



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA (FOUFU)
ESCOLA TÉCNICA DE SAÚDE (ESTES)**

RAQUEL RIBEIRO MARTINS

**ANÁLISE MECÂNICA E MICROESTRUTURAL
DAS LIGAS DE NÍQUEL-CROMO E COBALTO-
CROMO DE USO ODONTOLÓGICO APÓS
REFUNDIÇÃO**

Uberlândia

2017

RAQUEL RIBEIRO MARTINS

**ANÁLISE MECÂNICA E MICROESTRUTURAL
DAS LIGAS DE NÍQUEL-CROMO E COBALTO-
CROMO DE USO ODONTOLÓGICO APÓS
REFUNDIÇÃO**

Trabalho de conclusão de curso apresentado
a Faculdade de Odontologia da UFU, como
requisito parcial para obtenção do título de
Graduado em Odontologia

Orientadora: Profa. Dr.^a Morgana Guilherme
de Castro

Co-orientador: Prof. Dr. Paulo César
Simamoto Júnior

Uberlândia

2017

À MINHA MÃE MARTA PELO APOIO
INCONDICIONAL

AGRADECIMENTOS

A Universidade Federal de Uberlândia (UFU).

A Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (FOUFU).

A Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia (ESTES/UFU).

A Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia (FEMEC/UFU).

Ao Laboratório de Projetos Mecânicos Prof. Dr. Henner Alberto Gomide (LPM)

Ao Laboratório Multiusuário de Microscopia da Faculdade de Engenharia Química da Universidade Federal de Uberlândia, por ceder os equipamentos necessários ao desenvolvimento do trabalho.

Ao CNPQ, CAPES e FAPEMIG por me permitirem desenvolver esse projeto de pesquisa.

Ao Prof. Dr. Paulo César Simamoto Júnior pela oportunidade de realizar uma iniciação científica na Universidade, que foi de grande valor para minha formação profissional.

A Prof.^a Dr.^a Morgana Guilherme de Castro, pela orientação, amizade e incentivo; sendo essencial durante toda a execução deste trabalho.

A amiga, parceira de clínica e graduação, Amanda Mazzaro, pela amizade, carinho e colaboração durante toda a graduação. Foram muitos momentos de alegrias, dúvidas e superação; porém com toda certeza, ter conhecido você, tornou os desafios dessa jornada mais fáceis.

Aos amigos Leandro Miranda e Ludiel, pela colaboração nas fundições e sugestões no decorrer do trabalho.

Aos amigos e professores da Faculdade de Odontologia. Obrigada por cada ensinamento e experiência transmitidos.

A todos os meus colegas de graduação, agradeço a oportunidade de tê-los conhecido e compartilhado desta caminhada com vocês.

**“A MENTE QUE SE ABRE A UMA NOVA
IDEIA, JAMAIS VOLTA AO SEU TAMANHO
ORIGINAL”**

ALBERT EINSTEIN

SUMÁRIO

RESUMO	08
ABSTRACT	09
LISTA DE FIGURAS	10
LISTA DE ABREVIATURAS	11
1. INTRODUÇÃO	12
2. MATERIAIS E MÉTODOS.....	15
2.1 CONFEÇÃO DOS CORPOS DE PROVA.....	15
2.2 INCLUSÃO, FUNDIÇÃO E DESINCLUSÃO	17
2.3 ENSAIO MECÂNICO DE RESISTÊNCIA À FLEXÃO	24
2.4 ANÁLISE EM MICROSCÓPIO ELETRÔNICO DE VARREDURA (MEV)	26
2.5 ESPECTOMETRIA POR ENERGIA DISPERSIVA.....	26
2.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA	26
3. RESULTADOS	27
4. DISCUSSÃO	31
5. CONCLUSÃO	33
6. REFERÊNCIAS	33
7. ANEXOS	37

RESUMO

Ligas de Níquel-Cromo (Ni-Cr) e Cobalto-Cromo (Co-Cr) são utilizadas para confecção de infraestruturas metálicas para próteses fixas e removíveis. Em virtude de fatores econômicos, alguns laboratórios reaproveitam essas ligas odontológicas. Tal fato, pode levar à perda qualitativa e quantitativa dos elementos das ligas e acarretar diferenças em suas propriedades, sendo um grande indicativo de falhas. Avaliou-se por meio de ensaio mecânico de resistência à flexão, microscopia eletrônica de varredura (MEV) e espectrômetro de energia dispersiva (EDS), o comportamento mecânico, das ligas de Ni-Cr e Co-Cr após fundição e refundição. Confeccionou-se 40 barras (40 x 4 mm) divididas em 4 grupos (n=10): G1 (Ni-CrP) e G2 (CoCrP) composto por ligas puras; G3 (Ni-CrR), composto por 50% de liga de Ni-Cr puro e 50% da liga refundida e G4 (CoCrR) por 50% Co-Cr puro e 50% da liga refundida. Após fundição, submeteu-se as amostras à inspeção radiográfica e teste de resistência à flexão de três pontos. Após a fratura, levou-se as amostras em MEV para caracterização do padrão de fratura e em EDS para análise química semi-quantitativa. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os tipos de ligas ($P=.324$) e entre tipos de ligas e tipos de tratamentos ($P=.841$). Entretanto, houve diferença estatisticamente significativa entre os tipos de tratamento ($P=.01$). A análise por EDS não mostrou alterações significativas quanto à composição química. Conclui-se que o processo de refundição em ligas de Co-Cr e Ni-Cr influencia nos valores de resistência do material; portanto recomenda-se uma única utilização das ligas para trabalhos protéticos.

Palavras chaves: Fundição; Ligas dentárias; Materiais Dentários.

ABSTRACT

Nickel-Chromium (Ni-Cr) and Cobalt-Chromium (Co-Cr) alloys are used for the fabrication of metal infrastructures for fixed and removable prostheses. Due to economic factors, some laboratories reuse these dental alloys. This fact can lead to the qualitative and quantitative loss of the elements of the alloys and to cause differences in their properties, being a great indicator of failures. The mechanical behavior of Ni-Cr alloys and Co-Cr alloys after melting and melting were evaluated by means of mechanical test of flexural strength, scanning electron microscopy (SEM) and dispersive energy spectrometer (EDS). 40 bars (40 x 4 mm) were divided into 4 groups (n = 10): G1 (Ni-CrP) and G2 (CoCrP) composed of pure alloys; G3 (Ni-CrR), composed of 50% pure Ni-Cr alloy and 50% recast alloy and G4 (CoCrR) by 50% pure Co-Cr and 50% recast alloy. After casting, the samples were subjected to radiographic inspection and three-point flexural strength test. After the fracture, samples were taken in SEM to characterize the fracture pattern and in EDS for semi-quantitative chemical analysis. There was no statistically significant difference between the types of alloys ($P = .324$) and between types of alloys and types of treatments ($P = .841$). However, there was a statistically significant difference between the types of treatment ($P = .01$). The ESD analysis showed no significant changes in chemical composition. It was concluded that the process of melting of Co-Cr and Ni-Cr alloys influence the strength values of the material; therefore a single use of alloys for prosthetic work is recommended.

Key words: Dental Casting Investment, Dental Alloys, Dental materials.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. A. e B.	Barra pré-fabricada de 4 mm de diâmetro, seccionada na medida de 40mm de comprimento	15
Figura 2	Barras pré-fabricadas incluídas em mufla	16
Figura 3	Matriz para os padrões de RAAQ	16
Figura 4	Preenchimento da matriz com RAAQ	16
Figura 5	Padrões em RAAQ	17
Figura 6	Inclusão dos corpos de prova em anéis de silicone	18
Figura 7	Inclusão em revestimento	18
Figura 8	Anéis de fundição levados ao forno	19
Figura 9	Liga de Ni-Cr	20
Figura 10	Liga de Co-Cr	20
Figura 11	Sobras de Ni-Cr para refundição	20
Figura 12	Sobras de Co-Cr para refundição	21
Figura 13	Fundição pela técnica do Maçarico	22
Figura 14	Amostras após desinclusão	22
Figura 15	Barras metálicas após o acabamento e jateamento	23
Figura 16	Delimitação de três regiões equidistantes nos corpos de prova com auxílio de um paquímetro	24
Figura 17	Corpo de prova posicionado na máquina de ensaio	25
Figura 18	Ensaio de flexão finalizado	25
Figura 19	Equipamento de microscopia eletrônica de varredura	26
Figura 20	Radiografia com filme oclusal dos corpos de prova para análise de possíveis vazios internos	27
Figura 21	Amostra do grupo Ni-CrP com aumento de 1000X	28
Figura 22	Amostra do grupo Co-CrP com aumento de 1000X	29
Figura 23	Amostra do grupo Ni-CrR com aumento de 500X	29
Figura 24	Amostra do grupo Co-CrR com aumento de 500X	30

LISTA DE ABREVIATURAS

ADA- American Dental Association

Al - Alumínio

C- Carbono

Co- Cobalto

Co-Cr – Cobalto-Cromo

Cr- Cromo

EDS – Espectroscopia por Energia Dispersiva

Fe- Ferro

MEV – Microscópio Eletrônico de Varredura

Mn- Manganês

Mo- Molibdênio

Na - Sódio

Ni- Níquel

Ni-Cr- Níquel-Cromo

O – Oxigênio

Si - Silício

1. INTRODUÇÃO

No âmbito do tratamento protético de pacientes desdentados parciais ou totais, é imprescindível a execução de uma reabilitação duradoura das estruturas perdidas, assim como o restabelecimento dos requisitos funcionais, nutricionais, fonéticos, estéticos e psicológicos (GOWD, SHANKAR, SINGH, 2017; RIBEIRO, CAMPOS, GARCIA, 2017). Sendo assim, de acordo com as particularidades de cada paciente, o planejamento protético pode ser realizado com próteses totais ou parciais, fixas ou removíveis, dento, muco ou implantossuportadas (AYKUL, TOPARLI, DALKIZ, 2002; BRASSANTA, 1997). Cada etapa laboratorial de cada aparelho protético apresenta suas particularidades. Especificamente para a etapa da confecção de armações de próteses parciais removíveis e infraestruturas metálicas de próteses fixas sobre dente e sobre implante, verifica-se a utilização de diferentes ligas metálicas e diferentes técnicas de fundição e soldagem (ASGAR, 1988; SILVEIRA-JUNIOR et al., 2012; ÖRTORP et al., 2011; WATAHA, 2002).

Para tanto, as ligas mais utilizadas antigamente eram a base de ouro, porém, nas últimas décadas, com o aumento substancial do custo dos metais nobres e dos avanços científicos no desenvolvimento de ligas alternativas (LIN et al., 2013; PALASKAR, NADGIR, SHAH, 2010), foram introduzidas na odontologia as ligas de metais básicos (AL-HIYASAT; DARMANI, 2005; KUL; ALADAG; DUYMUS, 2015; MADANI et al., 2011; PERAIRE et al., 2007; UCAR et al., 2009; WATAHA, 2000; WATAHA, 2002). Elementos como níquel, cromo, cobalto e suas combinações; com características físicas e mecânicas satisfatórias, baixa densidade, biocompatibilidade, resistência à corrosão e preço reduzido, tornaram-se populares no campo das reabilitações protéticas (BARAN, 1983; DUNCAN, 1982). Essas ligas apresentam maiores valores de dureza e módulo de elasticidade, apesar de possuírem maior dificuldade de fundição que as ligas de metais nobres (PHILLIPS, 1998).

Dentre as ligas mais utilizadas atualmente, destacam-se as ligas de Ni-Cr e Co-Cr. De acordo com a American Dental Association (ADA), em 1981 setenta por cento dos laboratórios já utilizavam essas ligas. Atualmente, o aumento no preço dessas ligas tornou-se um ponto de interesse comercial (AL-HIYASAT; DARMANI, 2005; WATAHA, 2002).

O níquel (Ni) é o principal constituinte da liga de Ni-cr, sendo fundamental para a formação da solução sólida com o cromo (Cr), o qual juntamente com o Molibdênio (Mo) também assegura a resistência a corrosão da liga; pela formação de uma camada de óxido na superfície; o que consequentemente reduz a citotoxicidade do metal (AL-HIYASAT;

DARMANI, 2005; ANUSAVICE, 2005). O ferro (Fe), Mo, Alumínio (Al) e Cr agem como elementos endurecedores da liga, elevando as propriedades mecânicas. O silício (Si) tem a função de aumentar a ductilidade da liga. O carbono (C) é de fundamental importância na resistência, dureza e ductilidade do material devido à precipitação de carbonetos (ANUSAVICE, 2005; BARAN, 1983).

Assim sendo, as ligas de Ni-Cr possuem considerável resistência mecânica e dureza, alto módulo de elasticidade, grande resistência à fratura, baixo custo e resistência à deformação (BEZZON et al., 2001; ROACH et al., 2000). No entanto, a baixa resistência à corrosão em meios ácidos e a biocompatibilidade duvidosa do níquel, são algumas das desvantagens desse material (BEZZON et al., 2001; SCHILLINGBURG, 1998).

Diante deste contexto, as ligas de cobalto foram incorporadas no mercado odontológico, apesar de não possuírem as mesmas características de soldabilidade, fusibilidade e adesão à porcelana, em relação às ligas de níquel (ASGAR, 1988).

Nas ligas de Co-Cr, o elemento cobalto, proporciona um aumento da resistência mecânica, da resistência à corrosão, e da dureza da liga. O elemento cromo, segundo elemento em percentual da liga; também promove uma melhor resistência à corrosão e dureza, além de uma melhor resiliência do material (MORRIS et al., 1992).

A resistência mecânica e dureza nas ligas de cobalto estão intimamente relacionadas com o teor de carbono; o qual se une a outros elementos, originando carbonetos. Além disso, a presença do carbono diminui a ductilidade da liga. (VERGANI et al., 1994). Por outro lado, a adição de níquel nas ligas de Co-Cr, promove a diminuição da dureza e da temperatura de fundição, além do aumento da ductibilidade; porém não influencia na resistência à corrosão da liga (MATKOVIĆ, T., MATKOVIĆ, P., MALINA, 2004). Já o Mo presente nas ligas de Co-Cr, é o elemento que proporciona uma melhor resistência à corrosão do material (METIKOL-HUKOVIĆ et al., 2006).

No que tange ao processo de fundição, diferentes técnicas podem ser empregadas, tais como: maçarico/gás oxigênio, arco voltaico, indução, acetileno e por resistência elétrica. A técnica com gás/oxigênio e centrifugação, é o método mais antigo e mais utilizado no dia a dia. Pela força centrífuga ou pressão, a liga é injetada no interior do cilindro de fundição. Esse método é conhecido como a técnica da cera perdida (ASGAR, 1988; FERNANDES, 2003).

Nessa técnica, devem ser tomados alguns cuidados em relação ao manuseio do maçarico pelos técnicos em prótese dentária, visto que apesar da técnica do maçarico ser relativamente simples, a chama redutora correta envolve a mistura adequada dos gases. Sendo assim, o metal não deve ser exposto ao calor por um tempo prolongado para fusão, a fim de

evitar o aumento na oxidação ou inclusão de gases na liga. O desequilíbrio na mistura de gases, aumento no tempo de aquecimento, a distância inadequada da chama e repetidas fusões; são fatores que provocam uma maior absorção de carbono pela liga (STRANDMAN, 1976).

Portanto, falhas nas estruturas metálicas fundidas podem ocorrer tanto em virtude da composição e manipulação da liga, como pelo método de fundição. Fatores como: fabricação do canal de alimentação (STRICKLAND; CLIFFORD, 1959), constituição do revestimento, temperatura de aquecimento da liga e do molde em cera ou resina e método de fundição da liga, podem ocasionar defeitos nas peças (PHILLIPS, 1993; TODESCAN, 1960).

Em relação a composição e manipulação da liga, a reutilização das ligas metálicas tem sido praticada em alguns laboratórios de prótese dentária, isto é, excedentes do sprue (conduto de alimentação) ou os botões que sobram de uma fundição são reaproveitados para novos trabalhos, acrescentando ou não porcentagens de liga virgem, sob justificativa de contenção de custos e fatores ambientais (KUL; ALADAG; DUYMUS, 2015; MADANI et al., 2011). Todavia, podem ocorrer alterações das propriedades das ligas reutilizadas correlacionadas com as impurezas desses botões e sprues refundidos (LIN et al., 2013).

Além disso, os tamanhos dos grãos das ligas metálicas influenciam na resistência mecânica do material e consequentemente nas propriedades clínicas quando se trata de reabilitações protéticas (WATAHA, 2002). Na medida em que a liga é submetida à sucessivas refundições, aumenta-se a dimensão do grão, a quantidade de impurezas e microporosidades; resultando em alterações microestruturais que afetam as propriedades mecânicas das ligas (REISBICK, GRANTLEY, WILLIAM, 1995).

A refundição das ligas de metais básicos é pouco citada na Literatura odontológica, sendo que, existem poucos estudos sobre as propriedades de ligas de fundição, seja trabalhando totalmente com o material reciclável ou outros testes acrescentando liga virgem à liga reutilizada (VAILLANT-CORROY et al., 2015). Devido a tal fato, a reutilização de sobras de fundição para novos trabalhos protéticos não é recomendada por alguns dos fabricantes de ligas metálicas odontológicas.

Portanto, o presente trabalho objetivou avaliar, por meio de ensaio mecânico de resistência à flexão, microscopia eletrônica de varredura (MEV) e espectrômetro de Energia Dispersiva (EDS), o comportamento mecânico, das ligas de Ni-Cr e Co-Cr de uso odontológico após fundição e refundição. Três hipóteses foram testadas: (1). Haverá diferença estatisticamente significativa entre os tipos de liga para a tensão de flexão; (2). Haverá diferença estatisticamente significativa entre os tipos tratamentos para a tensão de flexão e (3). Não haverá diferença na composição elementar das ligas nos diferentes tipos de tratamento.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Confeccção dos corpos de prova

Foram confeccionadas 40 barras metálicas com comprimento de 40mm e diâmetro de 4mm divididas em 4 grupos (n=10): Grupo 1 (Ni-CrP) composto por ligas novas (puras) de Ni-Cr; Grupo 2 (Co-CrP) composto por ligas novas (puras) Co-Cr; Grupo 3 (Ni-CrR), composto por 50% de liga de Ni-Cr puro e 50% da liga refundida e Grupo 4 composto por 50% Co-Cr puro e 50% da liga refundida.

Os corpos de prova foram obtidos a partir de barras pré-fabricadas de 4mm de diâmetro e 40mm de comprimento. As barras pré-fabricadas de 4mm de diâmetro foram seccionadas no comprimento de 40mm (Figura 1 A e B) e incluídas em uma mufla com gesso pedra tipo III (Figura 2). Dessa forma criou-se uma matriz (Figura 3) para que padrões em resina acrílica ativada quimicamente (RAAQ) (Duralay, Reliance Dental MFG Co, USA) pudessem ser confeccionadas (Figura 4) e incluídos para fundição. Esses padrões de resina (Figura 5) foram fixados à base formadora de cadinho, incluídas em revestimento e fundidos (FIT CAST-SB; Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil) utilizando a técnica de cera perdida.



Figura 1. A. e B. Barra pré-fabricada de 4mm de diâmetro, seccionada na medida de 40mm de comprimento.

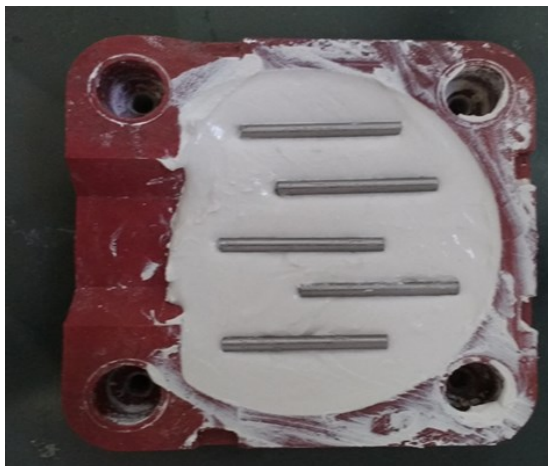


Figura 2 – Barras pré-fabricadas incluídas em mufla.

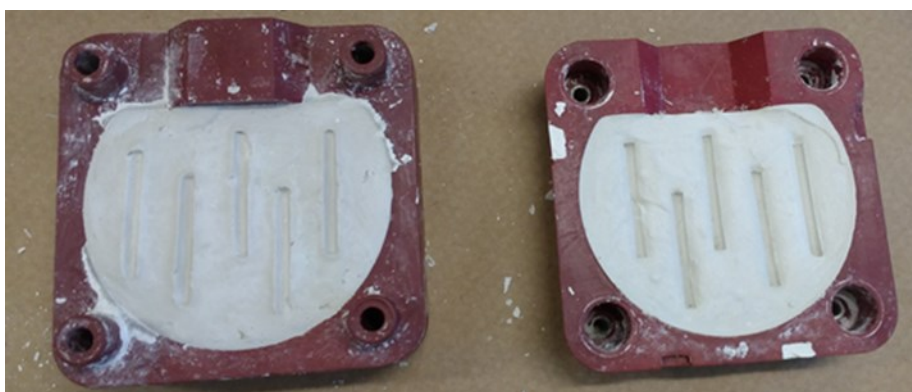


Figura 3 - Matriz para os padrões de RAAQ.



Figura 4 - Preenchimento da matriz com RAAQ.



Figura 5 – Padrões em RAAQ.

2.2 Inclusão, fundição e desinclusão

As inclusões foram feitas em anéis de silicone grandes (180 gramas), sendo 2 amostras utilizadas em cada inclusão (Figura 6).

Na base do anel foi confeccionado um canal principal de alimentação em formato de triângulo com sprue de 3,5mm de diâmetro. Cada vértice do triângulo apresentavam ângulos arredondados, minimizando assim a possibilidade do metal injetado romper as paredes do revestimento.

Cada amostra recebeu um pequeno sprue de 3 mm de comprimento e 3,5mm de diâmetro, que foi posicionado na base do triângulo (canal principal de alimentação), que estava inserido no centro térmico do anel, evitando assim, que ocorresse um rápido resfriamento.

A disposição do sprue em relação a amostra foi de tal forma que exista um ângulo de 45° entre eles, para assim minimizar a possibilidade da liga injetada romper as paredes do revestimento.

Antes da inclusão foi usada solução redutora de tensão superficial (ASFER- Indústria Química Ltda.- São Caetano do Sul- São Paulo, Brasil) em toda extensão do enceramento, buscando permitir assim que o revestimento copiasse com fidelidade as áreas a ser fundidas.

Os corpos de prova foram incluídos em revestimento Micro Fine 1700 (Talladium, INC. 27360 West Muirfield lane Valencia, CA) (Figura 7), proporcionado e espatulado mecanicamente, na presença de vácuo, em equipamento apropriado, de acordo com as recomendações do fabricante. Inicialmente, o líquido e pó dos revestimentos foram aglutinados manualmente, por 10 segundos. A seguir utilizou-se um espatulador mecânico a vácuo calibrada a 25 libras por 30 segundos.



Figura 6 - Inclusão dos corpos de prova nos anéis de silicone



Figura 7 – Inclusão em revestimento

A inclusão dos padrões foi realizada sob vibração, observando sempre o total e completo escoamento do revestimento pelas amostras e enceramento, garantindo assim que não existissem irregularidades nas áreas a serem fundidas.

Após o tempo de presa do revestimento (45 minutos), as inclusões foram levadas ao forno de aquecimento, de acordo com o fabricante, para a eliminação da RAAQ utilizando a técnica de fundição por ciclo rápido, ou seja, os anéis foram levados ao forno já pré aquecido, em uma temperatura de 750° , ao qual o anel permanece nesta temperatura por 30 minutos.

Em seguida a temperatura do forno é elevada até 950° , em uma velocidade de 20° por minuto; atingido essa temperatura, o anel é mantido no forno por mais 30 minutos (Figura 8).

Após esse ciclo de aquecimento, abaixou-se a temperatura para 900° e foram realizadas as fundições com liga Fit Cast Co-Cr (Talmax, Curitiba, Brasil), Fit Cast Ni-Cr e excedentes do sprue (conduto de alimentação) ou dos botões de liga fundida uma única vez, de acordo com cada grupo estudado. Utilizou-se a técnica de brasagem para fundição das amostras, também conhecida como técnica do maçarico (Figura 13).



Figura 8 – Anéis de fundições levados ao forno



Figura 9– Liga de Ni-Cr



Figura 10 - Liga de Co-Cr

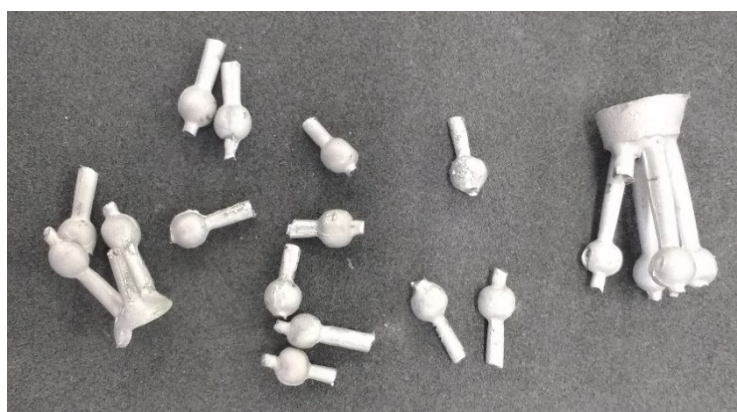


Figura 11– Sobras de Ni-Cr para refundição



Figura 12 – Sobras de Co-cr para refundição

O cálculo da quantidade de liga utilizada para a fundição de cada anel é determinada quando todo o conjunto é pesado em uma balança digital, utilizando-se a seguinte fórmula: Peso do conjunto, que é representado pelo peso das amostras enceradas e canais de alimentação, multiplicado pelo peso específico ou a densidade do metal, adicionados mais 20% para o cone (botão), sendo igual à quantidade de liga necessária para a fundição.

Os combustíveis utilizados para a fundição pela técnica do maçarico foi o GLP (Gás liquefeito do petróleo) com pressão regulada em 3 PSI (0,21 kgf/cm²) e oxigênio com pressão de 25-30 libras (1,75- 2,10 Kgf/cm²), seguindo as recomendações do fabricante da liga utilizada (Fit Cast Talmax,-Curitiba, Brasil).

A centrifuga foi armada com 3 voltas, e logo em seguida regulada a chama do maçarico. A liga foi depositada no cadinho já pré aquecido, e com movimentos circulares, o metal foi sendo aquecido. Seu ponto de fusão é reconhecido quando observamos um decaimento repentino, e neste momento é desarmado a centrífuga. O anel é retirado da centrífuga e colocado para resfriar naturalmente.



Figura 13 – Fundição pela Técnica do Maçarico

Logo após o resfriamento dos blocos de revestimento foi realizado a desinclusão das amostras (Figura 14). Para remoção completa do revestimento aderido às peças fundidas, utilizou-se um jato com óxido de alumínio, com granulação de 120 μ m, sob uma pressão de 60 libras(Renfert GmbH Germany).Um disco de carborundum(Dentorium Export Ltda) foi utilizado para remover as amostras do sprue e todos os excessos, sendo posteriormente utilizadas pedras de óxido de alumínio para a usinagem dos elementos (Figura 15).



Figura 14 – Amostras após a desinclusão



Figura 15 - Barras metálicas após o acabamento e jateamento

Após a etapa de fundição, os corpos de prova de todos os grupos foram radiografados com filmes oclusais (IO-41; Kodak Insight, Kodak, NY, EUA), para detectar qualquer defeito representado por pontos radiolúcidos ao longo da barra, usando uma unidade de raios-X (Spectro 70X; Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil). Apenas as amostras de metal que não apresentassem vazios e que satisfizessem as dimensões requeridas para o estudo, seriam usadas para o teste de flexão e analisadas pelo MEV.

Após a análise radiográfica, as barras foram demarcadas para efeito de igualdade. Sendo assim, foram realizadas três demarcações de acordo com o comprimento (40mm) da barra. A primeira demarcação (20mm) foi realizada no centro da barra na região que iria receber a ponta de aço para o teste de flexão, e duas demarcações periféricas (10mm), delimitando três regiões equidistantes no corpo de prova (Figura 17).



Figura 17 – Delimitação de três regiões equidistantes nos corpos de prova com o auxílio de um paquímetro

2.3 Ensaio mecânico de resistência à flexão

Para o ensaio mecânico de resistência a flexão de 3 pontos, as barras foram posicionadas em dispositivo com dois apoios com 3mm de diâmetro e distância de afastamento de 20mm (ANUSAVICE et al., 1985; SILVA et al., 2012). Uma força compressiva com velocidade de 0,5mm/min foi aplicada por meio de uma ponta de aço com 3mm de diâmetro no centro da amostra, com célula de carga de 10000N (modelo: BTSI) em máquina de ensaio (Intron; modelo BME; fabricante Oswaldo Filizola) ajustada ao limite de carga máxima de 4500N (Figura 18). Tanto os apoios quanto a ponta tinham formato circular para não concentrar tensões no local do carregamento. O ensaio foi considerado finalizado com a fratura ou com a deformação plástica permanente da barra, respeitando deslocamento máximo de 5mm (Figura 19). A tensão de flexão foi calculada usando a seguinte equação:

$$f_s = \frac{8.F.L}{\pi D^3}$$

Fórmula 1 – fórmula para obtenção da tensão de flexão (em Mpa) em corpos de secção circular: RF = tensão de flexão (Mpa); F é o determinante de resistência à fratura ou limite elástico em N, L é a distância entre os apoios da base, e D é o diâmetro da peça em mm.

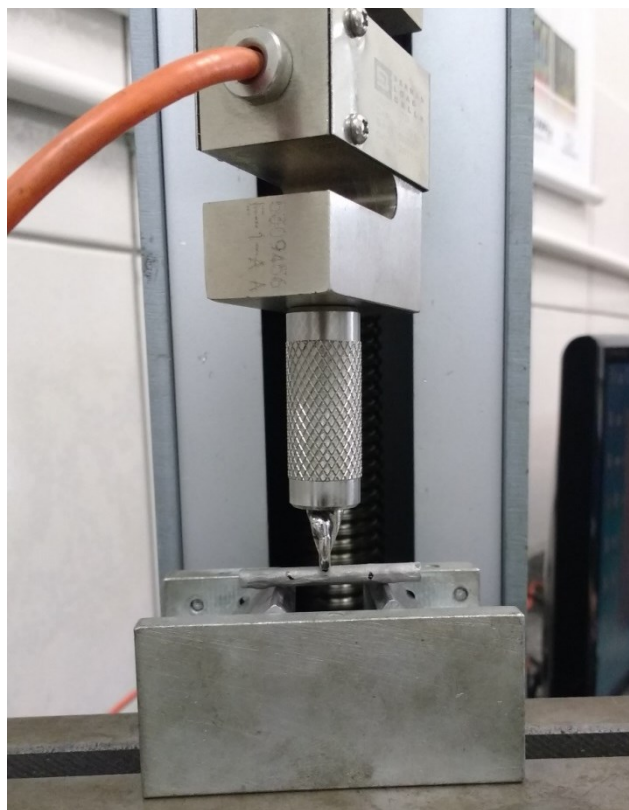


Figura 18 – Corpo de prova posicionado na máquina de ensaio.



Figura 19 – Ensaio finalizado

2.4 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Duas amostras de cada grupo foram analisadas sob microscopia eletrônica de varredura (Zeiss Evo Ma10) (Figura 20) com 50x, 200x, 500x e 1000x de ampliação para caracterização dos padrões de fraturas.



Figura 20 - Equipamento de microscopia eletrônica de varredura

2.5 Espectrômetro de Energia Dispersiva (EDS)

O detector EDS (Energy dispersive x-ray detector) separa os raios-X característicos dos diferentes elementos num espectro de energia. O software do sistema EDS é utilizado para analisar esse espectro e determinar a abundância de elementos específicos. O EDS pode ser usado para achar a composição química de materiais em locais de pequenos microns e criar mapas de composição elementar de determinada área. A partir desse equipamento acessório do MEV (Oxford modelo 51-ADD0048), foi possível selecionar previamente seis pontos de cada amostra e realizar uma análise química semi-quantitativa quanto à composição elementar relativa. Uma amostra de cada grupo foi posicionada em um suporte metálico (stub), e fixada com fitas dupla-face de carbono para caracterização química.

2.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados de tensão a flexão foram inicialmente submetidos aos testes de Shapiro Wilk para a verificação da normalidade. Constatou-se distribuição normal e homogênea dos

dados, e sendo assim aplicou-se os testes paramétricos: Two-way ANOVA (tipo de liga e tipo de tratamento) e teste de Tukey para comparações múltiplas de médias. Apenas foram considerados significativos os valores de $p < .05$.

3. RESULTADOS

Na inspeção radiográfica, não foi detectado nenhum defeito representado por vazios ou pontos radiolúcidos ao longo das barras metálicas. Apenas as amostras de metal que satisfizeram as dimensões requeridas para o estudo, foram usadas para o teste de flexão e analisadas no MEV.

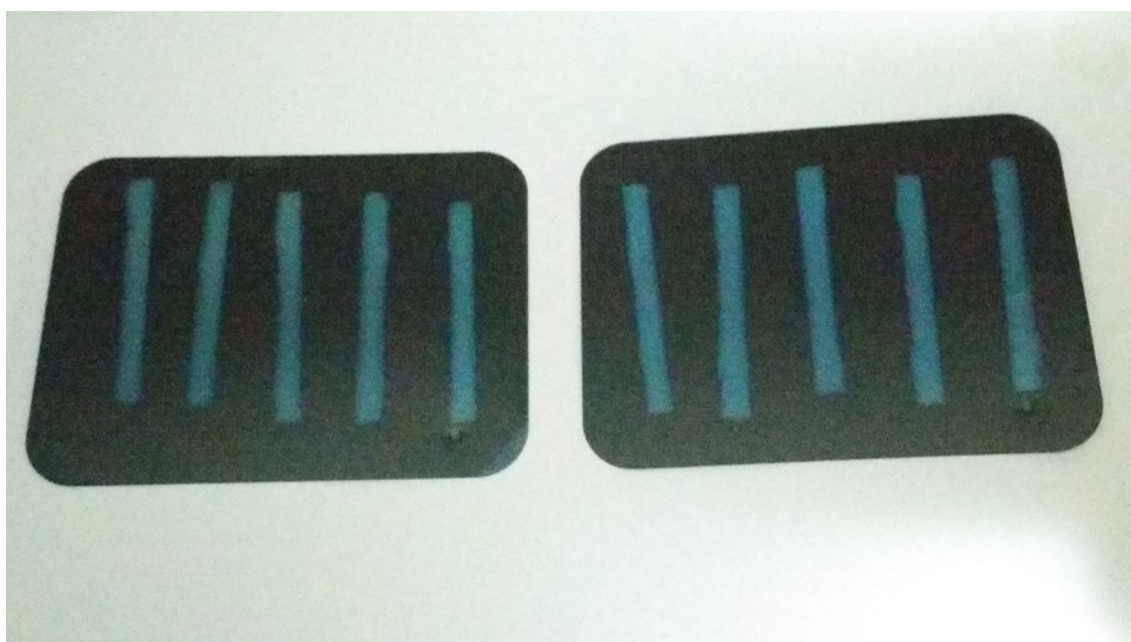


Figura 16 – Radiografia com filme oclusal (IO-41; Kodak Insight, Kodak, NY, EUA) dos corpos de prova para análise de possíveis vazios internos

Os resultados de tensão de flexão estão apresentados na tabela a seguir:

Tabela 1: Média e desvio padrão para tensão de flexão (mPa)

	Co-Cr	Ni-Cr
Pura	1570 $\pm$ 220.355 ^{Aa}	1491,3 $\pm$ 233,909 ^{Aa}
Refundida	1313,3 $\pm$ 134,89 ^{Ab}	1260,5 $\pm$ 232,173 ^{Ab}

*Letras maiúsculas mostram diferenças entre os tipos de liga e letras minúsculas mostram diferenças entre os tipos de tratamento.

Observou-se que não houve diferença estatisticamente significativa ($P=.324$) na comparação entre os diferentes tipos de ligas metálicas (Ni-Cr, Co-Cr). No entanto, houve diferença estatisticamente significativa na comparação entre os tipos de tratamento das ligas metálicas (Pura X Refundida), ($P = .01$). Não existiu uma interação estatisticamente significativa entre Tipo de liga e Tipo de tratamento. ($P = .841$).

A microscopia eletrônica revelou um padrão de fratura dúctil para todas as amostras (Figuras 21, 22, 23 e 24).

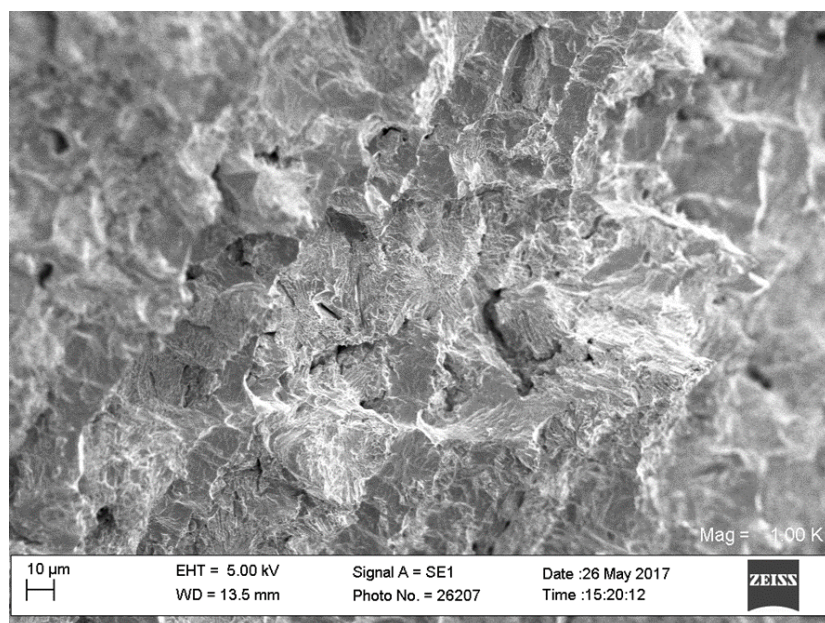


Figura 21 - Amostra do grupo Ni-CrP com aumento de 1000X.

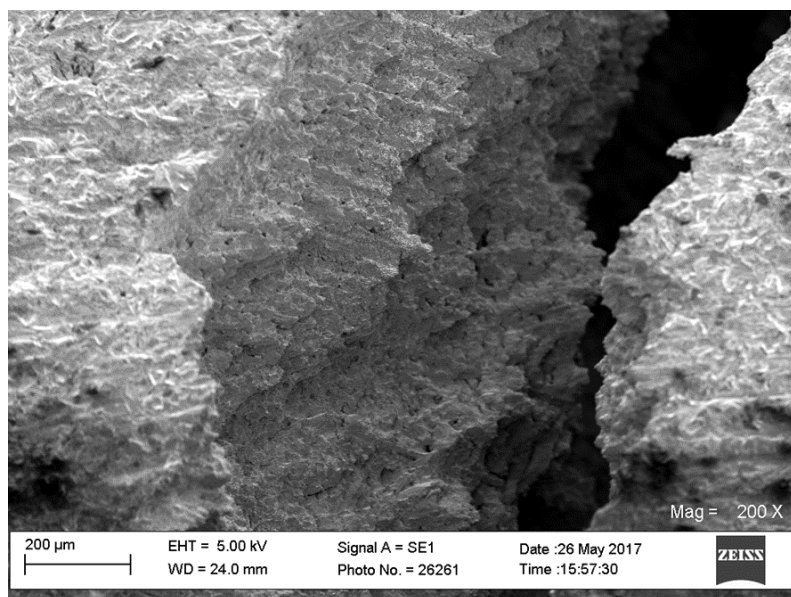


Figura 22 - Amostra do grupo Co-CrP com aumento de 200X

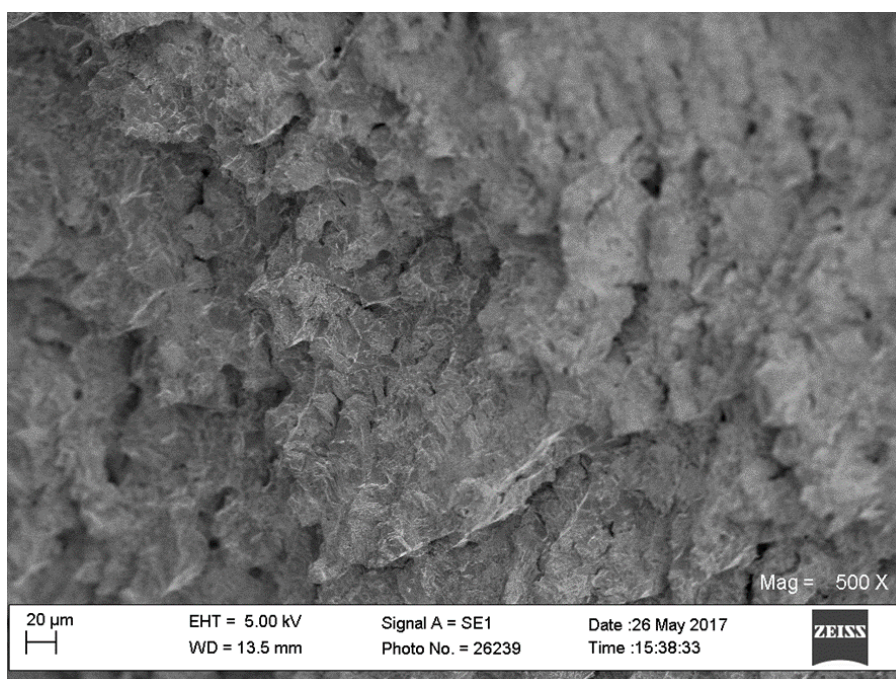


Figura 23 – Amostra de Ni-CrR com aumento de 500X

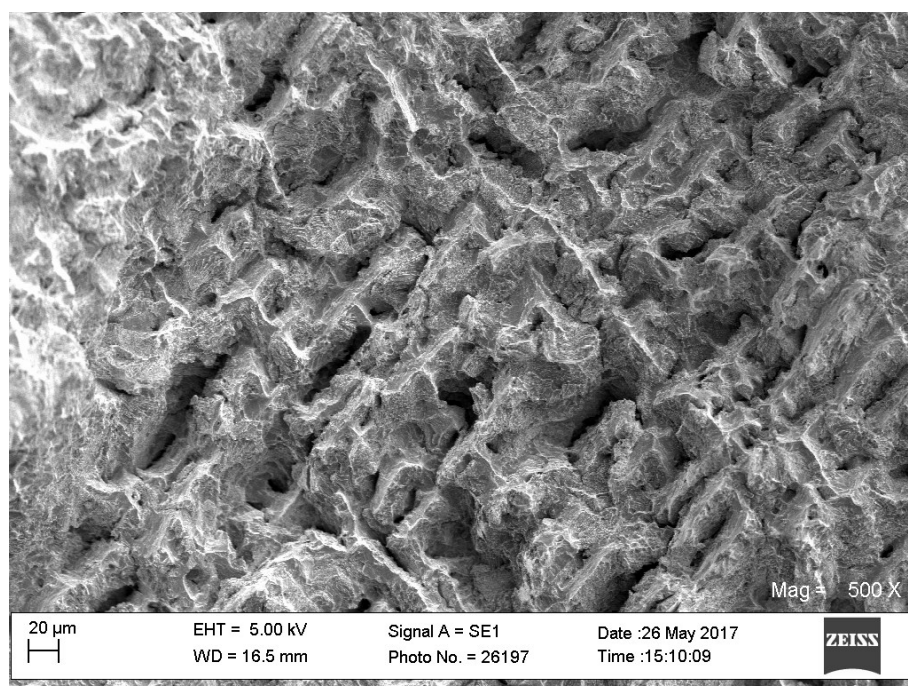


Figura 24 – Amostra de Co-CrR com aumento de 500X - microcavidades (dimples) equiaxiais

A associação das imagens do MEV aos dados químicos semi-quantitativos de EDS, forneceu uma estimativa da composição das amostras. As quantidades relativas dos principais elementos constituintes das ligas metálicas analisadas estão dispostas nas tabelas a seguir:

Tabela 2 - Porcentagens dos elementos constituintes encontrados no grupo Ni-CrP

	C	O	Na	Al	Si	Cr	Mn	Fe	Ni	Mo
Max.	20,93	8,01	1,45	2,2	2,39	25,15	0,72	1,02	63,61	11,43
Min.	2,2	1,17	0,44	0,46	0,36	17,26	0,41	0,67	42,74	2,12

Tabela 3 – Porcentagens dos elementos constituintes encontrados no grupo Ni-CrR

	C	O	Na	Al	Si	Cr	Mn	Fe	Ni	Mo
Max.	7,32	13,94	0,67	10	5,72	23,64	1,3	0,98	70,25	14,63
Min.	2,49	0,49	0,27	0,12	0,13	17,92	0,47	0,53	46,49	0,45

Tabela 4 – Porcentagens dos elementos constituintes encontrados no grupo Co-CrP

	C	O	Si	Cr	Mn	Co	Mo
Max.	4.74	4.57	4.26	42.30	0.80	54.80	13.63
Min.	1.44	4.57	1.05	32.91	0.63	43.39	4.15

Tabela 5– Porcentagens dos elementos constituintes encontrados no grupo Co-CrR

	C	O	Si	Cr	Mn	Co	Mo
Max.	4,05	2,07	2,78	42,41	0,96	61,74	13,39
Min.	2,15	2,07	1,56	28,23	0,65	38,61	2,93

Não houve alterações significativas em relação à composição e às porcentagens dos elementos constituintes das amostras analisadas.

4. DISCUSSÃO

O tema do reaproveitamento de ligas metálicas odontológicas tem sido tema de discussão há muito tempo, no entanto ainda não se obteve um real consenso. Relatórios publicados variam consideravelmente, com afirmações que vão desde a contraindicação de refundição, com estudos que evidenciam alterações nas propriedades físicas, mecânicas e acúmulo de impurezas nas ligas metálicas na medida em que é realizada sucessivas refundições (AL-HIYASAT, DARMANI, 2005; MADANI et al., 2011; KUL, ALADAG, DUYMUS, 2015; ATLURI et al., 2014; REDDY et al., 2011; MIRKOVIC, 2007; DANTAS, 2008), até a possibilidade de reaproveitamento de ligas metálicas, sem acarretar prejuízos nas propriedades mecânicas do material, na adesão do metal à porcelana e na composição química (HESBY et al., 1980; IMRAN et al., NELSON et al., 1986; PERAIRE et al. 2007).

Existem trabalhos que asseguram a viabilidade de se reutilizar uma porcentagem de até cinquenta por cento da liga (HARCOUT et al., 1962; VAILLANT-CORROY et al., 2015). Nesse sentido, no presente trabalho utilizou-se 50% de liga pura e 50% de excedentes do sprue (conduto de alimentação) ou dos botões de liga fundida uma única vez.

Três hipóteses foram testadas no presente trabalho. A primeira de que haveria diferença estatisticamente significativa entre os tipos de liga para a tensão de flexão foi negada. A análise estatística mostrou que não houve diferença significativa ($P=.324$) na comparação entre as ligas de Ni-Cr e Co-Cr.

As propriedades físicas semelhantes do Ni-Cr e Co-Cr, são resultantes de uma quantidade mínima de elementos como o carbono, o molibdênio, o manganês, e o alumínio, constituintes das ligas. Sendo assim, ambos os materiais, apresentam alta resistência mecânica, dureza e alto módulo de elasticidade (MADANI et al., 2011). Além disso, os dois tipos de ligas foram submetidos ao mesmo processo de fundição pela técnica da cera perdida; contando com o mesmo operador experiente para ambas fundições.

A segunda hipótese de que haveria diferença estatisticamente significativa entre os tipos de tratamento para a tensão de flexão foi aceita. A análise estatística mostrou que houve diferença estatisticamente significativa na comparação entre os tipos de tratamento das ligas metálicas (Pura X Refundida), ($P = 0,841$), sendo que as ligas refundidas apresentaram valores de tensão de flexão menores em relação às ligas puras.

Fatores como alterações das propriedades mecânicas e alterações microestruturais respondem por este fato. Lewis (1975), avaliou a influência do número de refundições e do método de aquecimento utilizado, comprovando variações nas propriedades mecânicas em ligas de Ni-Cr através de testes funcionais. Dantas (2008), realizou uma análise mecânica e microestrutural das ligas de cobalto-cromo após sucessivas refundições, demonstrando uma diminuição da energia de fratura na medida em que se refundiu o material. Mirković (2007) constatou uma redução significativa do módulo de elasticidade de ligas de Ni-Cr e Co-Cr submetidas à sucessivas fundições, mostrando o impacto negativo desse resultado na resistência à flexão e conseqüentemente na possibilidade de falhas de próteses metalocerâmicas confeccionadas com esse material.

Além disso, é de suma importância a análise da composição química em ligas odontológicas, pois pequenas variações de elementos críticos podem alterar significativamente as propriedades do material (VERGANI, 1994).

Elementos como o molibdênio, silício, alumínio e manganês podem estar adicionados às ligas metálicas de uso odontológico. Cada um desses componentes minoritários proporcionam uma melhoria para a liga (BARAN, 1983; SCHILLINGBURG, 1998; WATAHA, 2000). O silício melhora a fusibilidade e ductilidade, além de aumentar a resistência mecânica e a resistência à oxidação da liga. O molibdênio também melhora a resistência mecânica e juntamente com o manganês, aumenta a resistência à corrosão (WATAHA, 1998). Ligas de Ni-Cr utilizadas em próteses parciais fixas, contém de 61 % a 81 % do peso em níquel, 11 % a 27 % de cromo e 2 % a 5 % de molibdênio (ANUSAVICE, 1998).

Harcourt (1962) em análise de sucessivas refundições em ligas de Co-Cr utilizando os métodos de fundição pela chama de oxigênio-acetileno e elétrico, constatou uma alteração na composição da liga e conseqüentemente a ocorrência de modificações físicas e estruturais do material. Além disso, após certo número de refundições, observou-se uma diminuição da fluidez e dificuldade na fundição da liga; sendo que o autor sugere a reutilização da liga em partes iguais e havendo a possibilidade de contaminação por revestimento ou chama carburante, a reutilização da mesma estaria contraindicada. Craig (1980), avaliou o processo de fundição

de ligas metálicas de uso odontológico, e afirmou que o aquecimento intenso e prolongado do maçarico, no qual o calor da chama não é possível de ser controlado suficientemente, ocorre a evaporação de alguns componentes das ligas.

Entretanto, no presente trabalho não houve alterações significativas na composição das ligas. Após os diferentes tipos de tratamentos, os dois tipos de ligas não apresentaram perda considerável dos elementos constituintes. Tal resultado mostrou concordância com o estudo de Peraire et al., (2007), o qual avaliou em termos de composição química, microestrutura, microdureza e liberação de íons, quatro tipos de ligas de uso odontológico; sendo que a liga nobre e a de níquel demonstraram grande estabilidade em termos de composição química. Esse fato, foi atribuído ao método de fundição a vácuo, o qual evitou a interferência de fatores que pudessem gerar defeitos especificamente no processo de refundição.

Dessa maneira, o desenvolvimento de trabalhos protéticos de alta longevidade está intimamente relacionado a adequada escolha e manipulação das ligas odontológicas (WATAHA, 2002). É de extrema importância, a conscientização da classe odontológica e protética quanto ao reaproveitamento de ligas metálicas e as implicações mecânicas e microestruturais, que podem estar relacionadas aos insucessos e falhas de próteses sobre dente e sobre implante.

5. CONCLUSÃO

Frente à metodologia utilizada e com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que o processo de refundição em ligas de Co-Cr e Ni-Cr compromete o comportamento mecânico desses materiais diminuindo a resistência à flexão. Com base nos resultados, o mais recomendado é a utilização única das ligas para se alcançar melhores resultados na clínica odontológica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AL-HIYASAT, A. S.; DARMANI, H. The effects of recasting on the cytotoxicity of base metal alloys. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, Mosby, v. 93, n. 2, p.158-163, fev. 2005.

ATLURI, K.R. et al. Comparative Evaluation of Metal-ceramic Bond Strengths of Nickel Chromium and Cobalt Chromium Alloys on Repeated Castings: An In vitro Study. **Journal of International Oral Health**, Ahmedabad, India: International Society of Preventive and Community Dentistry, v. 5, n. 6, p.99-103, 26 jun. 2014.

ANUSAVICE K. J. ; OKABE T, GALLOWAY S. E. ; HOYT D. J. ; MORSE P. K. Flexure test evaluation of presoldered base metal alloys. *J Prosthet Dent* 1985; 54:507-517.

ANUSAVICE, K.J. **Materiais Dentários de Phillips**. 11^a ed, Rio de Janeiro, Elsevier, 2005.

ASGAR, K. Casting Metals in Dentistry: Past - Present - Future. **Advances in Dental Research**, [Washington, Dc]: International Association For Dental Research, v. 2, n. 1, p.33-43, Ago. 1988.

AYKUL, H.; TOPARLI, M.; DALKIZ, M. A calculation of stress distribution in metal–porcelain crowns by using three-dimensional finite element method. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, Blackwell Scientific Publications., v. 29, n. 4, p.381-386, abr. 2002.

BARAN, G.R. The metallurgy of Ni-Cr alloys for fixed prosthodontics. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, Mosby. v. 50, n. 5, p.639-650, Nov. 1983.

BEZZON, O. L. et al. Pilot study of the relationship between the hardness and abrasion resistance of two base metal alloys used for metal-ceramic restorations. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. v. 85, n. 2, p.190-194, fev. 2001.

BRASSANTA, A. D.; BRASSANTA, D. S. **Prótese fixa – atualidades e perspectivas**. SP/Brasil: Sarvier, 1997. 303 p.

DANTAS, H. A. **ANÁLISE MECÂNICA E MICROESTRUTURAL DAS LIGAS DE COBALTO-CROMO DE USO ODONTOLÓGICO APÓS SUCESSIVAS REFUNDIÇÕES**. 2008. 29 f. Tese (Doutorado) - Curso de Ciência e Engenharia de Materiais, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, 2008.

DUNCAN, J. D. The casting accuracy of nickel-chromium alloys for fixed prostheses. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, Mosby, v. 47, n. 1, p.63-68, Jan. 1982.

FERNANDES, D. **Influência de fontes de calor de fundição na fusibilidade e dureza de uma liga de ni-cr nova e refundida acrescida ou não de liga nova**. 2003. 88 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Odontologia, Materiais Dentários, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2003.

GOWD, M. S.; SHANKAR, T.; SINGH, A. Prosthetic Consideration in Implant-supported Prosthesis: A Review of Literature. **Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry**, Índia, v. [SI], n. [SI], p.17-22, 20 jun. 2017.

HARCOURT, H. J. – The remelting of cobalt-chromium alloys. **Br. Dent. J.**, London, v. 112, p. 198 – 204, Mar. 1962.

HESBY, D. A. et al. Physical properties of a repeatedly used nonprecious metal alloy. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, Mosby. v. 44, n. 3, p.291-293, Set. 1980.

IMRAN, M. et al. Effect of cobalt-chromium alloy re-use in dentistry on its castability value. **J Ayub Med Coll Abbottabad**, Abbottabad: Ayub Medical College, v. 29, n. 2, p.270-274, Abr. 2017.

KUL, E.; ALADAG, L. I.; DUYMUS, Z. Y. Comparison of the metal-ceramic bond after recasting and after laser sintering. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, Mosby, v. 114, n. 1, p.109-113, jul. 2015.

LEWIS, A. J. Changes in the composition of a nickel-base partial denture casting alloy upon fusion and casting. **Australian Dental Journal**, Sydney, v. 20, n. 1, p.14-18, fev. 1975.

LIN, H. et al. Treatment of multiple ceramic alloys before recasting. **The Journal Of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, Mosby., v. 110, n. 1, p.29-40, jul. 2013.

MADANI, A. S. et al. The Effect of Recasting on Bond Strength between Porcelain and Base-Metal Alloys. **Journal of Prosthodontics**, Philadelphia, v. 20, n. 3, p.190-194, Abr. 2011.

MATKOVIĆ, T.; MATKOVIĆ, P.; MALINA, J. Effects of Ni and Mo on the microstructure and some other properties of Co–Cr dental alloys. **Journal Of Alloys And Compounds**, Lausanne, v. 366, n. 1-2, p.293-297, Mar. 2004.

METIKOŁ-HUKOVIĆ, et al. Influence of alloying elements on the corrosion stability of CoCrMo implant alloy in Hank's solution. **Acta Biomaterialia**, Kidlington, Oxford, v. 2, n. 6, p.693-700, Nov. 2006.

MIRKOVIC, N. Effect of recasting on the elastic modulus of metal-ceramic systems from nickel-chromium and cobalt-chromium alloys. **Vojnosanitetski Pregled**, Beograd: Institut Vojnomedicinski Dokumentaciju, v. 64, n. 7, p.469-473, 2007.

MORRIS, H. F. et al. Casting Alloys: the Materials and. **Advances In Dental Research, International Association For Dental Research**, Washington v. 6, n. 1, p.28-31, Set. 1992.

NELSON, D. R. et al. Recasting a nickel-chromium alloy. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, Mosby, v. 55, n. 1, p.122-127, Jan. 1986.

ÖRTORP, A. et al. The fit of cobalt–chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: A comparative in vitro study. **Dental Materials**, Copenhagen: Munksgaard, v. 27, n. 4, p.356-363, abr. 2011.

PALASKAR, J.; NADGIR, D. V.; SHAH, I. Effect of Recasting of Nickel: Chromium Alloy on its Castability. **The Journal of Indian Prosthodontic Society**, Mumbai: Medknow Publications, v. 10, n. 3, p.160-164, Set. 2010.

PERAIRE, M. et al. Effects of Recasting on the Chemical Composition, Microstructure, Microhardness, and Ion Release of 3 Dental Casting Alloys and Titanium. **International Journal of Prosthodontics**, v. 20, n. 3, p.286-288, 20 jun. 2007.

PHILLIPPS, R.W. Ligas para fundição odontológicas. In: **Materiais dentários de Skinner**. 9 eds. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, cap.20, p.208- 222, 1993

PHILLIPS, R. W. **Science of dental materials**. 10.ed. Rio de Janeiro, Guanabara, 1998.

REDDY, N. R. et al. An In vitro Analysis of Elemental Release and Cytotoxicity of Recast Nickel–Chromium Dental Casting Alloys. **The Journal of Indian Prosthodontic Society**, Mumbai, v. 11, n. 2, p.106-112, jun. 2011.

REISBICK; GRANTLEY; WILLIAM. Mechanical Property and Microstructural Variations for Recast Low-Gold Alloy. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 8, n. 4, p.346-350, 08 Jul. 1995

RIBEIRO, G. R.; CAMPOS, C. H.; GARCIA, R. C. M. R. Influence of a removable prosthesis on oral health-related quality of life and mastication in elders with Parkinson disease. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis Mo: Mosby-Year Book, v. [SI], n. [SI], p.1-6, abr. 2017.

ROACH, M. D. et al. Use of x-ray photoelectron spectroscopy and cyclic polarization to evaluate the corrosion behavior of six nickel-chromium alloys before and after porcelain-fused-to-metal firing. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, Mosby, v. 84, n. 6, p.623-634, dez. 2000.

SHILLINGBURG JR, H. T. et al. **Fundamentos de Prótese Fixa**. 3a ed. (1998)

SILVA, J. P. L. e et al. Effect of plasma welding parameters on the flexural strength of ti-6al-4v alloy. **Brazilian Dental Journal**, [s.l.], v. 23, n. 6, p.686-691, 2012. Fop UNIFESP (SciELO).

SILVEIRA JUNIOR, C. D. et al. Welding Techniques in Dentistry. Welding processes, v. [SI], n [SI], p.415-438, 21 nov. 2012.

STRANDMAN, E. Influence of different types of acetylene-oxygen flames on the carbon content of a dental Co-Cr alloy. **Odontologisk Revy**, Lund, Gleerup., v. 27, n. 3, p.223-238, 01 jan. 1976.

STRICKLAND, W. D.; CLIFFORD, S. M. Porosity in the full cast crown. **The Journal of the American Dental Association**, Chicago, American Dental Association, v. 58, n. 4, p.69-78, abr. 1959.

TODESCAN, R. – **Contribuição ao estudo da porosidade nos aparelhos parciais removíveis**. Tese (Livre docência) Faculdade de Odontologia da USP, p. 83, São Paulo, 1960.

UCAR, Y. et al. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: Laser-sintered Co-Cr crowns. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, Mosby, v. 102, n. 4, p.253-259, out. 2009.

VAILLANT-CORROY, Anne-sophie et al. Influence of recasting on the quality of dental alloys: A systematic review, **The Journal of Prosthetic Dentistry**, [S.I.], v. 114, n. 2, p.205-211, 30 ago. 2015.

VERGANI, C.E., LEONARDI P., CUCCI. A., GIAMPAOLO, E.T. Análise qualitativa de ligas metálicas para próteses parciais removíveis. **Rev Odontol Unesp**. v.23, n.2, p.297-305, jul-dez 1994.

WATAHA, J. C. Biocompatibility of dental casting alloys: A review. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, Mosby. v. 83, n. 2, p.223-234, fev. 2000.

WATAHA, J. C. Alloys for prosthodontic restorations. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, Mosby. V. 87, n. 4, p.351-363, abr. 2002.