prótese e, conseqüentemente, pela maioria dos profissionais (DUNCAN, 1982; GEBELEIN *et al.*, 2003; CARREIRO *et al.*, 2005). Em alguns casos a predileção por essa liga deve-se às suas qualidades físicas e, em outros, ao seu custo, que chega a ser 50 vezes mais baixo que o das ligas áureas. Phillips, em 1998, menciona que em 1981 cerca de 70% dos laboratórios de prótese já faziam uso da liga de Ni-Cr.

Em 2002, Craig, Powers & Wataha ressaltaram que “as ligas, sem considerar sua composição, liberam alguma quantidade de elementos na boca. Embora exista uma ampla variação de elementos dessas ligas, há pouca evidência de que elas liberam elementos que causem problemas significativos para a maioria das pessoas. A única exceção é para aquelas pessoas alérgicas a metais. Desses, o Níquel é, até então, o mais comum porque de 8% a 15% da população é alérgica ao Níquel”. Este efeito não é observado no Cobalto (PHILILPS, 1998), o que instiga uma possibilidade de maior utilização da liga Co-Cr.

Em 2006, Montes avaliou o comportamento das ligas metálicas de Ni-Cr e Au-Pd acopladas ao implante dentário na presença de saliva artificial. Seus resultados mostraram liberação de íons, das ligas, como Ni (4,4 a 58, 8mg/ml); Cr (2,4 e 6, 21mg/ml) e Ti (0,172 a 0,176mg/ml) para o meio. Ressaltou que o conhecimento sobre as interações biológicas entre restaurações metálicas odontológicas e os tecidos, bucais e sistêmicos, permanece fragmentado. Uma especulação gira em torno de que os íons induzem a uma resposta alérgica, diagnosticada, erroneamente, como uma reação inflamatória. Montes cita o trabalho Geurtesen (2002) que mostrou em seus resultados ser o Ni o alérgeno mais freqüente nas respostas sistêmicas e locais. Além disso, enfatiza que alguns pacientes alérgicos a esse elemento podem, também, tornarem-se sensíveis ao Pd. Quanto aos efeitos adversos locais, a síndrome da ardência bucal tem sido observada quando se combina metal nobre com não nobre.

Também foi relatado por alguns autores que a liga Ni-Cr apresenta pior comportamento quanto à adaptação marginal (NITKIN & ASGAR, 1976; MONDELLI, Valera & Gama, 1996).

A utilização de ligas não nobres não deve ter no aspecto econômico a justificativa maior para o seu emprego. Elas devem possuir propriedades físicas, químicas, mecânicas e biológicas mínimas que justifiquem sua indicação como material restaurador eficiente, para que possam constituir alternativas viáveis ou mesmo substitutas (MONDELLI, VALERA & GAMA, 1996). Porém, como a liga Ni-Cr é utilizada por inúmeros profissionais por motivos de custo, apesar de não apresentar um bom comportamento de adaptação em relação às ligas de metais precioso e semi-preciosos (NITKIN & ASGAR, 1976; TJAN, TAO & BAUM, 1991; NORTHEAST *et al.*, 1992; MONDELLI, VALERA & GAMA, 1996; ORUÇ & ULUNOGLU, 2000; BEZZON *et al.*, 2004), é evidente a necessidade de se

aperfeiçoar a técnica para uso dessa liga. No entanto, se, além da questão do comportamento de adaptação, formos considerar o efeito tóxico do Ni, a utilização de um outro tipo liga que não apresente o Ni na sua composição, como as ligas de Co-Cr, para confecção de coroas metalocêramicas, torna-se imprescindível. As ligas Ni-Cr e Co-Cr estão compreendidas dentro do grupo de ligas de metais básicos e apresentam algumas propriedades físicas semelhantes, mas não iguais, requerendo, assim, materiais, como, por exemplo, revestimentos e sistemas de trabalho diferentes para a sua utilização na Odontologia, frente a essas condições, os seguintes questionamentos surgem:

Excetuando-se a toxicidade, o que difere na infra-estrutura das ligas mencionadas em relação a uma liga de Ni-Cr quanto à suas propriedades físicas? Apresentam essas ligas diferenças de comportamento que justifiquem ou que permitam realmente o uso da liga de Co-Cr no lugar da liga de Ni-Cr? Qual o comportamento dessas ligas diante dos diversos tipos de términos de preparo? Qual término de preparo cavitário apresenta melhor precisão ou adaptação diante dessas ligas, permitindo, conseqüentemente, menor linha de cimentação? Qual a melhor conduta para se obter otimização no uso dessas ligas?

Observa-se, portanto, que não se pode simplesmente trocar um sistema de ligas por outro, na tentativa de se resolver um problema, sem conhecer direito o sistema substitutivo e compará-lo com o que está sendo trocado, além de desconsiderar as possíveis complicações e implicações a que essa troca poderá levar. Devido a esses muitos questionamentos e implicações, este trabalho propõe a avaliar a diferença de comportamento das ligas de Ni-Cr e Co-Cr, com três diferentes tipos de términos, em dois diferentes sistemas de fundição.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Através dos tempos, observa-se uma motivação na busca de ligas alternativas às de ouro e que apresente propriedades mecânicas que justifiquem seu uso. Pesquisadores vêm, em vários trabalhos, avaliando as diversas propriedades e fusibilidade das ligas de Ni-Cr e Co-Cr, as diferentes composições de ligas, qual melhor fonte de calor para aperfeiçoar as técnicas de fundições, na tentativa de conseguirem controlar e adequar o manejo das ligas para se conseguir restaurações melhor adaptadas. Somando-se a isto, há, também, a procura para se determinar qual tipo de término é mais efetivo na obtenção de uma menor linha de adaptação e, assim, de cimentação.

2.1 – Propriedades e fusibilidade das ligas de Ni-Cr e Co-Cr

Em 1961, Asgar & Peyton relataram que, embora técnicas dentais aceitáveis para fundição da liga à base de Cobalto sejam viáveis, uma técnica confiável, precisa e de fácil aplicação não foi ainda desenvolvida. Tal técnica provavelmente não poderá ser desenvolvida até que se tenha mais conhecimento sobre a básica natureza destas ligas e seus efeitos nos procedimentos de fundição e propriedades. Os autores escolheram uma liga de Co-Cr (Stellite 21®) e realizaram uma série de testes, descrevendo suas características, as quais se mostraram semelhantes às das ligas à base de Co, comercializadas à época. A resistência à tração para essa liga de Co-Cr foi de aproximadamente 100,000 lb/sq (684,48 MPa), e as dimensões das amostras, bem como as condições de fundição não apresentaram efeitos significantes sobre esta propriedade. O exame da microestrutura revelou que as amostras com baixa quantidade de microporosidade apresentaram uma resistência à tração tão alta quanto as amostras livres de microporosidade. O módulo de elasticidade da liga testada variou entre 30 e 40 x10⁶ lb/sq (0,21 e 0,28 x 10⁶ MPa). Os autores encontram uma resistência à compressão de 75,000 lb/sq (0,52 MPa), o valor mais baixo encontrado foi em 69,960 lb/sq (0,48 MPa). Ressaltaram que a

resistência à compressão é importante na prática, pois representa o valor de quando acontecerá a deformação permanente da estrutura.

Dentro dessa perspectiva, Nitkn & Asgar (1976) avaliaram a adaptação marginal de ligas alternativas às de ouro tipo III. Os autores concluíram que as ligas de Ni-Cr mostraram discrepância na adaptação marginal maiores do que as ligas de Ag-Pd, Au-Ag-Cu-Pd e ligas áureas. Para os autores, isto ocorreu porque ligas de metais não-preciosos, em geral, apresentavam uma maior contração de fundição, devendo-se, portanto, trabalhar melhor no controle desta contração.

Com a evolução das restaurações metalocêramicas, Weiss (1977) descreve que esse tipo de restauração apresenta basicamente uma infra-estrutura metálica e uma camada externa de porcelana. Usando-se ligas de ouro, o autor determinou que a espessura mínima que deve existir para essa liga mantenha uma resistência adequada é de 1,1 mm, em coroas unitárias, e 1,25 mm, em múltiplas unidades, sem as quais poderia haver distorções variadas na infra-estrutura metálica, tanto na queima quanto na mastigação. Porém, na prática, esses valores são inadequados, pois o desgaste preconizado em restaurações metalocêramicas estaria em torno de 1,5mm para as paredes axiais e 2 mm para as superfícies ocluso/incisais, sobrando-se, então, espaço inadequado para se ter opaco e porcelana suficiente para obter-se uma estética satisfatória e resistência às forças oclusais. Além disso, o autor enfatiza que a presença do colar metálico da liga áurea é antiestético. A resolução desse problema requer duas situações: substituir a liga de ouro por uma mais forte e reduzir a espessura do opaco de 0,3 mm para 0,1mm. O autor afirma que com uma liga de Ni-Cr, devido ao seu módulo de elasticidade e dureza, pode-se obter uma estrutura metálica com uma menor espessura (0,1 a 0,2mm) e, com a redução da camada de opaco para 0,1mm, tem-se um aumento precioso para a camada de porcelana sem a presença de sobre contorno ou sem exigir maior desgaste do dente. Contudo, o sucesso para trabalhar com o Ni-Cr requer o entendimento das suas propriedades físicas, e a não-obediência desse princípio elementar é o motivo das dificuldades e falhas no manejo com as ligas de Ni-Cr. Comparando-se as propriedades físicas, a liga de Ni-Cr tem cerca de metade da densidade da liga áurea, seu ponto de fusão é maior (mais de 500° F) e sua contração de solidificação é 60% maior. É mais duro e mais forte, com pobre condução térmica e mais reativo quimicamente.

Em 1977, Huget, Dvivedi & Cosner avaliaram a composição, a microestrutura, propriedades mecânicas e a força de adesão à porcelana de duas ligas de Ni-Cr utilizadas para confecção de coroas e pontes fixas. Os autores relatam que os materiais exibiram diferentes proporções dos elementos constituintes, assim como diferença na microestrutura. O módulo de elasticidade de ambas as ligas era duas vezes maior do que o das ligas áureas de alta fusão, contudo exibiam uma ductibilidade relativamente baixa, o que, de acordo com os autores, impedia o acabamento e adaptação das margens das ligas de Ni-Cr, juntamente com o alto valor de dureza. Foi também relatado que uma das ligas, ao ser submetida a um tratamento térmico que simulava a queima da porcelana, mostrou um explícita redução na resistência à compressão e um aumento na ductibilidade. O que foi explicado como uma alteração da microestrutura da liga e uma melhor homogeneidade dos grãos.

Preston & Berger (1977) relataram que ligas que apresentem menor densidade requerem maior força a ser empregada para impeli-las para dentro do molde de refratário. Portanto deve-se empregar técnica de fundição com força centrífuga adequada.

Em 1978, Huget, Vlica e Wall avaliaram as propriedades de duas ligas à base de Ni-Cr. Observaram que, apesar de as ligas serem do mesmo sistema, apresentavam uma microestrutura diferente, uma com uma rede de grão semi-contínuo e a outra liga com uma microestrutura dendrítica. As duas ligas apresentaram uma diminuição da dureza após o tratamento térmico, contudo a liga que apresentava uma microestrutura de grãos suportou uma maior temperatura para começar a diminuir a dureza. Essa liga também apresentou menor dureza, mas maior força à compressão e módulo de elasticidade. A ductibilidade apresentou uma porcentagem semelhante.

Baran & Woodland (1981) relataram que as ligas de metais não-preciosos apresentam uma técnica sensível e requerem cuidado durante seu manuseio. Os problemas encontrados pelos laboratórios dentários envolvem a perda da fundição das estruturas, pobre assentamento e adaptação, dificuldade de acabamento e polimento. Estes autores examinaram a dureza de ligas de Ni-Cr e Co-Cr. Eles relataram que a dureza das ligas variou consideravelmente, sendo que algumas ligas apresentaram uma dureza semelhante a liga com alta concentração de ouro. Os autores afirmaram que os valores necessários para se deformar as ligas

dependiam da sua composição. Ligas com considerável quantidade de Molibdênio, com grandes de grãos e pouca formação de precipitados necessitaram de menor força para deformar. Concluem dizendo que é necessário determinar o quanto a deformação plástica, durante os procedimentos clínicos, pode envolver a adaptação marginal das fundições.

Em 1982, Duncan, diante da grande utilização das ligas de Ni-Cr e a grande variedade de marcas comerciais, realizou uma pesquisa na intenção de comparar quatro marcas diferentes de ligas de Ni-Cr quanto à precisão de fundição e, conseqüentemente, a adaptação das mesmas. O desempenho das ligas foi comparado a uma liga de ouro cerâmico. Todos foram assentados sobre o mesmo modelo, que imitava um preparo para coroa total metálica. O autor observou que a liga áurea apresentou as menores médias de desajuste, mas não foi significativamente diferente de uma das ligas de Ni-Cr. De acordo com o autor, mais estudos sobre os parâmetros técnicos e ajustes dos constituintes das ligas de Ni-Cr poderiam melhorar o seu assentamento e, conseqüentemente, o nível de desajuste marginal, permitindo restaurações aceitáveis e de baixo custo. O fator que mais pode ter afetado o resultado foi a temperatura de fusão da liga. A magnitude da alteração dimensional está diretamente relacionada com a temperatura de fusão e contração térmica, que, por sua vez, está associada com o esfriamento e solidificação da liga. Duncan concluiu que a expansão térmica do revestimento não está compensando a contração de solidificação da liga de maneira adequada. As ligas de Ni-Cr contendo Berílio mostraram menor temperatura de fundição, menor contração, melhor precisão de fundição e menos variações dos resultados do que as ligas de Ni-Cr sem Berílio.

Estudando a liga de Ni-Cr, Baran (1983) descreveu o diagrama da fase binária de um sistema de Ni-Cr mostrando uma grande solubilidade sólida do Cromo no Níquel. Como resultado, ligas binárias não são precipitações duras, portanto outros elementos combinados a essas ligas são necessários para fortalecê-las. O Cromo promove uma maior resistência à corrosão e contribui para a dureza, a presença de outros elementos são responsáveis por diferenças na fusibilidade, comportamento mecânico e formação de óxido. Os elementos que contribuem para o fortalecimento da liga incluem o Alumínio, Tungstênio e Molibdênio. A adição de Carbono, Boro e Alumínio são importantes para estimular a formação de precipitados, alguns dos quais são complexos carbides tais como MC, M₆C e

M23C6 (onde o M é um elemento metálico). O elemento Nióbio é útil na fundição com maçarico a ar das ligas de Ni-Cr. O Boro e Silício têm sido usados como agentes desoxidantes e de fluxo para melhorar a fusibilidade. O Boro, Gálio e Berílio são efetivos na diminuição do ponto de fusão. Após solidificação, as ligas de Ni-Cr apresentam uma morfologia dendrítica. Esta estrutura é acompanhada pela evidente segregação da microestrutura de amostras de ligas tratadas com certos ácidos. A microestrutura das ligas de Níquel é definida na solidificação e permanecem relativamente imunes a tratamentos de calor encontrados nos procedimentos laboratoriais, como a queima ou cocção da porcelana. Porém, todas as ligas podem diminuir a sua dureza depois da queima da porcelana, fato para o qual o autor ainda não havia conseguido uma explicação aceitável.

Em 1984, Moffa *et al.*, avaliaram a performance de duas ligas de metais básicos em relação a uma liga áurea. Diante do grande número de marcas comerciais de ligas de Ni-Cr com diferentes formulações, realizaram primeiro um teste entre elas para selecionarem apenas duas para a pesquisa. As propriedades mecânicas foram examinadas em amostras de 2,5 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento. Após a determinação das propriedades mecânicas, todas as amostras foram submetidas a um tratamento térmico para simular a queima da porcelana. E numa última análise, a resistência à tração, resistência à compressão, módulo de elasticidade e alongamento foram novamente determinados. Diante dos resultados obtidos, duas ligas de metais básicos foram escolhidas. A primeira da marca Verabond®, à base de Ni-Cr com Berílio, que apresentou uma alta resistência à compressão, módulos de elasticidade e dureza elevados. Como segunda, em contrapartida, selecionou-se a liga Alpha MS, que é uma liga de Ni-Cr sem Berílio, com uma baixa resistência à compressão, módulo de elasticidade e dureza baixos. Uma liga áurica (Jelenko "O"®) foi selecionada como padrão ouro. Foram selecionados pacientes que necessitavam de tratamento restaurador com coroas metalocêramicas, as quais foram realizadas pelo mesmo dentista. As estruturas foram fundidas por máquina de indução e por meio de maçarico (gás/Oxigênio). Após a confecção das infra-estruturas metálicas, todas foram provadas na boca e remontadas para a queima da porcelana. Após os ajustes necessários nas coroas e realização do glazeamento, as restaurações foram cimentadas com cimento temporário (Tempbond®) para, após 3 meses, serem removidas e poder-se avaliar a

compatibilidade do tecido, manchas e corrosões do metal e estado da porcelana. Foram realizadas 341 restaurações sem diferença estatisticamente significativa no comportamento entre as ligas. Depois da primeira avaliação, o mesmo exame foi realizado anualmente durante um período de 5 anos. Em relação aos resultados laboratoriais, a liga de metal básico requeria treinamento do técnico para reconhecer a aparência da mesma quando derretida. A fluidez da liga Alpha MS (Ni-Cr sem Berílio) era baixa. A incidência de margens curtas e incompletas era um problema freqüente, a menos que a liga fosse aquecida a temperaturas mais altas, o que aumentava sua fluidez e eliminava os defeitos, contudo, também aumentava significativamente a rugosidade superficial das estruturas e, conseqüentemente, aumentava-se o tempo de acabamento. Os autores relatam que os *copings* de ambas as ligas básicas podiam reproduzir de forma segura as margens se o enceramento dos padrões fosse levemente mais grosso do que a liga áurea. Ambas as ligas básicas eram significativamente mais duras que o grupo controle. Das duas ligas básicas, foi visto um mais fácil acabamento e polimento da liga Alpha Ms®, a qual tinha menor dureza. Na avaliação clínica os autores descreveram:

- a) Integridade da porcelana: de acordo com os autores, após cinco anos as ligas de VeraBond® e Jelenko® necessitaram de reposições por fatores não relativos à performance da liga (fratura de dentes pilares). Foi necessário repor oito restaurações da liga Alpha MS® por razões inerentes à performance da liga. Ocorreu fratura da porcelana por falha de adesão e exposição do metal. Uma restauração de Verabond® exibiu evidências de falha adesiva da porcelana. Para os autores não existiu diferença significativa entre as ligas áuricas e as de Ni-Cr com Berílio.
- b) Perda do brilho e corrosão: após cinco anos de acompanhamento, 3 unidades da liga Verabond® e uma unidade da liga Jelenko “O”® mostraram evidência de descoloração superficial. Doze unidades da liga Alpha MS® apresentaram evidências de descoloração superficial. Nenhuma das ligas apresentou evidências de corrosão.
- c) Adaptação marginal: como mencionado na fase de avaliação laboratorial, os técnicos poderiam reproduzir as margens se o enceramento fosse levemente mais grosso do que a liga de Ouro. Depois de fundidos, os *copings* seriam ajustados à espessura e contorno próprios. Após os 5

anos de preservação não observou-se nenhuma diferença de adaptação marginal e assentamento entre as ligas básicas e áurea.

- d) Compatibilidade tecidual: ao final dos 5 anos, 7,9% das restaurações com a liga Jelenko "O" ® mostraram evidências de uma leve a moderada inflamação gengival. 14,8% e 14,9% das restaurações da liga Verabond® e Alpha MS®, respectivamente, mostraram evidências de inflamação.

De acordo com os autores, o exame das propriedades mecânicas e físicas das muitas ligas de metais básicos mostra que isso reflete no largo espectro de composições e propriedades. Embora algumas ligas de Ni-Cr tenham um alto módulo de elasticidade, alta resistência à compressão, altos valores de dureza, outras amostras apresentaram valores menores ou mais baixos para essas mesmas propriedades mecânicas. Portanto, é impossível realizar uma generalização dos procedimentos laboratoriais e propriedades mecânicas das ligas de Ni-Cr. E nessa pesquisa, os autores avaliaram duas ligas de Ni-Cr com propriedades e composições diferentes e encontram significantes diferenças entre elas. A melhor performance foi da liga Verabond® com Berílio, o qual produziu efeitos aparentemente benéficos na fluidez da liga fundida com aumento da resistência. Esse elemento também pode ter um papel importante na adesão da porcelana. Essa diferença de composição também reflete na resistência a corrosão e perda do brilho, visto que foi significativamente maior a incidência de perda de brilho da liga Alpha MS® (sem Berílio). Todos os pacientes que apresentavam uma sensibilidade ao Ni foram excluídos da pesquisas, no entanto, pareceu haver uma tendência de aumento da inflamação gengival para com as ligas básicas. Os autores concluem que há necessidades de modificação dos procedimentos laboratoriais de acordo com a liga que se utilizará, pois quando estas alterações foram realizadas, a diferença de adaptação e assentamento marginal das ligas básicas em comparação com a liga áurea fora insignificante.

Convington *et al.* (1985b) argumentaram que os fabricantes produzem diversas ligas e fornecem algumas informações sobre as suas propriedades, mas nenhuma sobre sua capacidade de fusibilidade (capacidade de uma liga fundir e preencher o molde). Portanto, em sua pesquisa, avaliou-se a fusibilidade de 32 ligas que se dividiam em grupos de: ligas à base de Ni-Cr sem Berílio; ligas à base de Ni-

Cr com Berílio, ligas à base de Pd-Ag; ligas à base de Co-Cr. Os autores observaram que, ao realizarem o teste com a rede de náilon e contando os quadrados formados, 20 das ligas apresentaram uma fusibilidade acima de 99%. Quando diminuíram o conduto de entrada da liga derretida, ou seja, dificultaram a injeção do metal no molde apenas 8 tipos de ligas mantiveram-se com 100% de fusibilidade. No entanto, a maioria apresentou-se com valores iguais ou maiores que 91%. Ao avaliarem o tipo de liga, observaram que as do grupo com melhores níveis de fusibilidade foram as ligas à base de Ni-Cr com Berílio. Contudo, os autores não discutiram que dentro das marcas selecionadas a grande maioria era de ligas à base de Ni-Cr com Berílio o que poderia direcionar a pesquisa para este tipo de ligas. Também não discutiram que, dentro dos outros tipos de ligas, Pd-Ag, Co-Cr e o próprio Ni-Cr sem Berílio, existiram amostra com 100% de fusibilidade, mesmo no teste com estrangulamento de entrada. O trabalho também não foi submetido a nenhuma análise estatística. Chamam, ainda, a atenção ao explicarem que a fusibilidade não é sinônimo de adaptação de fundição. A precisão de adaptação é relacionada, principalmente, com a inclusão e queima do revestimento. Uma vez que uma liga contrai no seu esfriamento, no teste de adaptação, o desempenho do revestimento, não da liga, é que será crucial.

Anusavice, em 1985, relata que ao se comparar ligas áureas do tipo IV, certificada pela ADA, com ligas de Cobalto e Níquel, estas oferecem menor custo, menor densidade, maior rigidez e dureza, comparável resistência à perda de brilho e corrosão. Ligas com diferença relativamente pequena na sua composição pela adição de metais básicos, tipo Berílio, Sílica, Boro e Alumínio, produzem mudanças significantes nas propriedades e microestrutura das ligas de metais básicos. Para o autor, obter fundições com a liga de metal básico que adapte, representa um desafio para os técnicos e pode requerer procedimentos especiais para compensar adequadamente a alta contração de solidificação do metal. Whitlock (1981), citado pelo autor, avaliou o percentual de fusibilidade de 14 diferentes ligas metalocerâmicas, incluindo quatro ligas de Ni-Cr com Berílio, muitas ligas de Ni-Cr sem Berílio e três ligas áureas. O valor do percentual de fusibilidade das ligas com Berílio ficou entre 43% a 92%. As ligas de Ni-Cr sem Berílio tiveram valores de fusibilidade de entre 10% a 67%. Ressaltou-se que as ligas com Berílio não foram superiores às ligas sem Berílio, embora o maior valor de fusibilidade tenha sido encontrado em uma liga de Ni-Cr com Berílio. A resistência ao *creep* das ligas à

base de Ni à temperatura de queima da porcelana é considerada superior à resistência das ligas à base de ouro e platina. O alto valor de *creep* indica que grande distorção de infra-estruturas de pontes fixas extensas são mais prováveis de ocorrer em elevadas temperaturas se não houver precauções por parte do técnico. A perda do brilho e a resistência à corrosão das ligas básicas são de interesse fundamental por causa do potencial alérgico do Níquel e seus compostos. Pouca informação está disponível sobre os produtos da corrosão *in vivo*. Contudo, *in vitro*, os estudos fornecem razoáveis previsões do desempenho clínico. As propriedades mecânicas das ligas à base de Níquel são conhecidas por variarem consideravelmente. A resistência à compressão de 14 ligas à base de Níquel variou de 310 MPa a 828 MPa na condição antes da fusão. Após o processo de tratamento térmico, a resistência a compressão diminuiu para valores entre 241MPa e 724 MPa. Os valores de dureza destas 14 ligas foram semelhantes. O módulo de elasticidade também diminuiu para algumas dessas ligas após o tratamento térmico. A alta dureza e resistência das ligas de metal básico contribuem para uma certa dificuldade no acabamento e polimento das mesmas.

Em 1987, Stevens declara que a precisão na fundição de ligas de Ni-Cr, principalmente na construção de próteses fixas em monobloco, tem sido objeto de numerosas pesquisas e, em geral, têm sido encontrados resultados insatisfatórios. Dentre os fatores responsáveis por esses resultados está a contração de fundição, que, na opinião do autor, tem sido pouco investigada. Na avaliação da contração de fundição de uma ponte fixa, o autor relatou que a contração do pântico é menor do que a dos pilares, isso ocorreria, provavelmente, devido à menor espessura do metal nos *copings*, o que levaria a um resfriamento mais rápido, diferente do pântico.

Em 1991, Tjan, Tao & Baum avaliaram a precisão marginal de coroas totais fundidas em ligas alternativas. Realizaram 60 preparos dentários em primeiro molar inferior em dentes de manequins. Estes preparos apresentavam uma inclinação das paredes axiais de 5° e término em chanfrado. Para garantir a padronização, o preparo foi replicado pelo fabricante do dente. Construíram-se 60 *copings* em cera, em que cada grupo (n=10) referia-se às seguintes ligas: liga de Ouro-Paládio, uma liga de Paládio, uma de Prata-Paládio, uma liga de Níquel-Cromo, uma liga de cobre-alumínio e uma liga áurea como padrão de comparação. Os padrões de cera foram esculpidos após os preparos receberem 4 camada de espaçador. Todas as ligas foram fundidas com maçarico à base de gás/ar ou gás/Oxigênio em uma

centrífuga de fundição odontológica. Os autores observaram que a liga áurea produziu a adaptação mais precisa. A liga à base de Ni-Cr mostrou a pior adaptação ou o maior valor de discrepância marginal, sendo que estas coroas apresentavam-se, geralmente, menores e com assentamento muito apertado ou justo. Não houve diferença significativa entre as ligas de Ouro-Paládio, Paládio, e Cobre-Alumínio. A discrepância marginal da liga de Prata-Paládio foi significativa em relação ao grupo controle, porém esta liga apresentou menores valores quando comparada às ligas alternativas. Após a cimentação, não houve nenhuma alteração significativa na discrepância marginal das ligas, exceto para as ligas Cu-Al e Ni-Cr, que exibiram um significativo aumento dos valores verticais de discrepância marginal. Os autores relataram que estas duas ligas são de difícil manuseio (técnica sensível). Além disso, os resultados do estudo demonstraram uma inconsistência de discrepâncias marginais e uma conseqüente dificuldade de adaptação da coroa. As ligas alternativas quando fundidas eram mais pastosas e inertes do que a liga áurea. Isso pode afetar a fluidez e, então, a integridade das infra-estruturas metálica fundidas. Todas as infra-estruturas de Ni-Cr foram dimensionalmente menores e tinham um assentamento apertado, mesmo com a aplicação de quatro camadas de espaçador. Para os autores, a contração de solidificação era a causa deste comportamento, requerendo-se, então, ajustes orientados da superfície interna para um melhor assentamento das peças. As ligas de Cu-Al apresentaram uma melhor adaptação marginal do que a liga de Ni-Cr, o que pode ser atribuído à diferença de contração de fundição, fluidez da liga fundida e densidade da liga. A liga de Cu-Al é uma liga de baixa densidade ($7,8 \text{ g/cm}^3$) e o peso específico do Ni-Cr é de $8,3 \text{ g/cm}^3$.

Pesquisando as diferenças entre os sistemas de ligas, Northeast *et al.* (1992) testaram a precisão de assentamento de três ligas metalocerâmicas em próteses parciais fixas de três elementos. Os autores avaliaram três sistemas de ligas: áurico, Pd-Ag e Ni-Cr e observaram que três pontes fixas feitas em Paládio e uma em Níquel, falharam no assentamento e adaptação quando foram levadas ao modelo mestre. Apresentaram desajustes que impediam uma adequada adaptação nos dentes pilares. Para os autores, após uma inspeção do modelo de trabalho, a presença de defeitos consideráveis, provavelmente devido à falta de cuidado no vazamento, era o motivo para a falha. O enceramento e a construção da ponte já eram realizados em um modelo alterado. Ao analisarem a discrepância marginal dos trabalhos restantes, encontram um maior desajuste para liga de Ni-Cr. Para os

autores, as ligas de Ni-Cr são, notoriamente, mais difíceis de trabalhar do que ligas metais preciosos e semipreciosos.

A fusibilidade é uma propriedade da liga que sempre deve ser observada no momento da escolha, pois é a capacidade de uma liga de fundir e fluidificar a ponto de produzir fundições com maior precisão e maior poder de cópia. Diante deste fator, Johnson & Winstanley (1996) argumentaram que a fusibilidade pode ser afetada por muitos aspectos do processo de fundição odontológica: a composição da liga, a densidade, a tensão superficial, se o metal é novo ou reutilizado, marca do revestimento, temperatura do molde, equipamento de fundição, posição do padrão de cera no molde, desenho ou forma da canalização. Todos estes fatores individualmente ou em conjunto podem interferir e alterar a fundição. Os autores ainda dividem estes aspectos em dois grupos, aqueles que envolvem, particularmente, o procedimento de adaptação e aqueles que resultam do desvio, pelo operador ou técnico, dos procedimentos recomendados. Dentro dos fatores relevantes do procedimento de adaptação, estaria incluído o diâmetro da canalização, manipulação do revestimento e o método de fundição. Nos fatores que envolvem o operador, inclui-se a temperatura de fundição da liga, temperatura molde e como os expõe ao calor. Em sua pesquisa, variaram os seguintes fatores: diâmetro da canalização (2,5 e 4mm), manipulação de revestimento (a vácuo e o revestimento mantido sobre pressão de ar em 0,275 MPa até tomar presa; a vácuo e revestimento mantido sobre a bancada), equipamento de fundição (fundição por indução/ força centrífuga; fundição por maçarico Oxigênio/propano/Oxigênio/ace-tileno/força centrífuga; fundição por resistência elétrica; força de pressão de ar/fundição a vácuo). Os autores observaram como resultado que, para obter uma melhor fundição da liga de Níquel-Cromo, deve-se trabalhar com o seguinte esquema: canalização de maior diâmetro (4 mm), máquina de fundição por indução elétrica com força de pressão de ar/fundição a vácuo, técnica de manipulação do revestimento a vácuo, mantido em pressão de ar de 0,275 MPa até a presa. Os autores realizaram suas pesquisas através de um teste de rede, em que avaliaram a quantidade de quadrados formados e afirmaram que comparado com um teste padrão de réplica de dente, o primeiro não era capaz e não permitia uma avaliação de adaptação, embora alguns fatores ainda pudessem ser comparados. Para os autores, esse método permite produzir uma melhor estimativa dos fatores de fusibilidades a serem avaliados.

Reforçando o que já havia sido dito anteriormente sobre o assunto, Mondelli, Valera & Gama (1996) reafirmaram que as ligas do sistema Ni-Cr possibilitam a redução da espessura da infra-estrutura de coroas metalocerâmicas para 0,1 a 0,3 mm, devido à alta dureza e resistência que a liga oferece, conferindo um aspecto funcional e estético altamente interessante na prática laboratorial e clínica. Realizaram a pesquisa no intuito de comparar as ligas quanto à influência do tipo de liga e das técnicas de inclusão na adaptação de coroas totais, pois, de acordo com os autores, o desajuste de uma peça fundida está relacionado, principalmente, com as diferentes contrações de fundição que as ligas possuem e magnitude de expansão dos revestimentos. Os autores usaram seis tipos de ligas metálicas constituídas de quatro sistemas diferentes: uma à base de Prata, duas à base de Cobre, duas do sistema Ni-Cr e uma dos sistemas Níquel-Cobre-Cromo. Como modelo padrão, foi selecionado um pré-molar superior recém-extraído, que foi fixado através de suas raízes em um cilindro de resina para avaliação do desajuste cervical. Foram confeccionadas quatro cavidades com 1,0mm profundidade nas faces diametralmente opostas, ligeiramente abaixo do término cervical. As cavidades foram restauradas com amálgama, polidas, e depois receberam uma demarcação pontilhada com a finalidade de servir de referência para a avaliação do desajuste cervical. Os padrões foram confeccionados em cera liquefeita, vertidas no interior de uma matriz para sua uniformização. Para inclusão dos corpos-de-prova, foram utilizados dois tipos de revestimentos, um à base de fosfato para as ligas do sistema Ni-Cr e outro à base de cristobalita para as demais ligas. Os revestimentos foram manipulados mecanicamente a vácuo e os padrões foram incluídos de acordo com duas variações na técnica:

1. O anel metálico foi revestido com uma tira de amianto umedecida com água. Esta técnica foi utilizada para todas as ligas metálicas, exceto as do sistema Ni-Cr.
2. O anel metálico foi revestido com duas tiras de amianto, umedecidas, com água, permanecendo após a inclusão submersa em água a 38°C por uma hora. Esta técnica foi utilizada para todas as ligas, inclusive as do sistema Ni-Cr.

Os autores comparam duas situações distintas: uma delas relaciona quatro ligas submetidas a dois processos de inclusão diferentes, enquanto em outra situação essas ligas foram analisadas juntamente com duas outras de um sistema diferente

(Níquel e Cromo), levando-se em consideração um mesmo e único processo de inclusão. Os corpos-de-prova foram fundidos em um forno de anel automático e depois de retirados foram jateados internamente com óxido de alumínio para remoção de resíduos de revestimento. Antes do jateamento, as bordas cervicais dos corpos-de-prova foram protegidas com cera sete. Pequenas bolhas foram removidas com brocas esféricas. Os corpos-de-prova foram, então, submetidos a uma carga de 9 kg durante um minuto e em seguida levados à leitura no microscópico. Foram realizadas três leituras de cada face e a média destas correspondendo à medida final. Os autores, após análise em microscópico comparador, concluíram que os sistemas de ligas metálicas que tiveram melhor adaptação em ordem decrescente foram: o sistema Prata-Estanho; Cobre-Zinco-Alumínio; o sistema Cobre-Zinco-Cromo; o sistema Níquel-Cobre-Cromo; e o sistema Níquel-Cromo. Para os autores, as maiores médias de desajuste ocorreram nas ligas dos sistemas Ni-Cr devido ao elevado ponto de fusão e ao coeficiente de expansão e contração térmica linear, em função dos elementos químicos dessa liga. Relataram, ainda, que, exceto o sistema de ligas Ag-Sn, as ligas devem ser incluídas pela técnica de expansão higroscópica, que proporcionou os menores níveis de desajuste.

Ali *et al.* (1997) consideraram que a experiência clínica com a fundição da liga de Co-Cr em próteses parciais removíveis (PPR) tem mostrado que as infra-estruturas metálicas freqüentemente assentam na boca corretamente, sem necessidade de algum ajuste, apesar do fato de o ajuste já ter sido realizado no laboratório, com o assentamento da infra-estrutura no modelo de trabalho. Esse desajuste reflete a ausência de precisão dimensional que ocorre durante os vários estágios (clínicos e laboratoriais) da construção da infra-estrutura. Pesquisando esse desajuste, construiu-se um modelo com coroas metálicas, que reproduziram e enviaram a laboratórios para construir infra-estruturas à base de Co-Cr. Os autores perceberam uma significativa diferença entre as infra-estruturas quando assentadas no modelo mestre. Os autores associaram esse desajuste a prováveis desgastes dos modelos de trabalhos no momento de ajuste das infra-estruturas nos mesmos e a distorções durante a fase de duplicação dos modelos. Os autores não fizeram nenhuma consideração com relação às propriedades das ligas e acabam por concluir que a adaptação das infra-estruturas tem um caráter subjetivo, ou seja, depende do técnico que a está produzindo e que os laboratórios deveriam trabalhar

com dois modelos de trabalhos, o segundo serviria para verificação do desajuste e compensação do desgaste do primeiro modelo.

Leinfelder (1997) fazendo uma análise das ligas usadas em restaurações afirmou que as ligas de Ni-Cr e Co-Cr apresentam algumas propriedades superiores às ligas nobres e que estas mesmas propriedades dificultam seu manuseio, exigindo técnicas mais sensíveis e menos previsíveis, mas não impossíveis de serem realizadas.

Em 1998, Bezzon *et al.* relataram que no sistema de ligas que contém Cromo, a associação com o Níquel as torna mais dúcteis do que as associadas ao Cobalto, sendo, portanto, mais favoráveis para utilização em restaurações metalocêramicas. A presença do Ni ainda promove a redução da temperatura de fundição e, conseqüentemente, a redução da contração de fundição desta liga quando comparada com a de Co-Cr. No sistema binário Ni e Cr, a solubilidade no estado sólido Cr - Ni é próxima de 37% e, por causa desse alto valor, a dureza da solução sólida promovida pelo Cromo é pequena, com a produção de ligas binárias de baixa resistência. Então, a adição de outros componentes, além de promover propriedades metálicas diferentes e desejáveis, contribui para o aumento da resistência mecânica do material através de uma maior dureza da solução sólida ou pela formação de precipitados. Com relação à quantidade de Cromo, um limite máximo de 12,0% é necessário para a formação da camada passivadora. Com uma proporção que exceda o 18,0%, o Cromo prejudica a fundibilidade da liga e causa a aparência quebradiça ou frágil. O aumento da resistência à corrosão obtida pelo aumento da proporção de Cr não é livre de prejuízos. Para avaliar a capacidade de fusibilidade e fluidez, copiando todo os detalhes das restaurações da liga de Ni-Cr, os autores compararam 3 tipos de ligas com diferente quantidades de Berílio e uma sem Berílio. Concluíram que entre as três ligas com Berílio não houve diferença significativa na sua fluidez, apresentando significativa melhoria na capacidade de preencher o molde e, portanto, melhor fusibilidade que as liga sem Berílio. Para os autores, o Berílio desenvolve um importante papel na melhoria da fusibilidade da liga de Ni-Cr, por causa da formação de um baixo ponto de fundição do eutético Ni-Be. Por ter um menor ponto de fusão do que as fases remanescentes que compõem o material, o constituinte eutético reduz a temperatura de solidificação e aumenta a fluidez. Os outros elementos químicos tais com Nióbio e o Molibdênio, também podem aumentar a fusibilidade da liga, contudo a fase eutética destes elementos com o Ni

apresenta um ponto de fusão mais alto. Os autores sugerem que ao se utilizar uma liga de Ni-Cr, ela deve conter Berílio numa proporção de 0,9%.

Ainda avaliando a fusibilidade de uma liga de Co-Cr com diferentes revestimentos, Carreiro *et al.* (1999) novamente ressaltaram, em seu trabalho, que a vantagem do uso de ligas de Co-Cr para fundições dentárias era o fato de serem mais leves (menor densidade) e tão resistentes a corrosão quanto as ligas de ouro, e ainda possuíam custo menor. Para os autores, a fusibilidade das ligas pode refletir as variações de formulações dos revestimentos além da capacidade do técnico que a irá realizar, principalmente no controle da chama para fundição. Enfatizam também que ligas de Co-Cr não apresentam uma fidelidade de cópia de detalhes finos acentuados, o que seria relevante para prótese fixas.

Em 2000, Oruç & Tulunoglu relatam que as ligas de Ni-Cr são as mais populares para infra-estrutura de restaurações metalocêramicas. Os autores realizaram um trabalho comparando as ligas do sistema Ni-Cr e Titânio cp quanto a sua justeza de adaptação e observaram que a liga de Titânio apresentou um pior comportamento em relação à liga de Ni-Cr, mas suas médias eram clinicamente aceitável.

Ushiwata *et al.* (2000) avaliaram a adaptação marginal de infra-estruturas metálicas fundidas em Ni-Cr antes e depois de ajustes internos. Os autores construíram um modelo de preparo, torneado em aço, que variavam entre si apenas o ângulo da parede axial, 6° e 18°. Esses modelos foram moldados e reproduzidos em gesso. Em metade, havia sido usado um espaçador, na outra não, portanto metade das infra-estruturas metálicas apresentou um alívio interno e a outra metade não. As infra-estruturas foram fundidas em uma liga de Ni-Cr sem Berílio utilizando uma máquina de fundição por indução. A diferença entre as infra-estruturas metálicas com alívio e sem alívio foi significativa para as duas angulações. A média de discrepância marginal para as infra-estruturas metálicas sem alívio, para os ângulos de 6° e 18°, e sem ajuste interno foi de 160µm e 117,36µm, respectivamente. Após o ajuste interno, essas médias caíram para 99,63µm e 50,37µm. As médias das infra-estruturas metálicas com alívio, para os ângulos de 6° e 18°, foram 91,56µm e 45,96µm sem ajuste e 38,14µm e 20,39µm após o ajuste.

Em 2001, Martignoni & Schönenberger descreveram a liga de Níquel-Cromo como uma liga de alto módulo de elasticidade e boa resistência, permitindo o seu uso em espessuras finas. Para eles, porém, é uma liga difícil de fundir com precisão

podendo deixar margens curtas ou ásperas. A adesão à porcelana e sua cor final podem ser afetadas pela produção excessiva de óxidos. A durabilidade da adesão ainda deve ser comprovada. Os autores ainda reafirmaram a toxicidade da liga para pacientes sensíveis ao Níquel e que é uma liga de difícil remoção do preparo diante da necessidade de um reparo.

Bezzon *et al.* (2001) avaliaram a fusibilidade, a dureza e a capacidade de adesão à cerâmica de 4 ligas de Ni-Cr, uma liga com Berílio chamada por eles de E4 e três ligas sem Berílio, uma chamada pelos autores de E3 e duas marcas comerciais, Viron 99® e Vera Bond II®. Ao avaliar a fusibilidade, observou-se que a liga E3 (livre de Berílio) apresentou pior comportamento, no entanto não houve diferença significativa entre as outras duas ligas livre de Berílio e a liga contendo Berílio. Estes três materiais apresentam diferenças significantes quando comparados à liga E3, o que indica que o Berílio pode não ser, necessariamente, garantia de uma boa fusibilidade. A boa fusibilidade do Vera Bond II® e do Wiron 99® pode ser proveniente do Mo e Nb, metais que também formam fases eutéticas como o Ni, ou pela presença do Si. De outra forma, a presença isolada do Nb na liga E3 não foi suficiente para garantir boa fusibilidade. Em relação à dureza, a liga livre de Berílio Vera Bond II® mostrou-se com valores significativamente maiores que as outras ligas, sendo a liga E4 a com menor valor. Na perspectiva de acabamento e polimento, para os autores, poderia esse baixo valor ser considerado uma vantagem, pois permitiria um mais fácil acabamento e polimento. Acreditam, também, que o uso do maçarico gás/Oxigênio pode ter alterado os testes de fusibilidade, pois não foi possível padronizar o tempo ideal para a operação com a centrífuga, evitando o super ou subaquecimento da liga.

Costa *et al.* (2003) avaliaram a adaptação marginal de supra-estruturas de próteses implanto-suportadas com um sistema de liga à base de Ni-Cr e uma liga nobre à base de Pd-Ag, fundidos com um maçarico a gás-Oxigênio. Observaram uma diferença significativa entre as ligas em nível de 5% ($p \leq 0.05$), com menores desajustes para sistema Ni-Cr. Ressaltaram que nenhuma liga é ideal em todos os aspectos. Quando comparadas às ligas nobres, as ligas alternativas mostraram maiores valores de dureza e módulo de elasticidade, sendo mais resistentes em altas temperaturas, mas podendo ser difíceis de fundir e soldar. Nesse trabalho, a liga de Ni-Cr-Ti usada foi fundida com um maçarico de gás-Oxigênio e não

apresentou qualquer problema durante o procedimento, sugerindo, para os autores, grande facilidade de trabalho.

Gebelein *et al.* (2003) avaliaram as alterações dimensionais em infra-estruturas monobloco fundidas em Titânio, em uma liga metálica básica (Co-Cr-Mo) e em uma liga de metal nobre (Au-Pt-Ag-Cu). Eles observaram que todas as ligas apresentaram uma contração para o centro geométrico. Os autores ainda relevam que as mudanças geométricas das amostras alcançavam ou excediam o limite fisiológico de mobilidade do dente (0,16mm), apenas algumas amostras da liga áurea ficaram dentro desse valor crítico. Para os autores, as alterações dimensionais significantes ocorreram em todas as da ligas e concluiu-se ser necessário o aprimoramento de procedimentos para melhorar o assentamento das infra-estruturas em peças únicas, pois todos os procedimentos utilizados para trabalhar com tais ligas ainda não compensam a contração da mesma.

Em 2004, Bezzon *et al.* afirmaram que a melhor propriedade das ligas metálicas básicas é sua menor densidade em relação às ligas de Ouro. O módulo de elasticidade é aproximadamente 2 vezes maior que o do Ouro, o que produz próteses fixas e removíveis com a vantagem de maior rigidez com menor espessura. Essa propriedade permite a melhoria da estética, contornos anatômicos mais fisiológicos e desenvolvimento de uma oclusão favorável, com menor redução da estrutura dental. Contudo, devido à dureza da liga, instrumentos especiais são requeridos para limpar e poli-las.

Em 2005, Carreiro *et al.* avaliaram fusibilidade de uma liga de Co-Cr-Mo-W variando a técnica de revestimento. Os autores relatam que o sucesso das ligas de Ni-Cr-Co é atribuído as suas excelentes propriedades mecânicas, como alta resistência à corrosão, baixa densidade e reduzido custo. Estimulando o desenvolvimento das ligas de Ni-Cr-Co-Cr, que têm sido indicadas como um substrato para restaurações metalocerâmicas desde 1950. Porém, apesar do seu satisfatório desempenho clínico e alto módulo de elasticidade, que permitem alta rigidez em pequenas espessuras, essa liga tem suas limitações como o seu valor de dureza alto, dificultando o trabalho laboratorial e seu baixo percentual de fluidez, que favorece a margens cervicais incompletas. Citam o trabalho de Moffa *et al.* (1973) que afirmavam que o aumento da temperatura de fundição pode melhorar a fluidez da liga, porém, por outro lado argumentaram os autores, aumenta a rugosidade superficial da liga fundida dificultando o trabalho de acabamento e polimento.

Mostraram, também, o trabalho de Duncam (1982), que relata que o acréscimo de Berílio na liga melhora sua capacidade de fluidez, diminuindo as falhas. No entanto, declararam que a presença de Berílio e contato constante com este metal pode levar a uma doença pulmonar chamada berilose. Foi relatado ainda o trabalho Gemalmaz e Alkumru (1995) em que se avaliou as alterações na adaptação marginal de ligas de Ni-Cr após os ciclos de cocção da porcelana, quando foi observado o aumento do desajuste cervical após esse processo. Os autores descreveram que as ligas de Co-Cr-Mo são tipicamente indicadas para construção de infra-estruturas metálicas de prótese parcial removível (PPR), devido às suas propriedades adequadas, tais como, boa fusibilidade, precisão dimensional, resistência à corrosão, bom polimento superficial, baixo módulo de elasticidade e ductibilidade. Então, como uma alternativa para trabalhos metalocêramicos, desenvolveu-se uma liga à base de Co-Cr para trabalhos com porcelana, tendo como vantagem um menor coeficiente de expansão térmica, alta resistência ao *creeping* na queima da porcelana. Em seu estudo, Carreiro *et al.*, observaram que as ligas de Co-Cr apresentaram um menor valor de fusibilidade, o que de alguma forma representava uma menor capacidade de reprodução de detalhes quando comparada à liga de Ni-Cr (61,5% e 85%), ficando abaixo das suas expectativas.

Em 2006, Fernandes Neto *et al.* afirmaram que as ligas de Ni-Cr e Co-Cr são amplamente usadas quando o custo e a rigidez são considerados nas realizações de restaurações metalocêramica e concluíram que são difíceis de trabalhar em função de sua dureza e necessitam técnica de fundição precisa.

Tioffi (2006) avaliou a precisão de adaptação de próteses sobre implantes, fundidas em monobloco, com ligas de Ni-Cr, Co-Cr e Ti cp. Observou em seu trabalho que a diferença de desajuste entre as três ligas não foi significativa (Co-Cr $54,23 \pm 37,10 \mu\text{m}$; Ni-Cr $25,00 \pm 7,92 \mu\text{m}$; Ti cp $48,41 \pm 26,69 \mu\text{m}$), mas a liga Ni-Cr apresentou melhor desempenho.

Castilio *et al.* (2006) pesquisaram a precisão da adaptação marginal de estruturas protéticas com os implantes e novamente ressaltaram as características da ligas de Co-Cr, como apresentando um alto módulo de elasticidade, baixa densidade, baixo custo e alta resistência, porém, apresentando, também, pobre fusibilidade, dificuldade de acabamento e polimento e, principalmente, grande contração após procedimentos de fundição. Nesse seu estudo, ainda foi avaliada a adaptação marginal de peças fundidas em duas ligas Co-Cr e Ti, sendo o Ti pela sua

biocompatibilidade. Encontraram uma melhor adaptação para as peças fundidas com a liga de Co-Cr do que as de Ti, explicando que isto poderia ter ocorrido devido à diferença de fusibilidade das ligas, entretanto os autores não relatam se as condições experimentais para obtenção das fundições foram as mesmas.

Viennot *et al.* (2006) afirmaram que as ligas à base de Co-Cr foram primariamente usadas nas infra-estruturas de PPR, mas que, ultimamente, têm sido usadas para infra-estruturas de ponte fixa com mais frequência do que as de Ni-Cr. A liga de Co-Cr possui, predominantemente, Cobalto e, às vezes, alguma quantidade de Tungstênio. Possui alta rigidez e dureza. Os autores ainda relataram que, em estudos eletroquímicos, a liga de Co-Cr mostrou maior resistência à corrosão do que ligas de Ni-Cr. Em outra análise afirmaram que no interesse de se eliminar e/ou minimizar a possível corrosão galvânica que pode ocorrer com o uso de múltiplas ligas para restauração de dentes, o uso de uma única liga poderia ser vantajoso. Saliaram que a principal desvantagem da escolha de uma liga de Co-Cr seria os procedimentos laboratoriais complexos, como a fundição e bom conhecimento de metalurgia ou usinagem.

2.2 – Biocompatibilidade das ligas Ni-Cr e Co-Cr

Convigton *et al.* (1985a) relataram que o Níquel é um alérgeno comum e o sensibilizante mais potente dentre todos os metais. Tem uma prevalência de 6,7% a 17,5% , sendo 10 mulheres para cada homem. A ciência médica não isenta objetos que contém Níquel de induzir tais alergias. Tem sido recomendado que pacientes com sensibilidade ao Níquel não deveriam ter contato com uma concentração superior a 0.06mg/l. A quantidade de Níquel capaz de induzir uma resposta alérgica tem sido calculada entre 0,6 a 2,5mg. O Berílio também tem sido considerado uma substância de risco. Além da beriliose, os autores afirmam que a poeira com Berílio pode ser carcinogênica. O Berílio é mais deletério que o Níquel, devendo ser manipulado com muito cuidado, não excedendo a uma exposição máxima de $2\mu\text{g}/\text{m}^3$ ($0,002\text{mg}/\text{M}^3$). A resposta alérgica ao Níquel pode acontecer de duas maneiras. A primeira seria o contato com um paciente sensibilizado, diagnosticado ou não, que se tornará reativo devido à dissolução do Níquel. A segunda maneira seria um

paciente não sensibilizado que se torna sensibilizado ou através da ingestão da dissolução do Níquel ou pela irritação local da gengiva. Diante destes fatos, os autores avaliaram a liberação de Níquel e Berílio de 15 diferentes ligas do sistema de Ni-Cr com e sem Berílio num período de 120 dias. Ao analisarem os dados, os autores perceberam que a maior dissolução de Níquel era nas ligas contendo Berílio. Ao analisarem a liberação de Berílio, este foi mais alto do que o esperado. Para os autores parece certo afirmar que a combinação do Níquel e Berílio parece potencializar a dissolução um do outro e que fundições de ligas de Ni-Cr com Berílio pode ser altamente prejudicial para o técnico de laboratório, paciente e dentista.

Leinfelder (1997) relata que a corrosão da liga de Ni-Cr com Berílio é significativamente maior do que a liga sem Berílio. Estas ligas foram capazes de diminuir a proliferação celular *in vitro*, sendo que as ligas com Berílio tiveram uma maior ação.

Phillips (1998) além de afirmar que a espessura de película do agente cimentante ser de fundamental importância na resistência ao cisalhamento do cimento, e sendo assim, quanto maior a adaptação marginal das restaurações metálicas fundidas, menor a espessura de película do cimento e maior a retenção da restauração, relatou também que ligas de Níquel podem levar a reações alérgicas em pessoas sensíveis a este metal. Para o autor, a exposição intra-oral ao Níquel em paciente é uma grande preocupação. Dermatite de contato resultante do contato com soluções de Ni é descrita desde 1889. Essas reações alérgicas do Níquel em pacientes e os efeitos tóxicos potenciais do Níquel e Berílio em técnicos continuam preocupando a classe odontológica. A resposta sistêmica ao Níquel metálico e ao composto de Níquel que contribuem para corrosão intra-oral e dissolução das restaurações à base de Níquel em períodos extensos não tem sido estudada adequadamente. O autor considera que poucas pesquisas têm sido realizadas para determinar o potencial carcinogênico do Níquel em técnicos de laboratório odontológicos. Além do mais, estudos em humanos e animais são necessários para determinar os efeitos da exposição ao Níquel e ao Berílio no sistema reprodutor. Apesar do uso difundido de ligas à base de Níquel para aplicações odontológicas, os dados das pesquisas são insuficientes para determinar o risco a longo prazo das próteses contendo Níquel para pacientes que demonstram alergia extra-oral em resposta a liga à base de Níquel e a uma reação positiva ao teste por contato com Níquel. A classe odontológica deve estar generalizando a segurança relativa das

ligas de Níquel devido à falta de lesões intra-orais alérgicamente induzidas, observadas na prática privada. Estudos adicionais em animais foram necessários para caracterizar a toxicidade aguda e crônica dos compostos de Níquel. Não se deve ignorar o potencial para efeitos sistêmicos e dermatológicos que pode resultar da exposição de pacientes e técnicos de laboratório a ligas de Cobalto. Apesar de a reação alérgica ser uma preocupação, o potencial tóxico das ligas de Co-Cr parece ser insignificante.

Em 2002, Craig, Powers & Wataha ressaltaram que “as ligas, sem considerar sua composição, liberam alguma quantidade de elementos na boca. Embora exista uma ampla variação de elementos dessas ligas, há pouca evidência de que elas liberam elementos que causem problemas significativos para a maioria das pessoas. A única exceção é para aquelas pessoas alérgicas a metais. Desses, o Níquel é, até então, o mais comum porque de 8% a 15% da população é alérgica ao Níquel”. Este efeito não é observado no Cobalto (Phillips 1998), o que instiga a utilização da liga Co-Cr.

Viennot *et al.* (2005) relataram que a presença de Tungstênio na liga Co-Cr aumenta sua resistência corrosão porque ele ajuda a reduzir as zonas vazias de Cromo (Cr). Em seu estudo comparando a resistência de corrosão entre ligas de Pd-Ag e Co-Cr, os autores observaram menor potencial de corrosão para a liga de Co-Cr do que para duas ligas de Pd-Ag (Porson 4 e Qualipall 4). Os resultados da Voltimetria mostraram um comportamento mais passivo para as ligas de Pd-Ag do que para as ligas de Co-Cr. Porém, apesar da natureza não-preciosa do Co-Cr, nenhuma diferença significativa fora encontrada entre essas ligas numa corrente de densidade anódica semelhante à cavidade oral ($2 \mu\text{A}\cdot\text{cm}^{-2}$), indicando que as ligas apresentaram um comportamento eletroquímico aceitável, assegurando uma satisfatória resistência corrosão. Em uma análise em microscópio eletrônico de varredura (MEV) encontrou-se concordância com os resultados eletroquímicos, indicando boa resistência à corrosão de todas as ligas, em condições semelhantes às aquelas da cavidade bucal. Observaram que a corrosão se localizava nas regiões limites dos grãos na ligas de Pd-Ag e nos dentritos das ligas de Co-Cr, a corrosão localizava-se, principalmente, ao redor do elemento Cobalto. Dentro deste estudo, os autores concluíram que as três ligas exibiam uma resistência à corrosão compatível, podendo a liga de Co-Cr se usada com alternativa para ligas de Pd-Ag na prótese fixa.

Em 2006, Montes avaliou o comportamento das ligas metálicas de Ni-Cr e Au-Pd acopladas ao implante na presença de saliva artificial. Seus resultados mostraram liberação de íons, das ligas, como Ni (4,4 a 58, 8mg/ml); Cr (2,4 e 6, 21mg/ml); e Ti (0,172 a 0,176mg/ml) para o meio. Ressaltaram que o conhecimento sobre as interações biológicas, entre restaurações metálicas odontológicas e os tecidos, orais e sistêmicos, permanece fragmentado. Uma especulação gira em torno de que os íons induzem a uma resposta alérgica, diagnosticada, erroneamente, como uma reação inflamatória. Citam Geurtesen (2002) que relatou o Ni como sendo o alérgeno mais freqüente nas respostas sistêmicas e locais. Além disso, enfatizam que alguns pacientes alérgicos a esse elemento podem, também, tornar-se sensíveis ao Pd. Quanto aos efeitos adversos locais, a síndrome da ardência bucal tem sido observada quando se combina metal nobre com não-nobre.

2.3 - Técnicas de Fundições

Em 1975, Lewis investigou as propriedades da liga de Ni-Cr diante de três tipos de fundição e a própria refundição da liga. Os três tipos de fundição utilizados foram: fundição por indução elétrica, por resistência elétrica e por maçarico de Oxigênio-acetileno. Em um teste de tração, o autor observou que os maiores valores estavam para as fundições com maçarico Oxigênio-acetileno e os menores valores para a indução elétrica, na primeira fundição. Após começar as refundições, ocorria uma abrupta queda dos valores ficando bem menores que a indução, enquanto essa permanecia constante até a terceira fundição. Os valores iniciais e a taxa de declínio entre a fundição por resistência elétrica e maçarico de Oxigênio-acetileno eram semelhantes, mas sendo a primeira, contudo, superior quando as médias e valores máximos eram descritos. Esse autor analisou a porcentagem de alongamento e observou que na fundição por indução elétrica o valor médio para a primeira fundição foi de 1,0 % e, após 5 refundições, tinha uma subsequente queda para 0,6%, valor clinicamente insignificante em vista do baixo valor inicial. Na fundição com resistência elétrica, os valores médios de alongamento na primeira fundição não foram maior que 1,9%, enquanto o procedimento de fusão por Oxigênio-acetileno apresentou a maior média dos três, sendo 2,4%. Após a primeira fundição os valores

caíram em todos os tipos de fundição. Avaliando a dureza, o autor relatou que os resultados das fundições por resistência e Oxigênio-acetileno apresentaram maiores valores que por indução elétrica, mas em contraste com o teste de tração, o declínio dos valores da primeira fundição para a segunda refundição não foram excessivos. Os menores valores de tração inicial do processo de fundição por indução elétrica parecem ser por causa do sobre aquecimento do metal durante a indução.

Em 1977, Preston & Berger relataram que geralmente um maçarico de múltiplos orifícios de gás-Oxigênio é recomendado para ligas com alta temperatura de fusão. Para os metais básicos, a fusão por indução elétrica oferece resultados mais previsíveis, já que a indicação visual verificada na fundição a maçarico é ausente neste sistema. A circunstância que contra-indica fundição por indução elétrica é o custo.

Em 1977, Miller declarou que os critérios de desenho do infra-estrutura de restaurações metalocêramica eram ditados pela rigidez do metal. A metalurgia desse é controlada pelo fabricante, portanto, os procedimentos laboratoriais devem prevenir as contaminações do metal para preservar a liga balanceada. Um processo descontrolado de fusão da liga pode alterar os seus elementos. Portanto, o autor recomenda máquinas de fundição elétrica para uma fusão mais precisa de qualquer liga e, assim, com uma maior probabilidade de preservação de todos os constituintes.

Em 1977, Weiss relata que a pobre condutividade térmica do Ni-Cr e sua grande reatividade são as bases para uma correta técnica de fundição. A liga não pode ser levada a um aquecimento rápido sem incinerar algumas porções na fusão. O calor deve ser fornecido numa proporção que a liga possa absorver. Por causa da sua baixa densidade, o mecanismo da centrifuga promove uma forte força de injeção. Algumas máquinas, incluindo a maioria das máquinas de indução não são adequadas, porém evitam o processo por indução não produz o sobreaquecimento da liga e preservando todos os seus elementos.

Em relação à fundição, Baran (1983) ressalta que a fundição da liga de Ni-Cr pode ser realizada com um maçarico de gás/Oxigênio ou por uma unidade de indução elétrica. As vantagens da fundição por indução, principalmente o monitoramento da temperatura da liga, são óbvias e somente realizadas se a unidade estiver propriamente calibrada. Além da dificuldade do monitoramento da temperatura, o uso do maçarico gás/Oxigênio pode induzir a penetração de Carbono

nas ligas, propriedades tais como a ductibilidade e resistência à compressão podem ser alteradas.

Convington *et al.*(1985b) relataram que a fonte de calor por indução foi o elemento mais importante, na sua pesquisa, para produzir valores altos de fusibilidade. A tendência de sobreaquecimento das ligas de metais básicos, invariavelmente, queima alguns constituintes responsáveis pelas propriedades da liga.

Gallego & Bombonatti (1991) recomendaram que a fundição de uma liga metálica deveria ser realizada em uma centrífuga elétrica, pois este tipo de fundição, em sua pesquisa não levou a modificações estruturais significativas nas suas amostras. Para os autores, as principais inconveniências do uso do maçarico são a falta de controle da temperatura de aquecimento e a absorção de gases pela liga, provocando a ocorrência de alterações estruturais e, conseqüentemente, das propriedades mecânicas da liga.

Em 1996, Johnson & Winstanley compararam a fusibilidade da liga de Ni-Cr por três técnicas de fundição: fundição por indução/ força centrífuga; fundição por maçarico Oxigênio/propano ou /Oxigênio/acetileno e força centrífuga; fundição por resistência elétrica força de pressão de ar/fundição a vácuo. Relataram que a força extra da fundição com centrífugas é apropriada para ligas de ouro com alta densidade, mas não necessariamente para ligas de menor densidade como as não-preciosas, o que poderia explicar a melhor fusibilidade da liga de Ni-Cr na máquina de pressão de ar /vácuo.

Em 1999, Carreiro *et al.*, afirmam que o método de fundição com maçarico dificulta a acuidade visual durante o processo de fundição, reafirmando a necessidade de a odontologia desenvolver métodos acessíveis, que possam assegurar, dentro de custos compatíveis com nossa realidade, a obtenção de resultados adequados.

Calesini *et al.* (2000) avaliaram a precisão de adaptação de peças metálicas fundidas em monobloco em uma liga de Au-Pd em uma máquina de indução elétrica. Nesse trabalho, utilizaram um preparo terminado em ombro, o qual, apesar de apresentar piores relatos de adaptação, propiciava melhor visibilidade ao microscópico eletrônico. O resultado médio das fendas marginais por eles conseguido ficou em 22 μ m, afirmando os autores ser muito menor do que as médias reportadas na literatura, mesmo para peças soldadas. Porém, os autores não

salientam que a liga utilizada nesse trabalho era de ouro-Paládio (Au-Pd), que apresenta um comportamento de fusibilidade e contração térmica diferente das demais relatadas na literatura.

Bezzon *et al.* (2001) salientaram também que o uso do maçarico gás/Oxigênio pode ter alterado os testes de fusibilidade em seu estudo, ao realizarem este tipo de fundição com 4 tipos de ligas de Ni-Cr, pois não foi possível padronizar o tempo ideal para a operação com a centrífuga evitando o sobre ou sub aquecimento da liga.

Em 2004, Milan *et al.* estudaram a diferença entre a fundição de maçarico e fundição elétrica da liga de Pd-Ag na discrepância interna e marginal em coroas totais metálicas. Em seus achados, a indução elétrica apresentou maiores discrepâncias marginais do que o maçarico com gás-Oxigênio, conforme visto na tabela abaixo.

TABELA 1
Discrepâncias marginais pela fonte de calor

Fonte de calor	Média (μm)
Resistência elétrica	218,64 \pm 19,29 a
Gás-Oxigênio	98,35 \pm 11,81 b p<0,05

Valores médios seguidos por letras diferentes indicam diferença significante
Fonte: Milan *et al.*, 2004.

Para os autores, a diferença estatística entre a resistência elétrica e a fundição gás-Oxigênio provavelmente ocorreu do procedimento técnico sugerido pelo fabricante. A centrífuga de resistência elétrica aquece até 1400°C, o que é muito maior que o intervalo de fusão do metal (1175° a 1275°C).

Bezzon *et al.* (2004) afirmaram que ligas metálicas básicas, tais como Co-Cr e Ni-Cr, apresentam boas propriedades físico-químicas quando comparadas às ligas áureas. Dentre elas, uma baixa densidade, particularmente útil na fabricação de próteses extensas, módulo de elasticidade aproximadamente duas vezes maior do que ligas áureas, permitindo próteses fixas e removíveis com rigidez, mas com menor espessura. Contudo, erros técnicos, devido ao aumento da dificuldade de procedimentos de corte e polimento com instrumentos laboratoriais convencionais, restringem o uso na prática diária. Apesar dos avanços, as deficiências das ligas não

têm sido completamente superadas, juntamente com o manuseio inadequado destas ligas, como o sobreaquecimento da liga ou o uso da zona oxidante da chama durante a fundição, levando a falhas. Avaliaram a superfície das ligas de Ni-Cr e Co-Cr em dois tipos de fundição diferentes: fundição com acetileno-Oxigênio e fundição a vácuo. Observaram que a fundição a vácuo diminuiu consideravelmente a rugosidade. Para os autores, a fundição com a chama de acetileno-Oxigênio pode ter causado um sobreaquecimento das ligas e, além disso, o uso da zona oxidante da chama em baixa temperatura e um ambiente rico em Oxigênio aumentaram a oxidação, causando como resultado um aumento da rugosidade superficial. Uma atmosfera livre de Oxigênio e ausência de chama durante a indução da fundição das ligas previnem defeitos por oxidação. O controle da temperatura pode prevenir o sobreaquecimento do material e, conseqüentemente, evitar a formação de porosidades pela evaporação de componentes com baixa temperatura de fusão. Porém, não foi observada pelos autores nenhuma diferença na superfície das ligas de Ni-Cr e Co-Cr com os mesmos processos de fundição, concluindo que a composição da liga não influenciou a rugosidade superficial.

Kano *et al.* (2004) analisaram a adaptação marginal das ligas metálicas básicas usadas em prótese sobre implantes. Os autores fundiram cilindros protéticos plásticos em ligas de Ni-Cr e Co-Cr e os compararam a um grupo controle com um cilindro plástico com cinta metálica em Paládio. Encontraram um desajuste de assentamento 5 a 6 vezes maior entre o grupo controle e as ligas de Ni-Cr e Co-Cr, porém nenhuma diferença significativa entre as ligas básicas. Numa análise de desajuste horizontal, os autores observaram que o cilindro pré-fabricado apresentava um desajuste de 14,5 μ m, enquanto os cilindros de Co-Cr apresentaram valores médios entre 33,2 a 51,8 μ m para liga de Co-Cr. Para os autores, este estudo mostrou claramente que os procedimentos de fundição influenciam o assentamento final dos componentes quando cilindros de plásticos são usados, não importando qual tipo de liga é usado.

Em 2004, Eliopoulos, Zinelis & Papadopoulos avaliaram a diferença de porosidade entre diferentes máquinas de indução de fundição. Essa diferença está correlacionada à maneira que se injetaria a liga fundida no molde de revestimento, sendo uma injetada por centrifugação e nas outras três a liga era forçada para dentro do molde de revestimento por aceleração gravitacional e pressão de um gás inerte. Em seu trabalho, os autores não acharam nenhuma diferença estatística

entre os grupos testados e concluíram que o tipo de máquina de fundição não influenciaria significativamente na porosidade das ligas, dando ênfase a que nenhum corpo de prova havia falhado.

Chang *et al.* (2005) avaliaram a precisão de assentamento entre dois sistemas de fundição, a fundição convencional por maçarico/centrífuga e uma máquina de fundição Argônio/vácuo, observaram que UCLAS, fundidas em ligas áureas, exibiram uma melhor adaptação em relação às plataformas dos implantes quando fundidas no segundo sistema. Para os autores, o sistema Argônio/vácuo é mais favorável e tecnicamente menos sensível. Isto ocorreria devido ao metal ser fundido em um ambiente inerte, não sendo necessário adicionar fluxo para prevenir a oxidação e também menor porosidade é produzida.

Bauer *et al.* (2006) relataram que na fundição por maçarico gás-ar expõe-se as ligas à oxidação através da inclusão de Carbono, o que pode mudar as propriedades físicas de tais ligas. Isto é devido, de acordo com os autores, à característica atômica do Carbono. O Carbono reage com muitos elementos que estão presentes nas ligas, principalmente das ligas de Ni, como por exemplo, o Cromo, Molibdênio, Titânio e Nióbio. Portanto, para os autores, as máquinas de fundição que possuem atmosfera controlada evitariam o problema da introdução de gases na liga fundida. Nesse estudo foram usadas quatro diferentes técnicas de fundição sendo elas: 1- (chama/ar) maçarico gás-Oxigênio com uma centrífuga sem atmosfera controlada; 2- (indução/Argônio) forno de indução elétrica e centrífuga numa atmosfera de Argônio; 3- (indução/ vácuo) forno de indução elétrica e centrífuga em vácuo; 4- (indução/ar) forno de indução elétrica e centrífuga em uma atmosfera não controlada. Conforme visto na tabela 2 (média e desvio padrão dos valores de dureza Vickers), quanto à dureza da liga, os maiores valores médios foram obtidos quando a técnica de fundição sem atmosfera controlada (chama/ar e indução/ar) foi utilizada. Como a única diferença entre esses dois métodos é a fonte de calor, os autores concluíram que as ligas de Ni-Cr são mais susceptíveis à contaminação por gás da atmosfera (como Oxigênio, Hidrogênio e Nitrogênio) do que pelos próprios elementos da fonte de calor. O que não estava de acordo com o trabalho por eles citado de Tajima *et al.*, em 1984, em que reportaram em seu trabalho que fundições sob atmosfera de Argônio tendiam a aumentar a dureza de ligas de Ni-Cr quando comparadas com chama/ar e indução/ar. Os autores não encontraram nenhuma razão aparente para explicar esta contradição.

Métodos de Fundição

TABELA 2

Média e desvio padrão dos valores de dureza Vickers para toda a condição experimental

Ligas	Indução/Argônio	Indução/vácuo	Indução/ar	Chama/ar	Como recebida*
Ni-Cr-Mo-Nb	406± 3,1	413± 5,2	418± 6,2	423± 3,7	392± 12
Ni-Cr-Mo-Be	348± 13	356± 3,7	366± 2,9	366± 4,6	311± 4,9
Ni-Cr-Mo-Ti	416± 1,6	415± 2,2	422± 2,5	433± 2,3	373± 1,6

(*) os valores dos metais como foram recebidos dos fabricantes não foram incluídos na análise estatística

Fonte: Bauer et al 2006

2.4 - Avaliação da adaptação quanto aos tipos de términos de preparos

Outro fator que sempre é discutido no meio científico é a capacidade que a forma de término de preparo específico seja capaz de produzir ou facilitar a adaptação das peças fundidas. Isto é, sempre se procurou saber qual término ofereceria uma maior justeza de adaptação, menor fenda marginal, para peças fundidas em ligas metálicas, diminuindo, assim, a linha de exposição do cimento e aumentando, portanto, a longevidade da restauração. Sem adicionarmos as vantagens e os benefícios para a saúde gengival, que também é de fundamental importância.

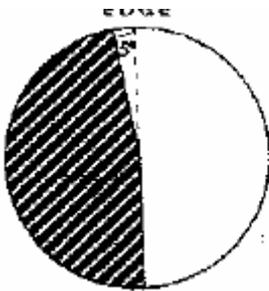
Em 1973, Hobo & Shillingburg discutiram a relação término/liga metálica com o sucesso da restauração. Em uma revisão sobre os conceitos de restaurações metalocerâmicas, os autores advogaram o uso de um término em ombro com bisel na vestibular do preparo e o chanfro na região proximal e lingual. Segundo eles, esse ombro com bisel ofereceria alguma proteção contra distorções na queima da porcelana para as à base de ouro e platina.

Em 1977, Miller descreve que, além de um bom assentamento, a restauração deveria ter uma boa estética. Neste contexto, o ombro com bisel produziria, a melhor

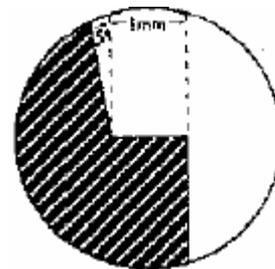
adaptação e selamento, contudo, a pior estética. A tentativa de esconder o colar metálico poderia resultar em reações desagradáveis da gengiva marginal. Portanto, o uso do término em ombro, sem bisel, com um desenho de infra-estrutura metálica que acompanhasse o ombro e terminasse num afinamento da margem (lâmina de faca), promoveria máxima estética com menor invasão do sulco gengival. No entanto, esse desenho da infra-estrutura, associado ao término em ombro, iria requer grande cuidado e habilidade para selar adequadamente o término do preparo. Para o autor, o chanfrado, apesar de ser um desenho de término popular, poderia produzir um assentamento inadequado com falhas na adaptação marginal, com um possível *creep* do metal após a queima da porcelana.

Essa discussão sobre os variados tipos de términos e suas possibilidades de melhor ou pior adaptação ou justeza marginal levaram Gavelis *et al.* (1981) a avaliarem o efeito desses vários tipos de términos de preparos, torneados em cilindros metálicos, na adaptação das restaurações metálicas. Os tipos de términos por eles selecionados e usados foram:

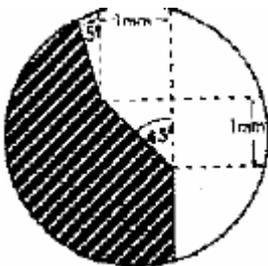
1) Término em lâmina de faca



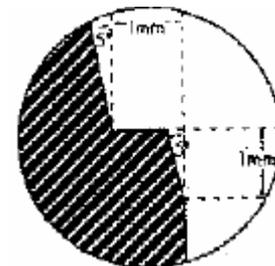
2) Ombro 90°



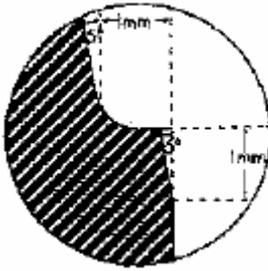
3) Término em 45° (135°)



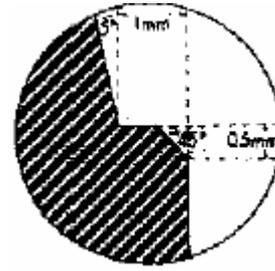
4) Ombro 90° com bisel paralelo



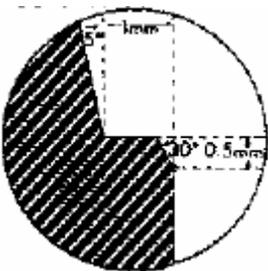
5) Chanfro com bisel paralelo



6) Ombro 90° com bisel 45°



7) Ombro 90° com bisel 30°



Após a cimentação de uma infra-estrutura de liga áurea sobre a matriz, os autores observaram, em um microscópio comparador, que os preparos em lâmina de faca tiveram o melhor selamento marginal (31 e 34 μ m). Os términos de preparos com bisel paralelo (ombro com bisel paralelo e chanfro com bisel paralelo) ficaram entre 41 e 44 μ m, sendo que não havia nenhuma diferença estatística entre os dois. O ombro apresentou um desajuste 67 μ m. O término em 45°, o ombro com bisel de 30° e ombro com bisel de 45° apresentaram, respectivamente, espaços de 95, 99, 105 μ m, não sendo estatisticamente diferentes, mas diferentes quando comparados ao término de ombro e lâmina de faca e com bisel paralelo. De acordo com Gavelis *et al* para o término em ombro era esperada uma maior abertura ou fenda marginal.

Em 1982, Gardner alegou que, quando se considerava a saúde gengival, a adaptação marginal e o acabamento são mais significantes do que a localização em si (supra/sub ou ao nível gengival). Quanto aos diferentes tipos de términos, Gardner relatou que trabalhos com modelos de fotoelasticidade demonstraram uma menor concentração de tensão em términos em ombro com ângulos arredondados e em chanfro. No entanto, términos do tipo ombro com bisel e lâmina de faca a concentração de *stress* era mais alta. Em geral, foi visto que margens com um maior

volume e sem ângulos definidos eram superiores às margens com ângulos agudos ou áreas mais delgadas, finas (lâmina de faca), em termos de concentração de tensão. O autor cita o trabalho de Farah & Craig (1974), que também afirmaram que o chanfro era a melhor configuração marginal para a distribuição de tensão quando comparado a um ombro com ângulos agudo ou definidos e uma margem biselada.

Em 1985, Belser, MacEntee & Richter voltaram a avaliar o desenho de restaurações metalocerâmicas e sua justeza de adaptação. Os autores observaram que, diante de uma liga à base de ouro para restaurações metalocerâmicas, os terminos em ombro e ombro biselado, que deixam exposto um colar metálico, não apresentaram nenhuma diferença significativa.

Kay, Jablonski & Dogon, em 1986, realizaram uma simulação em um computador para avaliar os fatores que afetam a adaptação e o assentamento das coroas totais. Os autores criaram modelos que foram analisados por um computador. O programa produziu dados que relataram o efeito das múltiplas, mas independentes, variáveis no assentamento das infra-estruturas metálicas. Os dados eram valores de equações que compreendiam o modelo. Para os autores, essa simulação permite uma maior compreensão dos fatores investigados e elimina o tempo consumido e os procedimentos laboratoriais subjetivos, permitindo maior rigidez de controle e precisa avaliação de uma grande variedade de fatores individuais, independente ou em conjunto. Contudo, necessita de uma adequada descrição matemática. Ao analisarem os dados separadamente, os autores relatam que, em relação ao desenho do término e ao assentamento, a simulação de cimentação de sete tipos de terminos resultou em posições que estavam entre 126 a 179 μm de um completo assentamento. Quando se olha a tabela por eles fornecida (tabela 3), percebe-se que dentro dessa visão o término de 45° (135°) apresentou a menor distância para total assentamento e o término em lâmina de faca com 10 mm de comprimento apresentou o pior resultado. Contudo, como pode ser visto também na tabela 3, os autores forneceram outro dado que não foi discutido: a fenda marginal, que seria a distância entre o dente e a margem das infra-estruturas metálicas. Ao avaliarmos tal dado vemos que a menor fenda (linha de cimentação) seria a do término tipo lâmina de faca com 8 mm ($14,3\mu\text{m}$) e o pior seria para o ombro de 90° ($134,7\mu\text{m}$).

TABELA 3:
Efeito do desenho do término e o assentamento

Desenho do término	Ausência de assentamento (μm)	Gap Marginal (μm)
Término em 45°	126,4	91,4
Ombro 90° com bisel de 45°	128,6	92,9
Ombro 90° com bisel de 30°	128,7	66,3
Ombro 90° com bisel de 5°	141,4	14,3
Ombro 90°	132,7	134,7
Lâmina de faca 8mm	137,5	14,0
Lâmina de faca 10mm	179,0	17,6

Fonte: Kay, Jablonski & Dogon, 1986

Em 1990, Hunter & Hunter afirmaram que desenhos marginais horizontais, ombros e chanfrado podem promover valores aceitáveis de discrepância marginal antes e depois da cimentação. Baixas discrepâncias finais, por eles encontradas, indicam que margens precisas horizontais são possíveis, mas difíceis com alguns materiais. De acordo com os autores, relatos de adaptação inadequada de muitas coroas estão relacionados mais com a dificuldade de assentamento do que por erros de fabricação. Esta dificuldade de assentamento estaria muitas vezes relacionada à capacidade de escoamento do cimento. Discrepâncias marginais são bem reduzidas quando um cuidado no assentamento é alcançado e margens horizontais parecem superiores nesse respeito, ou seja, as margens horizontais podem favorecer o escoamento do cimento, permitindo, assim, um maior assentamento da peça. Os autores consideraram que reduzir a discrepância, ou o desajuste marginal, e a linha de cimentação, através de preparos verticais como biséis, pela substancial diminuição do ângulo entre o preparo e a coroa, requer uma grande angulação, próximo ao paralelismo, e biséis longos. Contudo, os biséis podem criar problemas técnicos, clínicos e estéticos, particularmente com coras metalocerâmicas. Biséis longos e com muita angulação ampliam a diferença entre a fenda do selamento e o assentamento, pois agem de maneira oposta. Em contraste com desenhos de termos horizontais, em que a discrepância de selamento e assentamento são iguais. O ótimo assentamento não poderia ser alcançado com termos em biséis finos, pois o primeiro contato ocorreria em pontos isolados do bisel não permitindo o assentamento e/ou levando à distorções. Além disso, as margens finas do biséis, ao se aproximarem da margem dental, dificultariam o escoamento do cimento, diminuindo, portanto, o assentamento da restauração.

Diferente dos autores anteriores, Wang, Millstein & Nathanson (1992) utilizaram uma liga de metal não-precioso para uma avaliação de diferentes terminos. Construíram modelos torneados com terminos em ombro e ombro biselado para avaliar o desempenho destes terminos frente à cimentação e a força aplicada sobre as infra-estruturas metálicas na adaptação sobre os mesmos. Em seu trabalho puderam observar que quando uma força leve era aplicada não havia uma diferença significativa de adaptação entre os terminos, mas o ombro (6 μm ombro; 11 μm ombro biselado) apresentou uma média melhor. Quando se aplicava uma força maior (30 libras), ocorria uma significativa melhora de adaptação do ombro biselado (-4,3 μm) em relação ao ombro (1,2 μm), que não tinha uma significativa mudança. De acordo com os autores, tais valores negativos da adaptação são atribuídos à configuração do bisel que conduz a coroa para uma porção mais cervical (sobre extensão). Relataram que uma margem com ombro biselado cria uma infra-estrutura que fecha mais rapidamente a fenda do que o ombro puro, com isso, impede-se o escape do cimento durante a cimentação. Contudo, o aumento de força compensa este obstáculo. Infelizmente os autores não descreveram os componentes da ligas metálicas, citaram apenas a marca: Rexillum-III, Rx (Jeneric Gold Co., Wallingford, Conn.)

Mantendo a linha de pesquisa entre os terminos, em 1993, Kern, Schaller & Strub estudaram a discrepância marginal produzida por dois tipos de terminos diferentes, ombro e chanfrado. No entanto, compararam, agora, o desempenho destes dois terminos frente a tipos diferentes de cimentos, um cimento de fosfato de zinco e um cimento de ionômero de vidro. Os autores observaram que tanto o ombro quanto o chanfrado tiveram um comportamento clínico aceitável com bom assentamento marginal, sem nenhuma diferença significativa entre eles. A diferença encontrada pelos autores foi quanto aos cimentos, mostrando o cimento ionomérico melhor desempenho, ou menor discrepância marginal após a cimentação.

Shillingburg *et al.* (1998) enfatizaram que uma restauração metálica fundida só poderá sobreviver no meio bucal se houver uma perfeita adaptação marginal desta com o termino do dente preparado. Além disso, é a configuração da linha de termino do preparo cavitário que determinará a forma e espessura da restauração metálica fundida nessa região, o que pode influenciar a adaptação marginal e o ajuste da restauração, e conseqüentemente seu sucesso. Para os autores, o termino em chanfrado é a melhor escolha para restaurações metalocerâmicas.

O mesmo é sustentado por Saito (1999) que, igualmente descreve o chanfrado como término indicado para coroas metalocêramicas. No entanto, além do chanfrado, o autor também advoga o uso do término de 135° , citando, como referência, o trabalho de MacAdam (1985) que afirmava que o ângulo de 135° permite uma adequada adaptação e escape do cimento nos estágios finais da cimentação da coroa. Relata-se que o ângulo de 135° do término oferece uma resistência adicional para subestrutura metálica comparada ao do chanfrado.

Em 2000, Oruç & Tulunoglu realizaram um trabalho comparativo entre o Titânio e a liga de Ni-Cr com um mesmo tipo de término, o chanfrado. Conseguiram valores médios de adaptação de $46\mu\text{m}$, sendo que o sistema Ni-Cr apresentou menores valores de adaptação quando comparado ao Ti.

No ano seguinte, Piemjai (2001) avaliou a diferença da adaptação marginal entre os termos chanfrado, ombro e ombro biselado, dessa vez para uma liga de prata-páladio. Não encontrou nenhuma diferença estatisticamente significativa. Para ele, tal resultado sugere que o uso do ombro biselado em 45° não é vantajoso, pois exige uma maior remoção de estrutura dentária sem, no entanto, melhorar a adaptação marginal. O autor ainda chama a atenção para uma maior retenção obtida nos preparos com ombro e ombro biselado quando comparado ao chanfro. O que seria explicado como sendo resultado da maior parede axial criada e pelos ângulos internos do preparo.

Mitchell, Pintado e Douglas (2001) afirmaram que as medidas do gap interno, entre a superfície da coroa e as paredes axiais do dente, podem influenciar a retenção da coroa. O aumento do espaço da fenda interna pode melhorar a adaptação e a retenção da prótese, por melhorar o espaço para o cimento. Os autores prepararam dentes pré-molares humanos com termos em chanfrado e ombro, com 5° de inclinação das paredes axiais e desgaste oclusal perpendicular ao longo eixo do dente, de maneira que mantiveram uma altura de 3,8 mm do término. Relataram que o ângulo cavo-superficial do preparo era mais difícil de ser estabelecido no chanfro, misturando-se com a superfície do dente, e existiu um potencial para o encurtamento da coroa, o que explicaria a grande maioria das coroas estarem sub-extendida (antes do término). Para os autores, o término em ombro foi mais fácil de ser identificado durante a fabricação da coroa e, portanto, assegurava uma melhor adaptação marginal. Nesse estudo, os autores determinaram que da pior adaptação para a melhor foi: o grupo PC (Porcelana com

término em chanfro), grupo G (liga de ouro com término em chanfro), grupo BA (liga de metal básico e chanfro), e OS (porcelana e ombro).

Pegoraro *et al.* (2002) afirmaram que sempre haverá algum desajuste entre as margens da restauração e o término cervical do dente preparado. Esse desajuste será preenchido com cimentos, os quais apresentam diferentes graus de degradação marginal. Com o passar do tempo, cria-se um espaço entre o dente e a restauração que vai permitir, cada vez mais, retenção de placa, instalação de doença periodontal, recidiva de cárie e, conseqüentemente, perda do trabalho. Assim, o controle da linha de cimento exposto ao meio bucal e a higiene do paciente são fatores que aumentam a expectativa de longevidade da prótese.

Em 2005, Lopes *et al.* avaliaram o comportamento de tipos diferentes de termos com ligas de Pd-Ag novas e refundidas. Observaram que quando se usava uma liga nova na fundição não havia diferença significativa de adaptação entre o ombro, ombro biselado de 20° e o chanfrado. Como pode ser visto na tabela 4 a seguir. Nas ligas refundidas, o melhor comportamento foi o do término em ombro.

TABELA 4

Média de valores da discrepância marginal em relação ao desenho do término

Localização	liga	Ombro biselado	5%	Chanfro	5%	Ombro	5%
Cervical	nova	0,0 ± 0,0	aA	0,0 ± 0,0	aA	0,0 ± 0,0	aA
	refundida	236,1 ± 15,7	bB	69,98 ± 26,3	aA	41,8 ± 22,0	aA
Oclusal	nova	79,5 ± 19,3	aB	78,4 ± 14,8	aB	125,1 ± 8,1	aB
	refundida	188,3 ± 31,2	bB	129,9 ± 51,3	aB	168,7 ± 26,2	abC
Axial	Nova	0,0 ± 0,0	aA	0,0 ± 0,0	aA	0,0 ± 0,0	aA
	refundida	69,1 ± 19,9	aA	100,7 ± 31,3	aAB	113,5 ± 31,8	aB

Valores médios seguidos por letras minúsculas diferentes na mesma fileira ou letras maiúsculas diferentes na mesma coluna indicam diferença significativa.

FONTE: Lopes *et al.*, 2005.

Para Wostmann *et al.* (2005) o desenho do término do preparo é significativo, mas influencia muito menos no assentamento marginal de ligas preciosas fundidas do que outras variáveis. A precisão de fundição é, decisivamente, uma influência notória. O que está de acordo com trabalhos anteriores que também não acharam nenhuma correlação com o ajuste das coroas e a configuração dos termos, indo

contra o de outros autores que diziam ser o chanfrado a melhor configuração para uma precisa adaptação.

Avaliando a sensibilidade e especificidade da precisão da avaliação clínica das restaurações fundidas comparadas em microscopia, Jahangiri *et al.* (2005) observaram que, em relação ao desenho do preparo com términos em chanfrado, ombro e bisel, não havia alteração significativa na adaptação marginal. Foi utilizada uma liga composta de 12% de prata, 67% de cobre e 20% de zinco.

Tsitrou, Northeast & van Noort (2007) avaliaram a adaptação marginal de três desenhos de términos para coras totais de cerômeros ou compósitos de resinas construídas através do sistema CAD/CAM. Eles avaliaram os términos tipo ombro, chanfrado e bisel em ângulo de 135° feito com uma broca com ponta de corte com ângulo de 45° . Os autores concluíram que o desenho do término não interfere no nível de adaptação para esse tipo de trabalho, pois não encontraram nenhuma diferença estatisticamente significativa entre os três tipos e a adaptação marginal da restauração trabalhada nas coroas cimentadas ou não.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

O objetivo deste estudo foi avaliar o comportamento de ligas de Ni-Cr e Co-Cr frente a términos de preparos tipo ombro, chanfrado e angulado em 135°.

3.2 Objetivos específicos

- Avaliar qual liga oferece melhor adaptação.
- Determinar qual término oferece melhor adaptação da restauração com a liga de Ni-Cr e Co-Cr.
- Avaliar o efeito da técnica de fundição elétrica e a convencional sobre as ligas de Ni-Cr e Co-Cr.

4 MATERIAL E MÉTODOS

No laboratório do Departamento de Mecânica da PUC Minas, foram torneados três blocos de aço inoxidável no formato tronco de cone padronizados com três tipos de terminações cervicais diferentes. Cada bloco representou um tipo de preparo indicado na literatura para coroa total metalocêramica: Bloco 1 – Preparo com término cervical em ombro (figura 1); Bloco 2 – Preparo com término cervical em chanfrado (figura 2) e Bloco 3 - Preparo com término cervical ângulolado em 135° (figura3). Todos os preparos obedeceram a uma padronização com as seguintes dimensões: 7mm de altura axial, 5mm diâmetro oclusal e 7 mm de diâmetro cervical, angulação de 5 a 6° graus das paredes axiais (Chan *et al.*, 2005).



Figura 1: Preparo torneado: ombro



Figura 2: Preparo torneado: chanfrado



Figura 3: Preparo torneado termino 135°

Sobre cada tipo de preparo (figura 4) foi confeccionados um casquete em resina acrílica (Duralay®, Reliance Dental Mfg co., USA.) representando a forma final de uma infra-estrutura metálica conforme pode ser visto na figura 5.



Figura 4: Matrizes

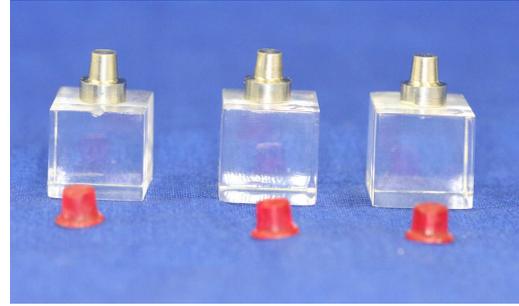


Figura 5: Matrizes e seus casquetes

Cada casquete recebeu acabamento superficial e em seguida foi moldado com um silicone laboratorial (Zetalabor®, Zhemark, Rovigo, Itália). A figura 6 mostra o molde obtido que foi utilizado como matriz para reprodução de todos os casquetes

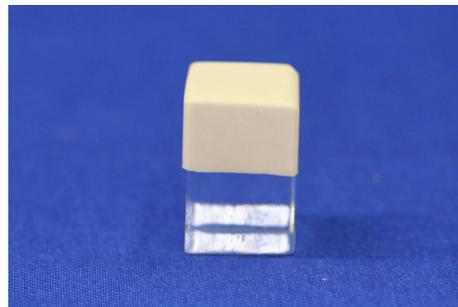


Figura 6: Confeção da matriz com Zetalabor®

construídos sobre os blocos metálicos preparados. A intenção foi a de padronizar espessura e volume de material na confecção dos casquetes metálicos.

A matriz de silicone foi perfurada em duas faces opostas. Uma das perfurações serviu para injetar a resina acrílica com uma seringa de plástico de 5 ml (figura 7), a outra serviu para escape de ar. A resina acrílica era injetada logo após a sua manipulação ainda na fase fluida. Após a lubrificação do bloco metálico preparado com gel de petróleo (vaselina), a matriz de silicone foi assentada e injetou-se a resina acrílica até que saísse pelo orifício de escape.

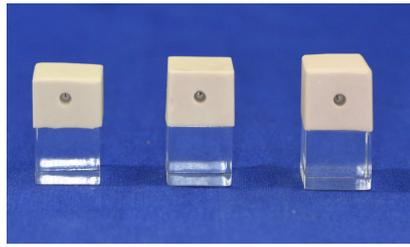


Figura 7: Perfurações para injeção de Duralay.

Foram obtidos, dessa forma, vinte casquetes de resina acrílica por matriz, os quais foram aleatoriamente separados em 4 grupos de cinco casquetes por matriz, divididos da seguinte maneira:

Grupo1 (n=20)

- 1NI – casquetes do bloco 1 para fundição com a liga de Ni-Cr por indução.
- 1CI - casquetes do bloco 1 para fundição com a liga de Co-Cr por indução.
- 1NM - casquetes do bloco 1 para fundição com a liga de Ni-Cr por maçarico.
- 1CM – casquetes do bloco 1 para fundição com a liga de Co-Cr por maçarico.

Grupo2 (n=20)

- 2NI - casquetes do bloco 2 para fundição com a liga de Ni-Cr por indução.
- 2CI - casquetes do bloco 2 para fundição com a liga de Co-Cr por indução.
- 2NM - casquetes do bloco 2 para fundição com a liga de Ni-Cr por maçarico.
- 2CM – casquetes do bloco 2 para fundição com a liga de Co-Cr por maçarico.

Grupo 3 (n=20)

- 3NI - casquetes do bloco 3 para fundição com a liga de Ni-Cr por indução.
- 3CI - casquetes do bloco 3 para fundição com a liga de Co-Cr por indução.
- 3NM - casquetes do bloco 3 para fundição com a liga de Ni-Cr por maçarico.
- 3CM – casquetes do bloco 3 para fundição com a liga de Co-Cr por maçarico.

Os casquetes confeccionados e divididos em seus grupos foram novamente levados ao seu respectivo bloco e foram submetidos a um vedamento de margem através da aplicação de uma camada de cera plástica PW1 (Kota indústria, Brasil) através de um gotejador eletrônico (Protts elétrico®, Brasil). Após o vedamento marginal (figura 9), os casquetes foram observados com lupa de quatro vezes de

aumento para detectar qualquer imperfeição nessa etapa. Em seguida, foram removidos e colocados em um recipiente com água para não sofrerem influência da temperatura do meio.



Figura 8: Casquete sem vedamento

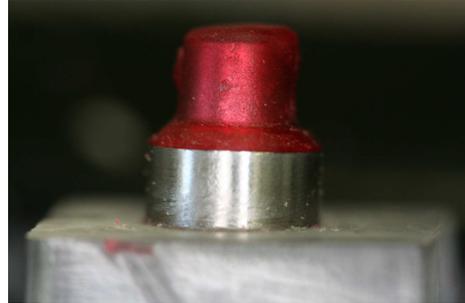


Figura 9: Casquete após vedamento

Após a obtenção dos casquetes vedados, eles foram preparados para inclusão para fundição por cera perdida e expansão térmica do revestimento.

Nos casquetes, foram fixados pinos de canalização padronizados (Speedy Sprue, Ortocentral, Brasil) com conduto duplo, sendo colocados em uma base formadora de cadinho. Cada base recebeu os cinco casquetes de um mesmo grupo. Na barra central da canalização foi marcado em cera a indicação de qual grupo a que se referia aquela fundição (figura 10).



Figura 10: Casquetes fixados na base formadora de cadinho

Depois dos padrões posicionados na base formadora de cadinho, encaixou-se o anel de silicone (OGB nº 4 equivale a 120 g, OGB, Brasil), para permitir uma expansão livre do revestimento para compensar a contração de solidificação da liga.



Figura 11: Anéis de silicone e revestimentos

Nos anéis, foi vertido um revestimento à base de fosfato (Gilvest HS[®], BK Giulini GmbH, Ludwigshafen, Germany), a proporção da mistura obedeceu às recomendações do fabricante e foi manipulado em uma máquina a vácuo (Degussa), vertido nos anéis e levados a uma panela de pressão (Bubble- Removerl, Datel Angel, Japan) a 4 MPa de pressão, para remoção de bolhas, durante o período de 20 minutos.



Figura 12: Molde de revestimento

Após este tempo, o anel de silicone era removido (figura 12) e o revestimento endurecido marcado com a sigla do grupo a que pertencia e levado ao forno elétrico pré-aquecido à temperatura de 750°C. Em seguida, a temperatura do forno foi elevada gradativamente até 950°C, à razão de 5°C por minuto perfazendo um total de 40 minutos de tratamento térmico, obedecendo, dessa forma, as recomendações do fabricante do revestimento.

Com a finalização do tratamento térmico, os grupos cuja liga seria fundida pelo uso de um maçarico foram levados à centrífuga (Kerr, USA) armada com 2 voltas em sua mola e conduzidos ao processo de fundição com um maçarico (Renfert, Germany) gás-Oxigênio (5x2bar) . O grupo que seria fundido por indução elétrica foi levado à centrífuga elétrica vista na figura 13 (ManFreedy[®] regulagem 13).



Fig.13 Máquina de indução elétrica ManFreedy®

As ligas utilizadas foram à base de Ni-Cr (Fit Cast-SB®, Talladium, Brasil) e a liga à base de Co-Cr (Starloy C®, Dentsply, USA). Na tabela 5 pode-se observar as características das ligas utilizadas. Na tabela 6 lista de forma resumida os materiais utilizados neste trabalho com os respectivos lotes de fabricação.

TABELA 5
Composição das ligas utilizadas

Liga	Composição									
	Ni	Cr	Co	Mo	W	Nb	Si	Ti	Fe	V
FIT CAST-SB	61%	25%		10,5 %			1,5%	< 1%		
STAR LOY C		24,5 %	59,4 %	1,0%	10%	2,0%	1,0%		0,1%	2,0 %

Fonte: Fabricante.

TABELA 6
Materias usados

Material	Nome comercial	Fabricante	Lote	Validade
Liga Ni-Cr	Fit Cast-SB®,	Talladium, Brasil.		
liga Co-Cr	Starloy C®,	Dentsply, USA.	0703000049	
Resina acrílica	Duralay®	Reliance, Dental Mfg Co, USA		
Silicone	Zetalabor®	Zhermack, Rovigo, Italia.	46848	2009-11
Catalizador para silicone	Indurent Gel	Zhermack, Rovigo, Italia.	47513	2009-11
Revestimento fosfatado	Gilvest Hs	Bk Giuliani GmbH, Ludwigshafen Germany	26241-59	2008-09
Cera para Vedamento	Cera plástica pw1	Kota, Brasil.		

Após o resfriamento do anel, o revestimento foi removido e a fundição foi jateada com partículas de óxido de alumínio (Al_2O_3) para limpeza da superfície removendo restos de revestimento (figura 14).

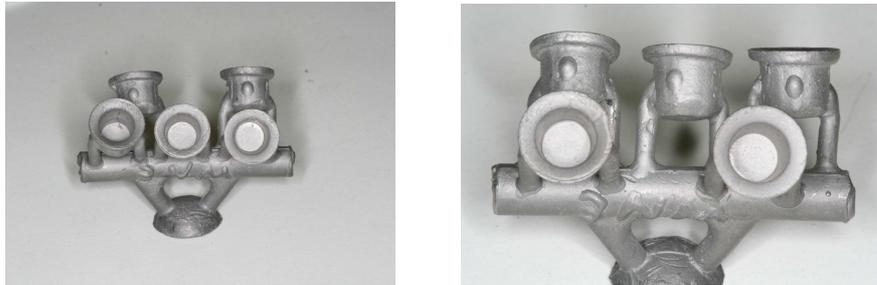


Figura 14: Bruto de fusão após limpeza com jato de óxido de alumínio.

Após a limpeza por jato, as peças foram removidas da canalização através de um disco de carboneto de silício (figura 15) e levadas a um estereomicroscópio (Stemi DV4®, Carl Zeiss, Oberkochen Germany) de 32 vezes (figura 16) de aumento para visualização da presença de microbolhas na superfície interna das coroas que poderiam impedir o seu assentamento. Apenas duas fundições apresentaram microbolhas que foram prontamente removidas com instrumental rotatório.



Figura 15: Remoção da canalização.



Figura 16: Microscópio utilizado para verificação de bolhas.

Não foi realizado nenhum processo no sentido de se usinar a peça, excetuando-se a remoção de microbolhas internas.

Cada estrutura metálica foi levada ao respectivo preparo na matriz metálica onde foram assentadas com uma carga de 9kgf por 1min, notar pela figura 17 que através da marcação na infra estrutura, a qual ficava virada para o chanfro na base acrílica, colocava-se a amostra na mesma posição que fora encerada. Eram, examinadas no microscópio comparador Tm-500 Mitutoyo USA, série 176, com

micrométricos digitais e aumento de 30x mostrado na figura 18, onde foi mensurado o desajuste cervical.



Figura 17: Estrutura metálica assentada sobre respectivo preparo.



Figura 18: Microscópio comparador Mitutoyo.

O desajuste foi medido entre a margem da estrutura metálica fundida até a linha de término do preparo no bloco metálico conforme mostrada na figura 20 pela seta e linha vermelha, determinando, assim, o que foi chamado por Holmes *et al.*, em 1989, de fenda marginal.



Figura 19: Corpo de prova posicionado para medição no microscópio.



Figura 20: Em destaque a fenda marginal em aumento de 10x.

Foram realizadas medidas em quatro regiões diametralmente opostas, que corresponderiam às faces vestibular, palatina ou lingual, mesial e distal. Para cada região, foram obtidas três leituras, perfazendo um total de 12 medidas para cada amostra (figura 19). As médias foram calculadas e submetidas à análise estatística de variância e teste de Tukey, a um nível de significância de 5%.

5 RESULTADOS

Estatisticamente a avaliação do desajuste cervical foi feita de seguinte forma:

1. Análise descritiva de cada fator (Liga, Término, Técnica de Fundição, Lado) e da interação entre eles.
2. Teste estatístico (ANOVA – Análise de Variância)
3. Análise das diferenças, através do teste de comparações múltiplas de Tukey.
4. Validação do teste (avaliação da normalidade, homocedasticidade e independência).

5.1 Estatística descritiva

5.1.1 Fator – término

TABELA 7
Média de desajuste - término

Término	N	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	Q1	Mediana	Q3	Coef. Variação
135°	80	0,347	0,055	0,243	0,471	0,298	0,343	0,387	15,769
Chanfro	80	0,315	0,046	0,213	0,426	0,284	0,319	0,342	14,593
Ombro	80	0,283	0,106	0,097	0,475	0,202	0,254	0,389	37,531

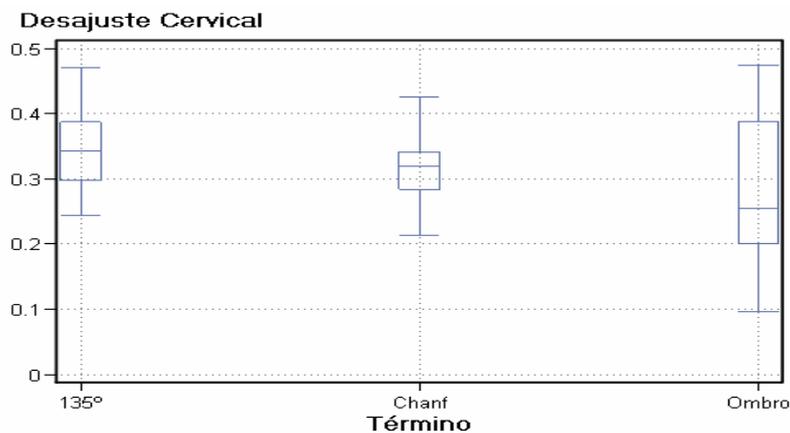


Gráfico 1: Desajuste Cervical em relação ao término

Analisando as estatísticas juntamente com o gráfico, podemos notar que a média do término em 135° é maior que os demais e que o término em ombro possui a menor média e a maior variabilidade nos dados, o término chanfrado possui a média intermediária e a menor variabilidade. Analisando o gráfico, podemos supor que possivelmente o teste estatístico detectará diferença no desajuste cervical com respeito a término nas coroas totais metálicas. Lembrando que a análise desse fator não leva em consideração os demais fatores como o tipo de liga.

5.1.2 Fator – técnica de fundição

TABELA 8
Médias das Técnicas de Fundição

Téc. Fundição	N	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	Q1	Mediana	Q3	Coef. Variação
Indução	120	0,279	0,077	0,097	0,471	0,229	0,291	0,330	27,596
Maçarico	120	0,351	0,061	0,213	0,475	0,302	0,360	0,394	17,353

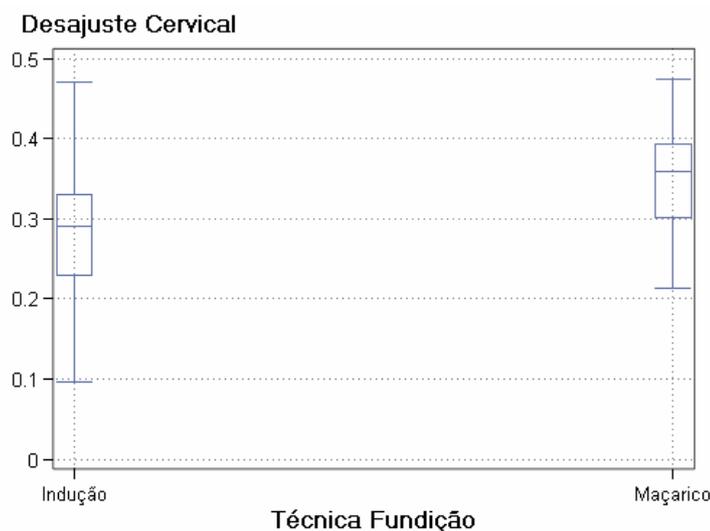


Gráfico 2: Desajuste Cervical em relação à técnica de fundição

Analisando o gráfico podemos perceber que a fundição por maçarico, resulta em valores maiores para o desajuste cervical e que a variabilidade dos dados é

menor na fundição por maçarico, dada a diferença entre as caixas do *box plot* no gráfico, é provável que o teste estatístico aponte para a diferença do desajuste cervical em função da técnica de fundição, sendo que a fundição por maçarico produz um desajuste maior e menos variável.

5.1.3 Fator – liga

TABELA 9
Diferenças de médias das ligas

Liga	N	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	Q1	Mediana	Q3	Coef. Variação
Co-Cr	120	0,327	0,074	0,100	0,471	0,286	0,335	0,385	22,639
Ni-Cr	120	0,303	0,080	0,097	0,475	0,255	0,298	0,357	26,525

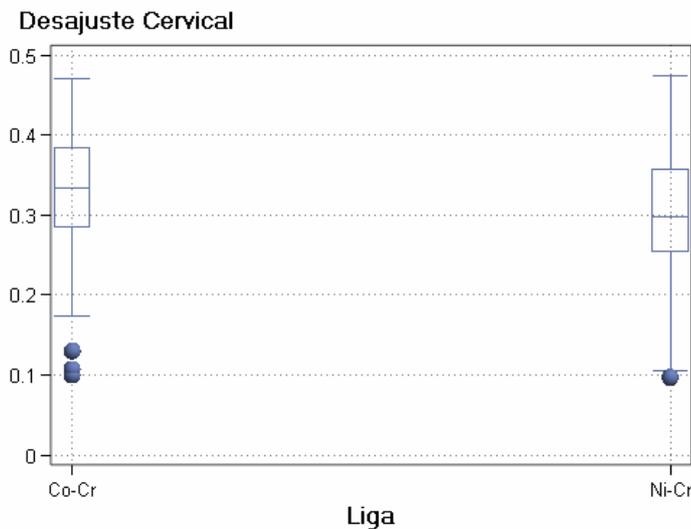


Gráfico 3: Desajuste Cervical em relação à Liga

De acordo com as estatísticas o desajuste cervical é maior na liga de Cobalto-Cromo e a variação dos dados é maior na liga de Níquel-Cromo. Quando olhamos o gráfico, percebemos essas diferenças e notamos também que a liga de Cobalto-Cromo apresenta três possíveis *outliers* (valores discrepantes). Esses três dados puxam a média dos desajustes no Cobalto-Cromo para baixo, se retirássemos os dados da amostra teríamos uma maior média nessa liga e conseqüentemente uma diferença maior entre as ligas.

5.1.4 Fator interação – término x técnica de fundição

TABELA 10

Interação – término x técnica de fundição

Término	Téc. Fundição	N	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	Q1	Mediana	Q3	Cof. Variação
135°	Indução	40	0,322	0,051	0,243	0,471	0,291	0,307	0,341	15,735
	Maçarico	40	0,371	0,047	0,269	0,455	0,345	0,375	0,408	12,772
Chanf.	Indução	40	0,320	0,048	0,236	0,426	0,289	0,323	0,346	15,046
	Maçarico	40	0,311	0,044	0,213	0,421	0,281	0,311	0,337	14,156
Ombro	Indução	40	0,195	0,050	0,097	0,296	0,174	0,202	0,229	25,381
	Maçarico	40	0,370	0,068	0,233	0,475	0,341	0,389	0,410	18,473

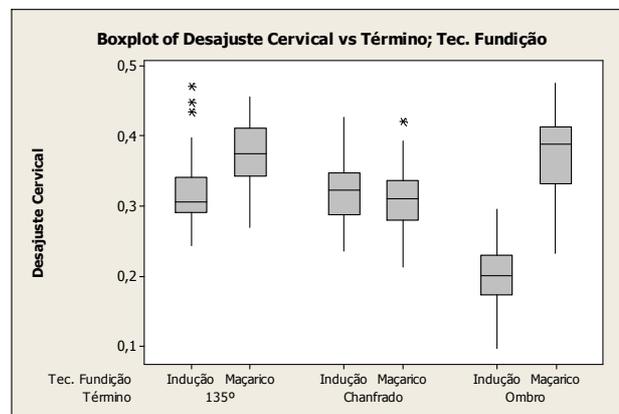


Gráfico 4: Desajuste cervical em relação Término/Técnica de Fundição

Analisando o gráfico, podemos perceber que a diferença no desajuste cervical, com respeito à técnica de fundição, é maior no término ombro seguido pelo 135° e por último no término chanfrado. A variabilidade nos dados é maior término ombro fundido por indução e a maior média é obtida no término ombro por maçarico. No término chanfrado, a diferença entre as técnicas de fundição é mínima e provavelmente não há diferença entre elas. No contexto geral, a técnica de fundição

por indução tende a produzir menores valores que a fundição por maçarico e, com respeito ao término, o chanfrado é mais homogêneo apresentando a menor diferença entre as técnicas de fundição.

5.1.5 Fator interação – término x liga

TABELA 11
Interação – término x liga

Término	Liga	N	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	Q1	Mediana	Q3	Cof. Variação
135°	Co-Cr	40	0,360	0,061	0,243	0,471	0,301	0,363	0,417	16,916
	Ni-Cr	40	0,333	0,044	0,269	0,455	0,297	0,323	0,362	13,297
Chanf.	Co-Cr	40	0,343	0,038	0,281	0,426	0,315	0,337	0,368	10,973
	Ni-Cr	40	0,288	0,037	0,213	0,363	0,258	0,288	0,322	12,748
Ombro	Co-Cr	40	0,279	0,089	0,100	0,398	0,215	0,259	0,375	31,807
	Ni-Cr	40	0,287	0,122	0,097	0,475	0,183	0,241	0,410	42,592

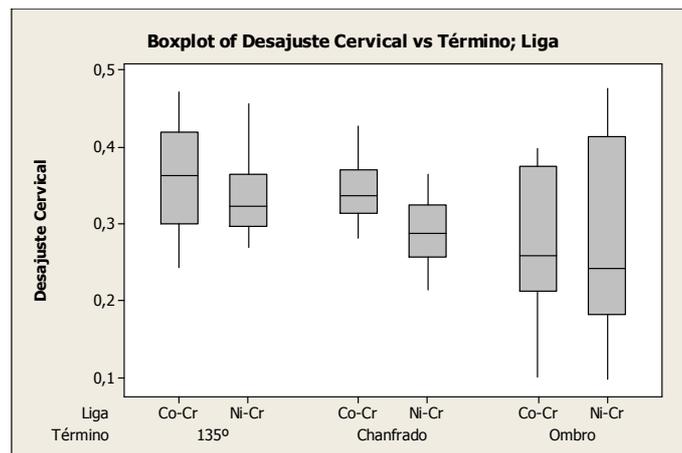


Gráfico 5: Desajuste cervical em relação ao Término/Liga

Analisando o gráfico, vemos que o término ombro é de longe o que apresenta a maior variabilidade nos dados e o chanfrado a menor. Em relação à diferença entre as ligas dentro de um mesmo término, podemos ver que ela é mais perceptível

no término chanfrado e menos no término ombro. No geral, a liga de Cobalto-Cromo tendeu a valores maiores do desajuste do que a liga de Níquel-Cromo.

5.1.6 Fator interação – liga x técnica de fundição

TABELA 12

Média de desajuste na interação – liga x técnica de fundição

Liga	Tec. Fundição	N	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	Q1	Mediana	Q3	Coef. Variação
Co-Cr	Indução	60	0,296	0,082	0,100	0,471	0,240	0,295	0,346	27,721
	Maçarico	60	0,359	0,048	0,233	0,455	0,325	0,363	0,393	13,490
Ni-Cr	Indução	60	0,262	0,068	0,097	0,363	0,211	0,280	0,319	26,027
	Maçarico	60	0,343	0,071	0,213	0,475	0,284	0,333	0,398	20,638

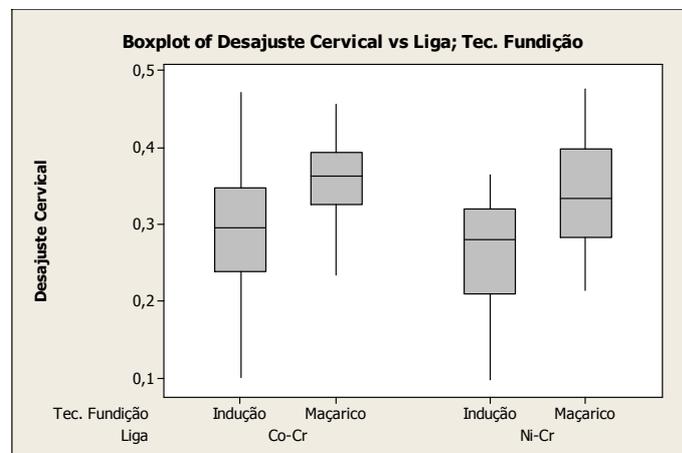


Gráfico 6: Desajuste cervical em relação Liga/Técnica de Fundição

Analisando o gráfico, vemos que há um padrão nítido, a fundição por indução produziu menores valores nos dois tipos de liga e a diferença entre elas é mínima e possivelmente o teste não detectara diferença. Já a fundição por maçarico apresentou maiores valores nas duas ligas, sendo que na liga Níquel-Cromo a variabilidade dos dados é maior, e que a diferença entre as duas ligas com relação à fundição por maçarico também é mínima como na fundição por indução.

5.1.7 Fator interação – liga x técnica de fundição x término

TABELA 13

Média de desajuste na interação – liga x técnica de fundição x término

Liga	Término	Tec. Fundição	N	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	Q1	Mediana	Q3	Coef. Variação
Co-Cr	135°	Indução	20	0,330	0,067	0,243	0,471	0,284	0,301	0,391	20,309
		Maçarico	20	0,390	0,035	0,333	0,455	0,358	0,391	0,421	9,051
	Chanf.	Indução	20	0,348	0,039	0,292	0,426	0,321	0,341	0,380	11,070
		Maçarico	20	0,337	0,037	0,281	0,421	0,311	0,331	0,358	10,907
	Ombro	Indução	20	0,209	0,053	0,100	0,296	0,181	0,215	0,241	25,514
		Maçarico	20	0,349	0,055	0,233	0,398	0,321	0,375	0,390	15,811
Ni-Cr	135°	Indução	20	0,314	0,025	0,269	0,359	0,295	0,311	0,331	7,969
		Maçarico	20	0,352	0,051	0,269	0,455	0,315	0,362	0,385	14,524
	Chanf.	Indução	20	0,291	0,039	0,236	0,363	0,255	0,289	0,331	13,519
		Maçarico	20	0,285	0,035	0,213	0,344	0,269	0,284	0,307	12,152
	Ombro	Indução	20	0,182	0,043	0,097	0,258	0,161	0,183	0,211	23,429
		Maçarico	20	0,392	0,075	0,235	0,475	0,373	0,410	0,451	19,059

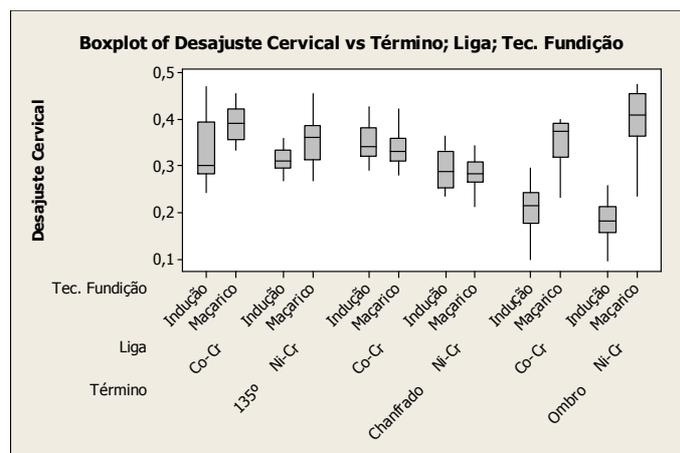


Gráfico 7: Desajuste cervical em relação a Término/Liga/Técnica de Fundição

Nessa interação, apresentamos dois gráficos que mostram pontos de análise diferentes, no gráfico acima vemos que nas duas ligas com término em ombro a diferença é visível com respeito às técnicas de fundição, sendo que a fundição por indução produz os menores valores no desajuste e a fundição por maçarico os maiores. Percebemos também que os términos chanfrados nas duas ligas apresentam a menor diferença entre as técnicas de fundição.

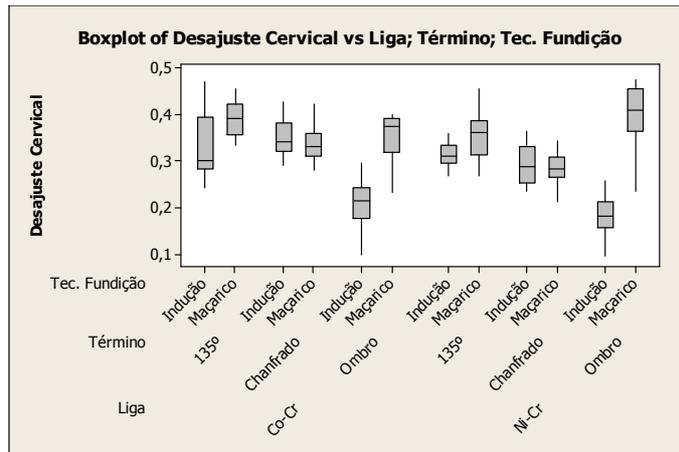


Gráfico 8: Desajuste Cervical em relação a Liga/Término/Técnica de Fundição

O gráfico acima deixa as ligas lado a lado nos determinados términos. Nele percebemos que a liga de Cobalto-Cromo produziu, no geral, valores maiores que a liga de Níquel-Cromo, no entanto, essa diferença é mínima e pouco perceptível.

5.2 Teste Estatístico

Neste trabalho nosso interesse é saber se há diferença no desajuste cervical quando variamos o tipo de liga utilizado, o término e a técnica de fundição ou mesmo se há interação entre algum desses fatores, isto é, se quando associamos um tipo de liga a um término específico mudamos o desajuste. Para testar essas teorias utilizaremos a ANOVA – Análise de Variância.

A Anova é um teste estatístico paramétrico, isto é, faz suposições sobre a amostra testada.

As hipóteses testadas na ANOVA são:

H_0 : O Fator não influencia na resposta.

H_1 : O Fator influencia na resposta.

O nível de significância adotado no teste é de 0,05%. Logo, a hipótese nula só será rejeitada se o p-valor for menor que 0,05.

General Linear Model: Variável versus Lado; Término; Liga; Tec. Fundição

Factor	Type	Levels	Values
Lado	random	4	A; B; C; D
Término	fixed	3	135°; Chanfrado; Ombro
Liga	fixed	2	Co-Cr; Ni-Cr
Tec. Fundição	fixed	2	Indução; Maçarico

Analysis of Variance for Variável, using Adjusted SS for Tests

Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Lado	3	0,013133	0,013133	0,004378	1,91	
Término	2	0,162259	0,162259	0,081129	35,35	0,000
Liga	1	0,036211	0,036211	0,036211	15,78	0,000
Tec. Fundição	1	0,309602	0,309602	0,309602	134,92	0,000
Término*Liga	2	0,039388	0,039388	0,019694	8,58	0,000
Liga*Tec. Fundição	1	0,004932	0,004932	0,004932	2,15	0,144
Término*Tec. Fundição	2	0,352410	0,352410	0,176205	76,79	0,000
Término*Liga*Tec. Fundição	2	0,022303	0,022303	0,011151	4,86	0,009
Error	225	0,516322	0,516322	0,002295		
Total	239	1,456560				

S = 0,0479037 R-Sq = 64,55% R-Sq(adj) = 62,35%

De acordo com o teste acima, apenas a interação entre a liga e técnica de fundição não foi significativo, todos os demais fatores e a interação entre eles foram significativos, isto é, esses fatores influenciam na resposta. A saber, os fatores:

- Término

- Liga
- Técnica de Fundição
- Interação entre término e técnica de Fundição
- Interação entre liga e término
- Interação entre liga, término e técnica de Fundição

Este teste apenas nos informa que há influência desses fatores na resposta, no entanto ele não localiza essas diferenças, para localizar as diferenças é necessário fazer um teste de comparação múltipla, que localiza e quantifica essas diferenças.

5.3 Comparações Múltiplas

Agora nosso interesse é saber dentro de cada hipótese testada na ANOVA, que foi estatisticamente significativa, onde está a diferença, isto é, sabemos que término influencia no desajuste cervical, mas não sabemos qual término influencia mais ou menos. Para responder a essa pergunta, utilizamos um método chamado de comparação múltipla, que compara as médias individuais dos tratamentos.

O teste utilizado é o teste de Tukey e as hipóteses testadas são:

$H_0: \mu_i = \mu_j$ (os tratamentos são iguais)

$H_1: \mu_i \neq \mu_j$ (os tratamentos não são iguais)

Onde:

μ_i : Média do tratamento i , $i = \{1,2,3,.. \}$

No teste, o nível de significância utilizado é de 0,05, logo só rejeitaremos a hipótese nula se o p-valor for menor que 0,05.

5.3.1 – Fator liga

TABELA 14:
Teste de Tukey para diferença entre ligas

Liga	Desajuste Cervical - Média	H0:Média1=Média2 Pr > t
Co-Cr	0.32726667	<.0001
Ni-Cr	0.30270000	

Como o p-valor do teste é menor que 0,05, podemos rejeitar a hipótese nula (H_0) e assumir que há diferença entre as ligas. E como só há dois tipos de liga, basta verificar a média para saber qual delas produz maiores desajustes, dessa forma podemos notar que a liga de Cobalto-Cromo produz maiores valores de desajuste cervical do que a liga de Níquel-Cromo.

A seguir, temos o intervalo de 95% de confiança para cada uma das médias das ligas. Esses intervalos informam que o verdadeiro valor da média da população se encontra com 95% de probabilidade dentro dessas faixas.

TABELA 15:
Intervalo de confiança para as médias das ligas

Liga	Desajuste Cervical Média	95% Confidence Limits	
Co-Cr	0.327267	0.318649	0.335884
Ni-Cr	0.302700	0.294083	0.311317

Abaixo temos o intervalo de 95% de confiança para a diferença entre as médias das ligas e concluímos que a verdadeira diferença (da população) se encontra entre 0,012380 e 0,036753.

TABELA 16:
Intervalo de confiança para a diferença entre médias das ligas

Least Squares Means for Effect Liga				
i	j	Difference Between Means	Simultaneous 95% Confidence Limits for LSMean(i)-LSMean(j)	
1	2	0.024567	0.012380	0.036753

5.3.2 – Fator técnica de fundição

TABELA 17:

Teste de Tukey para técnicas de fundição

Técnica Fundição	Desajuste Cervical Média	H0: Média 1= Média 2
		Pr > t
Indução	0.27906667	<.0001
Maçarico	0.35090000	

O teste foi significativo, isto é, há diferença entre as técnicas de fundição, sendo que a fundição por maçarico produz maiores valores do que a fundição por indução.

Abaixo temos a média e o intervalo de confiança de 95% para a mesma. A interpretação é a mesma da análise anterior.

TABELA 18

Intervalo de confiança para as médias das técnicas de fundição

Téc. Fundição	Desajuste Cervical Média	95% Confidence Limits	
Indução	0.279067	0.270449	0.287684
Maçarico	0.350900	0.342283	0.359517

A seguir temos a diferença entre as médias e o intervalo de confiança de 95% para a diferença. A verdadeira diferença entre as médias (Indução - Maçarico) se encontra com 95% de confiança no intervalo (-0,084020; -0,059647)

TABELA 19:

Intervalo de confiança para a diferença entre médias da técnica de fundição

Least Squares Means for Effect Téc. Fundição				
i	j	Difference Between Means	Simultaneous 95% Confidence Limits for LSMean(i)-LSMean(j)	
1	2	-0.071833	-0.084020	-0.059647

5.3.3 – Fator Término

A tabela abaixo traz a média de cada término e enumera cada término, essa numeração será utilizada no teste de Tukey.

TABELA 20:

Médias de cada término

Término	Desajuste Cervical Média	Média Número
135°	0.34665	1
Chanf.	0.31534	2
Ombro	0.28296	3

TABELA 21:

Teste de Tukey

Least Squares Means for effect Tér-mino			
Pr > t for H0: LSMean(i)=LSMean(j)			
Dependent Variable: Desajuste Cervical			
i/j	1	2	3
1		0.0001	<.0001
2	0.0001		<.0001
3	<.0001	<.0001	

Como todos os p-valores foram menores que 0,05, podemos determinar que há diferença entre todos os termos, sendo assim, concluímos que o término em 135° produz maiores valores do desajuste cervical, seguido do término chanfrado e, por último, o término em ombro é o que produz os menores valores no desajuste cervical.

135° > Chanfrado > Ombro

TABELA 22:

Intervalo de confiança de 95% para a média dos termos.

Término	Desajuste Cervical Média	95% Confidence Limits	
135°	0.346650	0.336096	0.357204
Chanf.	0.315338	0.304784	0.325891
Ombro	0.282963	0.272409	0.293516

TABELA 23:

Intervalo de 95% de confiança para a diferença entre as médias dos términos.

Least Squares Means for Effect Término				
i	j	Diferença Média	Simultaneous 95% Confidence Limits for Média (i) - Média (j)	
1	2	0.031312	0.013442	0.049183
1	3	0.063687	0.045817	0.081558
2	3	0.032375	0.014504	0.050246

5.3.4 – Fator Interação Término x Liga

Abaixo temos a numeração dos tratamentos e suas respectivas médias essa numeração será utilizada durante toda a análise.

TABELA 24:

Média interação término x liga

Términ.o	Liga	Desajuste Cervical Média	Média Number
135°	Co-Cr	0.36022500	1
135°	Ni-Cr	0.33307500	2
Chanf.	Co-Cr	0.34262500	3
Chanf.	Ni-Cr	0.28805000	4
Ombro	Co-Cr	0.27895000	5
Ombro	Ni-Cr	0.28697500	6

TABELA 25:

Teste de Tukey

Least Squares Means for effect Término*Liga						
Pr > t for H0: LSMean(i)=LSMean(j)						
Dependent Variable: Desajuste Cervical						
i/j	1	2	3	4	5	6
1		0.1186	0.5709	<.0001	<.0001	<.0001
2	0.1186		0.9482	0.0005	<.0001	0.0004
3	0.5709	0.9482		<.0001	<.0001	<.0001
4	<.0001	0.0005	<.0001		0.9577	1.0000
5	<.0001	<.0001	<.0001	0.9577		0.9754
6	<.0001	0.0004	<.0001	1.0000	0.9754	

Em negrito, temos as. A saber, as combinações:

1 e 2	135° Cobalto e 135° Níquel
1 e 3	135° Cobalto e Chanfrado Cobalto
2 e 3	135° Níquel e Chanfrado Cobalto
4 e 5	Chanfrado Níquel e Ombro Cobalto
4 e 6	Chanfrado Níquel e Ombro Níquel
5 e 6	Ombro Cobalto e Ombro Níquel

Quadro 1: Combinações dos tratamentos que não apresentaram diferenças estatisticamente significativas

135° Cobalto = 135° Níquel = Chanfrado Cobalto > Chanfrado Níquel = Ombro Cobalto = Ombro

TABELA 26

Média dos tratamentos e intervalo de 95% de confiança para as médias.

Término	Liga	Desajuste Cervical Média	95% Confidence Limits	
135°	Co-Cr	0.360225	0.345299	0.375151
135°	Ni-Cr	0.333075	0.318149	0.348001
Chanf.	Co-Cr	0.342625	0.327699	0.357551
Chanf.	Ni-Cr	0.288050	0.273124	0.302976
Ombro	Co-Cr	0.278950	0.264024	0.293876
Ombro	Ni-Cr	0.286975	0.272049	0.301901

Abaixo segue a diferença entre as médias dos tratamentos e o IC de 95% para as mesmas.

TABELA 27:
Intervalo de 95% de confiança para a diferença entre as médias dos términos x ligas.

Least Squares Means for Effect Término*Liga				
i	j	Diferença Média	IC 95% Média (i) - Média (j)	
1	2	0.027150	-0.003640	0.057940
1	3	0.017600	-0.013190	0.048390
1	4	0.072175	0.041385	0.102965
1	5	0.081275	0.050485	0.112065
1	6	0.073250	0.042460	0.104040
2	3	-0.009550	-0.040340	0.021240
2	4	0.045025	0.014235	0.075815
2	5	0.054125	0.023335	0.084915
2	6	0.046100	0.015310	0.076890
3	4	0.054575	0.023785	0.085365
3	5	0.063675	0.032885	0.094465
3	6	0.055650	0.024860	0.086440
4	5	0.009100	-0.021690	0.039890
4	6	0.001075	-0.029715	0.031865
5	6	-0.008025	-0.038815	0.022765

Note-se que o intervalo de confiança para os tratamentos que não foram estatisticamente diferentes contém o valor 0 (zero), o que comprova o teste. Já o IC nos informa que a diferença entre esses tratamentos pode ser nula.

5.3.5 – Fator interação término x técnica de fundição

A seguir temos a numeração de cada tratamento que será utilizada durante a análise.

TABELA 28
Interação término x técnica de fundição

Término	Téc.	Desajuste Cervical - Média	Número
135°	Indução	0.32210000	1
135°	Maçarico	0.37120000	2
Chanf.	Indução	0.31962500	3
Chanf.	Maçarico	0.31105000	4
Ombro	Indução	0.19547500	5
Ombro	Maçarico	0.37045000	6

TABELA 29
Teste de Tukey

Least Squares Means for effect Término*Tec# Fundi-ção Pr > t for H0: LSMean(i)=LSMean(j) Dependent Variable: Desajuste Cervical						
i/j	1	2	3	4	5	6
1		0.0001	0.9999	0.9069	<.0001	0.0001
2	0.0001		<.0001	<.0001	<.0001	1.0000
3	0.9999	<.0001		0.9672	<.0001	<.0001
4	0.9069	<.0001	0.9672		<.0001	<.0001
5	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001		<.0001
6	0.0001	1.0000	<.0001	<.0001	<.0001	

Em negrito, temos as combinações dos tratamentos que não foram estatisticamente significantes. A saber, as combinações:

1 e 3	135° Indução e Chanfrado Indução
1 e 4	135° Indução e Chanfrado Maçarico
2 e 6	135° Maçarico e Ombro Maçarico
3 e 4	Chanfrado Indução e Chanfrado Maçarico

Quadro 2: Combinações dos tratamentos que não foram Estatisticamente significantes.

<p>135° Maçarico = Ombro Maçarico > 135° Indução = Chanfrado Indução = Chanfrado Maçarico > Ombro Indução</p>

Abaixo temos a média de cada tratamento e o IC de 95% para a mesma.

TABELA 30

Intervalo de 95% de confiança para a diferença entre as médias dos termos x técnica de fundição

Término	Téc. Fundição	Desajuste Cervical Média	IC 95%	
135°	Indução	0.322100	0.307174	0.337026
135°	Maçarico	0.371200	0.356274	0.386126
Chanf.	Indução	0.319625	0.304699	0.334551
Chanf.	Maçarico	0.311050	0.296124	0.325976
Ombro	Indução	0.195475	0.180549	0.210401
Ombro	Maçarico	0.370450	0.355524	0.385376

5.3.6 – Fator Interação Término x Técnica de Fundição x Liga

Abaixo temos a nomenclatura de cada tratamento (combinação dos níveis dos fatores) que será utilizada durante a análise.

TABELA 31

Interação Término x Técnica de Fundição x Liga

Término	Liga	Téc. Fundição	Desajuste Cervical - Média	Nomenclatura
135°	Co-Cr	Indução	0.33040000	T1
135°	Co-Cr	Maçarico	0.39005000	T2
135°	Ni-Cr	Indução	0.31380000	T3
135°	Ni-Cr	Maçarico	0.35235000	T4
Chanf.	Co-Cr	Indução	0.34815000	T5
Chanf.	Co-Cr	Maçarico	0.33710000	T6
Chanf.	Ni-Cr	Indução	0.29110000	T7
Chanf.	Ni-Cr	Maçarico	0.28500000	T8
Ombro	Co-Cr	Indução	0.20910000	T9
Ombro	Co-Cr	Maçarico	0.34880000	T10
Ombro	Ni-Cr	Indução	0.18185000	T11
Ombro	Ni-Cr	Maçarico	0.39210000	T12

TABELA 32
Teste de Tukey

Least Squares Means for effect Término*Liga*Tec. Fundação												
Pr > t for H0: LSMean(i)=LSMean(j)												
Dependent Variable: Desajuste Cervical												
i/j	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1												
2	0.0060											
3	0.9946	<.0001										
4	0.9522	0.3525	0.3181									
5	0.9906	0.2021	0.5028	1.0000								
6	1.0000	0.0277	0.9283	0.9974	0.9999							
7	0.2893	<.0001	0.9397	0.0041	0.0112	0.1050						
8	0.1163	<.0001	0.7574	0.0008	0.0025	0.0330	1.0000					
9	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001			
10	0.9874	0.2220	0.4723	1.0000	1.0000	0.9998	0.0096	0.0021	<.0001			
11	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	0.8171	<.0001		
12	0.0036	1.0000	<.0001	0.2728	0.1476	0.0178	<.0001	<.0001	<.0001	0.1635	<.0001	

A interação entre os fatores nos informa que o efeito de um fator depende do nível do outro fator. Então, para verificar quais são os níveis que interferem na resposta do fator, é feito o teste de Tukey para comparação múltipla. A matriz acima traz os p-valores de todos os testes para cada combinação dos níveis dos fatores e a tabela anterior traz todas as combinações possíveis dos níveis dos fatores e média dessas combinações.

Quando fixamos o tratamento 1 (T1 – Término em 135° na liga de Cobalto fundido por indução), vemos que esse tratamento só se diferencia estatisticamente dos tratamentos T2, T11 e T12. Sendo que ele apresenta valores maiores no desajuste cervical do que o tratamento T11 e menores que os tratamentos T2 e T12.

Quando fixamos o tratamento 2 (T2 - Término em 135° na liga de Cobalto fundido por maçarico), vemos que esse tratamento apenas se diferencia estatisticamente dos tratamentos T3, T6, T7, T8, T9 e T11. Sendo que ele produz valores maiores no desajuste cervical do que todos esses tratamentos e valores estatisticamente iguais aos tratamentos T1, T4, T5, T10 e T12.

Quando fixamos o tratamento 3 (T3 - Término em 135° na liga de Níquel fundido por indução), vemos que esse tratamento apenas se diferencia estatisticamente dos tratamentos T9, T11 e T12. Sendo que ele produz valores maiores no desajuste cervical do que os tratamentos T9 e T11, e menores do que o tratamento T12. E valores estatisticamente iguais aos produzidos pelos demais tratamentos.

Quando fixamos o tratamento 4 (T4 - Término em 135° na liga de Níquel fundido por maçarico), vemos que esse tratamento apenas se diferencia estatisticamente dos tratamentos T7, T8, T9, e T11. Sendo que ele produz valores maiores no desajuste cervical do que os tratamentos T7, T8, T9 e T11. E valores estatisticamente iguais aos produzidos pelos demais tratamentos.

Quando fixamos o tratamento 5 (T5 - Término chanfrado na liga de Cobalto fundido por indução), vemos que esse tratamento apenas se diferencia estatisticamente dos tratamentos T7, T8, T9, e T11. Sendo que ele produz valores maiores no desajuste cervical do que os tratamentos T7, T8, T9 e T11. E valores estatisticamente iguais aos produzidos aos demais tratamentos.

Quando fixamos o tratamento 6 (T6 - Término chanfrado na liga de Cobalto fundido por maçarico), vemos que esse tratamento apenas se diferencia estatisticamente dos tratamentos T2, T8, T9, T11 e T12. Sendo que ele produz valores maiores no desajuste cervical do que os tratamentos, T8, T9 e T11, valores menores que os tratamentos T2 e T12. E valores estatisticamente iguais aos produzidos pelos demais tratamentos.

Quando fixamos o tratamento 7 (T7 - Término chanfrado na liga de Níquel fundido por indução), vemos que esse tratamento apenas se diferencia estatisticamente dos tratamentos T2, T4, T5, T6, T9, T11 e T12. Sendo que ele produz valores maiores no desajuste cervical do que os tratamentos T9, e T11, valores menores que os tratamentos T2, T4, T5, T6 e T12. E valores estatisticamente iguais aos produzidos aos demais tratamentos.

Quando fixamos o tratamento 8 (T8 - Término ombro na liga de Níquel fundido por indução) vemos que esse tratamento estatisticamente é diferente de todos os demais tratamentos, sendo que apresenta valores menores que os tratamentos T9 e T11 e maiores que os demais.

Quando fixamos o tratamento 9 (T9- Término ombro na liga de Cobalto fundido por indução), vemos que esse tratamento apenas não se diferencia estatisticamente do tratamento T11 e se mostra diferente de todos os demais, sendo que apresenta valores menores do que todos os demais tratamentos.

Quando fixamos o tratamento 10 (T10- Término ombro na liga de Cobalto fundido por maçarico), vemos que esse tratamento se diferencia estatisticamente dos tratamentos T9, T10 e T11, sendo que apresenta valores maiores do que esses tratamentos e estatisticamente iguais aos demais.

Quando fixamos o tratamento 11 (T11- Término ombro na liga de Níquel fundido por indução), vemos que esse tratamento não foi estatisticamente diferente dos tratamentos T9, sendo que se apresenta diferente para todos os demais, apresentando valores menores no desajuste para os demais tratamentos e valores estatisticamente iguais ao do tratamento T9.

Quando fixamos o tratamento 12 (T12- Término ombro na liga de Níquel fundido por maçarico), vemos que esse tratamento apenas não se diferencia estatisticamente dos tratamentos T2, T4, T5 e T10 e se mostra diferente de todos os demais, sendo que apresenta valores maiores do desajuste cervical que os demais e valores estatisticamente iguais com relação aos tratamentos T2, T4, T5 e T10.

5.4 Verificação da adequação do modelo - análise de resíduos

5.4.1 – Normalidade

H_0 : Os resíduos provêm de uma distribuição normal.

H_1 : Os resíduos não provêm de uma distribuição normal.

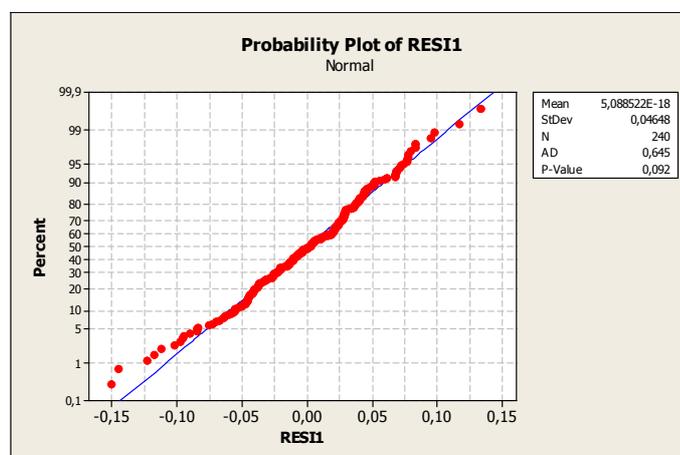


Gráfico 9: Distribuição normal da amostra

Como o p-valor para o teste de normalidade foi $0,095 > 0,05$, não rejeitamos a hipótese nula, logo podemos assumir que os resíduos provêm de uma distribuição normal.

5.4.2 – Homocedasticidade (igualdade de variâncias)

Teste de Levene's

H_0 : Há igualdade de variâncias.

H_1 : Não há igualdade de variâncias.

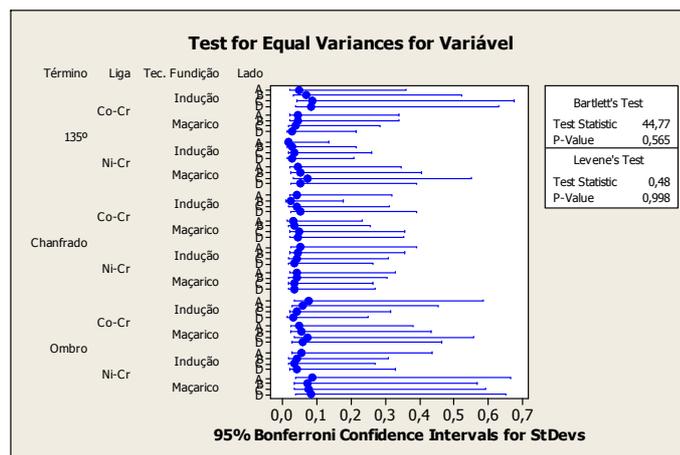


Gráfico 10: Igualdade de Variança

Test for Equal Variances: Variável versus Término; Liga; Tec. Fundição; Lado

Bartlett's Test (normal distribution)
Test statistic = 44,77; p-value = 0,565

Levene's Test (any continuous distribution)
Test statistic = 0,48; p-value = 0,998

Como o p-valor para o teste de Levene's foi $0,998 > 0,05$, não rejeitamos a hipótese nula, logo podemos assumir a igualdade das variâncias.

5.4.3 – Independência

Para verificar essa hipótese seria necessária a ordem de coleta dos dados, como esse dado não está disponível, aceitamos essa hipótese baseados na aleatoriedade do experimento.

6 DISCUSSÃO

6.1 Tipo de Término

É interessante notar a controvérsia existente na literatura diante os diversos desenhos de terminos de preparos para as coroas metalocerâmicas. Os autores indicam diferentes terminos para o mesmo tipo de restauração, enquanto as pesquisas mostram grande variação de resultados de adaptação. Isto pode gerar nos profissionais uma insegurança na indicação ou na escolha de um determinado tipo de término para a clínica diária.

Terminações em bisel ou lâmina de faca foram consideradas como as que produziam as melhores adaptações, como foi relatado por Hobo e Shillingburg, 1973, Gavellis *et al.*, 1981, e Saito em 1999. No entanto, outras pesquisas não corroboram essas afirmações, Kay, Jablonski & Dogon, em 1986, mostraram que os terminos de lâmina de faca apresentaram pior assentamento e que não são favoráveis para as cerâmicas e para estética. Garden, em 1982, ressaltou que estes tipos de terminos geravam muita tensão quanto à distribuição das forças mastigatórias no preparo. Hunter & Hunter, 1990, ainda afirmaram que o assentamento deste tipo de término poderia ser dificultado por toques inadequados das margens da infra-estrutura metálica no dente, provavelmente por contração da liga, e dificultar o escoamento do cimento, o que foi, mais tarde, também sustentado por Wang, Millstein e Nathanson, 1992.

Neste trabalho, o término que poderia se aproximar deste comportamento seria o de 135° , ou término em 45° como é chamado por alguns autores. Considerado por Hunter & Hunter como um término vertical, ele apresentou uma média de desajuste cervical ($0,347 \mu\text{m}$) significativamente maior que a do ombro ($0,283 \mu\text{m}$) e a do chanfrado ($0,315 \mu\text{m}$), semelhante ao trabalho de Gavellis, em 1981, e aos dados do *gap* marginal do trabalho de Kay, Jablonski & Dogon, 1986. Como a coroa não foi cimentada, a explicação de que o escoamento do cimento poderia ter afetado o resultado não se aplica aqui. A justificativa para este resultado poderia ser dada frente à contração de fundição da liga (STEVENS 1987; TJAN *et*

al., 1991; BEZZON *et al.* 1998), a capacidade inferior das ligas de reproduzirem finos detalhes (CARREIRO *et al.*, 1999) e pela geometria do ombro.

Todas as matrizes apresentavam dimensões iguais, sendo somente diferentes no término. Todas as infra-estruturas metálicas apresentaram a mesma padronização de fundição, variando apenas a liga e a fonte de calor, portanto o padrão de contração de uma mesma liga e mesma fonte de calor era semelhante entre si, tendo, então, o mesmo padrão de contração, para o centro geométrico como foi relatado por Stevens, 1987, Duncan, 1982, Mondelli, Valera & Gama, em 1996, Castilio *et al.*, em 2006. Gebelein *et al.*, em 2003, diferenciando-se apenas o término. Esta contração impedia o total assentamento das infra-estruturas metálicas na matriz.

Ligas de metal básico, como relatado pelos autores Baran & Woodland, 1981, Morfa *et al.*, 1984, Anusavice, em 1985, Carreiro *et al.* 1999, Martignoni & Schöenberger, 2001, Carreiro *et al.* 2005, apresentam pouco poder de copiar regiões finas e agudas, o que pode ter gerado falhas nas bordas desse término de 135°.

Como a geometria do preparo mostra-se vertical, a margem fica mais distante (figura 21). O que também é relatado por Hunter e Hunter, 1990.

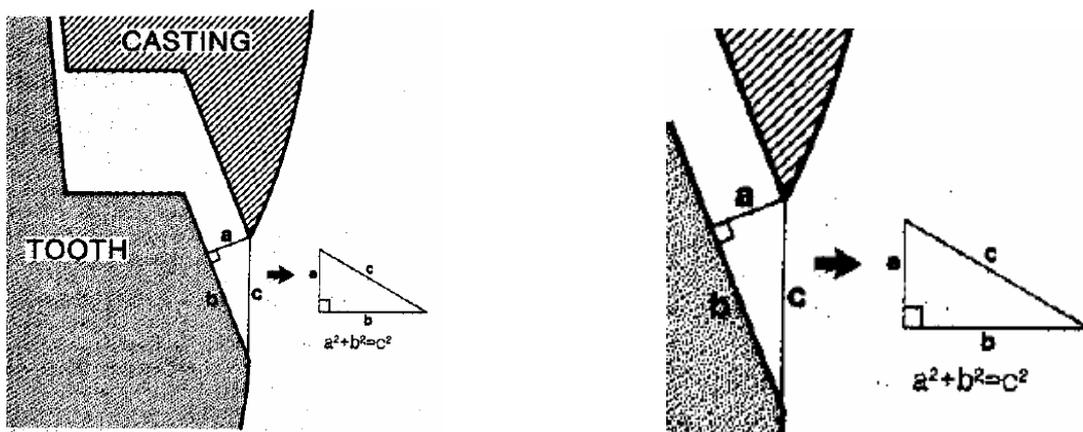


Figura 21: Esquema do cálculo do fenda marginal
Fonte: Hunter & Hunter 1990

Como demonstrado no desenho, se modificarmos o comprimento de *a* e *b* teremos uma alteração de *c*, o qual representaria o desajuste cervical. No ombro, o desajuste seria apenas uma linha da margem do preparo à margem da infra-estrutura metálica. Não como nesse caso, na qual o desajuste cervical passaria a

ser uma distância (c) diretamente proporcional ao quadrado do comprimento do bisel (b) e ao quadrado da distância do dente da restauração (a), ou seja, nos preparos verticais no desajuste cervical, o comprimento do término passa a ser mais uma determinante do desajuste. Deve-se, então, ficar atento para que não haja uma má compreensão das afirmações anteriores quanto a este término. Ao examinarmos a figuras 21 vê-se que pode ocorrer uma melhora no selamento da restauração pela coroa (a), mas não um melhor assentamento ou ajuste cervical (c), pois a margem da restauração ainda não estaria na margem do término, e foi exatamente o que este estudo mediu: a fenda marginal (Holmes *et al.*, 1989). Essa distância poderia funcionar como um sobre ou subcontorno da restauração, levando ao acúmulo de placa, mesmo com uma menor linha de cimento.

Portanto, em uma análise mais direta, em preparos com variação apenas da forma do término, sem variação da angulação das paredes axiais e da confecção das infra-estruturas metálicas, nas formas horizontais, o desajuste seria uma medida direta da margem da restauração à margem do preparo. Em termos verticais o desajuste seria uma medida afetada pela da distância do dente da restauração e pelo comprimento do bisel, em numa proporção elevada ao quadrado. Como as infra-estruturas metálicas apresentavam uma contração semelhante, este maior desajuste para o término de 135° seria explicado pelo então desenho geométrico e prováveis falhas de cópia de regiões mais finas e agudas.

Se interagirmos liga *versus* termos, podemos observar tabela 12 – término X liga que esta justificativa novamente se aplica, pois a liga de Ni-Cr apresentou melhores adaptações, menores contrações e, portanto, melhor adaptação com o término de 135°. Como a única diferença entre as ligas seria, basicamente, sua contração de fundição e a liga à base de Ni apresentou uma adaptação significativamente melhor, pode-se concluir que sua menor contração permitiu um melhor assentamento e um menor desajuste cervical, o que é visto na tabela 12 término X liga. A liga de Ni-Cr apresentou um menor desajuste cervical no término de 135° do que a liga de Co-Cr, que apresenta maior contração, apesar de não ter sido estatisticamente significativa. Porém, o término ainda apresentou médias superiores aos demais, pois seu desenho geométrico não alterou.

TABELA 12
Interação – término x liga

Término	Liga	N	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	Q1	Mediana	Q3	Cof. Variação
135°	Co-Cr	40	0,360	0,061	0,243	0,471	0,301	0,363	0,417	16,916
	Ni-Cr	40	0,333	0,044	0,269	0,455	0,297	0,323	0,362	13,297
Chanf.	Co-Cr	40	0,343	0,038	0,281	0,426	0,315	0,337	0,368	10,973
	Ni-Cr	40	0,288	0,037	0,213	0,363	0,258	0,288	0,322	12,748
Ombro	Co-Cr	40	0,279	0,089	0,100	0,398	0,215	0,259	0,375	31,807
	Ni-Cr	40	0,287	0,122	0,097	0,475	0,183	0,241	0,410	42,592

Quando se analisa o ombro e o chanfrado, os resultados apóiam o trabalho de Hunter & Hunter (1990) que afirmam que preparos horizontais são possíveis de apresentar bom resultado de discrepância marginal, pois os dois apresentaram menores médias quando comparado ao de 135°. Contudo, vemos também uma diferença significativa entre eles, mostrando média de resultado melhor para o ombro. Miller (1977) afirmava que o ombro poderia ser um bom término para restaurações metalocêramicas e que o chanfrado poderia oferecer um pobre assentamento, como foi visto neste trabalho. O mesmo foi visto nos trabalhos de Belser, MacEntee & Richter (1985), Wang, Millstein & Nathanson (1992), Mitchell, Pintado & Douglas (2001), Lopes *et al.* (2005), utilizando ligas refundidas. Todavia, não está de acordo com o trabalho Kay, Jablonski & Dogon (1986) em que o ombro apresentou pior resultado de assentamento e desajuste cervical, também Shillingburg (1998), Calesini *et al.* (2000), Milan *et al.* (2004) e Gardner (1982) que consideram o chanfrado com mais favorável para dissipação de forças com menor acúmulo de tensão. Novamente podemos explicar esta variação com a forma geométrica do preparo e a contração da liga, sendo o ombro o preparo em que a margem estaria mais próxima, diferente do chanfrado, portanto, apresentaria melhores resultados, e a contração da liga que impediu um melhor assentamento e, conseqüentemente, um mais íntimo contato das margens da infra-estrutura metálica e do preparo.

Contudo, se observamos bem as tabela12, um fato muito interessante pode ser notado. Apesar de o ombro ter apresentado uma média significativamente menor, podemos ver que ele apresentou uma maior variabilidade de dados, ou seja, um maior desvio padrão, enquanto o chanfro apresentou uma maior uniformidade

dos dados (desvio padrão do chanfrado 0,046, desvio padrão do ombro 0,106). Podemos então concluir que o término tipo chanfrado, apesar de apresentar uma média significativamente maior, tem resultados mais uniformes e previsíveis em relação a uma adaptação do que o ombro.

Neste estudo, de acordo com as análises estatísticas, houve uma ordem de termos que seria o 135° com a maior média de desajuste, chanfrado e o ombro apresentado uma menor média de desajuste. O que não está de acordo com Belser, MacEntee & Richter (1985), Kern *et al.* (1993), Lopes *et al.* (2005), utilizando ligas novas, Wostmann *et al.* (2005), Jahangiri *et al.* (2005), Tsitrou, Northeast & van Noort (2007). Esses autores não encontraram nenhuma diferença significativa entre a adaptação marginal e o desenho dos termos. Contudo, neste trabalho, não houve nenhuma intenção de se fazer qualquer ajuste interno ou uso de espaçadores, pois os mesmos não podiam ser padronizados. Foi analisada a infraestrutura metálica como bruto de fusão, isto é, não receberam nenhum tratamento interno a não ser o jateamento. As duas infra-estruturas metálicas que apresentaram bolhas internas, e estas foram removidas com broca esférica, mostram uma adaptação bem superior que os restantes, podendo sugerir que ocorreu uma primeira usinagem nos mesmos. Nos trabalhos supra-citados sempre existiu o uso de alguma técnica que compensava a contração da liga ou se utilizava ligas que tinha uma fundibilidade maior, como as ligas áureas. Este espaço interno permitia, sim, um maior assentamento da peça e, por conseqüência, pôde reduzir a um nível insignificante a diferença do desajuste, como pode se visto no trabalho com ligas de Ni realizado por Ushiwata *et al.* (2000), porém, esta afirmação dever ser mais bem estudada, assim como se esse espaço criado para melhorar o assentamento não afeta a retenção da peça.

Outro detalhe que deve ser considerado é que, como mostrado na revisão de literatura, os autores realizaram pesquisas de termos com diferentes tipos de ligas. Concentrações e elementos diferentes apresentam propriedades mecânicas e fusibilidades diferentes em ligas que teriam o mesmo elemento principal, como, por exemplo, o Ni, com foi dito por Morfa *et al.* (1984), Convington *et al.* (1984), Carreiro *et al.* (2005), Castilio *et al.* (2006). Isto é mais evidente quando confrontamos ligas nobres com seminobres e não-nobres, que apresentam componentes totalmente diferentes. Já é senso comum que a ligas áureas apresentam uma propriedade de fusibilidade bem diferente das ligas seminobres e não-nobres e, por isso mesmo,

são consideradas o padrão ouro. Portanto, pode-se afirmar que estas ligas apresentaram comportamentos e, conseqüentemente, adaptações diferentes diante dos mesmos tipos de terminos, por isso, deve-se ser mais crítico quando se compara um desempenho de um término de um trabalho de pesquisa para outro. Muitos trabalhos citados na revisão de literatura utilizaram ligas áureas ou semipreciosas para se avaliar o desempenho do término, o qual poderia ser totalmente diferente quando se utilizasse uma liga que não possui um bom poder de copiar detalhes finos (BARAN & WOODLAND, 1981; MOFFA *et al.*, 1984; ANUSAVICE, 1985; CARREIRO *et al.*, 1999; MARTIGNONI & SCHONENBERGER 2001), como as ligas de Ni-Cr e Co-Cr e que apresentam uma contração de solidificação duas vezes maior que as ligas áureas (NITKIN & ASGAR, 1976; WEISS 1977; DUNCAN, 1982; TJAN *et al.*, 1991; MONDELLI, VALERA & GAMA, 1996). Diante desse fato, fica fácil entender que preparos horizontais, sem biséis, sejam realmente mais favoráveis para ligas básicas. O que também foi visto neste trabalho.

6.2 Discussão técnica de fundição x fonte de calor

Desde que a técnica da cera perdida foi introduzida na odontologia, o desenvolvimento de diferentes fontes de calor para serem empregadas gerou dúvidas sobre seu custo e benefício. Inicialmente, usava-se uma fonte calor manual que era o maçarico, mais tarde, criaram-se máquinas mais sofisticadas onde o derretimento da liga era por indução de uma corrente elétrica. Contudo, devido ao custo destas máquinas, o custo das restaurações também tornou-se alto (CARREIRO *et al.*, 1999). Isto levou muitos profissionais, tanto dentistas quanto técnicos, a optarem pela técnica convencional com uso do maçarico.

Pesquisas foram realizadas no intuito de verificar os resultados entre estas diferentes fontes de calor e sua influência no comportamento da liga, como foi afirmado Kano *et al.* (2004). Diversos autores relataram que a principal alteração da técnica seria a remoção do padrão subjetivo de derretimento da liga, no procedimento manual do maçarico realizado pelo técnico, para um procedimento mecânico controlado por termômetros e *softwares* das máquinas por indução

(PRESTON & BERGER, 1977; MILLER, 1977; BARAN, 1983; GALLEGO & BOMBONATTI, 1991; JOHNSON & WINSTALEY, 1996; BEZZON *et al.*, 2001).

Este trabalho procurou avaliar se diferentes fontes de calor, indução ou maçarico poderiam proporcionar diferentes desajustes cervicais. Ao defrontarmos os dados fornecidos pela tabela 9 - fator técnica de fundição vê-se claramente que a fonte de calor por indução produziu melhores médias de adaptação ou menores médias de desajuste em relação ao maçarico.

TABELA 9
Médias das Técnicas de Fundição

Téc. Fundição	N	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	Q1	Mediana	Q3	Coef. Variação
Indução	120	0,279	0,077	0,097	0,471	0,229	0,291	0,330	27,596
Maçarico	120	0,351	0,061	0,213	0,475	0,302	0,360	0,394	17,353

Estas médias eram significativamente diferentes (tabela18-teste de Tukey, fator técnica de fundição). Estes resultados estão de acordo com os trabalhos de Miller (1977), Convington *et al.* (1984), Johnson & Winstaley (1996), Chang *et al.* (2005). O descontrole do aquecimento a maçarico e a impossibilidade de se manter uma zona de temperatura estável e adequada à liga leva à queima dos seus componentes e, conseqüentemente, a alterações mecânicas e físicas da mesma. Desde 1975, Lewis, ao trabalhar com diferentes fontes de calor, demonstrou que a mesma liga fundida a maçarico apresentou uma resistência à tração e dureza bem superior à liga fundida por indução, além disso, seu trabalho mostrou que, após sucessivas refundições da liga, esta vai se deteriorando e reduzindo abruptamente as suas propriedade de dureza e resistência à tração, enquanto na indução essa redução vai demorar mais a ocorrer, exigindo um maior número de refundição da liga, sugerindo, portanto, que os componentes da liga são menos queimados ou deteriorados na indução, mantendo por mais tempo as propriedades da liga. O mesmo foi relatado Weiss (1977), Baran (1983), Convington *et al.* (1985b), Gallego & Bombonatti (1991), Johnson e Winstanley (1996), Bezzon *et al.*, (2001). Somando-se à queima dos componentes, existe ainda a possibilidade da contaminação da liga durante o processo de fundição, o que também altera suas propriedades como descrito por Miller (1977) e Bezzon *et al.* (2004). Os resultados do estudo de Chang *et al.* (2005) além de concordarem com os resultados deste trabalho, pois também

encontraram uma melhor adaptação para a fundição por indução, corroboram as afirmações de Miller (1977) e Bezzon (2004), ao relatarem que um ambiente inerte, sem contato com atmosfera, pode diminuir a porosidade e contaminação da liga pelos elementos do ar. Bauer *et al.* (2006) explicam que na fundição por maçarico gás-ar expõem as ligas à oxidação através da inclusão de Carbono, o que pode mudar as propriedades físicas de tais ligas, pela criação de carbonetos metálicos. Dentro das técnicas por eles pesquisadas, a fundição que não estava em um ambiente controlado com gás-Argônio apresentou uma alteração maior da dureza em relação à liga que não havia sido fundida (como recebida do fabricante), afirmando, portanto, os autores que a contaminação da liga não deriva única e exclusivamente da fonte de calor, mas também do contato com o ar quando fundidas. Entre as fontes de calor utilizadas por Bauer *et al.* (2006) a indução com Argônio produziu menor dureza, valores próximos à dureza das ligas não fundidas (em lingotes), podendo-se concluir que houve neste tipo de fundição uma menor alteração dos componentes da ligas, deixando as duas com os valores de dureza próximos. Isto é um fator de grande importância, pois, quando modificamos os componentes da ligas na fundição, não temos mais as mesmas ligas que precisávamos, mas, sim, uma outra liga, que possui propriedade e composição diferentes da liga inicial, podendo este fator trazer insucessos à clínica diária.

O único trabalho que mostrou resultados diferentes desta pesquisa foi o de Milan *et al.* (2004). Estes autores encontraram menores desajustes marginais para a fundição a maçarico do que pela indução. De acordo com eles, esta diferença significativa pode estar relacionada ao procedimento técnico sugerido pelos fabricantes, onde a resistência elétrica esquentou a liga até 1400° C, sendo que o ponto de fusão da liga por eles utilizada era de 1175° a 1275° C, portanto, queimaram, e muito, a liga. Outro fator por eles relatado foi a demora para se fundir a liga, o que também pode ter queimado seus constituintes. Diante destes fatos, pode-se inferir que a diferença dos resultados obtidos por Milan *et al.* (2004) em relação aos resultados deste trabalho e dos demais autores supracitados é decorrente de um inadequado manuseio da máquina de indução na fundição da liga, levando a um sobreaquecimento e queima dos constituintes, fazendo, portanto, com que uma fundição manual a maçarico realizada por um técnico experiente seja bem superior, oferecendo resultados melhores.

A liga de Ni-Cr revelou médias menores de desajuste na indução quanto à fundição a maçarico do que a liga Co-Cr, sendo a indução com médias menores para ambas as ligas.

6.3 Biocompatibilidade das ligas

Todo material que é empregado para restaurar as lesões resultantes de algum tipo de trauma deve sempre apresentar uma compatibilidade com os tecidos circundantes a ele ou o meio em que permanecerá, e isto não é diferente para as restaurações metalocerâmicas. As ligas metálicas utilizadas não podem agredir ou ser incompatíveis com o meio. Contudo a biocompatibilidade das ligas à base de Ni e o conhecimento sobre suas reações ainda não estão totalmente consolidados, como foi afirmado por Montes (2006).

O conhecimento de que existe uma faixa da população entre 8 a 15% sensível a esse elemento, como foi afirmado por Convigton (1985^a) e Craig, Powers & Wataha (2002), conduz à necessidade de maiores cuidados ao se utilizar esta liga. A capacidade de liberar íons, dissolvidos pelas soluções salivares, é relatada nos trabalhos de Leinfelder (1997), Viennot *et al.* (2005), Montes (2006). Sendo estes íons capazes de reativar processos alérgicos em pessoas já sensibilizadas, além de serem passíveis de sensibilizar as que não são, de acordo com Convigton (1985a).

Não foi objetivo deste trabalho pesquisar a liberação de íons das ligas de Ni-Cr e Co-Cr, muito menos procurar e relatar lesões por processos alérgicos, mas, sim, avaliar a possibilidade de trocarmos a liga Ni-Cr, com potencial sabidamente tóxico, pela liga de Co-Cr que, até o momento, não apresenta relatos de toxicidades e se o possui, provavelmente está em um nível de toxicidade insignificante, como foi relatado por Craig, Power & Wataha (2002).

Todavia, como foi visto neste trabalho e na tabela liga x término x fundição, a liga de Co-Cr apresentou um desempenho significativamente inferior à liga de Ni-Cr, em relação ao ajuste cervical. Este resultado direciona-se à conclusão lógica de que o manuseio da liga de Ni-Cr pode ser mais fácil e mais previsível, não justificando, portanto, a utilização da liga de Co-Cr no lugar da de Ni-Cr na clínica diária, pois se

poderia ter uma maior chance de insucesso do caso. Esta menor capacidade de conseguir melhores adaptações poderia resultar em restaurações deficientes, com uma maior linha de cimento exposta, resultando na perda da restauração, quando não, em cáries e doenças periodontais ou a própria perda do dente.

Portanto, é interessante o profissional atentar-se a esse fator, anexando na anamnese um questionário quanto à possibilidade de o paciente ser alérgico ao Níquel no momento de se planejar uma restauração metalocerâmica. Esta liga deve ser contra-indicada para os pacientes alérgicos, principalmente as ligas com Berílio, pois este potencializa a liberação do Ni, como foi relatado por Convigton *et al.* (1985^a), e Leinfelder (1997). A conduta lógica passa a ser escolha de outra liga metálica, nobre, seminobre, ou até mesmo a liga de Co-Cr, para evitar-se uma reação alérgica local, e mesmo sistêmica. A opção pela liga de Co-Cr será apenas por questão de custo, pois a sua fundição, a sua adaptação, o seu manuseio, tanto para protético quanto para o dentista, será mais difícil.

6.4-Propriedades

Como foi dito por Weiss (1977), para trabalhar com sucesso com as ligas básicas é preciso o entendimento de suas propriedades físicas e a não obediência deste princípio elementar é o motivo das dificuldades e falhas no manejo com estas ligas. Provavelmente esta é a justificativa de se ver na literatura o relato da dificuldade de se trabalhar com as ligas básicas. Nitkin & Asgar (1976), Baran & Woodland (1981), Anusavice (1985), Northeast *et al.* (1992), Leinfelder (1997), Martignoni & Schönenberger (2001), Bezzon *et al.* (2004), Fernandes Neto *et al.* (2006), Viennot *et al.* (2006), relatam que as ligas básicas são difíceis de trabalhar, apresentam uma técnica sensível de fundição e de difícil acabamento e polimento. No entanto, autores tais como Morfa *et al.* (1984), Mondelli, Valera & Gama (1996), Oruç & Tulunoglu (2000), Costa *et al.* (2003), afirmam que se pode conseguir bons trabalhos com as ligas básicas. Esta controvérsia pode estar relacionada à ausência de um bom estabelecimento de relação das propriedades x comportamentos.

Observa-se que é de comum senso o relato dos autores sobre que algumas propriedades mecânicas das ligas básicas são superiores ou semelhantes às ligas

nobres e seminobre. O módulo de elasticidade e dureza da liga de Ni-Cr e Co-Cr são altos o suficiente para promover a possibilidade de se confeccionar infra-estruturas metálicas mais finas do que as ligas áureas, permitindo e promovendo mais espaço para a porcelana num preparo com mesma quantidade de desgaste (WEISS, 1977; BARAN & WOODLAND, 1981). Huget, Dvivedi & Cosner (1977), Bezzon *et al.* (2004), afirmaram que o módulo de elasticidade da liga básica era duas vezes maior. Essa propriedade é importante, pois determina a quantidade de tensão que uma liga pode suportar sem sofrer deformação elástica, ou seja, quanto maior o módulo de elasticidade mais rígida e a liga (BARAN & WOODLAND, 1981). A resistência à compressão das ligas de Níquel pode variar de 310 MPa a 828 MPa de acordo com Anusavice (1985), e as ligas de Co variavam entre 480 a 544 MPa, como foi visto em Asgar & Peyton (1961). De acordo com Phillips (1998), a diferença de percentagem de alongamento dureza e módulo de elasticidade de uma liga de Co-Cr para Ni-Cr são, respectivamente:

TABELA 33
Propriedades das ligas de Ni-Cr e Co-Cr

LIGAS	Porcentagens de Alongamento	Dureza Vickers	Módulo de elasticidade (MPa)
Co-Cr	1,6	432	223,5
Ni-Cr	3,8	300	182

Fonte: Phillips 1998.

Este trabalho não objetivou pesquisar as diferenças das propriedades das ligas, mas avaliar o comportamento de duas ligas consideradas básicas: Ni-Cr e Co-Cr. Elas possuem constituintes diferentes e conseqüentemente desempenho diferente. As propriedades até então citadas justificam, juntamente com o baixo custo, a escolha de muitos profissionais por estas ligas.

Contudo as ligas básicas exibem uma contração de fundição de cerca de 60% maior do que as ligas áureas, de acordo com Duncan (1982), Mondelli, Valera & Gama(1996), Castilio *et al.* (2006). Esta taxa alta de contração é evidente neste trabalho, todas as infra-estruturas metálicas foram construídas sobre suas respectivas matrizes, sem nenhum uso de espaçador, e, após a fundição, viu-se, claramente, que nenhuma infra-estrutura metálica conseguiu total assentamento. A contração provavelmente diminuiu o diâmetro do espaço interno da infra-estrutura

metálica, devido ao fato de se contraírem para o centro geométrico como relatado por Gebelein *et al.* (2003). Este resultado vai de encontro com o trabalho de Stevens (1987), Tjan *et al.* (1991), que encontraram infra-estrutura metálica fundidas com Ni-Cr menores. Pode-se ver ainda pelo gráfico (ligas) que existiu uma maior contração para ligas de Co-Cr, devido seu maior índice de desajuste. Bezzon *et al.* (1998), que afirmam que a presença do Ni promove a redução da temperatura de fundição e, conseqüentemente, a redução da contração de fundição desta liga quando comparada com a de Co-Cr. Ali *et al.* (1997), verificou que infra-estruturas de PPR de uma liga de Co-Cr, quando eram levadas ao modelo original, todas apresentaram uma significativa diferença, contudo, para os autores, a causa deste não assentamento estava relacionada a problemas nos modelos de gessos e não na liga. No entanto, esse resultado não vai de encontro ao trabalho de Tiozzi (2006), que considerou as diferenças de desajuste para Co-Cr e Ni-Cr estatisticamente significantes, apesar de que quando se observa os valores mostrados pelo autor, a liga de Ni-Cr apresenta valores bem menores que a de Co-Cr.

Outro ponto que deve ser discutido é a capacidade de fusibilidade. De acordo com Phillips (1998), Carreiro *et al.* (1999), Carreiro *et al.* (2005), Castilio *et al.* (2006), as ligas básicas apresentam uma pobre fusibilidade e conseqüentemente, são mais difíceis de produzirem margens finas e agudas. O preparo em 135° apresentava um desenho geométrico em que as bordas das infra-estruturas metálicas terminavam em margens mais finas e agudas do que os preparos tipo ombro e chanfrado. Podendo ser esse um outro motivo para ter esse término apresentado pior desajuste. Pode não ter ocorrido uma completa cópia de tais margens, aumentando, portanto, o desajuste, como se pode ver no quadro 6 (término X liga), onde o término 135° apresenta as piores médias. Esta afirmação vai ao encontro do que foi dito por Morfa *et al.* (1984), que relatou dificuldade em fundir ligas de Ni-Cr sem que margens encurtadas e incompletas ocorressem e que quando eram engrossadas pelo enceramento evitavam-se estas falhas. Observa-se ainda nesta mesma tabela que a liga de Cobalto mostra-se com médias de desajuste maiores que a liga de Ni, mostrando uma pior fusibilidade, o que também vai de encontro com o que foi dito por Carreiro *et al.* (2005). A melhor adaptação foi para as ligas Ni com o término que menos apresentava extremidades agudas, o ombro, estando de acordo com que foi dito Convington *et al.* (1984b), Bezzon *et al.* (1998). Apesar de a liga de Ni usada neste trabalho não conter Berílio, os resultados encontrados estão em acordo com os

trabalhos de Bezzon *et al.* (2001), Carreiro *et al.* (2005). Convington *et al.* (1984), estudando a fusibilidade de várias ligas encontram resultados semelhantes ao deste trabalho. Contudo, os autores relatam que a maioria dos melhores índices ficou com a liga de Ni-Cr com Berílio, fato diferente deste trabalho. Porém, o que não relatam é que o maior número de ligas era de Ni-Cr com Berílio, e um menor ficando para as ligas sem Berílio e Co-Cr, e ao se examinar os dados mostrados no trabalho vemos que estas duas ligas apresentaram algumas marcas com 100% de fusibilidade.

A condição de melhora da fusibilidade proposta pelos autores para as ligas básicas deve ser olhada com cuidado. Duncan (1982) sugere que as ligas de Ni-Cr devem apresentar Be, contudo a presença deste elemento na liga tem mostrado ser prejudicial à saúde. Em 1998, Bezzon *et al.* afirma que o Berílio pode melhorar a fusibilidade da liga de Ni-Cr, mas deve ficar numa proporção de 0,9%, contudo, mais tarde, Bezzon *et al.* (2001) afirmam que o Berílio pode não ser, necessariamente, uma garantia de boa fundição, o que também havia sido dito por Anusavice (1985). Morfa (1984) sugere que um aumento na temperatura de fundição pode melhorar a fusibilidade, mas observaram que este aumento pode produzir rugosidades, além outros problemas pela queima dos constituintes, como já foi discutido anteriormente.

Outra propriedade que deve ser considerada é ponto de fusão que também se mostra mais alto que as ligas nobres e seminobres. Para as ligas à base de Ni, o ponto de fusão varia de 1275° a 1375°C para as ligas à base de Ni e 1370° a 1470° C para as ligas à base de Co. De acordo Mondelli, Valera & Gama (1996), as maiores médias de desajuste encontradas em seu trabalho ocorreram nas ligas dos sistemas Ni-Cr devido ao elevado ponto de fusão e ao coeficiente de expansão e contração térmica linear, em função dos elementos químicos dessa liga, quando comparado às outras ligas. Esta afirmação também se mostra neste trabalho, a liga com maior ponto de fusão, o Co-Cr, apresentou maiores desajustes, devido, como foi dito anteriormente, a uma maior contração.

As ligas básicas possuem cerca da metade da densidade das ligas áureas de acordo com Weiss (1977). Para Preston & Berger (1977), esta diferença além de gerar próteses mais leves, pode levar a uma necessidade de se modificar a força necessária para injeção da liga no molde, o que foi dito, também, por Johnson & Winstanley (1996), que encontraram uma melhor fundição para a liga de Ni-Cr com resistência elétrica força de pressão de ar/fundição a vácuo e não com força centrífuga, mas isto deve ser estudado melhor.

Ao se conseguir sempre um bom padrão de desajuste com o ouro e não com as ligas básicas, nos mostra claramente que existe a necessidade de compreendermos primeiro que além de propriedade e constituintes diferentes, o comportamento de tais ligas, nos mesmos padrões de fundição, é completamente diferente, exigindo, portanto que estabeleçamos primeiro um padrão entre as ligas para que não haja tão larga variedade. Em 1978, Huget & Vlica mostraram que ligas à base de Ni, mas com constituintes e proporções diferentes, podem apresentar propriedades físicas diferentes e, conseqüentemente, um desempenho diferente, o mesmo relatado por Duncan (1982) e Morfa *et al.* (1984).

Após o estabelecimento das propriedades de uma liga básica, deve-se padronizar uma técnica definitiva para tais ligas baseando-se em seu comportamento, bem conhecido, para que se possa superar as diferenças de desajuste entre as ligas básicas, seminobres e nobres. Enquanto isso, para melhorar o desempenho de adaptação de um tipo liga de uma determinada marca comercial escolhida, o profissional deve estudar suas características e verificar qual técnica de fundição será mais bem empregada, para, assim, obter melhores resultados de desajuste. Pois um fato ficou bem evidente neste trabalho, não existe uma liga ideal nem uma técnica de fundição ideal, mas, sim, uma técnica de fundição que se encaixa de maneira ideal para uma determinada liga e suas propriedades.

Se voltarmos agora à introdução, será possível responder as perguntas realizadas naquele momento:

- 1) Excetuando-se a toxicidade, o que difere na infra-estrutura das ligas mencionadas em relação a uma liga de Ni-Cr quanto a suas propriedades físicas?

Após o trabalho podemos afirmar que a liga de Co-Cr apresenta propriedades mecânicas como dureza, módulo de elasticidade, ponto de fusão, contração de fundição com valores mais altos que a liga de Ni-Cr. Apenas a sua porcentagem de alongamento se mostrou menor.

- 2) Apresentam essas ligas diferenças de comportamento que justifiquem ou que permitam realmente o uso da liga de Co-Cr no lugar da liga de Ni-Cr?

A diferença de comportamento entre as ligas é, em algumas circunstâncias, bastante diferente. Isto fica claro quando olhamos a diferença de desajuste marginal entre as ligas x terminos e fonte de calor. Necessita-se estabelecer uma técnica de

fundição diferente entre as duas ligas, para que se possa compensar as diferenças de comportamento, justificando assim o uso de uma pela outra.

- 3) Qual o comportamento destas ligas diante aos diversos tipos de términos de preparo?

A liga de Ni-Cr apresentou melhores adaptações em todos os tipos de términos de preparo quando comparada com a liga de Co-Cr neste trabalho. Sendo que o menor desajuste cervical para as duas ligas ficou no término em ombro e quando fundidas em uma fonte de calor por indução, apesar da liga de Ni ter mostrado menor média, essa não foi estatisticamente mais significativa que a de Co.

4) Qual a melhor conduta para se obter uma otimização no uso destas ligas? Ficou bastante claro que para se ter um bom desempenho com estas ou quaisquer outras ligas básicas deve-se primeiro conhecer suas propriedades e após isto procurar, através de estudos ou até mesmos testes realizados pelo profissional, determinar qual melhor técnica irá compensar o comportamento de tal liga. Neste trabalho o que ficou evidente foi que a fonte de calor por indução é estatisticamente superior ao maçarico.

7 CONCLUSÃO

Diante do exposto é lícito concluir que:

- A liga de Ni-Cr apresentou melhores resultados do que a liga de Co-Cr em todos os tipos de terminos.
- O término que apresentou menores médias de adaptação foi ombro, tanto pra o Ni-Cr com para o Co-Cr
- A técnica de fundição elétrica apresentou-se superior ao maçarico convencional em relação a produzir melhores adaptações.

REFERÊNCIAS ¹

ALI, M.; NAIRM, R.I.; SHERRIFF, M.; WATERS, N.E.; The distortion of cast cobalt-chromium alloy partial denture frameworks fitted to a working cast. **Journal Prosthetic Dentistry**, v.78, n.4, p.419-24, 1997.

ANUSAVICE, K. Report on base metal alloys for crown and bridge applications benefits and risks. **Journal American Dental Association**, v.111, p.470-483, 1985.

ASGAR, K.; PEYTON, F.A. Effect of casting conditions on some mechanical properties of cobalt-base alloys. **Journal Dental Research**, v.40, n.1, p.73-86, 1961.

BARAN, G.; WOODLAND, E.C. Work hardening and forming behavior of cast dental alloys. **Journal of Biomedical Materials Research**, v.15, p.835-841, 1981.

BARAN, G.R. Metallurgy of Ni-Cr alloys for fixed prosthodontics. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.50, n.5, p.639- 50, 1983.

BAUER, J.R.O.; LOGUERCIO, A.D.; REIS, A.; RODRIGUES FILHO, L.E.; Microhardness of NiCr alloys under different casting conditions. **Brazilian Oral Research**, v.20, n.1, p.40-6, 2006.

BELSER, U.C.; MacENTEE, M.I.; RICHTER W.A. Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: A scanning electron microscope study. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.53, n.1, p.24-9, 1985.

BEZZON, O.L; MATTOS M.G.C.; RIBEIRO, R.F.; ROLLO, J.M.D.A. Effect of beryllium on the castability and resistance of ceramometal bonds in Nickel-Chromium alloys. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.80, n.5, p. 570-4, 1998.

BEZZON, L.O.; RIBEIRO, R.F.; ROLLO, J.M.D.A.; CROSARA, S. Castability and Resistance of Ceramometal Bonding in Ni-Cr and Ni-Cr-Be Alloys. **Journal of Prosthetic Dentistry**. V.85, n.1, p. 299-304. 2001.

BEZZON, O.L.; PEDRAZZI, H.; ZANIQUELLI, O.; Da SILVA, T.B.C. Effect of casting technique on surface roughness and consequent mass loss after polishing of NiCr and CoCr base metal alloys: A comparative study with titanium. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.92, n.3, p.274-7, september, 2004.

CALESINI, G.; BRUSCHI, G.B.; SCIPIONI, A.; MICARELLI, C.; DI FELICE, A. one-piece casting in fixed prosthodontics: A study of marginal adaptation using computerized SEM images. **The International Journal of Prosthodontics**, v.13, n.4, p.275-81, 2000.

¹ Normalização segundo : PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS. Pró-Reitoria de Graduação. Sistema de Bibliotecas. **Padrão PUC Minas de normalização**: normas da ABNT para apresentação de trabalhos científicos, teses, dissertações e monografias. Belo Horizonte, 2007. Disponível em: <<http://www.pucminas.br/biblioteca>>.

CARREIRO, A.F.P.; RIBEIRO, R.F.; MATTOS, M.G.C.; RODRIGUES, R.C.S. Evaluation of the castability of Co-Cr-Mo-W alloy varying the investing technique. **Brazil Dentistry Journal**, v.16, n.1, p.50-5, 2005.

CARREIRO, A.F.; RIBEIRO, R.F.; BEZZON, O.L.; MATTOS, M.G.C 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.

CASTILIO, D.; PEDREIRA, A.P.R.V.; ROSSETTI, P.H.O.; ROSSETTI, L.M.N.; BONACHELA, W.C. The influence of screw type, alloy and cylinder position on the marginal fit of implante frameworks Before and After Laser Welding. **Journal Applied Oral Science**. V. 14, n. 2, p. 77-81, 2006.

CHAN, D.C.N.; WILSON JR, A.H.; BARBE, P.; CRONIN JR, R.J.; CHUNG,C.; CHUNG; K. Efecct of preparation convergence on retention and seating discrepancy of complete veneer crowns. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.32, p.58-64, 2005.

CHANG, T.L.; MARUYAMA, C.; WHITE, S.N.; SON, S.; CAPUTO, A. A. Dimensional accruacy analysis of implants framework castings from two casting systems. **The International Journal of Oral & Maxilofacial Implants**, v.20, n.5, p.720-5, 2005.

CONVINGTON, J.S.; McBRIDE, M.A.; SLAGLE, W.F.; DISNEY, A.L. Quantization of nickel and beryllium leakage from base metal casting alloys. **Jounal Prosthetic Dentistry**, v.64, n.1, p.127-36, 1985a.

CONVINGTON, J.S.; MCBRIDE, M. A.; SLAGLE, W.F.; DISNEY, A. L. Castability of alloys of base metal and semiprecious metal for dental castings. **Operative Dentistry**, V.10, n. 3, p. 93-7. 1985b.

COSTA, H.M.F.; RODRIGUES, R.C.S.; MATTOS, M.G.C.; RIBEIRO, R.F. Evaluation of the adapatation interface of one-pice implante-supported superstructures obtained in Ni-Cr-Ti and Pd-Ag alloys. **Brazil Dentistry Journal**. V.14, n.3, p.197-202, 2003.

CRAIG, R. G.; POWERS, J. M.; WATAHA, J. C. **Materiais Dentários**. 7ª ed., São Paulo, Editora Santos, 2002.

DUNCAN, J.D. The Casting Accuracy of Nickel-Chromium Alloys for Fixed Prostheses. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 47, n.1, p.63-8, 1982.

ELIOPOULOS, D.; ZINELIS, S.; PAPADOPOULOS, T. Porosity of cpTi with four diferente casting machines. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.92, n.4, p.377-81, October, 2004.

FARAH, J.W.; CRAIG, R.G. Stress analysis of three marginal configurations of full posterior crowns by three-dimensional photoelasticity. **Journal Dental Research**, v.53, n.5, p.1219-25, 1974.

FERNANDES NETO, A.J.; PANZERI, H.; NEVES, F.D.; PRADO, R.A.; MENDONÇA, G. Bond strength of three dental porcelain to Ni-Cr and Co-Cr-Ti alloys. **Brazil Dentistry Journal**, v. 17, n.1, p. 24-8, 2006.

GALLEGO, J.; BOMBONATTI, P. E. Sensibilidade da liga odontológica Idealloy quanto aos meios de aquecimento e revestimento utilizados em fusão. **Revista Odontológica da Unesp**, São Paulo, v.20, p275-84,1991.

GARDNER, F.M. Marginal of Complete Crowns- Literature Review. **Journal of Prosthetic Dentistry**. v.48, n. 4, p. 396-400. 1982.

GAVELIS, J.R.; MORENCY, J.D.; RILEY, E.D.; SOZIO, R.B. The effect o various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown Preparations. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 45, n.2, p.138-45, 1981.

GEBELEIN, M.; RICHTER, G.; RANGE, U.; REITEMEIER, B. Dimensional Changes of One-Pice Frameworks Cast From Titanium, Base metal, or Nobel Metal Alloys and Suported on Telescopic Crowns. **Journal Prosthetic Dentistry**. v.89, p.193-200, 2003.

GEMALMAZ, D.; ALKUMRU, H.N. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. **Journal Prosthetic Dentistry**, v.73, n.1, p.49-54, 1995.

GEUTERSEN, W., Biocompatibility of dental casting alloys. **Critical Reviews in Oral Biology & Medicine**, v.1, n.13, p.71-8, 2002

HOBO, S.; SHILLINGBURG, H.T.; Porcelain fused to metal: Tooth preparation and coping design. **Journal Prosthetic Denstistry**, v.30, n.1, p.28-36, 1973.

HOLMES, J. R.; BAYNE, S.C. HOLLAND, G.A.; SULIK, W.D. Considerations in measurement of marginal fit. **Journal of Prosthetic Denstistry**, v.62, n.4, p.405-8, 1989.

HUGET, E.F.; DVIVEDI, N.; COSNER, H.E. Properties of two nickel-chromium crown and bridge alloys for porcelain vennering. **Journal American Dental Association**, v.94, p.87-90, 1977.

HUGET, E.F.; VLICA, J. M.; WALL, R.M. Characterization of two ceramic-base metal alloys. **Journal Prosthetic Dentistry**, v.43, n.6, p.637-41, 1978.

HUNTER, A.J.; HUNTER, A.R. Gingival margins for crowns: A review and discussion. Part II: Discrepancia and configurations. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.64, n.9, p. 636-42, 1990.

JAHANGIRI, L.; WAHLERS, C.; HITTELMAN, E.; MATHESON, P. Assessment of sensitivity and specificity of clinical evaluation of cast restoration marginal accuracy compared to stereomicroscopy. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.93, n.2, p.138-42, february, 2005.

JOHNSON, A.; WINSTANLEY, R.B. The evaluation of factors affecting the castability of metal ceramic alloy-investment combinations. **The Journal of Prosthodontics**, v. 9, n.1, p.74-86, 1996.

KANO, S.C.; BONFANTE, G.; HUSSNE, R.; SIQUEIRA, A.F. Use o base metal casting alloys for implant framework: marginal accuracy analysis. **Journal of Applied Oral Science**, v.12, n.4, p.337-44, 2004.

KAY, G.W.; JABLONSKI, D.A.; DOGON, L. Factors affecting the seating and fit of complete crowns: A computer simulation study. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.55, n.1, p.10-8, 1986.

KERN, M; SCHALLER, H.G.; STRUB, J.R. Marginal fit of restorations before and after cementation in vivo. **The journal of Prosthodontics**, v.6, n.6, p.585-591, 1993.

LEINFELDER, K.F. A evaluation of casting alloy used for restorative procedure. **Journal of the American Dental Association**, v.128, 1997.

LEWIS, A.J. The effects of remelting on the mechanic properties of nicked based partial denture casting alloy. **Australian Dental Journal**, v.20, p.89-93, 1975.

LOPES, M.B.; CONSANI, S.; SINHORETI, M.A.C.; CORRER-SOBRINHO, L.. Influence of recasting paladium-silver alloy on the fit of crowns withd different marginal configurations. **Journal Prosthetic Dentistry**, v.94, n.5, p.430-4, November, 2005.

MACADAM, D.B. Preparation of 135 degree shoulder for ceramometaal margim using a end-cuttingbur, **Journal Prosthetic Dentistry**, n.54, v.4. p.473-7, october. 1985.

MALONE, W.F.P.; KOTH, D.L. **Teoria e prática de prótese fixa de Tylman**. 8ª ed. Porto Alegre: Artes Médicas, 1991.

MARTIGNONI, M., SCHÖNENBERGER, A. **Precisão em Prótese Fixa**, 2ª ed, São Paulo, Editora Santos, 2001.

MILAN, F.M.; CONSANI, S.; CORRER SOBRINHO, L.; SINHORETI, M.A.C.; SOUSA-NETO, MD; KNOWLES, JC. Influence of casting methods on margianl and discrepancies of complete cast crowns. **Brazil Dentistry Journal**, v.2, n.15, p.127-132, 2004.

MILLER, L.L. Famework design in ceramo-metal restorations. **Dental Clinics of North America**, v.21, n.4, 1977.

MITCHELL, C.A.; PINTADO, M.R. DOUGLAS, W.H. Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.85, n.6, p.575-84, 2001.

MOFFA, J.A.; LUGASSY, A.A. GUCKES, A.D. GETTLEMAN, L. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers: Part I. Physical Properties. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 30, n. 1, p. 424-31, 1973.

MOFFA, J.P.; JEKINS, W.A.; ELLISON, J.A.; HAMILTON, J.C. A clinical evaluation of two base metal alloys and a gold alloy for use in fixed prosthodontics : a five-year study. **Journal Prosthetic Dentistry**, v.52, n4, 1984.

MONDELLI, J.; VALERA, R.C.; GAMA, V.C. Ajuste de coroas totais, fundidas com diferentes ligas metálicas. **Revista da Faculdade de Odontologia de Bauru.**, v.4, n.3/4, p.71-81, jul./dez, 1996.

MONTES, M.N. **Comportamento das ligas de Ni-Cr e Au-Pd, acopladas ao implante odontológico, na presença de saliva artificial.** 118f, 2006. Dissertação (Mestrado em Clínicas Odontológicas- Ênfase em Prótese Dentária)- Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte.

NITKIN, D. A.; ASGAR, K. Evaluation of alternative alloys to type III gold for use in fixed prosthodontics. **Journal of the American Dental Association**, v.93, p.622-629, september, 1976.

NORTHEAST, S.E.; VAN NOORT, R.; JOHNSON, A.; WHITE, G.E.; WINSTANLEY, R.B. Metal-ceramic bridges from commercial dental laboratories: alloys composition, cost and quality of fit. **British Dental Journal**, v.172, p.198-204, 1992.

ORUÇ, S; TULUNOGLU, Y. Fit of titanium and à base metal alloy metal-ceramic crown. **JouRnal of Prosthetic Dentistry**, v.83, n.3, march 2000.

PEGORARO, L. F. VALLE, A.L. ARAUJO, C.R.P. BONFANTE, G. CONTI, P.C.R. BONACHELA, V., **Prótese fixa.** 3ª ed., São Paulo, Arte Médicas, 2002.

PHILLIPS, R. W. **Materiais Dentários.** Editora Guanabara, 10ª ed.,1998.

PIEMJAI, M. Effect of seating force, margin design, and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns. **The International Journal of Prosthodontics**, v.14, n.5, p.412-6, 2001.

PRESTON, J.D.; BERGER, R. Some laboratory variables affecting ceramo-metal alloys. **Dental Clinics of North America**, v.21, n.4, p.717-28, 1977

SAITO, T. **Preparos Dentais Funcionais em Prótese Fixa.** 2ª. Ed. São Paulo, Livraria Santos Editora, 1999, cap 2.

SHILLINGBURG, H. T. HOBO, S.; WHITSETT, L.D.; JACOBI, R.; BRACKETT, S.E. **Fundamentos da Prótese fixa** 3ª. ed., São Paulo, Quintessence, 1998, cap 1.

STEVENS, L.Casting shrinkage in an Ni-Cr FPD. **Dental Materials**, v.3, n.5, p.341-45, 1987.

TAGGART, W.H. A new and accurate method of marking gold inlays. **Dental Cosmos**, v.49, p.1117, 1907.

TAJIMA, K.; KAKIGAWA, H.; KOZOMO, Y.; HAYASHI, I. Oxygen and nitrogen uptake in dental Ni-Cr alloy casting by several melting methods. **Journal Dental Master**, v.3,n.2, p.262-71, 1984.

TIOSSI, R. **Avaliação da precisão de prótese sobre implantes, fundidas em monobloco, com ligas de Ni-Cr e Co-Cr e em Ti cp, antes e após soldagem a laser e após a simulação da aplicação de Cerâmica.** 131f, 2006. Dissertação (Mestrado em Odontologia, área de concentração Reabilitação Oral) Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

TJAN, A.H.L.; TAO, L.; BAUM, L. Marginal accuracy of complete crowns made from alternative casting alloys. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.66, n.2, p.157-64, 1991.

TSITROU, E.; NORTHEAST, S.E.; VAN NOORT, R. Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. **Journal of Dentistry**, v.35, n.1, p.68-73. 2007.

USHIWATA, O. DE MORAES, J.V.; BOTTINO, M.A.; DA SILVA, E.G, Marginal fit of nickel-chromium copings before and after internal adjustments with duplicate stone dies and disclosing agent. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.83, n.6, p.634-43, 2000.

VIENNOT, S.; DALARD, F.; LISSAC, M.; GROSGOGEAT, B. Corrosion resistance of cobalt-chromium and palladium-silver alloys used in fixed prosthetic restoration. **European Journal of Oral Sciences**, v.113, n.1, p.90-5, 2005.

VIENNOT, S.; DALARD, F.; MALQUARTI, G.; GROSGOGEAT, B.; Combination fixed and removable prostheses using a CoCr alloy: a clinical report. **Journal Prosthetic Dentistry**, v.96, n.2, p.1003-3, 2006.

WANG, C.J.; MILLSTEIN, P.L.; NATHANSON, D. Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crown cementation. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.92, n.6, p.786-90, 1992.

WEISS, P. New Design Parameters: Utilizing the properties of nickel-chromium superalloys. **Dental Clinics of North America**. v.21, n.4 p.769-85, 1977.

WHITLOCK, R.P. A practical test to evaluate the castability of dental alloys. **Journal of Dental Research**, (Special Issue A), v.60, p.404, 1981.

WÖSTMANN, B.; BLÖBER, T.; GOUENTENODIS, M.; BLAKENHOL, M.; FERGER, P. Influence of marginal design on the fit of high-precious alloy restoration in patients. **Journal of Dentistry**, v.33, n.1, p.611-8, 2005.