

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E DA TERRA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E ENGENHARIA
DE MATERIAIS**

HÁRRISON DE ALMEIDA DANTAS

**ANÁLISE MECÂNICA E MICROESTRUTURAL DAS LIGAS DE
COBALTO-CROMO DE USO ODONTOLÓGICO APÓS
SUCESSIVAS REFUNDIÇÕES**

NATAL/2008

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

HÁRRISON DE ALMEIDA DANTAS

**ANÁLISE MECÂNICA E MICROESTRUTURAL DAS LIGAS DE
COBALTO-CROMO DE USO ODONTOLÓGICO APÓS
SUCESSIVAS REFUNDIÇÕES**

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais do Centro de Ciências Exatas e da Terra da Universidade Federal do Rio Grande do Norte, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Ciência e Engenharia de Materiais

Área de concentração: Metalurgia

Orientador: Prof. Dr. Antonio Eduardo Martinelli

**NATAL
2008**

FOLHA DE APROVAÇÃO

Hárrison de Almeida Dantas

Análise mecânica e microestrutural das ligas de cobalto-cromo de uso odontológico após sucessivas refunções

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências e Engenharia de Materiais do Centro de Ciências Exatas e da Terra da Universidade Federal do Rio Grande do Norte, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Ciência e Engenharia de Materiais.

Área de concentração: Metalurgia

Aprovado em:

Banca examinadora

Prof. Dr. _____
Instituição: _____ Assinatura: _____

Se temos o pensamento, o entusiasmo e a meta o que mais precisamos?

Para tornar alguma coisa forte, ela tem que ser presa bem firme nos quatro cantos.

Se já temos 3 cantos firmes o que está faltando?

A DETERMINAÇÃO.

Independente de quantos problemas venham, o olho do pensamento não deveria balançar de jeito nenhum.

Você pode se curvar, você pode ter que se moldar, você pode ter que tolerar, você pode ter que ouvir sem ser ouvido, mas você não deve nunca abandonar o seu pensamento

Insto é DETERMINAÇÃO

Brahma Kymaris

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus filhos Hárrison de Almeida Dantas Júnior e Patrick Loyola Dantas, para que o esforço e a dedicação empreendido nessa pesquisa sirva de incentivo, no sentido de fornecer energia suficiente para vocês alcançarem seus objetivos.

À minha querida nora Lívia, para que você pense na possibilidade de ingressar na ciência de materiais.

À minha companheira e esposa, Nancy pela compreensão e paciência, e por estarmos sempre unidos frente aos momentos felizes e difíceis.

À minha querida mãe, por tudo o que tem feito por mim.

AGRADECIMENTOS

Ao Centro de Ciências Exatas e da Terra, na pessoa do meu amigo e Diretor, **Prof. Dr. Jaziel Martins Sá**, ao qual o programa de pós-graduação está vinculado, pela oportunidade dessa realização.

Ao **Prof. Dr. Wilson Acchar**, coordenador do Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais

Agradecimento especial ao amigo e colega, **Prof. Dr. Fábio Dametto**, que apesar de pouco tempo de amizade mostrou-se sempre solícito, no sentido ajudar na realização desse trabalho.

Ao meu orientador e amigo, **Prof. Dr. Antonio Eduardo Martinelli**, que desde o início mostrou-se confiante no nosso trabalho, obrigado pela paciência e poder de resolução para os problemas que enfrentamos, durante a realização da nossa pesquisa.

À **Profa. Dra. Dulce Maria de Araújo Melo**, pela disponibilidade em nos atender sempre que solicitada.

Aos **professores do Curso de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais**, os nossos sinceros agradecimentos.

Aos colegas do Curso, que mesmo de áreas diferentes, souberam ajudar quando solicitados, principalmente a minha colega e amiga **Ariadne de Souza Silva**, que no início de nossa jornada foi uma pessoa que muito contribuiu.

A todos os meus amigos e **colegas do Curso de Odontologia da Universidade Potiguar e Curso de Odontologia da UFRN**, pela força e incentivo.

Ao Laboratório Siso através do seu proprietário **Marcos Sales** e todo pessoal auxiliar, que colaboraram prontamente na confecção dos corpos de prova, de acordo com a metodologia idealizada.

A todo pessoal do laboratório da Química, através de **Alexandre Fontes Melo de Carvalho (FRX)**, **Danilo Brasil Ribeiro e Tiago Renovato (DRX)**, **Bruna Candice de Freitas Guedes** (microdureza e microscopia óptica) e especialmente a minha amiga e colaboradora **Elisângela Barros Dantas** (ensaios mecânicos), meus sinceros agradecimentos.

Ao **Prof. Djalma Ribeiro da Silva**, responsável pela microscopia eletrônica de varredura e seu auxiliar **Artejose Revoredo da Silva**, responsável pelas análises.

A minha ex-aluna e hoje colega do curso de doutorado, **Juliana Sá**, obrigado pelo material fornecido e pela ajuda no momento final desse trabalho.

Ao amigo e colega **Prf. Dr. Eduardo Fernando Soares Gaag**, obrigado pela força e incentivo.

A todos os que colaboraram direta ou indiretamente com a realização desse trabalho.

RESUMO

Ligas cobalto-cromo são extensivamente utilizadas na Odontologia para a confecção de armações metálicas em próteses parciais removíveis. Durante os últimos anos, tem sido reportado um número crescente de falhas prematuras, com poucos meses de utilização das próteses. A fabricação desses componentes é feita em laboratórios protéticos e normalmente envolve a refundição, utilizando partes de liga fundida e partes de liga virgem. Portanto, o objetivo do presente estudo foi analisar as propriedades mecânicas de uma liga comercial de cobalto-cromo de uso odontológico após sucessivas refundições, buscando informações no sentido de orientar os laboratórios de prótese dentária na correta manipulação dessa liga no processo de fundição e nos possíveis limites de refundição desse material. Foram confeccionados sete grupos de amostras, cada um contendo cinco corpos de prova, divididos da seguinte maneira: G1: fundição apenas com liga virgem; G2: fundição com 50% da liga do G1 + 50% de liga virgem; G3: fundição com 50% da liga do G2 + 50% de liga virgem; G4: fundição com 50% da liga do G3 + 50% de liga virgem; G5: 50% de liga do G4 + 50% de liga virgem; G6: 50% de liga do G5 + 50% de liga virgem e finalmente o G7, só com liga refundida. Foram avaliadas as principais modificações ocorridas no comportamento mecânico dessa liga por meio de ensaios de tração e microdureza. Além disso, foi realizada a caracterização microestrutural do material por meio de microscopia óptica e eletrônica de varredura, difração e fluorescência de raios X procurando correlacionar as alterações mecânicas com modificações estruturais do material ocasionadas pelos sucessivos processos de refundição. De forma geral os resultados mostraram alterações na plasticidade e energia de fratura da liga após sucessivas refundições, decorrentes principalmente da crescente presença de poros e vazios, defeitos característicos da fundição do material. A interpretação dos resultados permitiu concluir que o material não apresentou diferenças significativas em relação à resistência à tração ou ao limite elástico, em função das sucessivas refundições. A energia de fratura do material mostrou tendência à diminuição, à medida que o material foi refundido. Em relação à microdureza, as análises estatísticas mostraram não haver diferenças significativas. A microscopia eletrônica revelou a presença de falhas e defeitos, resultantes dos processos de refundições. A análise por fluorescência e difração de raios X não mostrou alterações na composição da liga ou na formação de fases cristalinas entre os grupos analisados. As micrografias ópticas mostraram um crescente número de vazios e aumento da porosidade à medida que o material foi refundido. Assim, a conclusão geral do trabalho é que as sucessivas refundições em ligas de Co-Cr comprometem as propriedades mecânicas do material, o que pode levar a falhas e conseqüentemente, ao fracasso do trabalho protético. Com base nos resultados, o mais recomendado é a utilização de no máximo duas refundições, para que as propriedades do material não sejam comprometidas.

Palavras chaves: refundição, ligas cobalto-cromo, próteses parciais removíveis, materiais odontológicos, propriedades mecânicas, microestrutura.

ABSTRACT

The cobalt-chromium alloy is extensively used in the Odontology for the confection of metallic scaffolding in partial removable denture. During the last few years, it has been reported an increasing number of premature imperfections, with a few months of prosthesis use. The manufacture of these components is made in prosthetic laboratories and normally involves recasting, using parts of casting alloy and parts of virgin alloy. Therefore, the objective of the present study was to analyze the mechanical properties of a commercial cobalt-chromium alloy of odontological use after successive recasting, searching information to guide the dental prosthesis laboratories in the correct manipulation of the cobalt-chromium alloy in the process of casting and the possible limits of recasting in the mechanical properties of this material. Seven sample groups were confectioned, each one containing five test bodies, divided in the following way: G1: casting only with virgin alloy; G2: casting with 50% of the alloy of the G1 + 50% of virgin alloy; G3: casting with 50% of the alloy of the G2 + 50% of virgin alloy; G4: casting with 50% of the alloy of the G3 + 50% of virgin alloy; G5: 50% of alloy of the G4 + 50% of virgin alloy; G6: 50% of alloy of the G5 + 50% of virgin alloy and finally the G7, only with recasting alloy. The modifications in the mechanical behavior of the alloy were evaluated. Moreover, it was carried the micro structural characterization of the material by optic and electronic scanning microscopy, and X ray diffraction and fluorescence looking into the correlatation of the mechanical alterations with structural modifications of the material caused by successive recasting process. Generally the results showed alterations in the fracture energy of the alloy after successive recasting, resulting mainly of the increasing presence of pores and large voids, characteristic of the casting material. Thus, the interpretation of the results showed that the material did not reveal significant differences with respect to the tensile strength or elastic limit, as a function of successive recasting. The elastic modulus increased from the third recasting cycle on, indicating that the material can be recast only twice. The fracture energy of the material decreased, as the number of recasting cycles increased. With respect to the microhardness, the statistical analyses showed no significant differences. Electronic scanning microscopy revealed the presence of imperfections and defects, resulting of the recasting process. X ray diffraction and fluorescence did not show alterations in the composition of the alloy or the formation of crystalline phases between the analyzed groups. The optical micrographs showed an increasing number of voids and porosity as the material was recast. Therefore, the general conclusion of this study is that the successive recasting of of Co-Cr alloys affects the mechanical properties of the material, consequently leading to the failure of the prosthetic work. Based on the results, the best recommendadition is that the use of the material should be limited to two recasting cycles. .

Keys words:, recasting, cobalt-chromium alloys, partial removable denture odontological materials, mechanical properties, microstructure.

SUMÁRIO

1	Introdução	15
2	Revisão da Literatura	24
2.1	Estudo da Prótese Parcial Removível	24
2.2	Classificação dos diferentes tipos dos desdentados parciais	25
2.3	Classificação de Kennedy	26
2.4	Elementos constituintes da prótese parcial removível	27
2.5	Procedimentos laboratoriais em prótese parcial removível	29
2.6	Seqüência de fundição	36
2.7	Estudo das ligas metálicas	37
3	Materiais e Métodos	71
3.1	Materiais empregados	71
3.2	Confecção dos corpos de prova	72
3.3	Caracterização do material	76
3.4	Ensaio mecânicos de tração	77
3.5	Ensaio de microdureza	78
3.6	Microscopia eletrônica de varredura	79
3.7	Difração de raios X	79
3.8	Fluorescência de raios X	80
3.9	Microscopia óptica	81
4	Resultados e Discussão	83
4.1	Ensaio de tração	83
4.2	Ensaio de microdureza	94
4.3	Análise em microscopia eletrônica de varredura	95
4.4	Difração de Raios X	101
4.6	Microscopia óptica	106
5	Conclusões	110
	Referências	115
	Anexos	121

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Ângulo de convergência cervical	28
Figura 2	Calibrador de retenção	28
Figura 3	Modelos refratários	30
Figura 4	Modelo desenhado	30
Figura 5	Alívio em cera	30
Figura 6	Modelo aliviado	30
Figura 7	Modelo posicionado para duplicação	31
Figura 8	Colocação da gelatina	31
Figura 9	Vazamento com material refratário	32
Figura 10	Destaque do modelo	32
Figura 11	Enceramento da armação	32
Figura 12	Modelo encerado	32
Figura 13	Base alimentadora sobre modelo	33
Figura 14	Geometria do sprue	33
Figura 15	Posição do sprue	33
Figura 16	Câmara de compensação	34
Figura 17	Forma da câmara de compensação	34
Figura 18	Vazamento do anel	35
Figura 19	Anel vazado em revestimento	35
Figura 20	Anel em aquecimento	36
Figura 21	Remoção do anel do forno	36
Figura 22	Metal no cadinho aquecido	36
Figura 23	Fundição do metal	36
Figura 24	Anéis após fundição	36
Figura 25	Remoção da armação metálica	36
Figura 26	Armação após fundição	37
Figura 27	Acabamento e polimento	37
Figura 28	Armação metálica	37
Figura 29	Armação metálica concluída	37
Figura 30	Liga metálica Vera PDN	71
Figura 31	Geometria padrão do corpo de prova para ensaios de tração	72
Figura 32	Corpo de prova mestre em resina acrílica	74
Figura 33	Molde do corpo de prova em silicone de condensação	74
Figura 34	Padrões de cera dos corpos de prova	75
Figura 35	Esquemático do molde formador do anel de fundição	76
Figura 36	Corpos de prova obtidos por fundição	76
Figura 37	Corpo posicionado para ensaio	78
Figura 38	Corpo de prova com fratura fora da área útil	83
Figura 40	Comportamento mecânico de uma liga virgem de Co-Cr	84
Figura 41	Valores médios dos módulos de elasticidade dos grupos	85
Figura 42	Comportamento mecânico do corpo de prova nº1 do grupo 2	86
Figura 43	Valores médios de tensão à fratura dos corpos ensaiados	87
Figura 44	Comportamento mecânico, corpo de prova da 2ª refundição	88
Figura 45	Limite elástico dos grupos analisados	89
Figura 46	Comportamento mecânico, corpo de prova da 3ª refundição	89
Figura 47	Comportamento mecânico, corpo de prova da 4ª refundição	90

Figura 48	Comportamento mecânico, corpo de prova da 5ª refundição	91
Figura 49	Valores médios de deslocamentos entre os grupos analisados	92
Figura 50	Comportamento mecânico, corpo de prova da 6ª refundição	93
Figura 51	Energia média de fratura entre os grupos analisados	94
Figura 52	Fotomicrografia da área de fratura de um corpo do grupo 1	96
Figura 53	Fotomicrografia da área de fratura de um corpo do grupo 2	96
Figura 54	Fotomicrografia da área de fratura de um corpo do grupo 3	97
Figura 55	Fotomicrografia da área de fratura de um corpo do grupo 4	97
Figura 56	Fotomicrografia da área de fratura de um corpo do grupo 5	98
Figura 57	Fotomicrografia da área de fratura de um corpo do grupo 6	99
Figura 58	Fotomicrografia da área de fratura de um corpo do grupo 7	100
Figura 59	Difratograma do corpo de prova do grupo 1	101
Figura 60	Difratograma do corpo de prova do grupo 2	102
Figura 61	Difratograma do corpo de prova do grupo 3	102
Figura 62	Difratograma do corpo de prova do grupo 4	103
Figura 63	Difratograma do corpo de prova do grupo 5	103
Figura 64	Difratograma do corpo de prova do grupo 6	104
Figura 65	Difratograma do corpo de prova do grupo 7	104
Figura 66	Imagem microscópica de vazios no grupo 1	106
Figura 67	Imagem microscópica de vazios no grupo 2	106
Figura 68	Imagem microscópica de vazios no grupo 3	107
Figura 69	Imagem microscópica de vazios no grupo 4	107
Figura 70	Imagem microscópica de vazios no grupo 5	107
Figura 71	Imagem microscópica de vazios no grupo 6	107
Figura 72	Imagem microscópica de vazios no grupo 7	107
Figura 73	Ensaio de tração do G1, corpo de prova 1	121
Figura 74	Ensaio de tração do G1, corpo de prova 2	121
Figura 75	Ensaio de tração do G1, corpo de prova 4	121
Figura 76	Ensaio de tração do G1, corpo de prova 5	121
Figura 77	Ensaio de tração do G2, corpo de prova 1	121
Figura 78	Ensaio de tração do G2, corpo de prova 2	121
Figura 79	Ensaio de tração do G2, corpo de prova 3	121
Figura 80	Ensaio de tração do G2, corpo de prova 4	121
Figura 81	Ensaio de tração do G2, corpo de prova 5	122
Figura 82	Ensaio de tração do G3, corpo de prova 1	122
Figura 83	Ensaio de tração do G3, corpo de prova 2	122
Figura 84	Ensaio de tração do G3, corpo de prova 3	122
Figura 85	Ensaio de tração do G3, corpo de prova 4	122
Figura 86	Ensaio de tração do G3, corpo de prova 5	122
Figura 87	Ensaio de tração do G4, corpo de prova 1	122
Figura 88	Ensaio de tração do G4, corpo de prova 2	122
Figura 89	Ensaio de tração do G4, corpo de prova 3	123
Figura 90	Ensaio de tração do G4, corpo de prova 4	123
Figura 91	Ensaio de tração do G4, corpo de prova 5	123
Figura 92	Ensaio de tração do G5, corpo de prova 1	123
Figura 93	Ensaio de tração do G5, corpo de prova 2	123
Figura 94	Ensaio de tração do G5, corpo de prova 3	123
Figura 95	Ensaio de tração do G5, corpo de prova 4	123

Figura 96	Ensaio de tração do G5, corpo de prova 5	123
Figura 97	Ensaio de tração do G6, corpo de prova 1	124
Figura 98	Ensaio de tração do G6, corpo de prova 3	124
Figura 99	Ensaio de tração do G6, corpo de prova 4	124
Figura 100	Ensaio de tração do G6, corpo de prova 5	124
Figura 101	Ensaio de tração do G7, corpo de prova 1	124
Figura 102	Ensaio de tração do G7, corpo de prova 2	124
Figura 103	Ensaio de tração do G7, corpo de prova 3	124
Figura 104	Ensaio de tração do G7, corpo de prova 4	124
Figura 105	Ensaio de tração do G7, corpo de prova 5	125

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Características e composição da liga Vera PDN	71
Tabela 2	Resultado dos testes de microdureza	95
Tabela 3	Composição química dos grupos – análise em FRX	105
Tabela 4	Valores médios de vazios e porosidades	106
Tabela 5	Medidas do G2 obtidas antes do ensaio de tração	126
Tabela 6	Medidas do G2 obtidas após o ensaio de tração	126
Tabela 7	Medidas do G3 obtidas antes do ensaio de tração	126
Tabela 8	Medidas do G3 obtidas após o ensaio de tração	126
Tabela 9	Medidas do G4 obtidas antes do ensaio de tração	126
Tabela 10	Medidas do G4 obtidas após o ensaio de tração	127
Tabela 11	Medidas do G5 obtidas antes do ensaio de tração	127
Tabela 12	Medidas do G5 obtidas após o ensaio de tração	127
Tabela 13	Medidas do G6 obtidas antes do ensaio de tração	127
Tabela 14	Medidas do G6 obtidas após o ensaio de tração	127
Tabela 15	Medidas do G7 obtidas antes do ensaio de tração	128
Tabela 16	Medidas do G7 obtidas após o ensaio de tração	128

Capítulo 1

Introdução

1. INTRODUÇÃO

O envelhecimento é um fenômeno universal, tanto em países desenvolvidos como em países em desenvolvimento. No Brasil, impressiona a rapidez com que tem ocorrido, visto que, segundo a Organização Mundial de Saúde, até o ano de 2025, a população idosa no Brasil crescerá dezesseis vezes, contra cinco vezes da população total (OMS, 2005). Isso classifica o país como a sexta população do mundo em idosos, correspondendo a mais de 32 milhões de pessoas com 60 anos ou mais de idade (OMS, 2006). Há muito tem se buscado, formas e alternativas economicamente viáveis para devolver ao paciente a função e a estética através de aparelhos protéticos resistentes às intempéries do ciclo mastigatório, mudanças térmicas e variações de pH.

A preocupação em repor perdas dentárias, através da utilização de próteses, remonta ao século VII a.C. Nessa época os etruscos construía próteses fixas, empregando lâminas de ouro para a confecção de bandas, e os dentes perdidos eram substituídos por dentes de animais. O método já mostrava certa habilidade técnica no manuseio com os materiais, entretanto os resultados estéticos e funcionais eram considerados deficientes, se comparados aos resultados possíveis de serem obtidos na atualidade (MEZZOMO, 1999).

O objetivo principal do tratamento reabilitador em pacientes com necessidades protéticas (perda dentária parcial ou total), é restaurar a função e a estética de modo satisfatório e com maior longevidade possível. Entre as opções clínicas que vem sendo utilizadas por muito tempo podemos citar: a prótese fixa, prótese parcial removível, prótese total, e mais atualmente, as próteses implanto suportadas, (RODRIGUES, D. M., 2007).

A reposição de dentes faltantes numa arcada dentária pode ser feita através de próteses fixas cimentadas ou por meio de próteses removíveis. A primeira pode ser confeccionada em duas partes, com um dispositivo de união entre elas (conexão rígida ou elástica), ou em apenas uma parte, não podendo ser removido pelo paciente, esse tipo de prótese é chamada de prótese parcial fixa. Diferentemente dessa, as próteses removíveis são idealizadas para serem removidas e recolocadas pelo próprio paciente, entre estas podemos citar a prótese total, que é utilizada em pacientes com a perda total de todos os dentes, sendo integralmente apoiada no tecido fibromucoso, e a prótese parcial removível a grampo, que pode ser apoiadas sobre dentes remanescentes ou serem apoiadas parcialmente pelos tecidos do rebordo alveolar e parcialmente pelos dentes remanescentes (HENDERSON, D., & STEFFEL, V. L., 1979).

Mesmo com o grande sucesso das reabilitações protéticas por meio de próteses fixas e implanto suportada disponíveis como opções para os nossos pacientes, as dificuldades econômicas devido o alto custo, técnica complexa, limitações biológicas, restrições psicológicas e médicas, além de um maior tempo de tratamento, fazem com que ainda hoje se utilizem as próteses parciais removível à grampo. A utilização de próteses parciais removíveis é, e ainda será o tratamento reabilitador indicado para um grande número de pacientes desdentados parciais (MARCHINI, *et al.*, 2001).

As próteses parciais removíveis são constituídas basicamente pelos seguintes elementos: retentores (apoio oclusal, grampos e corpo), sela, dentes artificiais e conectores (menores e maiores). Entre os elementos retentores, os grampos desempenham o papel de retenção e estabilização, sendo a retenção obtida pela elasticidade do grampo, que após transpor a linha de maior convexidade do dente

suporte, através de deformação elástica, se instala sobre a região retentiva do dente (DE FIORI, S. R., 1986).

Entretanto, para se construir uma prótese, se faz necessário primeiramente um planejamento protético, o que é feito através de um instrumento denominado de delineador, instrumento esse utilizado para verificar o paralelismo relativo entre duas ou mais superfícies dos dentes ou outras partes do modelo de uma arcada dentária, com o objetivo de determinar o plano de inserção da prótese, bem como orientar a profundidade específica de uma área retentiva, abaixo da linha equatorial protética do dente (HENDERSON, D., & STEFFEL, V. L., 1979). As condições de retentividade decorrem naturalmente, da forma da coroa e do seu grau de inclinação na arcada. Para a determinação dessa retenção são utilizadas pontas calibradoras que se apresentam em três tamanhos: uma pequena, de 0,25mm (0,010"); uma média de 0,50mm (0,20") e uma grande de 0,75mm (0,30"), as quais são fixadas no delineador para determinação do grau de retenção (TODESCAN, R.; SILVA, E. E. B.; SILVA, O. J., 1995).

A prótese parcial removível com retenção a grampos, com retentores diretos extracoronários é centenas de vezes a mais utilizada entre as próteses parciais, principalmente se levarmos em consideração o aspecto econômico e o tempo empregado em sua confecção. Ela continuará a ser utilizada por muito tempo, pois permite um tratamento fisiológico com acessibilidade econômica a um maior número de pacientes (HENDERSON, D., STEFFEL, V. L., 1979).

Em 1925, AKERS descreveu uma técnica para obtenção de uma estrutura metálica para prótese parcial removível, fundida em peça única, o que é seguido até hoje. Entre suas principais vantagens podemos destacar, a obtenção da prótese fundida em peça única diretamente sobre o modelo, eliminando as várias soldagens

entre os elementos constituintes, o uso de apoios oclusais nos grampos e confecção de grampos com secção transversal em forma de meio círculo.

Com o aumento significativo do ouro na década de 70, foram desenvolvidos estudos através da utilização de metais básicos que pudessem resultar na obtenção de uma liga alternativa com propriedades físicas e mecânicas, comparáveis às ligas de metais nobres, que pudesse substituir o ouro (MOFFA *et al.*, 1973). Em 1981, a American Dental Association (ADA) constatou que as ligas de Ni-Cr e Co-Cr já eram utilizadas por 70% dos laboratórios.

Os problemas sócio-econômicos estabelecidos anteriormente, forçaram os clínicos e pesquisadores a utilização de ligas não nobres, como forma de obtenção de aparelhos protéticos mais econômicos e portanto mais acessíveis à maioria dos nossos pacientes (MUENCH, A., 1969). Vários tipos de ligas metálicas foram desenvolvidos para uso na odontologia, essas ligas podem ser classificadas em sistemas de metais básicos; não contendo nenhum tipo de metal nobre em sua composição, o que reduz sensivelmente o seu custo, tornando-as mais econômicas entre as ligas disponíveis no mercado (WINKLER & MORRIS, 1984; MORRIS, 1992).

A escolha de uma liga para confecção de uma estrutura metálica, deve ser baseada em vários fatores como: biocompatibilidade, facilidade de fusão e fundição, pouca contração na solidificação, facilidade de soldagem e polimento, e boa resistência ao desgaste e a corrosão (WATAHA, 2002). As ligas metálicas utilizadas na construção de aparelhos protéticos com a finalidade de substituir parte dos elementos dentários perdidos, de acordo com PHILLIPS (1993), devem possuir alta resistência à fratura, serem dúcteis, alta resistência à corrosão e resistir satisfatoriamente ao esforço mastigatório. De acordo com as especificações da

Associação Dentária Americana (ADA), qualquer tipo de liga que contenha menos de 25% de metais nobres, como ouro, platina e paládio, é considerada uma liga predominantemente de metais básicos, sendo assim incluídas as ligas de Co-Cr. Em geral estas ligas apresentam um módulo de elasticidade duas vezes maior do que o das ligas de ouro do tipo IV. Enquanto uma liga de Co-Cr apresenta um módulo de elasticidade da ordem de 218 GPa, as ligas de ouro do tipo IV, apresentam módulo de elasticidade da ordem de 81 GPa. Essa diferença faz com que as ligas de metais básicos possam ser produzidas com a mesma resistência à deflexão, mas em seções menores do que as ligas de menor módulo (PHILLIPS, 1998).

Vários metais já foram testados na confecção de armações metálicas em Prótese Parcial Removível, desde a introdução do método de fundição pela técnica da cera perdida. Entre as ligas mais utilizadas podem-se destacar, as ligas de ouro e de cobalto-cromo. Apesar das ligas de cobalto-cromo ter sido aperfeiçoada, a busca por um material que tenha características ideais para confecção de Prótese Parcial Removível (PPR), ainda constitui uma grande preocupação para os pesquisadores (REISBICK e CAPUTO, 1973; DOUGLAS, 1992; IWAMA e PRESTON, 1997).

Apesar do sucesso clínico das ligas de Co-Cr, elas apresentam algumas propriedades desfavoráveis, tais como baixo limite a fadiga, baixa ductilidade e trabalho de encruamento, sendo responsáveis por um grande número de insucessos clínicos, principalmente pela perda de retenção dos grampos (GIAMPAOLO, *et al.*, 1991a e 1991b; Mjôr e Christensen, 1993). Sabendo-se que as próteses parciais removíveis são confeccionadas sobre uma estrutura metálica, sua vida útil pode estar comprometida em função de defeitos decorrentes do processo de fundição, entre esses podemos destacar a presença de porosidades (BEM-HUR, Z. AVIV. I., *et al.* 1991; BOWMAN, J. F., 1970).

Vários são os fatores que podem influenciar a fusibilidade de uma liga metálica, incluindo a sua composição (CHERN LIN, *et al.*, 1995; BEZZON *et al.*, 1998; BEZZON *et al.*, 2001; SOUZA JR. *et al.*, 2001)

Entre as reclamações mais constantes por parte dos pacientes que usam próteses parciais removíveis a grampo, pode-se assinalar a perda da elasticidade do grampo, ou sua fratura. Em 1965, BATES apresentou um estudo que atribui a falha por fadiga às alterações estruturais como porosidades ou trincas e ANDERSON (1972), reforça, que a fratura de componentes de uma prótese removível pode ser atribuída à presença de inclusões, como precipitações eutetóides, grãos cristalinos muito grandes ou falha por fadiga.

Para se obter um correto planejamento de uma PPR, devem-se possuir conhecimentos em relação às propriedades mecânicas das ligas de Co-Cr, para que elas possam desempenhar suas funções adequadamente. Os grampos metálicos em Co-Cr estão sujeitos a sofrerem mais deformações permanentes do que os confeccionados em liga de ouro, devido às características da liga metálica, por isso os retentores deveriam repousar em áreas de menor retenção (EARNSHAW, 1956; ARRAES, M. J., 2005).

Para Strickland e Sturdevant (1959) entre os fatores que podem determinar falhas ou defeitos em estruturas metálicas fundidas temos, a composição da liga, sua manipulação e o método de confecção do canal de alimentação. Outros autores citam ainda a composição do revestimento; a temperatura da liga e do molde, a técnica de fundição da liga, quer seja pela utilização de maçarico, dispositivos elétricos ou por indução ((TODESCAN, 1960); PHILLIPS, 1993).

Para MORRIS *et al.*, (1983), os grampos de uma prótese parcial removível para exercerem sua função de maneira adequada não deveriam sofrer deformações

plásticas ou fraturas com o uso, porém nos deparamos com esse problema, devido a repetidas flexões durante a inserção e remoção destas. DIXON, TIEGE e BREENDING, (1992), salientam que considerando que o paciente realiza uma média de quatro remoções e reinserções diárias, ao final de um ano teremos um total de 2.920 deflexões dos grampos, sem levar em consideração as tensões exercidas sobre estes durante a mastigação, podendo levar a diminuição da retentividade da prótese.

Os ensaios de tração podem ser utilizados com a finalidade de avaliar diversas propriedades mecânicas dos materiais, entre elas pode-se citar o limite elástico, resistência a fratura, tenacidade, energia necessária para romper o corpo de prova, etc. Para isso, uma amostra é deformada geralmente até a sua fratura, mediante uma carga de tração crescente e gradativa, aplicada no eixo mais comprido do corpo de prova (CALLISTER, 2002).

Laboratórios vêm reutilizando as sobras das fundições para confecção de novas armações metálicas, no intuito de tornar o custo operacional menor. Entretanto, essa prática pode trazer prejuízos estruturais à peça devido à perda das propriedades mecânicas, resultando em falhas que podem ser detectadas após a confecção, ou ainda, fratura de grampos e da própria armação devido à presença de porosidades no interior do material que pode ocasionar a ruptura da peça. Não podemos reduzir o custo de produção em detrimento da baixa qualidade do aparelho protético que está sendo confeccionado (RIBEIRO, 1993).

Na cidade de Natal, um grande número de laboratórios de próteses, utilizam também parte do material refundido com acréscimo de liga virgem na confecção de próteses parciais removíveis à grampo. Nos procedimentos de fundição, utilizam inclusão em revestimento a base de quartzo, maçarico com mistura GLP (gás

liquefeito de petróleo) + oxigênio, com aquecimento prévio do anel de fundição e cadinho, segundo ciclo de temperatura recomendado pelo fabricante da liga metálica (Informações do Laboratório Siso – Natal/RN, 2008).

Portanto, com base no exposto tem-se como objetivo geral desse estudo analisar o comportamento mecânico e microestrutural de uma liga comercial de Co-Cr de uso odontológico, após sucessivos processos de fundição e refundição. Os objetivos específicos visam determinar as principais modificações ocorridas nas propriedades mecânicas da liga Co-Cr; avaliar as alterações microestruturais decorrentes dos processos de refundição; analisar as superfícies de fratura dos corpos de prova ensaiados mecanicamente e orientar os laboratórios de próteses dentária na correta manipulação das ligas de Co-Cr, nos processos de fundição e limites de refundição a que são submetidos, de maneira a preservar as propriedades mecânicas desse material.

CAPÍTULO 2

REVISÃO DA LITERATURA

2. REVISÃO DA LITERATURA

A confecção de restaurações e peças metálicas fundidas é uma prática na odontologia que se deve a PHILBROOK (1897), onde a técnica para fundição de ligas metálicas teve em TAGGART (1907) um incentivador, que buscou por meio da pesquisa, formar a base de toda estrutura atual do processo de fundição de ligas de uso odontológico.

ESTUDO DA PRÓTESE PARCIAL REMOVÍVEL

Classificação das próteses parciais removíveis

Segundo DE FIORI, S. R., (1986), a prótese dental como objetivo de ensino pode ser dividida, segundo disciplinas autônomas e independentes, em prótese total, prótese parcial fixa e prótese parcial removível, sendo vinculadas principalmente à diversidade de teorias, materiais e métodos propostos para integrar funcionalmente ao sistema mastigatório, pois são todas destinadas a recuperar pacientes mutilados pela perda de dentes. As próteses parciais removíveis se diferenciam das outras por utilizar como meio de transmissão de força mastigatória somente os dentes, ou os dentes e a fibromucosa que reveste o rebordo residual, e pelas fibras do ligamento periodontal que unem os dentes ao osso alveolar. Segundo o autor, as próteses parciais removíveis podem ser classificadas segundo os meios de transmissão de forças, em: prótese dento-suportada, prótese dento-muco-suportada e muco-dento-suportada.

PPR Dento-suportada: a força mastigatória que incide sobre os dentes artificiais, é transmitida ao osso alveolar somente através de dentes remanescentes.

Fundamentalmente, essa transmissão é realizada através de estímulos de tração, considerados biologicamente saudáveis para a manutenção da sua integridade fisiológica. Os dentes remanescentes selecionados como elementos de suporte, retenção e estabilização são denominados **dentes suportes** e o espaço que caracteriza a região desdentada constitui o **rebordo residual**, que basicamente é formado pelo remanescente do processo alveolar e pela fibromucosa que o reveste.

PPR Dento-Muco-Suportada: quando a força mastigatória que incide sobre os dentes artificiais é transmitida ao osso alveolar tanto pelos dentes pilares, quanto pela fibromucosa que reveste o rebordo residual. A transmissão da força mastigatória se realiza através de dois elementos com características diferentes: as fibras do ligamento periodontal dos dentes pilares e o tecido fibromucoso, na região desdentada, responsável pela imposição de forças compressivas sobre o osso alveolar residual.

PPR Muco-Dento-Suportada: quando a maior parte da força mastigatória é transmitida ao osso alveolar pela fibromucosa que reveste o rebordo residual. Estas próteses também são denominadas de próteses de transição, por serem indicadas e utilizadas pelo paciente por um período de tempo incerto, que depende da permanência saudável dos poucos dentes remanescentes presentes na boca.

Classificação dos Diferentes Tipos de Desdentados Parciais:

A classificação proposta por KENNEDY (1927), distribui os casos de desdentados parciais em quatro grupos fundamentais e toma por base o relacionamento do espaço protético com os dentes remanescentes. É uma classificação didática, anatômica, e de certo modo, preocupada com a problemática da resolução biomecânica e funcional dos casos a serem tratados. Para Fiset

(1973), a classificação de Kennedy além de ser mais objetiva é a que oferece melhores condições para se propor a mentalização de conjecturas de planejamento para os diferentes tipos de pacientes parcialmente desdentados.

Classificação de Kennedy:

Classe I – Compreende os casos de desdentados posteriores bilaterais. Caracteriza-se pela ausência de dentes pilares posteriores em ambos os lados da arcada.

Modificação 1 – além de desdentado posterior bilateral, apresenta uma falha intercalada no segmento anterior.

Modificação 2 – além de desdentado posterior bilateral, apresenta duas falhas intercaladas no segmento anterior.

Classe II – Compreende os casos de desdentados posteriores unilaterais. Caracteriza pela ausência de dente pilar posterior em um dos lados da arcada.

Modificação 1 – além da ausência de dentes unilateral posterior, apresenta uma falha intercalada aos outros segmentos.

Modificação 2 – além de desdentado posterior unilateral, apresenta duas falhas intercaladas nos outros segmentos.

Classe III – Compreende os casos de desdentados unilaterais posteriores que apresentam dente ou dentes pilares posteriores.

Modificação 1 – além de desdentado unilateral com dente pilar posterior, apresenta uma falha intercalada nos outros segmentos.

Modificação 2 – além de desdentado unilateral com pilar posterior, apresenta duas falhas intercaladas nos outros segmentos.

Classe IV – Compreende os casos de desdentados na região anterior, que ultrapassam a linha média. Esta classe não apresenta modificações.

Elementos Constituintes da Prótese Parcial Removível: Retentores, sela, dentes artificiais e conectores.

Retentores: são os elementos mecânicos responsáveis pelas condições de suporte, retenção e estabilidade da prótese em relação aos dentes pilares. Eles desempenham o papel de retenção e de suporte impedindo que ela se desloque no sentido gengivo-oclusal, respectivamente, e estabilizam impedindo que se movimente lateralmente ou em qualquer outro sentido e direção, durante as atividades funcionais.

Os retentores são constituídos por: apoio oclusal, grampos de retenção e oposição e corpo.

Apoio oclusal: é o elemento do retentor que propõe condições de suporte para a prótese parcial removível, geralmente relaciona-se com a região das cristas marginais da superfície oclusal dos dentes pilares. O apoio oclusal suporta e estabiliza a prótese no sentido ocluso-gengival transferindo a força mastigatória, que incide sobre os dentes artificiais, aos dentes pilares.

Grampos: são os elementos mecânicos do retentor responsáveis pela estabilização e retenção da prótese parcial removível. Retém a prótese na sua posição de assentamento, impedindo que ela se desloque no sentido gengivo-oclusal, quando da utilização funcional pelo paciente. Secundariamente, estabilizam a prótese impedindo que execute movimentos de bascula em qualquer direção e sentido que não o gengivo-oclusal.

Grampos de retenção: são os grampos diretamente responsáveis pela retenção e indiretamente pela estabilização das próteses parciais removíveis. Os grampos circunferenciais de retenção apresentam uma parte inicial rígida e uma final elástica. A parte rígida, ou corpo do grampo se relaciona com regiões expulsivas do

dente pilar, e a parte elástica do grampo, ou braço do grampo, situa-se gengivalmente em relação à linha de maior perímetro desse dente (equador protético), impedindo que a prótese parcial removível se desloque no sentido gengivo-oclusal, retenção essa determinada pelo ângulo de convergência cervical conforme fig 1 e 2 .

Calibragem da retenção

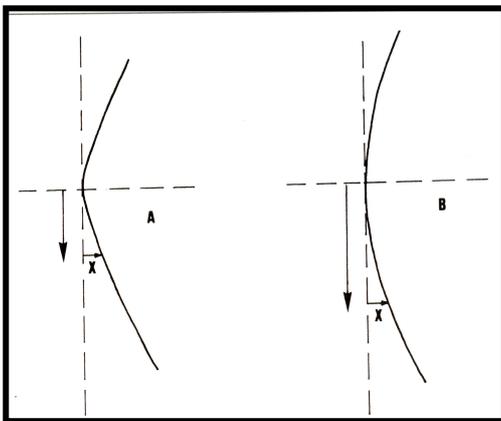


Fig 1 - Ângulo de Convergência cervical

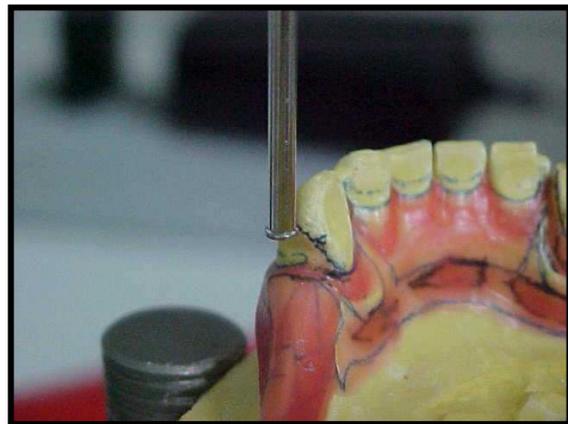


Fig 2 - Calibrador de retenção

Grampos de oposição: são grampos rígidos, largos ocluso-gengivalmente e que se contatam em toda a sua extensão com áreas planas preparadas nas superfícies axiais dos dentes pilares, ou quando não for possível o preparo dessas modificações de contorno axial, com a sua região equatorial. São responsáveis pela estabilização do dente pilar e da prótese. Sua rigidez neutraliza as forças imposta pelos grampos de retenção durante a inserção e retirada da prótese da boca, evitando que sejam impostas forças laterais sobre os dentes pilares.

Sela: é o elemento da prótese parcial removível proposto para preencher os espaços protéticos, unindo os dentes artificiais entre si e com a grade retentiva da

armação metálica, podendo, ou não apresentar a função de transmitir a força mastigatória ao rebordo residual.

Dentes artificiais: são os elementos da prótese parcial removível desenvolvidos para substituir, estética e funcionalmente os dentes naturais perdidos.

Conectores: são barras metálicas rígidas que unem bilateralmente os retentores e a sela entre si. Estão divididos em dois grupos: conectores maiores e conectores menores.

Conectores maiores: também são conhecidos por barra tangencial, é constituído por uma barra metálica rígida que une, através dos conectores menores, os retentores e a sela bilateralmente.

Conectores menores: são pequenas barras metálicas rígidas, que unem o retentor à sela e/ou ao conector maior. Os conectores menores e maior têm por função principal, unir os retentores entre si, de maneira bilateral e rígida, determinando que as condições de suporte e de estabilização da prótese sejam plenamente desenvolvidas.

PROCEDIMENTOS LABORATORIAIS EM PRÓTESE PARCIAL REMOVÍVEL

Desenho da armação:

De acordo com Kaiser (2002), os procedimentos laboratoriais para a confecção de uma prótese parcial removível têm início com a obtenção do modelo refratário e desenho da armação (fig. 3 e 4), que é uma representação gráfica da estrutura metálica mentalmente planejada, tendo a função de orientar o técnico no enceramento da peça sobre o modelo refratário.

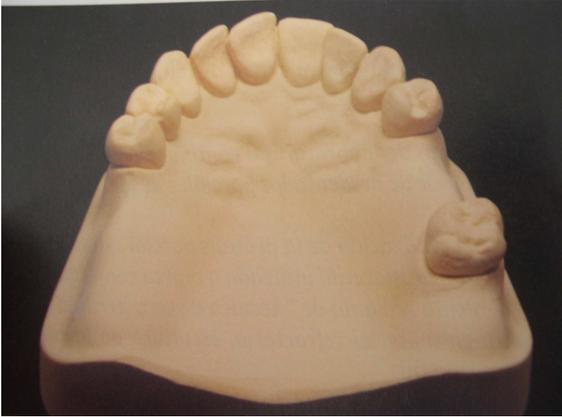


Fig. 3 - Modelo refratário

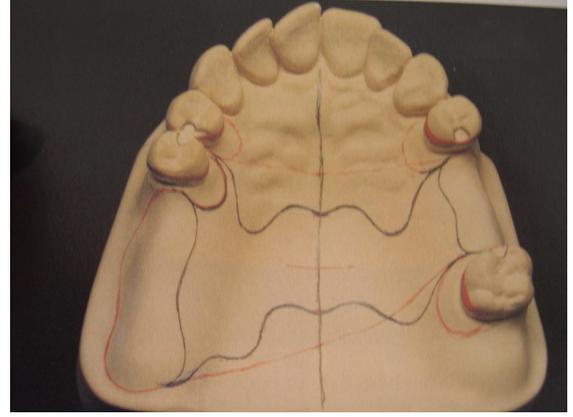


Fig. 4 - Modelo desenhado

Alívios:

Aliviar um modelo antes de sua duplicação consiste em eliminar as áreas retentivas com o auxílio de uma fina camada de cera, reduzindo as interferências existentes no modelo (fig. 5 e 6). As áreas recobertas com a cera na superfície do modelo estarão livres de contato metálico.



Fig. 5 - Alívio em cera

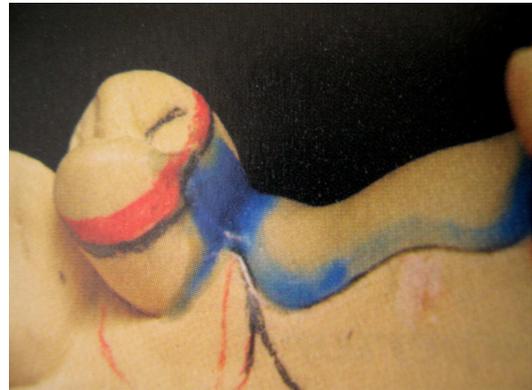


Fig. 6 - Modelo aliviado

Duplicação do Modelo Mestre:

É um procedimento que visa reproduzir os modelos mestres em modelos refratários (revestimento), sobre os quais a PPR será esculpida. Para isso se faz necessário fazer uma moldagem com hidrocolóide reversível, no interior de uma

mufla (fig. 7 e 8). A mufla é constituída de duas partes, a base que preferencialmente deve ser de borracha flexível, e a mufla propriamente dita, confeccionada em alumínio.



Fig. 7 - Modelo posicionado para duplicação

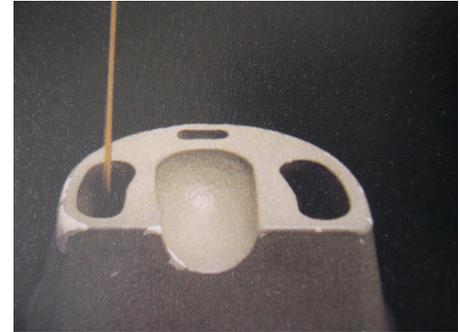


Fig. 8 - Colocação da gelatina

A gelatina (hidrocolóide reversível):

O ponto de fusão da gelatina encontra-se num intervalo entre 90°C e 95°C, aproximadamente, e a temperatura de trabalho está entre 42°C e 52°C, dependendo da marca do material.

Modelo de Revestimento:

É indispensável a utilização de revestimento à base de quartzo na obtenção de armações metálicas de PPR, para o autor uma pequena diferença no custo do material, representa grande diferença no resultado final. O procedimento de duplicação varia de um fabricante para outro. Entretanto, para se obter bons resultados é importante seguir as instruções do fabricante, utilizando para a duplicação do modelo um hidrocolóide de boa qualidade (fig. 9 e 10).



Fig. 9 - Vazamento com material refratário



Fig. 10 – Destaque do modelo

Enceramento:

A peça deve ser esculpida num espaço de 6 horas após o banho endurecedor, para não absorver umidade do ar ambiente, que resultaria no amolecimento do modelo. A ceroplastia é realizada ainda com o modelo morno e com o maior cuidado, isto resulta em economia de tempo e facilita o futuro polimento da armação metálica (fig. 11 e 12).

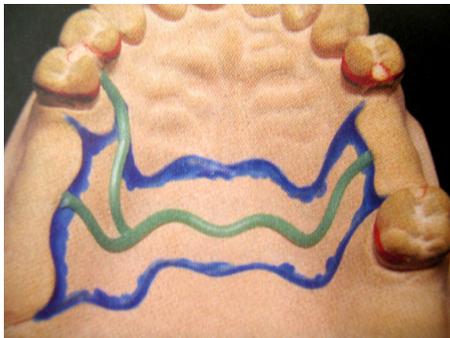


Fig. 11 - Enceramento da armação



Fig. 12 - Modelo encerado

Inclusão:

Existem duas maneiras de fundir uma PPR: através do modelo ou sobre o modelo. A fundição através do modelo é uma técnica que economiza tempo, contudo aumenta os riscos de porosidades na entrada do cone de injeção. A fundição sobre o modelo é a mais segura (fig. 13).



Fig. 13 – Base alimentadora sobre modelo.

Colocação dos sprues:

Os canais de alimentação ou sprues (fig.14), ajudam a entrada do metal fundido na área a ser reproduzida. O caminho criado pelos alimentadores deve ser harmonioso e direto, para facilitar a entrada do metal, sem ângulos nem estreitamentos. Para a fundição do Co-Cr, são utilizados sprues de 3,5 mm de diâmetro e seu comprimento não deve ultrapassar 2,5cm. A união entre o sprue e a peça deve ser larga e com angulação de 45° (fig. 14), sem estrangulação, e as partes mais grossas da peça a ser fundida são alimentadas primeiras, evitando assim a formação de porosidades no momento da cristalização do metal. A colocação exagerada de canais de alimentação pode criar tensões no metal e deformar a estrutura.

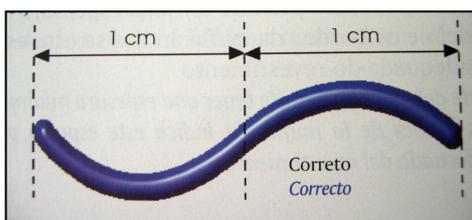


Fig. 14 - Geometria do sprue

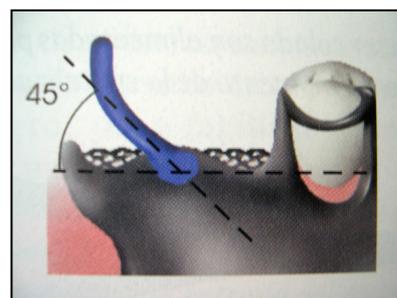


Fig. 15 - Posição do sprue

Câmara de Compensação:

A câmara de compensação tem por finalidade evitar porosidades onde houver volume de metal significativo, e seu tamanho deve ter o dobro do tamanho do sprue, devendo ficar localizada a uma distância da peça, igual ao seu diâmetro (fig. 16 e 17). Em teoria, a câmara de compensação deve ser maior que a área do volume significativo.

O cone de injeção deve ficar localizado 0,5cm do ponto mais alto do componente da PPR, encerado. A altura mínima da base é de 1cm (espessura do anel), essa espessura é indispensável para evitar que o metal atravesse o modelo durante a fundição.



Fig.16 - Câmara de compensação

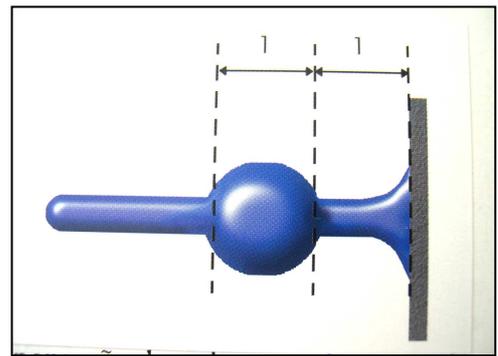


Fig.17 - Forma da câmara de compensação

Confecção do Anel de Fundição:

Recomenda-se vaziar o anel com o mesmo tipo de revestimento utilizado na duplicação do modelo mestre (fig. 18 e 19). Para a confecção do anel, utiliza-se líquido puro na mistura, no intuito de obter uma expansão máxima do revestimento. A adição de água destilada na mistura reduz a expansão e resulta num anel mais frágil, podendo ocorrer rachaduras ou até mesmo a fratura do anel, durante ou após a fundição. A espatulação do material deve ser feita a vácuo, durante 60 segundos, e o vazamento com um aparelho vibrador de baixa potência para não quebrar os

sprues de cera, de forma lenta a uma distância de 30cm, criando um fio regular de aproximadamente 3mm de diâmetro, para eliminar a presença de micro-bolhas.

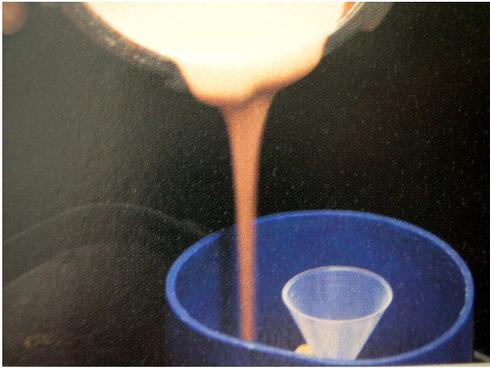


Fig.18 - Vazamento do anel

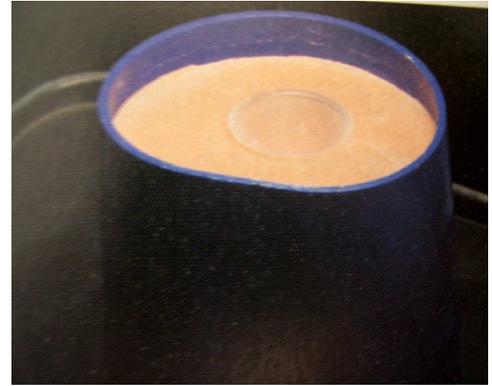


Fig.19 - Anel vazado em revestimento

Fundição:

Para a injeção do metal fundido dentro do anel, é necessário que o mesmo seja pré-aquecido no forno em uma temperatura aproximada de 1000⁰C a 1050⁰C, em forno elétrico programável (fig. 20 a 29).

Pré-aquecimento lento:

- Colocação do anéis no forno à temperatura ambiente ou de no máximo 100⁰C.
- Elevação até 250⁰C (7⁰C/min)
- Estabilização a 250⁰C (30min)
- Elevação de 250⁰C para 600⁰C (7⁰C/min)
- Estabilização a 600⁰C (30min)
- Elevação de 600⁰C para 1050⁰C (7⁰C/min)
- Estabilização a 1050⁰C (60min)

Tempo total de pré-aquecimento : 4h e 30min.

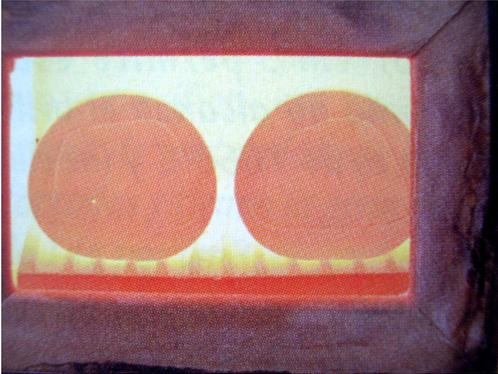
Seqüência de Fundição:

Fig.20 - Anel em aquecimento

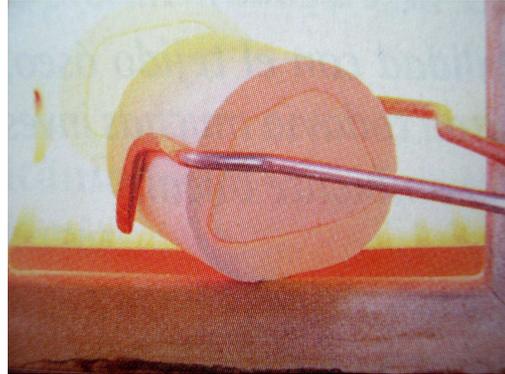


Fig. 21 - Remoção do anel do forno

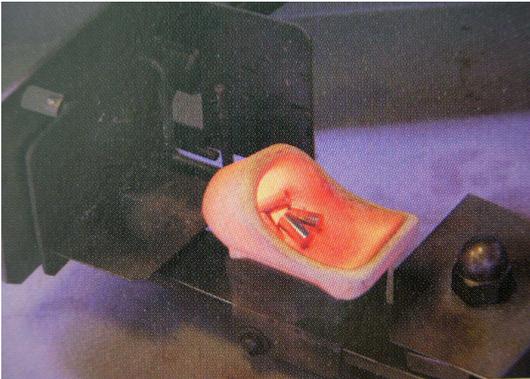


Fig. 22 - Metal no cadinho aquecido

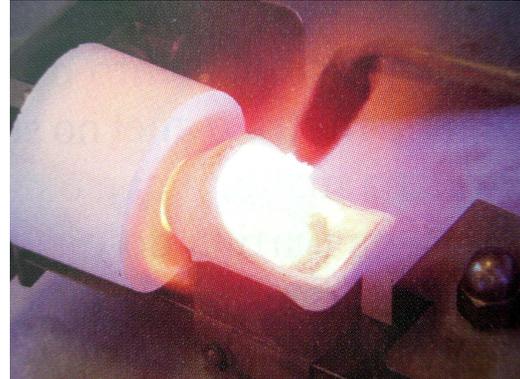


Fig.23 – Fundição do metal

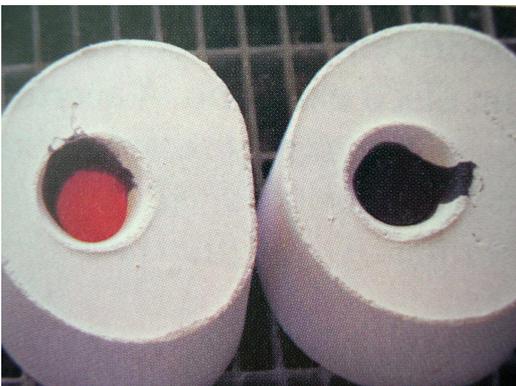


Fig.24 - Anéis após fundição

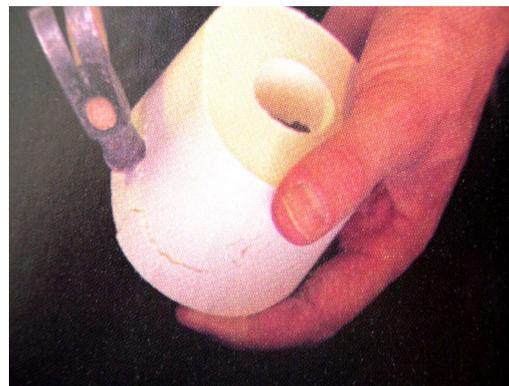


Fig.25 - Remoção da armação metálica



Fig.26 - Armação após fundição

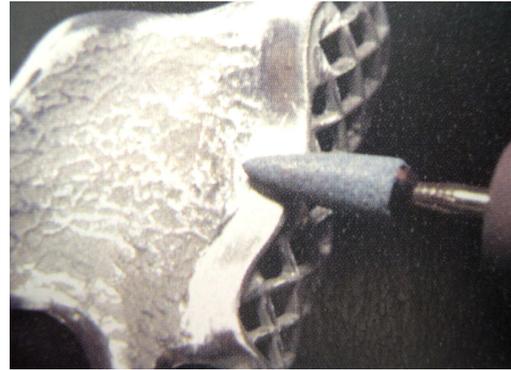


Fig.27 - Acabamento e polimento



Fig.28 - Armação metálica

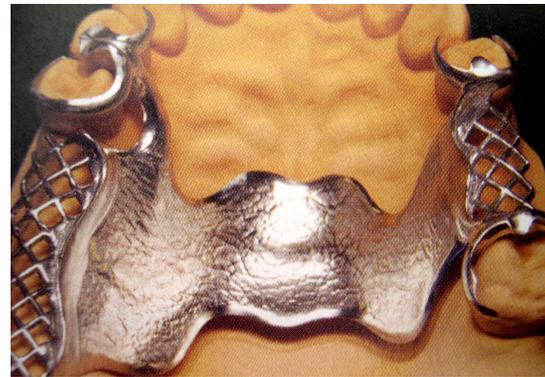


Fig.29 - Armação metálica concluída

Estudo das Ligas Metálicas

EARNSHAW (1956), estudando as ligas de cobalto-cromo, afirmou ser difícil prevenir o superaquecimento antes do término do processo, com a utilização de chamas no processo de fundição. Relatou também a necessidade da utilização de experiência técnica para que fossem utilizadas no controle da chama, a fim de se conseguir fundições satisfatórias. Para que se obtenham propriedades mecânicas ótimas em temperatura ambiente como na boca, conseguir uma estrutura granular fina. O superaquecimento da liga durante o processo de fundição, resulta em uma estrutura granular grossa com propriedades mecânicas insatisfatórias. O autor cita que pode ser utilizado o arco de carbono para fundição para ligas que tenham na

sua composição no máximo 0,1% de carbono, forno com resistência de carvão de silício, arco de argônio e forno por indução de alta frequência. Entretanto, devido ao alto custo, o método da chama ainda é o mais empregado nesses procedimentos.

Em 1960, TAYLOR & RANSON verificaram que a reutilização de sobras de fundição era um acontecimento rotineiro na prática de fundições com ligas de ouro, entretanto, os fabricantes de ligas metálicas alternativas de Co-Cr não teciam recomendações a esse respeito. Para alguns fabricantes poderia ser reutilizada parte de sobras de fundição, enquanto outros recomendavam apenas a utilização de ligas novas. Preocupados com isso selecionaram uma liga, que segundo o fabricante deveria ser utilizada apenas uma vez devido à sensibilidade aos efeitos da refundição, e a submeteram a um estudo comparativo quanto as suas propriedades elásticas, com amostras fundidas em metal novo e com metal reutilizado, num total de 8 vezes. Ao final do experimento os autores observaram que o aumento do número de refundições ocasionava uma diminuição na resistência à tração, no limite de escoamento e no alongamento, embora sofrendo diminuição dessas propriedades, eles ainda observaram que os resultados obtidos para as ligas fundidas não eram inferiores aos parâmetros preconizados pela ADA.

TODESCAN (1960), em seu trabalho de pesquisa sobre “Contribuição ao estudo da porosidade nos aparelhos parciais removíveis”, chegou entre outras, as seguintes conclusões: 1) os aparelhos providos de amplos condutos de alimentação apresentaram sempre pouca porosidade; 2) praticamente não ocorreu porosidade no lado esquerdo dos aparelhos nos quais foram colocados condutos suplementares para os grampos.

Em 1962, um novo estudo foi realizado para verificar a reutilização de ligas de Co-Cr, através de refundições sucessivas utilizando dois métodos de fundição, um

pela chama de oxigênio-acetileno e outro, elétrico. Entretanto, as amostras fundidas por ambos os métodos não apresentaram diferenças quanto as suas propriedades físicas. O excesso de refundições altera a composição da liga e como consequência, modificações em suas propriedades físicas e estruturais e depois de certo número de refundições leva a diminuição da fluidez e dificuldade na fundição da liga. Finalmente sugere que a liga para ser reutilizada deve ser misturada a uma liga nova em partes iguais, e quando da possibilidade de contaminação pelo revestimento, ou pela chama carburante a mesma não deve ser utilizada (HARCOURT, 1962).

HARCOURT & COTTERILL (1965) avaliaram a fundição por indução e com o uso de chama, ao final do experimento puderam concluir que a não ser que se use uma temperatura inerte em ambiente controlado, como o argônio, os resultados provenientes da técnica de fundição por indução não seria, diferentes dos obtidos pela chama, e que a fundição por indução poderia trazer alterações na composição da liga metálica.

Para VIEIRA (1967), o desenvolvimento das ligas metálicas tem que passar pela melhoria das propriedades dos metais puros, visto que esses não satisfazem as necessidades odontológicas. O autor cita ainda que as ligas de metais básicos devem apresentar zona de fusão limitada a fim de evitar segregação da liga. Comentou ainda que a contração de fundição ocorria em três etapas distintas: a contração quando a liga líquida iniciava a solidificação, a contração que ocorria entre o líquido e o sólido, e finalmente a contração que ocorria no sólido até a temperatura ambiente. Relata ainda que essas alterações podem ser compensadas pela técnica de fundição da cera perdida.

A preocupação com as propriedades das ligas metálicas não nobres utilizadas em odontologia, juntamente com as variáveis que as influenciam é uma prática desenvolvida desde que essas ligas surgiram em substituição as ligas de ouro. Em 1968, ASGAR & ALLAN desenvolveram um estudo para verificar a relação existente entre a microestrutura e as propriedades físicas usadas para fundição em prótese parcial removível. O processo de fundição foi constante e a microestrutura foi analisada antes e após a fusão, tendo em vista as condições metalúrgicas básicas foram: tamanho dos grãos, presença e distribuição dos carbonetos e outras fases e a ação de várias técnicas de ataques ácidos. Ao final concluíram que os grãos encontrados eram grandes e que podiam correlacionar as variações das microestruturas com as variações observadas nas propriedades das ligas.

Em 1969 ASGAR et al., realizaram estudos para avaliar os efeitos das condições de fundição sobre as propriedades físicas de algumas ligas de cobalto/cromo, utilizadas na confecção de próteses parciais removíveis, as quais foram submetidas as variações dos seguintes fatores: três tipos de formação de condutos de alimentação, duas cera diferentes para o enceramento, duas temperaturas de fusão e duas direções da liga no molde. Puderam concluir que a posição horizontal do formador do conduto em relação ao padrão de cera , trazia melhores resultados. Observaram ainda, que o tipo de cera e a temperatura poderiam também influir.

BARTON & EICK (1973), com o propósito de verificar a relação entre a dureza Brinell e Vickers em ligas de ouro, realizaram um estudo procurando encontrar um método de conversão de um para o outro. Entre as dificuldades encontradas no experimento, foi a medição de penetração resultante do ensaio da dureza Brinell, devido a indefinição das margens da penetração. As impressões

foram efetuadas em número de cinco com esferas de aço Brinell e cinco com diamante Vickers, em um mesmo corpo de prova e com proximidade uma da outra. Após a análise estatística dos resultados, estabeleceram que se for acrescentado 19 ao número de dureza Brinell, estarão próximos da dureza Vickers.

Com o intuito de analisar as alterações que ocorriam nas propriedades mecânicas em uma liga de Ni-Cr, através de testes funcionais, LEWIS et al., (1975a) utilizaram na primeira série o aquecimento por indução, na segunda série cadinho de resistência e na terceira série, maçarico oxigênio/acetileno. Em cada série, o metal foi fundido várias vezes de maneira seqüenciada e os corpos de prova submetidos a testes mecânicos a fim de determinar a força de tensão, a percentagem de dilatação e dureza. Os resultados finais mostraram que as propriedades mecânicas apresentaram variações não só com o número de vezes que foi fundida, mas também em relação ao método de aquecimento utilizado na fundição.

Em outro trabalho, LEWIS et al., (1975b), realizaram uma pesquisa para verificar as mudanças microestruturais e a identificação de fases em ligas fundidas à base de níquel. O método de fundição utilizado foi por indução para todas as séries das amostras, sendo a primeira de metal novo, a segunda de metal refundido e a terceira de metal novo superaquecido. Esse trabalho teve o propósito de um exame mais detalhado para identificação visual da relação entre os elementos componentes de liga, e a resistência mecânica através da determinação das fases e suas mudanças ocorridas em detrimento das fundições repetidas. Foi verificado que as estruturas dos carbeto interdendríticos se tornaram menores e a quantidade de carbono da liga diminuía com o processo de refundição. Verificou-se ainda que em algumas regiões da liga havia o desaparecimento quase que total dos carbeto

eutéticos, e que essa diminuição estaria relacionada com a perda da resistência mecânica após fundições.

Ainda com a finalidade de analisar as variações que ocorrem com a composição da liga à base de Níquel após fundição, relacionado com suas propriedades mecânicas e estrutura metalográfica, LEWIS, et al., (1975c), realizaram testes de tração em corpos de prova obtidos através de três técnicas de fundição: a) aquecimento por indução; b) com cadinho de resistência elétrica e c) com maçarico de oxigênio/acetileno. Em cada técnica o metal foi sucessivamente fundido por cinco vezes e em seguida as amostras foram submetidas à análise quantitativa de dez elementos, no intuito de investigar as mudanças ocorridas, provenientes aos três métodos de fusão. Os dados obtidos levaram os autores a concluir que: a) a refundição sucessiva da liga resultou em maior ou menor grau na perda de vários elementos, alterando direta ou indiretamente as propriedades mecânicas e influenciando na capacidade de fundição da liga; b) a perda que mereceu maior atenção foi a do carbono que juntamente com a queda do alumínio levou a diminuição aos valores de resistência; c) a redução da resistência poderia também estar associada à diminuição do molibdênio e berílio; d) as perdas de manganês, ferro e silício eram pouco importantes, e) o grau de perda dos elementos da liga estaria relacionado a dificuldade experimentada na refundição da liga, que levaram a um aquecimento prolongado ou superaquecimento .

STRANDMAN & GLANTZ, (1976), realizaram estudos com o objetivo de analisar as características das chamas oxigênio/acetileno, utilizadas em fundições odontológicas com ligas de CoCr.. Os autores confeccionaram seis corpos de prova para cada tipo de chama, variando o tempo de fundição com 20, 40, 60, 80, 100 e 120 segundos. Procuraram também estudar a distância entre a chama e a liga no

cadinho (40, 55 e 70mm) juntamente com a quantidade de liga (10 à 50 gramas), em cadinhos aquecidos à 1000⁰C e não pré-aquecidos. Os autores concluíram que o índice de transferência de calor e o tempo de fundição foram governados pela temperatura e tendência de oxidação da chama utilizada e da temperatura do cadinho; com a chama não oxidante, o aumento da temperatura variou diretamente com o efeito de aquecimento/temperatura da chama e o óxido criado retardou o aumento da temperatura da liga; quando os cadinhos foram pré-aquecidos o tempo de fundição foi menor; a variação na quantidade de liga não influenciou entre o tempo de fundição pelas várias chamas; o aumento da distância da chama ao cadinho resultou em tempo de fundição maior.

Em 1977, ASGAR verificando o aquecimento gradual do molde, recomendou que os moldes fossem aquecidos lentamente para evitar que: as bolhas de cera e vapor de água produzissem asperezas que resultariam em poros nas fundições obtidas; fraturas nas paredes do molde causadas pela diferenças entre a temperatura externa e do interior do molde, que resultariam em defeitos superficiais, onde a queima incompleta da cera permitia que o carbono liberado obstruísse os poros do revestimento, dificultando dessa maneira a ventilação do molde e aprisionamento dos gases, o que resultaria em peças incompletas. Recomendou ainda que diante do desenvolvimento das ligas alternativas, essas deveriam ser mais estudadas devido a problemas detectados como: má fusibilidade, má adaptação, superfície áspera, dificuldade de soldagem e dificuldades no acabamento e polimento.

VINCENT, et al., (1977) estudaram a fluidez de ligas preciosas e não preciosas para próteses metalocerâmicas. Os padrões para fundição foram fabricados em barras de nylon e suas medidas obtidas com o auxílio de um

micrômetro, os padrões foram posicionados perpendicularmente a um bastão de cera e incluídos em revestimento. A verificação constou da medição de cada fundição de comprimentos e diâmetros diferentes. Ao final puderam concluir que a fluidez da liga variava em relação à densidade, problema que poderia ser resolvido com o aumento da força de fundição. A utilização de superaquecimento para melhorar a fluidez era contra-indicada devida alguns elementos de liga se volatilizar, o que resultaria em porosidades e alterações nas propriedades da liga. Observaram ainda, que a velocidade de preenchimento do molde estava relacionada com a fluidez e que as ligas não preciosas não possuíam tanta fluidez quanto às preciosas.

A dureza de uma liga metálica é sem dúvida de grande importância uma vez que ela está relacionada com outras grandezas. PANZERI, et al., (1980) verificando o grande interesse da classe odontológica por ligas metálicas de baixo custo, alertaram que é necessário que essas ligas apresentem propriedades físicas, mecânicas, químicas e biológicas de maneira a justificar a sua escolha. Os autores estudaram algumas propriedades de uma liga comercial à base de prata-estanho. Realizaram ensaios de dureza com diamante Vickers, com carga de 100 gramas aplicadas durante 30 segundos. Ao final verificaram que os anéis fundidos à 650^oC a dureza encontrada foi de 61,14 VHN, enquanto os anéis fundidos a baixas temperaturas a dureza média encontrada foi de 70,54 VHN, semelhantes as ligas de ouro tipo I (83% de ouro).

CRAIG em 1980 ressaltou que durante a fundição é importante o controle da técnica com o uso da chama por maçarico, visto que o aquecimento intenso e prolongado durante a fundição, pode levar a evaporação de alguns componentes da liga. Esse detalhe é muito importante quando a quantidade de calor da chama não pode ser controlada. O autor ressaltava ainda que o excesso de calor promovido

pela chama do maçarico promove a volatilização de alguns componentes da liga, e com pontos de fusão mais baixos, levaria a alteração da viscosidade e dificuldade de injeção da liga no molde.

HESBY et al., (1980) estudaram a resistência à tensão, dureza e a percentagem de alongamento de ligas não preciosas Ticon, utilizadas na confecção de pontes fixas. Para o estudo dessas propriedades os autores analisaram a liga nova e com duas, três e quatro refusões. Ao final puderam concluir que, a resistência a tração e percentagem de alongamento não apresentaram nenhuma diferença significativa entre a liga nova, com duas, três ou quatro refusões, sem necessidade de acréscimo de liga nova.

WIGHT et al., (1980), estudaram três variáveis que afetavam as fundições com ligas de metais básicos. Para esse experimento confeccionaram 54 padrões de cera com formato cilíndrico com as seguintes dimensões: 10 mm de comprimento e 6 mm de diâmetro, os quais foram separados em três grupos distintos de 18 padrões, onde iriam verificar os efeitos dos condutos acessórios de ventilação, a largura do conduto principal e a espessura do revestimento. Os condutos principais possuíam forma retangular, com 1,25 mm de espessura e 5 mm de comprimento, com variação apenas na área de união com o padrão de cera em 1, 2 e 3 mm. O padrão de cera foi unido ao conduto de alimentação com um ângulo de 135° e cada grupo subdividido, 6 padrões eram colocados dois condutos de alimentação acessórios para aumentar a ventilação os outros 6 padrões não eram ventilados. Os padrões foram incluídos em anel de aço inoxidável, revestido internamente com uma tira de amianto e incluídos em revestimento fosfatado, o qual foi manipulado por um período de 10 segundos, variando de 6, 34 ou 1,58 mm, a espessura do revestimento. Após a fundição foram feitas as remoções dos condutos, a limpeza

dos corpos de prova e secção longitudinal com a finalidade de exame macro e microscópico, no intuito de detectar a presença de porosidades e fundição incompleta. No final puderam concluir que: os padrões com condutos acessórios (ventilados) e com área de união de 2 e 3 mm, não apresentaram falhas de fundição e que a espessura do revestimento não influenciou nos resultados.

YOUDELIS & YOUDELIS (1981), sabendo que a fusibilidade está diretamente relacionada com a capacidade da liga reproduzir perfeitamente os detalhes de uma fundição, e que esta dependia de três fatores: alta fluidez, ausência de produtos de oxidação e baixa tendência ao molhamento. Relataram ainda que o aumento da tensão superficial da liga aumentava a fluidez ou o escoamento do metal na interface do metal/molde.

Em 1981, SANTOS & MIRANDA avaliaram cinco ligas comerciais a base de níquel/cromo em relação a suas propriedades mecânica e microestrutural. Os ensaios mecânicos utilizados foram de dureza Vickers, resistência ao dobramento e adesão metal-cerâmica. Para esses testes foram selecionados quatro condições experimentais: como recebida; botão de fusão; e após a porcelana. Os valores obtidos nos ensaios de dureza e resistência ao dobramento foram bastante elevados, chegando a ser maiores que os correspondente as liga de ouro tipo IV, após tratamento térmico endurecedor.

Em outro trabalho HERO (1984), investigou a influência da temperatura na fusibilidade, superfície final e propriedades mecânicas de três ligas comerciais: VITALLIUM, WIRONIT E WIRONIUM, as quais foram fundidas por indução com proteção em argônio, e o metal injetado através de uma centrífuga. Todos os padrões foram incluídos em revestimento fosfatado, e as temperaturas de fusão

foram verificadas pela radiação do pirômetro, aumentada de 15⁰C a 30⁰C até 120⁰ – 130⁰ C, acima do ponto de fusão. Para a análise da fusibilidade o autor utilizou uma tela de poliéster com área de 24 x 24mm, onde verificou todo o preenchimento pelo metal líquido durante a fundição. Para a dureza Vickers foram utilizadas espécimes cilíndricos de 3,0 mm de diâmetro. Os resultados mostraram que a fusibilidade das ligas aumentaram com o aumento da temperatura, entretanto os valores de dureza não foram influenciados com o aumento da temperatura.

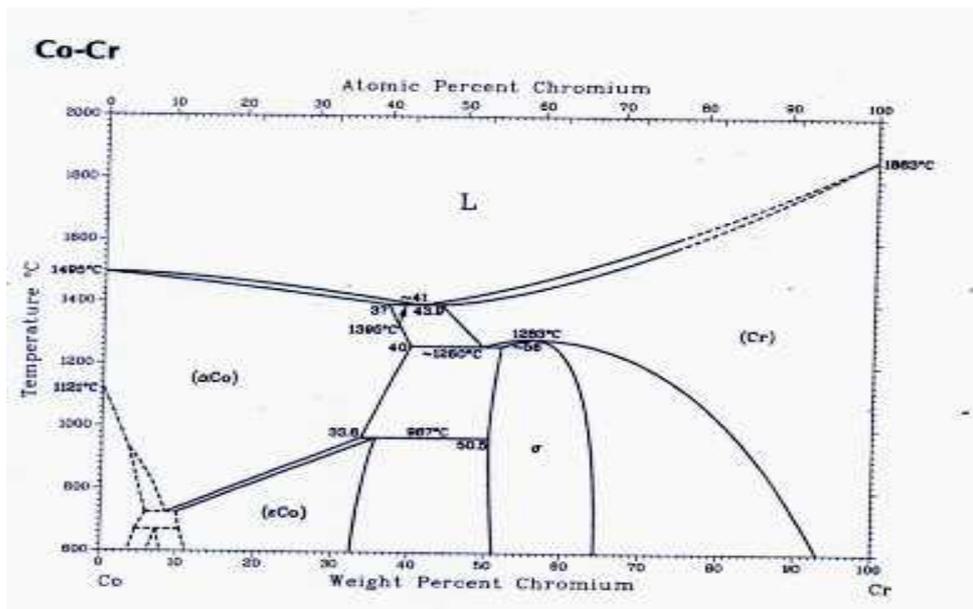
Em 1986, RIEGER et al., estudaram o efeito do formador do conduto de alimentação utilizado em ligas de metais básicos. Para isso utilizaram um conduto de alimentação com formato cônico e um cilíndrico tradicional com câmara de compensação. Para determinar a capacidade de fusibilidade entre os dois tipos de condutos de alimentação, selecionaram um tipo de malha de poliéster e confeccionaram doze padrões para cada grupo a ser estudado. A distância entre a base e o formador do conduto, foi igual para ambos os grupos. Os anéis foram incluídos em revestimento fosfatado e a fusão da liga realizada em uma máquina por indução. Os resultados mostraram que o padrão de conduto testado foi superior ao tradicional com câmara de compensação, sob as condições testadas.

NELSON et al., (1986), estudou o efeito de dez refundições nas propriedades físicas e clínicas de uma liga de níquel-cromo. O experimento buscou simular situações ocorridas em laboratórios protéticos, para isso utilizou sobra do metal fundido dos botões e dos condutos de alimentação, combinados com ligas virgens (50% em peso de liga reutilizada + 50% de liga virgem), fundindo 101 corpos de prova a uma temperatura de 1550⁰C, 11 em forma de barra e 90 em forma de armação metálica de prótese parcial removível. Os resultados de dureza Vickers mostraram variações entre 335 VHS a 390 VHS, entretanto esses resultados não

aumentaram com as sucessivas refundições. Em relação à resistência à tração, ao percentual de alongamento e ao módulo de elasticidade, houve uma diferença mínima entre a primeira e última refusão. Na análise macroestrutural, pode-se verificar uma estrutura dendrítica típica das ligas de níquel-cromo, e as pequenas alterações que aconteceram merecem considerações.

A influência de refusões em ligas de cobre-alumínio foi verificada por BOMBONATTI, et al., (1988), para isso utilizou máquina elétrica, ligas novas e refundidas até quatro vezes. Para os testes foram utilizados quatro tipos de ligas: DURACAST MS, IDEALLOY, MAXICAST e ORCAST. Ao final os autores puderam verificar que houve diferenças de fluidez nas ligas estudadas, sendo os maiores valores para as ligas DURACAST MS e ORCAST. As refundições até quatro vezes não influíram na fluidez das ligas estudadas, quando se utilizou máquina elétrica para fusão dessa liga.

Diagrama de fases da liga de Co-Cr, segundo ISHIDA and NISHIZAWA, (1990).



Composição percentual de fases da liga de Co-Cr, ISHIDA and NISCHIZAWA, (1990).

K. Ishida and T. Nishizawa, 1990			
Phase	Composition, wt% Cr	Pearson symbol	Space group
(α Co)	0 to 40	<i>cF4</i>	<i>Fm$\bar{3}m$</i>
(ϵ Co)	0 to 36	<i>hP2</i>	<i>P6$_3$/mmc</i>
(α Cr)	43.9 to 100	<i>cI2</i>	<i>Im$\bar{3}m$</i>
σ	50.5 to 63	<i>tP30</i>	<i>P4$_2$/mmn</i>
Metastable phases			
(α Cr)	~16	<i>cI2</i>	<i>Im$\bar{3}m$</i>
(α Co)	40 to 62.9	<i>cF4</i>	<i>Fm$\bar{3}m$</i>
(δ Cr)	54 to 100	<i>cP8</i>	<i>Pm$\bar{3}n$</i>
Co $_3$ Cr?	23	<i>hP8</i>	<i>P6$_3$/mmc</i>

Em 1993, RIBEIRO estudou os efeitos sofridos em duas ligas de cobalto-cromo (BRASALLOY e COMOTEC), resultantes do adição de ligas já fundidas uma única vez, em quantidades pré-determinadas à ligas virgens. O autor utilizou o ensaio mecânico de tração para obtenção dos valores de: tensão de ruptura, alongamento e limite de proporcionalidade. Os resultados mostraram comportamentos diferentes para cada tipo de liga. Para a liga BRASALLOY observou-se que houve uma diferença estatisticamente significativa de 1%, nos que diz respeito à tensão de ruptura e limite de proporcionalidade, enquanto o alongamento os resultados não foram significativos. A liga COMOTEC não apresentou diferenças estatísticas significativas em relação à tensão de ruptura, limite de proporcionalidade e alongamento. Em relação à composição mostrou pequena variação em ambas as ligas, enquanto a análise metalográfica mostrou alterações nítidas entre a liga virgem e após a primeira fusão, condição em que não houve acréscimo de sobras.

SATOH, et al., (1993) continuaram os estudos sobre a fusibilidade das ligas de cobalto-cromo, procurando avaliar a influência da temperatura de fusão e a temperatura do anel. Para esse experimento utilizaram duas ligas (uma com 0,5% e outra com 5% de Ti), as quais foram fundidas em máquina de vácuo-pressão sob atmosfera de argônio. As temperaturas utilizadas para as fundições foram: 1364, 1350, 1337, 1323 e 1310 °C. Na seqüência os autores variaram a temperatura do anel (800, 700, 600, 500 e 400°C) e todas as ligas foram fundidas à 1350°C. Após as fundições foram analisadas as medidas da área do enceramento e da estrutura fundida, através de sistema computadorizado. Analisando a temperatura de fusão, verificaram que as melhores fundições foram obtidas com a temperatura de 1364°C, para ambas as ligas, ocorrência devida a maior viscosidade da liga quando da diminuição da temperatura de fusão, o que resulta em redução do escoamento e diminuição do tempo de resfriamento. Quando as duas ligas foram comparadas, àquela com maior quantidade de Ti, apresentou melhor comportamento. Já em relação a temperatura do molde os melhores resultados foram obtidos com a temperatura de 800°C. Para os autores, a transmissão de calor através das paredes do revestimento, afetava o resfriamento da liga. A diminuição da temperatura do anel acelerava a perda de calor da liga fluida, resfriando o anel antes do total preenchimento do molde.

Em 1994, HUMMEL, et al., relataram um aumento do uso de titânio em próteses parciais removíveis. Para os autores a flexibilidade do titânio permitia a utilização de áreas de retenção maiores. Nesse estudo compararam estruturas confeccionadas em Ti-6Al-4V com estruturas confeccionadas em cobalto-cromo. O experimento constou de 5 amostras para cada liga, sendo que os grampos confeccionados em ligas de Ti utilizaram retenção de 0,03 pol, e para os de Co-Cr,

de 0,01 pol. A força retentiva foi avaliada em máquina Instron e posteriormente cada grampo submetido a 500 ciclos de inserção/remoção e a força medida novamente. Esse procedimento foi repetido cinco vezes. A força retentiva do grampo de liga de Ti (1,56N) foi significativamente maior que a do grampo em Co-Cr (0,48N) e a diminuição da força retentiva foi menor para os grampos em ligas de titânio. Os autores concluíram que as ligas de titânio mantiveram a retenção apesar da maior deflexão, mostrando-se melhor quando comparadas as ligas de cobalto/cromo.

Com o intuito de estudar a resistência à fadiga de ligas metálicas, VALLITU e KOKKONEM (1995), confeccionaram grampos de próteses parciais removíveis com cinco tipos de ligas Co-Cr, titânio puro, liga de titânio e liga de ouro tipo IV. O teste utilizado foi o de fadiga por deflexão constante com carga para fletir o grampo por 0,60mm, registrando o número de ciclos até a fadiga. A superfície da fratura foi examinada com microscopia eletrônica de varredura. Os autores observaram que para a fratura dos grampos foram necessários 2,500 ciclos para as ligas de Co-Cr, 4.500 para os grampos de titânio puro e 20.000 com ligas de titânio e 21000 para os grampos com ligas de ouro. Este estudo também mostrou que a ativação dos grampos por dobramento de 0,50mm aumentou a resistência dos grampos de Co-Cr e ouro, enquanto os de titânio e liga de titânio, houve redução. O dobramento diminuí as cargas para flexionar os grampos. Os autores concluíram que existem diferenças significativas na resistência à fadiga de grampos de PPR, confeccionadas com diferentes metais, o que pode explicar a perda de retenção e falhas nos grampos.

VERGANI, C. E. LEONARDI, P., (1995) estudaram a resistência à tração e o alongamento em ligas de cobalto-cromo e três tipos de ligas (L1- BIOSIL, L2 – STELDENT e L3 – DURACRON), as quais foram analisadas nas seguintes

condições: Fundidas – C1; Refundidas com 50% de liga nova – C2; e Refundidas com 75% de liga nova – C3. Para a fundição foram utilizadas duas fontes de calor, gás/oxigênio (F1) e oxigênio/acetileno (F2). As fundições obtidas foram submetidas aos ensaios de tração e os resultados obtidos analisados estatisticamente, permitindo as seguintes conclusões: 1) A liga L2 apresentou o maior volume percentual de alongamento, a seguir a liga L3 e finalmente a L1. Em relação as condições da utilização de ligas já fundidas os resultados foram os seguintes: A C1 apresentou média percentual de alongamento estatisticamente igual a C2, que por sua vez apresentou média igual a C3 e esta superior a C1. As fontes de calor utilizadas na fusão proporcionaram efeitos iguais.

BROCKHURST em 1996 relatou que a maior parte dos grampos confeccionados em próteses parciais removíveis, eram confeccionados em Co-Cr, entretanto as ligas de ouro eram superiores, devido melhores propriedades mecânicas. Para o autor, o comportamento dos grampos em Co-Cr era incerto, havendo necessidade de melhorias, através dos aumento do limite elástico da liga ou de novos desenhos. Nos últimos anos o limite elástico da liga tinha mudado muito pouco e a mudança no módulo de elasticidade dependeria de alterações na composição da liga. Nesse estudo o autor propôs mudanças nos desenhos dos grampos circunferenciais, relatando que a retenção dependia da rigidez da liga e da profundidade da área retentiva, mais o atrito a aumentava consideravelmente. A rigidez do grampo pode ser aumentada indefinidamente, porém os limites fisiológicos dos dentes devem ser respeitados. Além do mais, poderia causar diminuição da deflexão elástica do braço retentivo. Finalmente relata quais os requisitos ideais para o desenho do grampo: 1) adequada flexão elástica, para atingir a área retentiva durante a inserção e remoção; 2) rigidez para produzir retenção; 3) resistência as

forças não funcionais ou acidentais e 4) adequada resistência ao cisalhamento na ponta do grampo. Para o autor grampos com secção uniforme tinham vantagens, como maior deflexão elástica e maior resistência a forças acidentais, devendo esses serem selecionados de acordo com o diâmetro do dente.

Em 1996, JOHNSON e WINSTANLEY relataram não existir nenhum método estandardizado para determinar a qualidade de uma fundição. Entretanto, vários métodos têm sido usados com vários graus de sucesso, incluindo o teste de padrão de espiral, do pires, da cunha, da borda de faca, da rede, da projeção de filamentos, do prato quadrado e o da coroa simulada. Nesse estudo os autores utilizaram o método da rede por ser o mais citado na literatura e pela facilidade de calcular a qualidade da fundição, e ainda, avaliaram o efeito de fatores técnicos e do operador na fundição, utilizando a combinação de três revestimentos e ligas metálicas para coroas metalocerâmicas. Ao final puderam concluir que vários fatores podem influenciar os resultados de fundibilidade para as ligas e revestimentos testados.

MELONCINI, M. A.; CARDOSO, P. E. C.; GRANDE, R. H. M.; MUENCH, A., (1998), estudaram falhas de grampos circunferenciais em prótese parcial removível em função de ciclagens de flexão, trabalho esse motivado pela freqüência da perda de retenção de grampos de próteses removíveis. Para isso utilizaram um modelo mestre obtido através da colocação de dentes naturais (pré-molares e molares) em um modelo de resina acrílica moldado e reproduzido em Cobalto-Cromo e os grampos feitos através da técnica convencional de fundição, utilizando as seguintes ligas: Remanium Gm 380 da Dentaurum (CoCr); Dentorium da Dentorium Products (CoCr); Vera PDI Hard da Aalba Dent. Inc.(CoCr); Regalloy 100 da Dentsply Ind. Com.(NiCr). Os grampos tiveram dimensão padrão] e o grau de retenção foi de 0,254mm para ambos os dentes. A máquina de ensaio foi a mesma utilizada por

IWANA (1985), as falhas por perda de retenção (ausência) foram observadas através de um dinamômetro de extensão quando estava abaixo de 120g. Ao final do experimento puderam concluir que: a frequência de falha é muito alta, quase a metade ocorreu até os 1.000 ciclos; o número de células vazias (número de grampos que fraturam ou perdem a retenção) depende da liga metálica, tanto com ou sem ajuste do grampo; porém com ajuste o extra apresentou menor frequência de falhas.

Em 1998, RIBEIRO em sua tese de doutorado analisou o comportamento de ligas de cobalto-cromo frente à reutilização de sobras de fundição, desde uma condição de 100% de liga virgem, até 100% de ligas refundidas em incrementos de 25%, em peso. Os resultados obtidos apresentaram níveis satisfatórios de resistência, mesmo na condição de refundida 100%, principalmente no que diz respeito ao limite de proporcionalidade, oferecendo segurança em seu emprego clínico. O autor relata ainda que os valores de resistência (limite de proporcionalidade, limite de resistência à tração), alongamento percentual e dureza superficial, quando da utilização de sobras da primeira fusão, desde que não haja contaminação pelo revestimento nem queima da liga, não altera o comportamento observado. Entretanto, afirma o autor que mesmo sendo possível a utilização de sobras de liga, é mais seguro a utilização de liga nova, e quando da utilização de sobras de ligas que seja mais prudente a não reutilização de ligas diferentes o que poderia acrescentar fatores levando a alterações intensas nas propriedades resultantes.

Para TODESCAN, R., SILVA, EGLAS E. B., SILVA, ODILON J., (1998), o fracasso da prótese parcial removível pode estar associada a vários fatores, entre os quais aqueles relacionados diretamente ao laboratório protético, como sejam:

duplicação do modelo de trabalho em revestimento; não execução do trabalho de acordo com o planejamento; uso de ligas inadequadas ou impróprias para a confecção da armação metálica e técnicas de fundição. Para os autores, o ideal é que o volume da liga seja conservado dentro de um mínimo possível sem prejuízo da rigidez necessária ao bom funcionamento. Para que os requisitos sejam alcançados de maneira plena, é imprescindível que a liga usada seja de boa qualidade, não devendo ser frágil e muito menos maleável, o que na primeira situação poderia acarretar à fratura dos elementos componentes da armação, devido ao trabalho a que são sujeitos no ato da remoção e recolocação do aparelho, e a segunda, resultaria na deformação permanente desses mesmos elementos e no comprometimento dos princípios biomecânicos que devem reger a construção das próteses parciais removíveis. Ainda em referência aos procedimentos laboratoriais, os autores citam que a reutilização das ligas de Co-Cr, lamentavelmente é uma prática rotineira nos laboratórios de prótese, fato já registrado por Craig e Peyton, em 1975. Toda vez que uma liga é fundida pela segunda vez, sua composição se altera e conseqüentemente suas propriedades físicas, e quanto mais vezes esta liga for queimada, sem um acréscimo proporcional de liga nova, piores serão os resultados com relação a obtenção da armação metálica.

MUZILLI, C. A.; MUENCH. A.,(1999), estudaram a diminuição da força de retenção e abertura do grampo de Roach em forma de I e sua correlação, para isso utilizaram 2 ligas à base de CoCr (Vera PDI e Wironit) e 4 tipos de grampos dispostos da seguinte maneira: CF (curto fino); CG (curto grosso); LF (longo fino); LG (longo grosso). Utilizaram ainda um modelo parcial confeccionado em resina acrílica onde foi colocado um dente pré-molar hígido, simulando dessa maneira uma situação de

classe III de Kennedy e 0,25mm de retenção. O hemi-arco foi moldado com uma mercaptana polifunssional (Permelastic) e o molde obtido foi preenchido com silicone de adição de viscosidade média (Provil). O modelo resultando foi incluído em revestimento para a realização da fundição em Co-Cr. As ciclagens de inserção e remoção foram realizadas com a frequência de 20.000 ciclos. Ao final do experimento puderam concluir que: as ligas apresentaram valores semelhantes no que diz respeito a abertura e diminuição de retenção dos grampos; os tipos de grampos não apresentaram diferenças significantes no valor da abertura, mais na diminuição da força de retenção, o menor valor coube ao longo-fino e o maior para o curto-grosso.

CARREIRO, A.F.P., et al., (1999), avaliaram a fundibilidade de uma liga de Co-Cr (*VERA PDI*) em função da utilização de três tipos de revestimentos: *Knebel* (aglutinado por sílica); *Termocast* e *Wrovest* (aglutinados por fosfato) e duas temperaturas de aquecimento do molde (900⁰ e 950⁰ C). Para a realização do experimento utilizaram uma matriz de *Plexi-glass* e pedaços de rede de nylon com 10,0 x 10,0mm, contendo 100 espaços vazios (*Método de Hinman*). A matriz foi fixada em pinos de cera (3,5mm de diâmetro) formando um ângulo de 90⁰ na união dos pinos, onde foi fixado outro pino com mesmo diâmetro para servir de conduto de alimentação. O conjunto foi fixado em uma base formadora de cadinho e em seguida incluída em material de revestimento seguindo a orientação dos fabricantes. Após a fundição realizada sob chama de gás-oxigênio e centrifugação, os melhores resultados mostrados pela liga *VERA PDI* foram para aqueles que foram incluídos em revestimento aglutinado por sílica (*knebel*) e aquecidos a uma temperatura de 950⁰.

Em outro trabalho para a avaliação da capacidade retentiva de grampos em T em prótese parcial removível, confeccionados em liga de CoCr e Ti. COSTA, C.S., BONACHELA, W.C., CARVALHO, M.C. F. S., (1999), confeccionaram 10 corpos de prova para ambos os tipos de liga metálica, utilizando 20 pré-molares humanos que foram montados em uma base metálica de liga Regalloy (Destsply) e divididos em 2 grupos de 10 e irrigados com saliva artificial, onde foram confeccionados os preparos convencionais para receberem os grampos com retenção calibrada através do auxílio do delineador, com 0,25mm de retenção na face vestibular do dente. Os testes de resistência ao deslocamento por tração foram realizados por uma máquina universal de marca Kratos. Os resultados mostraram que não houve diferença significativa entre as armações confeccionadas em Ti e CoCr em ambiente seco, por período de ciclos de 6 meses, 1, 2, 3, 4 e 5 anos; quando analisados em ambiente umedecido com saliva artificial, também foi estatisticamente significativa a diferença de retenção entre as armações.

Para estudar a deformação permanente e a fadiga em liga de CoCr e Ti cp, MUTARELLI, P.S., (2000), confeccionou 40 grampos circunferenciais simples utilizados em prótese parcial removível, os quais foram ensaiados em dispositivo experimental construído a partir de um propulsor pneumático. Esse dispositivo tinha o objetivo de simular repetidamente a injeção e remoção dos corpos de prova com a velocidade de 10 ciclos por minuto, sobre uma matriz metalo-cerâmica, que possuía uma ilha metálica que proporcionava uma retenção de 0,25mm. Considerando o dispositivo experimental e a metodologia que foi utilizada o autor pode concluir que não houve deformação por abertura ou fratura por fadiga até 20.000 ciclos, dos 40 grampos fundidos em Co-Cr (20) e Ti cp (20).

Com o objetivo de analisar a distribuição de estresse em componentes de prótese parcial fixa implanto-suportada, confeccionadas com 02 tipos de ligas metálicas, através do uso de extensômetros, JAQUES, L. B., (2000), confeccionou um modelo mestre de forma circular com 67mm de diâmetro interno, 79mm de diâmetro externo e 25mm de altura, confeccionado em aço comum (Aço 1010/20), onde foram realizadas 05 perfurações com 3.75mm de diâmetro na parte superior do modelo mestre, para que as réplicas de fixação, pudessem ser adaptadas com precisão através de parafuso tipo “Allen”, sem cabeça. Os corpos de prova em forma de ferradura com 75mm de comprimento, 6mm de largura e 4mm de altura, sendo a extensão da extremidade livre de 23,5mm, para o Grupo I (CoCr) e Grupo II (Pd-Ag). O estresse foi medido através de dois extensômetros lineares (KFG -02-120-C1-11, Strain Gages – Kyowa Electronic Instruments Co., Ltda., Tóquio, Japão). O resultado final do trabalho mostrou que a liga de Co-Cr em grandes extensões de Cantilever apresentou um padrão de distribuição de forças semelhante à liga de paládio-prata, com cantilever mais curto.; o emprego de Co-Cr em prótese sobre implantes pode permitir braços de cantilever mais extensos e finalmente as vantagens que a liga de Co-Cr oferece são o baixo peso específico, a possibilidade de redução de custos além do volume da infra-estrutura

SILVA, L. R., RIZATTI-BARABOSA, C. M., (2000) relatam que a liga de cromo-cobalto utilizada na confecção de prótese parcial removível pode ser fundida através do arco voltaico de carbono, fundição a indução, chama de gás liquefeito de petróleo e de oxigênio-acetileno. Falam ainda que esses métodos de fundição podem estar relacionados com o sucesso ou insucesso de estruturas metálicas protéticas, porque esses procedimentos podem alterar algumas propriedades físico-químicas da liga utilizada. O trabalho dos autores constou de ensaios de tração,

dureza, porosidade, fractografia e microanálise estrutural em amostras fundidas com ligas de cobalto-cromo, através da utilização do arco voltaico (Arvolt) e chama de oxigênio associada a gás liquefeito de petróleo (Oxacet). As amostras foram confeccionadas seguindo as normas da especificação nº 14 da ADA (American Dental Association), fundidas em ligas cobalto-cromo (Degussa). Os resultados obtidos permitem concluir que o grupo fundido através do método de fundição oxigênio-acetileno, apresentou valores superiores de tração e porosidades quando comparado ao grupo fundido através do arco voltaico de carbono, entretanto em relação à dureza, o grupo fundido com arco voltaico apresentou melhores resultados.

Para GABRIOTTI, M. N., SILVA, L. R., RIZZATI-BARBOSA, C. M. (2001, a reabilitação oral por meio de Próteses Parciais Removíveis (PPR) é bastante empregada por possuir grande eficácia e custo relativamente baixo. Para se obter sucesso na PPR, etapas clínicas e laboratoriais devem ser realizadas corretamente, principalmente no que diz respeito ao processo de fundição da liga para confecção das estruturas metálicas. Esse trabalho teve o propósito de realizar ensaios de Dureza, Tração e Porosidade e analisar a Superfície de Fratura (Fractografia) e Metalografia através de dois diferentes métodos de fundição: Arco-Voltáico (ARCVOLT) e Oxigênio-Acetileno (OXACET). Para o experimento foram confeccionadas dez amostras para cada grupo, seguindo a especificação 14 da ADA, utilizando liga de Co-Cr (Degussa®). A confecção dos corpos de prova foi realizada no laboratório de Produção da FOP-UNICAMP e os ensaios mecânicos na FEMUNICAMP. Os resultados obtidos foram: Dureza ARCVOLT= 39,32Kgf e OXACET= 32,49Kgf. Tração OXACET=74,90 kgf/mm² e ARCVOLT=45,10 kgf/mm². A porcentagem de área porosa foi: ARCVOLT= 3,92% e OXACET=5,43%.

Observando a região de fratura foi visível a presença de porosidade interna e incrustações nas amostras de ambos os grupos. Os resultados foram submetidos à análise estatística (test t - $p < 0,05$). O grupo OXACET apresentou valor superior de tração quando comparado ao grupo ARCVOLT e a presença de poros e incrustações nas amostras podem gerar insucesso na confecção de estruturas metálicas.

O objetivo desse trabalho foi desenvolver uma máquina para ensaios cíclicos para testes biomecânicos de implantes utilizados nas cirurgias de reconstrução ósteo-articular, utilizando tecnologia nacional. A máquina desenvolvida possui um sistema de acionamento, através de um motor trifásico de 2HP e 1.800 rpm, juntamente com um sistema de transmissão de cargas cíclicas com eixo excêntrico capaz de acionar um pistão para movimentar duas alavancas que transmitem a carga para o material a ser ensaiado. Durante as 139 horas previstas para o teste de fadiga, a máquina não apresentou nenhum problema mecânico, demonstrando eficiência e êxito na fabricação de uma máquina de ensaios cíclicos em testes biomecânicos (MARINHEIRO, A. M., 2002).

Para SHIMIDTI, BUENO, POPPI, (2002) a fluorescência de raios-x é uma técnica de análise multielementar, versátil podendo ser aplicada a mostras sólidas e líquidas, sem necessidade de um preparo complexo. Nesta técnica o tratamento dos dados é realizado através de curvas de calibração univariados onde se integram determinadas linhas espectrais, correspondentes as concentrações dos elementos de interesse. Quando da necessidade de relacionar mais de uma linha espectral ao mesmo tempo, é necessária a utilização de outros métodos matemáticos mais sofisticados, como por exemplo, modelos quimiométricos. Um problema que pode

ser detectado em análise multielementar em EDXRF é a sobreposição de linhas espectrais dos elementos, característica comum a elementos vizinhos na Tabela Periódica, em função da proximidade de energias de excitações dos elétrons. Esses defeitos dificultam a modelagem de espectro, sendo necessária a utilização de métodos matemáticos mais complexos para sua resolução.

MAHMOUD, A. et al., (2003) estudaram a resistência à fadiga e a deformação permanente entre ligas de titânio, cobalto-cromo e ligas de ouro tipo IV, em 25 grampos confeccionados em ligas de Ti-6Al-7Nb, 25 em Co-Cr e 15 em liga de ouro tipo IV. Os valores de retenção foram de : 0,25 mm, 0,50 mm e 0,75 mm, durante 106 ciclos. Foram confeccionados modelos para calcular as tensões principais, dentro dos espécimes. O tempo de fadiga, força retentiva e deformação permanente foram registradas e os locais de fratura analisados microscopicamente. Os resultados mostraram que os grampos em ligas de Titânio apresentaram deformação permanente significativamente menor, em relação aos outros grampos confeccionados com Co-Cr e ouro tipo IV, indicando melhor adaptação a superfície do dente. O tempo de fadiga mais longo foi obtido com a liga de ouro tipo IV. Os autores concluem, para minimizar fracassos de fadiga o grampo da prótese deve ser projetado levando em consideração as tensões que ocorrem dentro do grampo,

Para verificar a influência da fonte de calor na fusibilidade e dureza de uma liga comercial a base de NiCr (VERA BOND II) nova, refundida (100%) e nova acrescida de sobras (50%), FERNANDES, D. R., (2003), utilizou 10 amostras para cada condição de liga, utilizando uma tela de peneira de poliéster , 11 x 11 filamentos de 0,22 mm de espessura, perfazendo uma malha com 100 espaços de forma quadrada, a qual foi fixada bilateralmente em fio de cera de 2,5 mm, contendo um pino para formação do conduto de alimentação. Para os testes de microdureza

foram confeccionados pastilhas em cera azul regular com 8.0mm de diâmetro e 2mm de espessura, unidos por um pino formador do conduto de alimentação e fixados na base formadora de cadinho, após a fixação e molhamento das amostras com uma solução redutora de tensão superficial, os corpos de prova foram incluídos em revestimento fosfatado (Termocast – Polidental , São Paulo), manipulado a vácuo, seguindo as instruções do fabricante. Após a presa do revestimento os anéis foram aquecidos em forno elétrico até atingir a temperatura de 900⁰C, para a remoção da cera e preenchido utilizando 15 gramas da liga fundida pela fonte de calor maçarico/oxigênio/acetileno/indução, através de centrifugação. Os resultados mostraram que a fusibilidade da liga foi influenciada pela fonte de calor, sendo os melhores resultados obtidos com aquecimento por indução; quando as diferentes combinações de ligas foram analisadas o aquecimento por maçarico e indução não apresentaram diferenças significativas de fusibilidade; quando a liga foi utilizada nas condições pura e mistas, os valores médios de dureza não diferiram estatisticamente entre as fontes de calor de fundição. Entretanto, na condição refundida, a fonte de calor maçarico promoveu menor valor médio de dureza com diferença estatística significativa.

DUARTE, et al., (2003), a microscopia eletrônica de varredura é utilizada em várias áreas do conhecimento, fornecendo informações de detalhes com aumento até de 300.000 vezes. A imagem é formada pela incidência de um feixe de elétrons no material analisado sob condições de vácuo. A incidência do feixe de elétrons promove a emissão de elétrons secundários, retroespalhados, *auger* e absorvidos, assim como raios-x característicos e de catodoluminescência. A imagem eletrônica de varredura é representada por tons cinza, representando o mapeamento e a

contagem de elétrons secundários (SE- *Sencundary elétrons*) e retroespalhados (BSE – *backscattering*) emitidos pelo material utilizado.

MEROTI, C. R. S., NAVARRO, H., (2003), analisaram 20 armações metálicas de próteses parciais removíveis fundidas em Cobalto-Cromo, sendo 10 superiores e 10 inferiores, radiografadas com o auxílio de dois aparelhos de raios-x, um odontológico convencional, modelo Spectro 70X (Dabi Atranti) com potência de 70kVp, 10mA, com tempo máximo de exposição disponível pelo aparelho (2,5s), devido essa liga metálica apresentar alta densidade (8-9 g/cm), o outro industrial de 90kV, 4mA e exposição de 60s. Ao final do experimento puderam observar que grandes falhas podem ser detectadas pelo exame radiográfico, através de aparelho odontológico, e com o industrial, entretanto, as pequenas falhas só podem ser detectadas pelo aparelho industrial.

HORASAWA, (2004) estudando o efeito de sucessivas refundições em ligas metálicas utilizou um liga metálica de Ag-Pd-Cu-Au a qual foi refundida até 5 vezes. Para analisar os efeitos da reaproveitamento do material foram realizados testes eletroquímicos, através de parâmetros de polarização, onde foi verificada um aumento na curva de polarização e uma elevação da corrosão, principalmente após a 5ª refundição. Observou ainda um aumento na dureza, com o número de refundições, e no tamanho do grão. Outras transformações na liga também foram observadas, como a diminuição do cobre e zinco, além do aumento de impurezas.

Em 2004 AMEER, KHAMIS e AL-MOTLAQ, fizeram uma análise química e eletroquímica de ligas de níquel-cromo e cobalto-cromo refundidas. Os corpos de prova foram confeccionados e colocados imersos em saliva artificial para depois verificarem a concentração de Fe, Ni, Co e Cr dissolvidos na saliva em diferentes tempos de imersão. Foi observado que a liberação de níquel foi maior que a de

cromo, podendo concluir que as ligas de Co-Cr-Mo possuem maior resistência a corrosão que as ligas de Ni-Cr-Mo.

CARDOSO, M. J. B., SAAVEDRA, A., TEIXEIRA, J. C. G., (2004), estudaram a região de fratura de uma liga de cobalto-cromo de uma palheta de turbo expansor industrial, através de espectroscopia (XPS), difração de raios-x (DRX) e fluorescência de raios-x (FRX), nas três faces do corpo de prova adequado ao trabalho em ambiente rico em CO₂ e alta temperatura. Na superfície da face metal obtido através de corte da palheta, foram encontrados a presença de óxidos de Cr e W, indicando a presença de um filme passivador protegendo a superfície do metal. A razão Co/Cr observada na superfície da face com trincas, onde foi detectado a presença de COS, Cr₂O₃ e traços de CrSi₂, é duas vezes maior que a medida no volume do corpo de provas, mostrando acentuado enriquecimento em Co. A razão Co/Cr observada onde ocorreu a propagação da trinca, enriquecida por cobalto e enxofre, é dez vezes maior que a medida no volume do corpo de prova, indicando que o cromo é insuficiente para formar uma camada passivante efetiva. Compostos ricos em enxofre no interior das trincas sugerem um fenômeno de sulfetação e a ausência de produtos de corrosão na superfície da palheta leva a concluir que a causa do trincamento seja de natureza mecânica, configurando um mecanismo de corrosão/fadiga

OLIVIERI, et al.(2004) analisaram ligas de Ni-Cr virgens fundidas em diferentes temperaturas. Para esse experimento o autor confeccionou 20 corpos de prova da liga Wiron os quais foram divididos em dois grupos: um fundido na temperatura recomendada pelo fabricante (1420⁰C) T1, e o segundo a uma temperatura de 1620⁰C, T2. O experimento constou de uma avaliação na composição química, uma análise macroestrutural e dureza das amostras. Os

resultados mostraram pequenas variações na composição química da liga, quando comparados as duas temperaturas de fusão, com relação à microestrutura encontrou aglomeração dendrítica e menor quantidade de partículas na T1, quando comparadas as ligas virgens. No T2 encontrou-se um aglomerado típico dendrítico de fusão bruta com alguns focos precipitados, não sendo encontrado em outros estados. Os valores de dureza foram similares para os dois grupos, com resultados maiores para os das ligas virgens, e quando se eleva a temperatura em 200⁰C acima do recomendado pelo fabricante, podem ocorrer falhas como porosidade, fissuras ou rachaduras.

Outro trabalho, com o objetivo de analisar a refusão de ligas metálicas básicas foi realizado por AL- HIYASAT & DARMANI (2005), onde os autores relataram que esse procedimento pode alterar as propriedades da liga e afetar a liberação de elementos de liga, trazendo como consequência sua citotoxicidade. Para esse experimento confeccionaram 12 discos para um dos três grupos a serem avaliados, onde o primeiro grupo foi fundido com liga nova; no segundo grupo, 50% de liga nova e 50% de liga refundida e o terceiro grupo com o aproveitamento de 100% de liga já fundida. Concluíram que a reutilização de ligas odontológicas aumenta a liberação de elementos de liga e a citotoxicidade delas, e que a liberação de cobre foi bastante acentuada quando comparada a outros elementos, seguida do cobalto e do níquel.

Para estudar a deformação permanente que ocorre com os grampos em forma de barra, fundidos em ligas de Cobalto-Cromo e Ti comercialmente puro, ARRAES, J. M. (2005), utilizou uma máquina oscilante para verificar o comportamento elástico desses grampos, os quais atuaram sobre uma superfície metálica com retenção de 0,25mm e 0,50mm. Para isso confeccionou 10 grampos

de Cobalto-Cromo e 10 de Ti, onde foram submetidos a 12.500 ciclos de teste (cada) sobre as superfícies metálicas e as deformações permanentes medidas através de relógios comparadores colocados sobre a ponta dos retentores, onde a leitura era realizada a cada 500 ciclos. Os resultados dessa pesquisa in vitro, após 12.500 ciclos mostraram a não ocorrência de fratura dos grampos, e que os grampos confeccionados de CoCr sofreram menor deformação permanente que os de Ti, para ambas as retenções.

Para avaliar a influência de dois métodos de fundição em relação à microestrutura, microdureza, porosidade e força de retenção de grampos em prótese parcial removível, fundidos em Co-Cr (controle) e Ti comercialmente puro, RODRIGUES, R. C. S., (2005), para isso utilizou dois sistemas de métodos de fundição: através do arco voltaico (plasma) sob vácuo e pressão de argônio, com injeção do metal fundido por vácuo e pressão e indução sob vácuo e atmosfera de argônio, com injeção do metal fundido por centrifugação. Para análise de retenção foram confeccionados grampos com retenção de 0,25, 0,50 e 0,75mm submetidos a ciclos de inserção e remoção equivalente ao período de 5 anos. Previamente os corpos de prova foram radiografados por um aparelho de raios-x e para os ensaios de microdureza foram confeccionados discos com 5mm de diâmetro e 2mm de espessura. Os estudos mostraram que os métodos de fundição interferem nas características dos materiais estudados (Ti cp e CoCr); as peças de Ti cp fundidas por plasma à vácuo-pressão apresentaram maior número de porosidades (50%) do que as ligas por indução-centrifugação (16,66%), para as peças fundidas em ligas de CoCr não foi possível verificar a ocorrência de porosidades; os corpos fundidos por indução/centrifugação apresentaram tanto para o Ti cp e ligas de CoCr, maiores valores de microdureza que os corpos de prova fundidos por plasma/vácuo/pressão.

Para avaliar a resistência mecânica de material estético Termoplástico Dental D, utilizados na confecção de grampos em prótese parcial removível os autores realizaram o experimento comparando o material com duas ligas de Co-Cr (Vera Bond II e Wironit) bastante utilizadas na confecção de próteses parciais removíveis, BELOTI, et al., (2005), confeccionaram corpos de prova de forma retangular com 25mm de comprimento, 5mm de largura e 2mm de espessura, incluídos em revestimento (Talladium, INC. U.S.A.) obtidos através de fundição pela técnica da cera perdida. Os ensaios de flexão foram realizados em uma máquina da MST Systems Coporation, (Minnessota, U.S.A.), 810 Material Test System, onde foram aplicadas células de carga de 1KN para o material Dental D e uma célula de cargas de 100KN para o Wironit e Vera Bond II, com velocidade de carregamento do cinzel de 0,5mm/min, até a falha dos corpos. O resultado final do experimento mostrou que o material Dental D tem resistência a flexão significativamente menor que os outros materiais e entre as ligas estudadas a Vera Bond II apresentou maior resistência á flexão.

Em trabalho de monografia, Sá, C. J.,(2005) procurou analisar os efeitos do número de refundições sobre a microestrutura de uma liga de NiCr. Para a realização desse estudo foram confeccionados 06 corpos de prova com formato de uma coroa dentária de um molar inferior, os quais foram fundidos em 02 laboratórios de prótese dentária da cidade de Natal. No primeiro grupo foi utilizada liga metálica de NiCr virgem e para os outros dois grupos foram utilizados refundições com o metal anteriormente fundido. A análise microestrutural foi realizada através de microscopia óptica com o auxílio do programa de imagem *Imago*. Os resultados das análises apresentaram no primeiro grupo regiões com porosidade máxima de 9% no

laboratório 1 e 11% no laboratório 2, enquanto as amostras das ligas refundidas uma e duas vezes, apresentaram porosidades até 14% e 86%, respectivamente no laboratório 1 e 12% e 70% no laboratório 2.

Os autores desenvolveram uma metodologia laboratorial para analisar estruturas metálicas de CoCr após fundição, com o intuito de verificar a presença de porosidades na estrutura do material que pode comprometer sua vida útil e resultar em fratura da prótese. Para isso, utilizaram corpos de prova de forma retangular (15mm x 2mm), fundidos em liga metálica de CoCr em dois grupos distintos, o primeiro grupo, padrão sem perfurações, e o segundo, com perfurações confeccionadas com brocas esféricas carbide de numeração 0,5, 1, 4, 5 e 6, raios-x de uso odontológico, filme periapical (Grupo de sensibilidade D ou E) e penetrômetro de alumínio. O feixe de raios-x foi direcionado perpendicularmente sobre as amostras, com distância focal de 20 cm, e as imagens radiográficas obtidas analisadas visualmente através de um negatoscópio e fotodensitômetro. Ao final do experimento os autores puderam concluir que as falhas internas devem ser detectadas com o intuito de minimizar a fratura de estruturas metálicas, devendo essas informações serem passadas para o aluno em atividades laboratoriais (PAULINO, S.M., PARDINI, L.C., 2006).

Com o intuito de correlacionar as propriedades mecânicas de duas ligas odontológicas a base de Co-Cr-Mo, Dentorium e Steeldent, fundidas nas condições 100% e 50% liga nova, com as características da superfície de fratura, percentual de vazios e microestrutura, Yamakami et al., (2006), realizaram ensaio de tração, fractografia, micrografia e medida do percentual global de vazios foram realizados. Os autores puderam observar em alguns corpos de prova (CDPs) que módulo de elasticidade e o alongamento tendem a diminuir quanto maior o percentual de

vazios. Porém, isto não foi observado para todos os CDPs. Os valores do módulo de elasticidade foram dez vezes menor que os especificados na literatura, provavelmente devido aos vazios. As ligas apresentaram mesmo nível de resistência mecânica, porém a liga Dentorium 50% liga nova apresentou carbonetos pequenos, contribuindo para um maior alongamento total em relação às ligas Steeldent 100 e 50% liga nova e Dentorium 100% liga nova, cujos carbonetos foram maiores e compridos.

Sabendo que a deformação permanente é uma das complicações mecânicas mais comuns em prótese parcial removível, MAHMOUD, A.A., et al. (2007) realizaram um estudo com a finalidade de validar um modelo de elemento finito para medição da deformação permanente, em grampos de prótese parcial removível. Os grampos foram confeccionados em Ti-6Al-7Nb, Co-Cr e ouro tipo IV e, colocados em direções diferentes, e os valores da deformação permanente registrados. O resultado final mostrou desvios capaz de produzir quantidade significativa de deformação permanente.

Como visto nesta revisão de literatura dos trabalhos científicos selecionados, o tema desta tese de doutorado, tem sua importância preponderante na vida útil dos trabalhos protéticos com próteses parciais removíveis a grampo. O embasamento dos métodos utilizados pelos autores, das ligas utilizadas, das técnicas de fundição bem como dos seus resultados foram como um sustentáculo para a elaboração dos métodos aqui aplicados como vê-se a seguir nos materiais e métodos.

CAPÍTULO 3

MATERIAIS E MÉTODOS

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Materiais Empregados

Para a realização desse trabalho foi selecionada uma liga de Cobalto-Cromo da AalbaDent (Vera PDN, fig. 30) , utilizada comumente em laboratórios dentários, para confecção das armações metálicas em próteses parciais removíveis.



Figura 30 – Liga metálica Vera PDN

Tabela 1 - Características e composição da liga Vera PDN

Resistência à tração, psi (MPa)	109.500 (755)
Resistência ao escoamento, psi (MPa)	98.000 (675)
Módulo de elasticidade, psi (MPa)	26,1 (0,18)
Elongação %	6
Dureza Vickers, HVI	359
Densidade g/cm ³	8,7
Cor	Branca
Faixa de fusão °C	1.360 – 1.390
Co	63,50% (peso)
Cr	27,00% (peso)
Mo	5,50% (peso)
Fe	2,00% (peso)
Ni	0,99% (peso)

O revestimento utilizado para inclusão dos corpos de prova foi o Novolux à base de quartzo (Vera PDN da Aalba Dent.).

Composição:

(a) Reator

1.200 ml Álcool Hidratado
800 ml de água
7cc de Ácido Clorídrico a 36,46%

(a) Solução

500 ml de reator
700 ml de silicato de ética a 28%

3.2. Confeção dos corpos de prova

A geometria dos corpos de prova foi obtida segundo as normas ASTM E 8 e E 8M, que se referem às dimensões necessárias para o ensaio de tração. Normalmente, a seção reta é circular, porém corpos de prova com forma retangular também podem ser usados. O diâmetro padrão é de aproximadamente 12,8 mm (0,5 pol.), enquanto o comprimento da seção reduzida deve ser de pelo menos quatro vezes esse diâmetro (fig. 31). Nesse trabalho foram utilizadas medidas proporcionalmente reduzidas e geometria do corpo de prova na forma retangular.

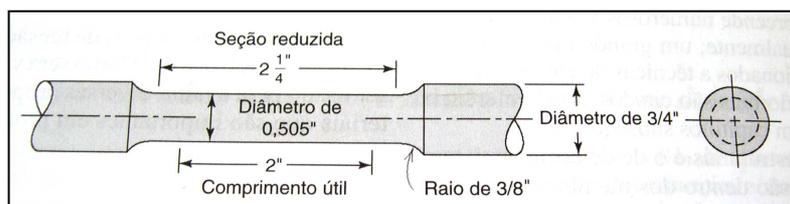


Figura 31 – Geometria padrão do corpo de prova para ensaios de tração (Norma ASTM E 8 e E 8M).

Foram confeccionados 35 corpos de prova com geometria padronizada, divididos em 7 grupos, obedecendo às exigências das normas.

1^o Grupo – 5 corpos de prova obtidos com liga de Cr/Co, liga virgem.

2^o Grupo – 5 corpos de prova obtidos com 50% em peso da liga do primeiro grupo (fundida) e 50% de liga virgem.

3^o Grupo –5 corpos de prova obtidos com 50% em peso da liga do segundo grupo (fundida) e 50% de liga virgem.

4^o Grupo –5 corpos de prova obtidos com 50% em peso da liga do terceiro grupo (fundida) e 50% de liga virgem.

5^o Grupo –5 corpos de prova obtidos com 50% em peso da liga do quarto grupo (fundida) e 50% de liga virgem.

6^o Grupo –5 corpos de prova obtidos com 50% em peso da liga do quinto grupo (fundida) e 50% de liga virgem.

7^o Grupo –5 corpos de prova obtidos com 100% de liga metálica refundida.

Os corpos de prova foram obtidos através de fundição pela técnica da cera perdida. Inclusão dos padrões de cera em anéis específicos para posterior fundição, que foram obtidos em molde de silicone de condensação com geometria e dimensões específicas, previamente testada.

Obtenção do corpo de prova (mestre)

Após a verificação que as medidas fornecidas pela norma ASTM E 8 e E 8M, levariam a um grande gasto de material, o que poderia levar a impraticabilidade na obtenção dos corpos de prova, passou-se então a estudar uma diminuição proporcional que permitisse realizar os ensaios mecânicos de tração, sem prejuízo dos resultados comparativos. O corpo de prova obtido e testado através de ensaios preliminares tinha as seguintes dimensões: 53 mm de comprimento, 9 mm de largura na parte mais larga e 5,5 mm na parte mais estreita, a espessura do material era 2 mm (fig. 32).



Figura 32 – Corpo de prova (mestre) em resina acrílica.

Após a determinação da geometria e das dimensões corretas do corpo de prova mestre, o passo seguinte foi a confecção de um molde padrão em silicone de condensação, o qual foi obtido através da moldagem do corpo de prova mestre, para obtenção dos padrões de cera (fig. 33).



Figura 33 – Molde do corpo de prova em silicone de condensação

Padrões de cera

O molde tinha a finalidade de servir de matriz para a moldagem dos padrões de cera (fig.34). Ele foi preenchido (vazado) com cera pré-aquecida (liquefeita), e após o seu resfriamento total, foi removidos e incluídos em revestimento a base de quartzo,



Figura 34 – Padrões de cera dos corpos de prova

Inclusão e fundição

Após a obtenção dos padrões de cera, um pino plástico formador do conduto de alimentação foi fixado ao padrão e depois preso em uma base formadora de cadinho, adaptados a um anel de borracha, conforme fig. 35. Para a inclusão dos corpos de prova utilizou-se um revestimento à base de quartzo (NOVOLUX).

Vinte e quatro horas após a presa final do revestimento, os moldes foram hidratados e levados ao forno para aquecimento progressivo até atingir a temperatura de 950°C , para eliminação da cera, segundo ciclo térmico fornecido pelo fabricante da liga metálica. O metal foi fundido em chama direta de maçarico com emprego de uma mistura combustível de GLP/Oxigênio, e depois de fundido, injetado para o interior do molde, através de centrifugação. Após o resfriamento do anel, o corpo de prova obtido foi removido e levado para usinagem com o propósito de deixá-lo mais uniforme, com espessura de 2 mm (fig. 36).

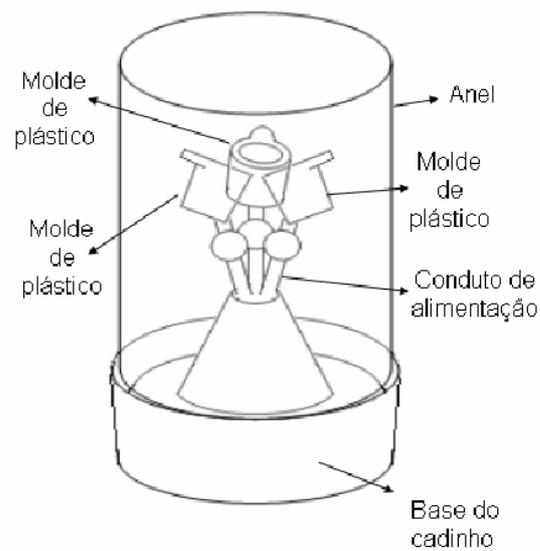


Fig. 35 - Esquemático do molde formador do anel de fundição

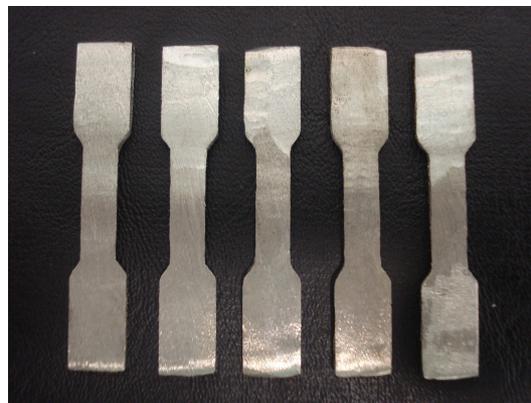


Fig. 36 - Corpos de prova obtidos por fundição

3.3. CARACTERIZAÇÃO DO MATERIAL

Os corpos de prova refundidos foram caracterizados por ensaios mecânicos de tração e microdureza. A microestrutura da liga cobalto-cromo foi avaliada por microscopia óptica e eletrônica de varredura (MEV), difração e, fluorescência de raios X

3.4. Ensaios Mecânicos de tração

Os ensaios foram realizados em uma máquina de ensaios mecânicos universal, Shimadzu AG1 – 100KN a temperatura ambiente, como mostra a fig. 37.

A capacidade desta máquina é de até 100 kN, entretanto, devido às características do corpo de prova, foi utilizado um método especial para esse material (liga de Co-Cr), onde a carga aplicada foi de 50% da capacidade da máquina, o equivalente, a 50 kN. A aplicação de carga máxima nesse ensaio não se fez necessário, pois os corpos de prova romperam tipicamente com 10% de carga máxima. A aplicação de uma carga menor pode ser justificada pela necessidade de uma menor sensibilidade durante os ensaios, o que resulta em resultados mais precisos. A taxa de aplicação de carga ou velocidade de deslocamento foi de 5 m/min.

Os dados obtidos a partir dos ensaios de tração incluem módulo elástico, energia de fratura, força de ruptura, força máxima e limite de elasticidade.

O intervalo para obtenção do módulo elástico no eixo força foi de 4 a 6 kN.

Estes dados são adquiridos através do programa Trapezium da Shimadzu.

As amostras foram numeradas para melhor identificação do grupo, sendo o número de cada amostra voltado para a garra inferior da máquina. As medidas de espessura, largura e comprimento útil foram aferidas com o auxílio de um paquímetro, antes e após o ensaio.



Figura 37 - Corpo de prova posicionado para ensaio.

3.5. ENSAIOS DE MICRODUREZA

Para os ensaios de microdureza foram confeccionados 7 corpos de prova com dimensões aproximadas de 10,0 mm x 10,0 mm x 2 mm, todos obtidos pela técnica da cera perdida, obedecendo os processos de fundição e refundição conforme esquema dos grupos formados. Após obtenção dos corpos de prova, os mesmos foram embutidos em resina acrílica de auto-polimerização para em seguida serem submetidos ao lixamento manual com lixas de granulometria 80, 150, 220, 360, 500, 600, 1200 e 2000 mesh. Esse polimento foi efetuado de maneira que na lixa subsequente o corpo de prova girasse 90⁰ em relação ao seu eixo, com a finalidade de eliminar os riscos provocados pela lixa anterior. Finalmente o polimento foi realizado com disco de feltro e gotejamento de alumina com granulometria 1 µm em suspensão. Para os testes mecânicos de microdureza foi utilizado um microdurômetro série HMV – 2. Uma das aplicações desse ensaio é a determinação da microdureza dos microconstituintes, podendo ser aplicável a todos os materiais metálicos com quaisquer durezas, muito finos, pequenos e irregulares, através de indentações extremamente pequenas. A máquina consta de um penetrador

(pirâmide de diamante de base quadrada com ângulo de 136°), utilizando cargas a partir de 1 gf à 2 kgf. Para a aplicação da carga as amostras devem ser previamente embutidas, lixadas, polidas e atacadas em ácido. A norma brasileira utilizada é NBR-6672.

CARACTERIZAÇÃO MICROESTRUTURAL

3.6. Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Após o ensaio mecânico de tração, foram selecionadas secções da área de fratura, representativas de cada grupo. As mesmas foram unidas longitudinalmente e fixados em uma base de cera pegajosa, de maneira que suas superfícies de fratura ficassem dispostas na mesma altura. A análise foi realizada através da incidência do feixe de elétrons na região da fratura promovendo emissão de elétrons secundários e retroespalhados, , assim como de raios-X característicos (REED, 1996). A imagem eletrônica de varredura obtida representa em tons de cinza o mapeamento e a contagem de elétrons secundários (SE – *secondary electrons*) e retroespalhados (BSE – *backscattering electrons*) emitidos pelo material analisado. Como as amostras eram metálicas, assim, apresentaram intensa emissão de elétrons secundários, fonte primordial para formação de imagem da superfície de materiais, não necessitaram ser submetidos ao processo de metalização. Para essa análise foram utilizados aumentos de 100, 200 e 500 vezes.

3.7 Difração de raio X

Para a análise no difratômetro de raio X , foram utilizados 7 corpos de prova com dimensões de 10,0 mm x 10,0 mm. Depois de obtidos pela técnica da cera perdida, eles foram lixados previamente com lixas de granulação 200 e 400 mesh,

para eliminação de irregularidades nas superfícies das amostras. Essas dimensões se fizeram necessárias devido a sua compatibilidade com o tamanho do porta-amostras. Para análise das fases superficiais foi utilizado um difratômetro de raios-X, Shimadzu modelo XRD-6000. As amostras foram analisadas com ângulos de varredura entre 0° e 90°, passos de 0,02° e tempo de 0,6 segundos por passo com velocidade de 2°/minuto. A identificação das fases foi realizada com auxílio do programa Search Match, da Shimadzu V4.1 com base na composição nominal fornecida pelo fabricante e nas fichas cristalográficas existentes na literatura JCPDS para ligas metálicas. .

3.8. Fluorescência de raio X

Na análise através de fluorescência de raio X, foram utilizados 7 partes dos corpos de prova ensaiados mecanicamente, através de uma porção representativa de cada grupo.

A fluorescência de raios-X é uma técnica espectroscópica de análise multielementar bastante versátil, podendo ser aplicada a amostras sólidas e líquidas, sem a necessidade de uma preparação complexa. Nesta técnica o tratamento de dados é usualmente feito através de curvas de calibração univariadas, onde se integram determinadas linhas espectrais correspondentes à concentração dos elementos de interesse. Quando se deseja relacionar mais de uma linha espectral ao mesmo tempo é necessário a utilização de outros métodos matemáticos mais sofisticados, como por exemplo, modelos quimiométricos(LEYDEN, D. E., (1984); BERTIN, E. P., (1970).

3.9. Microscopia óptica

Para a análise em microscópio óptico foram também utilizados sete corpos de prova, representativos de cada grupo, previamente embutidos em resina acrílica, lixados e polidos, obedecendo a seqüência de lixas e material para o polimento. Após o polimento das amostras, os corpos de prova foram analisados por microscopia óptica com a finalidade de observar percentualmente a presença de porosidade existente. A identificação de porosidade em microscopia óptica pode ser feita através de uma ferramenta computacional chamada Image, que analisa e quantifica percentualmente essa porosidade. Depois dessa análise o material foi submetido a ensaios de microdureza, através da média de sete indentações. Finalmente, o material foi atacado previamente com uma solução para verificação da formação dos grãos.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS E DISCUSSÃO

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1. ENSAIOS DE TRAÇÃO

Os corpos de prova que durante os ensaios mecânicos de tração apresentaram fratura na área correspondente à garra da máquina, foram desprezados em virtude de fornecer resultados não confiáveis. Os corpos de prova desprezados foram: nº 3 do grupo 1, nº 1 do grupo 2, nº 4 do grupo 3, nº 4 e 5 do grupo 4, nº 4 do grupo 5 e nº 2 do grupo 6. Abaixo, as figuras 40 e 41 mostram corpos de prova após ensaios mecânicos, que apresentaram fratura fora da área de rompimento.



Fig. 38 e 39 – Corpos de prova com fraturas fora da área útil.

Os ensaios mecânicos do corpo de prova nº 1, do grupo 1, fundidos com liga de cobalto-cromo virgem estão representados na figura 42. Nessa figura, pode-se verificar e comparar os resultados com as informações fornecidas pelo fabricante da liga metálica utilizada nesta pesquisa. Pode-se observar que o deslocamento da garra nesse corpo de prova atingiu um máximo de 4,01 mm, e que a medida expressa em deslocamento foi devido a impossibilidade de utilização do extensômetro (aparelho utilizado para medir a deformação do material), devido ao

reduzido tamanho dos corpos de prova. O valor da força máxima (resistência à tração), obtida nesse corpo de prova foi de 721,76 MPa, valor esse próximo do material analisado, segundo informações do fabricante que é de 755 MPa.

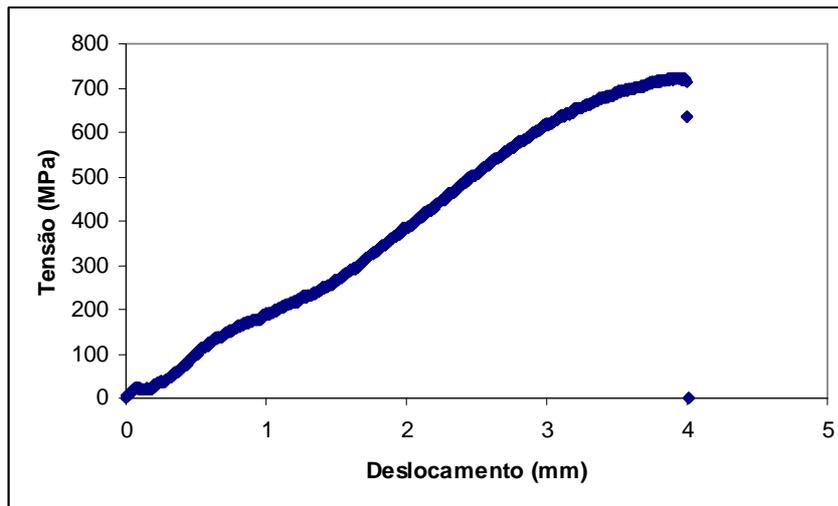


Fig. - 40 - Comportamento mecânico de uma liga de Co-Cr, virgem.

A figura 43 representa os resultados estatísticos do tratamento feito através do teste T de ANOVA, relativos ao módulo de elasticidade do material após cinco refundições, resultados comparados ao grupo 1, representativo das condições de fundição com liga metálica virgem. O teste estatístico demonstrou diferença significativa ($p < 0,005$) entre os grupos 1 e 2, grupos 2 e 3 e grupos 2 e 6. Já os demais grupos não apresentaram diferença significativa. Pode-se observar uma variação nos valores obtidos do módulo de elasticidade, com o aumento nos valores no grupo 2, primeira refundição, e a partir desta, uma variação de resultados nos demais grupos. Isto pode ser atribuído a impossibilidade de uso de extensômetro, dispositivo utilizado com a finalidade de verificação do módulo de elasticidade, como também ao escorregamento da garra, folga de máquina e deformação da máquina

durante o ensaio de tração. Portanto, as diferenças encontradas são inerentes ao material nas condições que foi fundido cada grupo.

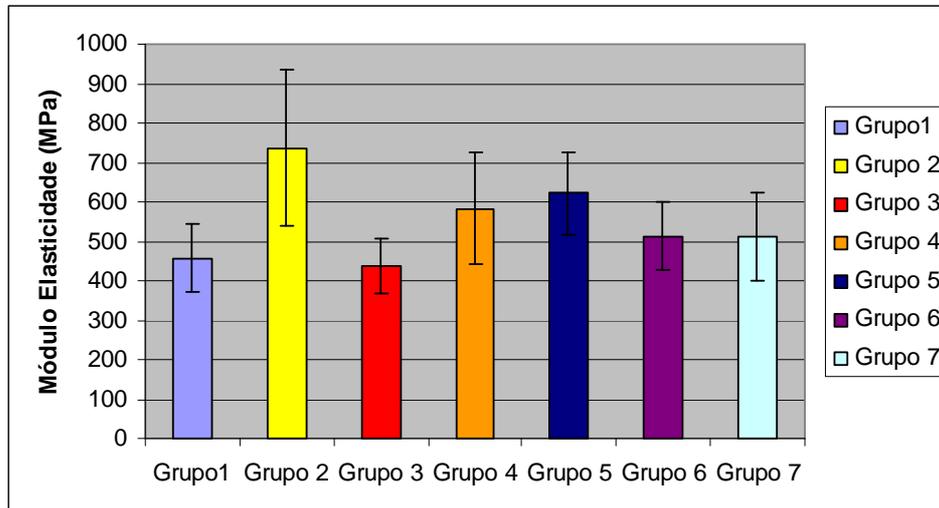


Fig. 41 – Valores médios dos módulos de elasticidades dos grupos ensaiados

Para PHILLIPS (1998), o módulo de elasticidade do material é uma propriedade que representa a sua rigidez, sendo muito importante em ligas para próteses parciais removíveis, uma vez que determina a espessura que as várias partes dessa estrutura devem ter, para resistir à deflexão. As ligas de metais básicos em geral apresentam um módulo de elasticidade duas vezes maior que as ligas de ouro para fundição Tipo IV (Liga extradura). Enquanto uma liga de ouro apresenta um módulo de elasticidade de 81 Gpa, as ligas de Co-Cr tem um módulo de elasticidade de 218 Gpa.

A figura mostra uma ligeira alteração no que diz respeito ao deslocamento da garra, quando comparado ao ensaio do corpo de prova do primeiro grupo. Pode-se ainda observar que, apesar dos valores representativos dos módulos de elasticidade e força máxima não mostrarem diferenças significativas entre os grupos ensaiados, o valor de tenacidade do material encontra-se diminuído, o que pode ser visto

através da área total sob a curva tensão-deslocamento, desde a tensão zero, até a correspondente à fratura.

Centralizar a figura. Mesmo tamanho das demais.

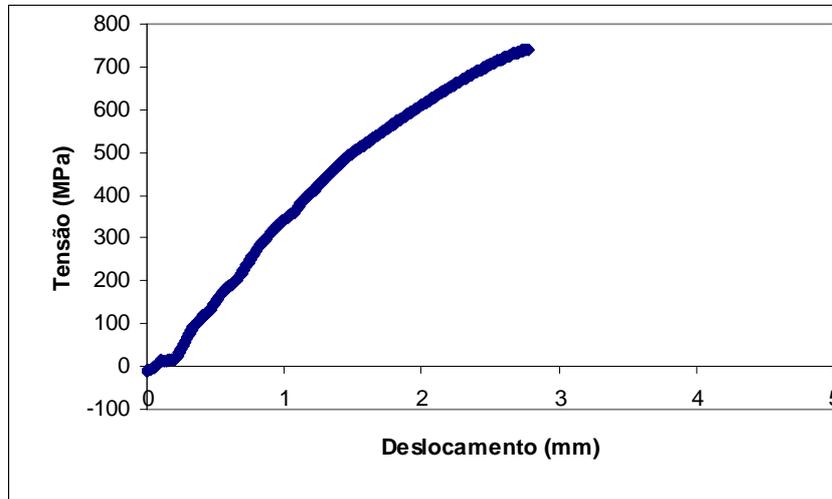


Fig. 42 – Comportamento mecânico do corpo de prova nº1, do grupo 2.

Em relação à tensão de fratura, as análises efetuadas através do tratamento estatístico T de ANOVA (figura 45), não mostram diferenças estatísticas significativas, revelando que para todos os corpos de prova ensaiados, os valores de tensão à fratura estiveram dentro de faixas aproximadas. Em trabalho realizado por AFZALI, MARIC e FENTON (1995), os grampos de Co-Cr com 15 mm de comprimento quando submetidos à flexão em áreas retentivas de 0,25 mm, necessitaram de uma força de 800 gramas, quando submetido a uma retenção de 0,50 mm o material necessitou de uma maior força com tendência à deformação permanente. O grampo confeccionado com 10 mm de comprimento, após ser submetido a três ciclos de flexão, apresentou encruamento e deformação permanente.

Para Taylor & Hanson (1960), a utilização de sobras de ligas fundidas pode acarretar diminuição na resistência à tração, no limite de escoamento e

alongamento. Essa afirmação está de acordo com o trabalho de Hesby em 1980, que analisando as propriedades físicas através de refundições em 4 tipos de liga não preciosas sem adição de liga nova, estudou a resistência à tração, percentagem de alongamento e dureza. Em relação à tensão/percentagem de alongamento não foram encontrados resultados estatísticos significativos, quando comparou-se a liga fundida uma vez e refundidas quatro vezes.

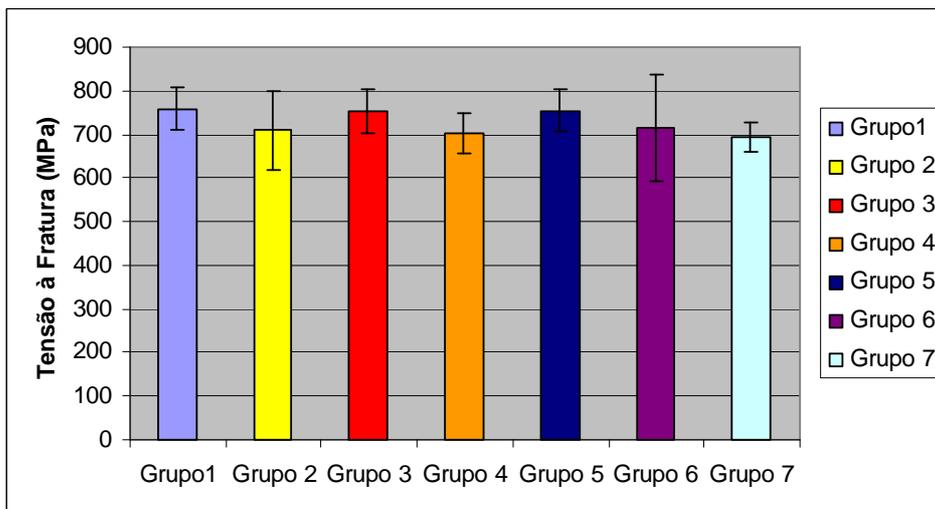


Fig. 43 – Valores médios de tensão à fratura dos corpos ensaiados

Os valores de resistência obtidos com quaisquer dessas medidas feitas uma vez, podem ser razoavelmente enganosos, se usados para se planejar uma estrutura que será sujeita a carregamento repetido ou cíclico, como o funcionamento dos grampos de uma prótese parcial removível. A maioria das fraturas que ocorre em próteses se desenvolve progressivamente durante vários ciclos de tensão, após a iniciação de uma rachadura, a partir de um defeito intrínseco crítico e subsequentemente através da propagação da rachadura (trinca). Valores de tensão muito abaixo da resistência máxima podem produzir uma fratura prematura de uma prótese dental uma vez que defeitos microscópicos crescem vagarosamente após vários ciclos de tensão, no processo de falha por fadiga (PHILLIPS, 1998)

A resistência à tração não é uma medida da atração ou repulsão individual, e sim mais propriamente, mede as forças interatômicas coletivamente em todos os corpos de prova, independente da forma.(PHILLIPS, R. W., 1982). Constitui uma lei fundamental (lei de Hooke), que a tensão é diretamente proporcional à deformação, no setor de deformações elásticas. A irregularidade na porção linear na curva tensão-deslocamento pode ser explicada através da sensibilidade dos instrumentos de medida, o que representa pequenos desvios da lei de Hooke, causando incerteza na determinação do ponto exato no qual a linha selecionada desvia da linearidade (ponto do limite proporcional), segundo (PHILLIPS, R. W., 1982).

A figura 46 representa o ensaio de tração de um corpo de prova do 3º grupo (2ª refundição), onde pode-se observar que apesar dos valores de elasticidade e resistência máxima estarem dentro de faixas aproximadas, verifica-se uma tendência à diminuição do deslocamento, o que pode ser interpretado como uma diminuição de sua energia de fratura.

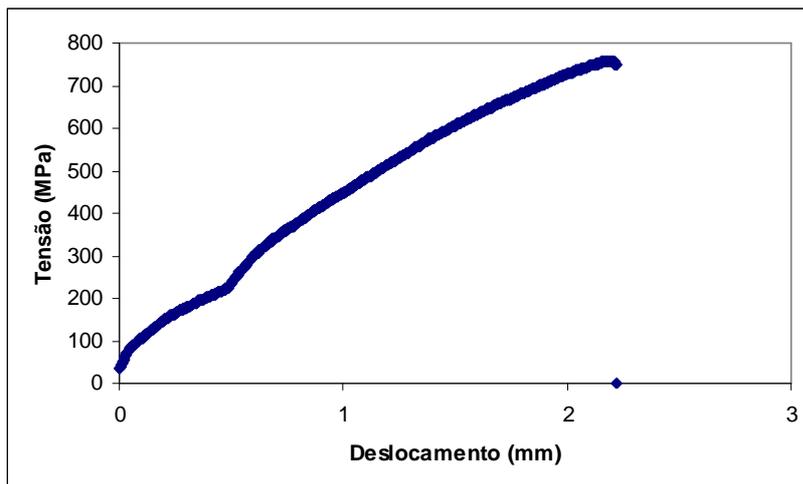


Fig. 44 – Comportamento mecânico do corpo de prova da 2ª refundição.

Em relação ao estudo do limite elástico do material, observa-se na figura 47 que os resultados estatísticos mostram não haver diferenças significantes entre os grupos analisados. Todos se apresentam bem próximos dos valores do primeiro

grupo. O limite elástico de um material pode ser definido como a maior tensão a que um material pode ser submetido, de maneira a retornar às suas dimensões originais quando a carga for removida.

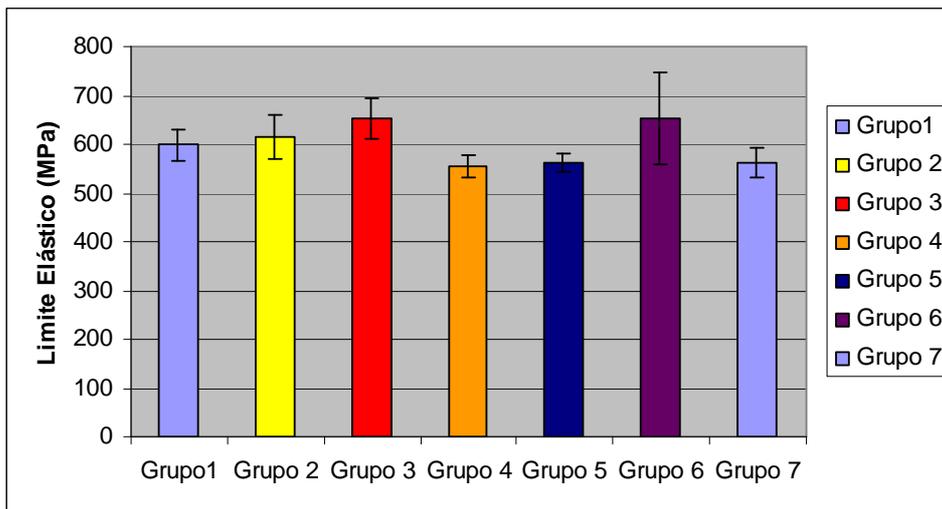


Fig. 45 – Limite elástico dos grupos analisados.

A figura 48 representa o ensaio de um corpo de prova pertencente ao 4^o grupo (3^a refundição), onde verifica-se a tendência de diminuição do deslocamento, apesar da tensão máxima permanecer sem alterações.

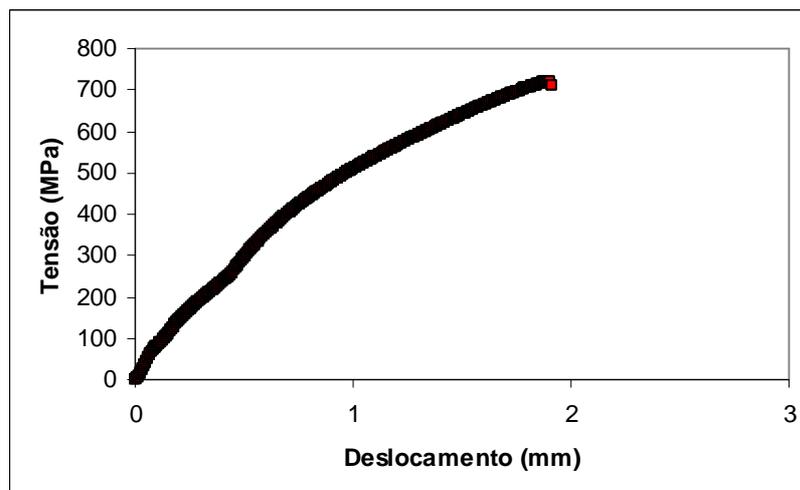


Fig. 46 – Comportamento mecânico do corpo de prova da 3^a refundição

As condições aceitas para as definições de limite de elasticidade e limite de proporcionalidade não são sempre realizáveis em condições práticas. Se os instrumentos de medidas possuírem bastante sensibilidade, poderão ser registrados desvios da lei de Hooke, e pequenas deformações permanentes em quaisquer tensões, quando são ensaiados metais e ligas produzidas comercialmente (PHILLIPS, R. W., 1986).

Se a carga for progressivamente aumentada, em pequenas quantidades e liberada após cada adição de tensões, um valor de tensão será encontrado finalmente, onde o corpo de prova ensaiado não retornará mais a seu comprimento original com a remoção da carga. Nesse caso dizemos que a estrutura ensaiada foi forçada além do seu limite de elasticidade, ou, que apresentou deformação plástica..

Após a 4ª refusão, representada pelo corpo de prova 2 (figura 49), verifica-se que apesar das propriedades mecânicas não apresentarem diferenças significativas, segundo os resultados estatísticos, permanecem dentro de faixas aproximadas, existindo sempre uma tendência na diminuição do deslocamento da garra.

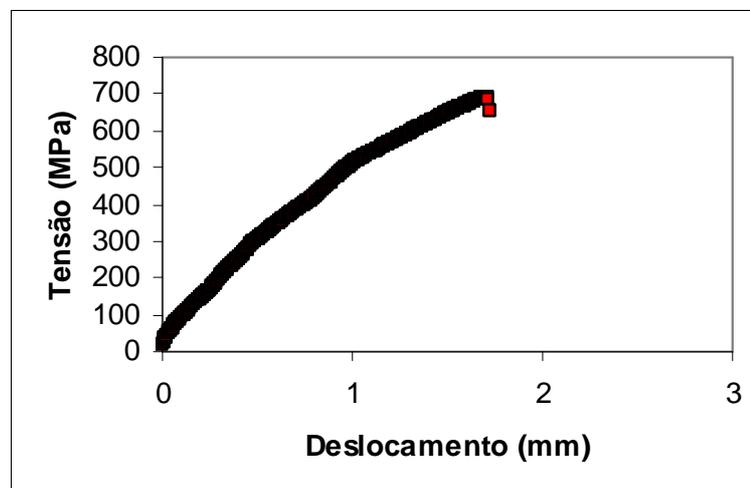


Fig. 47 – Comportamento mecânico após 4ª refusão

O corpo de prova nº 1 do grupo 6 (figura 50), mostra que após a 5ª refusão sucessiva da liga metálica de Co-Cr, há uma acentuada diminuição de seu deslocamento, que pode ser definida como a energia necessária para fraturar um material, e está expressa como a área total sob a curva tensão-deslocamento, desde a tensão zero até a tensão de ruptura (PHILLIPS, 1986).

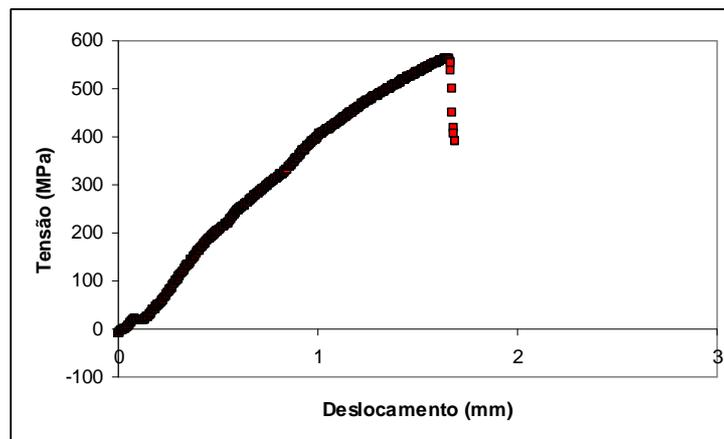


Fig. 48 – Comportamento mecânico após a 5ª refusão

Os resultados obtidos nesse estudo parecem não estar de acordo com os obtidos por HESBY et. al., (1980), que trabalhando com ligas de cobalto-cromo, não encontraram alterações nas propriedades mecânicas, após quatro refusões sucessivas, com a liga fundida em centrífuga elétrica. Porém, segundo as observações HARCOURT (1962) e LEWIS et al., (1975), o excesso de refusão nesse tipo de liga promove alterações em sua composição e conseqüentemente, nas suas propriedades físicas e estruturais.

As próteses parciais removíveis utilizam componentes retentivos em forma de grampos circunferenciais que abraçam toda a coroa do dente, ou por ação de ponta nos casos de grampos de Roach. Entretanto, tal mecanismo tem se mostrado ineficiente quando do uso da prótese, por parte do paciente. GHANI e MAHOOD, (1990) observaram que os grampos confeccionados com liga de cobalto-cromo

apresentam deformação plástica no primeiro mês de uso da prótese, e após seis meses de uso, muitos já estavam comprometidos. Para ASGAR; TECHOW; JACOBSON. (1970); BATES, (1965a); BATES, (1965b); BATES, (1966); BOMBONATTI; GARLIPP; BARROS, (1968); IWAMA, (1985); MUZILLI, (2004) a deformação permanente e fratura do grampo, têm sido fatos importantes para diminuir a vida útil da prótese. Essas afirmações estão de acordo com as observações clínicas e relatos de pacientes nas clínicas protéticas. Em alguns casos, o profissional é levado a pensar que a fratura da prótese foi devido a sua má utilização e/ou manipulação, durante a higienização, do que mesmo por falha do material utilizado.

Quanto ao deslocamento, dados expressos na figura 51, podem-se observar diferenças estatísticas ($p \leq 0.05$) entre os grupos 1 e 2, grupo 1 e 4, grupo 1 e 5, grupo 2 e 3 e grupo 2 e 6. Já os demais grupos não apresentaram diferença estatística. Entretanto, observa-se que os grupos 2, a 7 apresentaram queda nos valores do deslocamento, fato este que comprova a diminuição das deformações elástica e plástica do material e conseqüentemente, redução de sua energia de fratura. Assim, toda vez que o material for submetido a várias refundições, existirá sempre a possibilidade de fratura do material com menor energia.

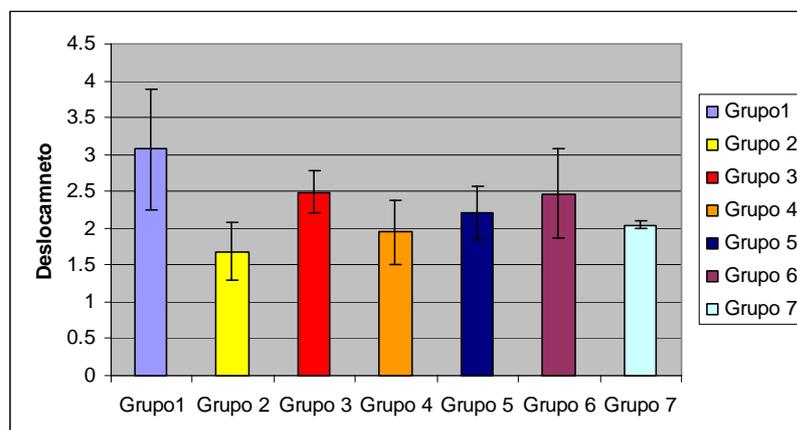


Fig. 49 – Valores dos deslocamentos entre os grupos ensaiados

A energia de fratura é uma medida da habilidade de um material absorver energia até a sua fratura. Para uma situação estática, isto é, com pequena taxa de deformação, a energia de fratura pode ser determinada a partir dos resultados de um ensaio tensão-deformação em tração. Analisando a fig. 51, observa-se que à medida que o material foi sendo submetido a sucessivas refundições, o deslocamento da garra tendeu a diminuir representando uma diminuição da energia de fratura do material. O deslocamento está diretamente relacionado com a deformação, visto que não foi possível a utilização do extensômetro nos testes de tração,

Os valores de resistência mecânica obtidos com quaisquer dessas medidas feitas uma vez, podem ser razoavelmente enganosos, se usados para se planejar uma estrutura que será sujeita a carregamento repetido ou cíclico, como o funcionamento dos grampos de uma prótese removível. Na indústria aeronáutica, por exemplo, tem sido demonstrado empiricamente, que o carregamento cíclico com valores de tensões bem abaixo daqueles determinados em medidas de resistência limite, pode produzir uma falha repentina da estrutura.(PHILLIPS, RALPH W., 1982).

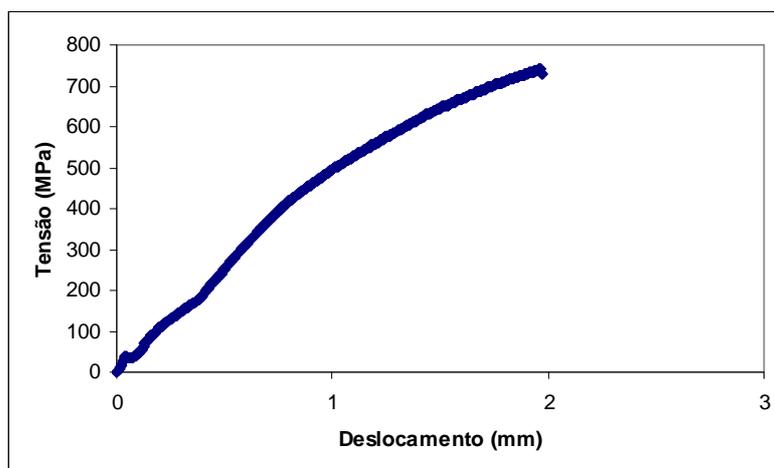


Fig. 50 – Comportamento mecânico após a 6ª refundição

Após a 6ª refundição (Fig. 52) observa-se que o deslocamento foi diminuído em aproximadamente 50%, quando comparado ao primeiro grupo, entretanto o valor de resistência a tração permaneceu inalterado.

A figura 53 é representativa da energia necessária para o rompimento do corpo de prova. Pode-se observar uma diferença significativa entre os grupos 1 e 2, e nos demais grupos, uma tendência de diminuição de energia à medida que o material foi submetido a sucessivas refundições. O resultado dessa análise mostra que à medida que o material vai sendo submetido a sucessivas refundições, existe uma tendência de acúmulo de menos energia até o rompimento do material. Ao que parece, a diminuição da energia está de acordo com os resultados mostrados pelo deslocamento, . .

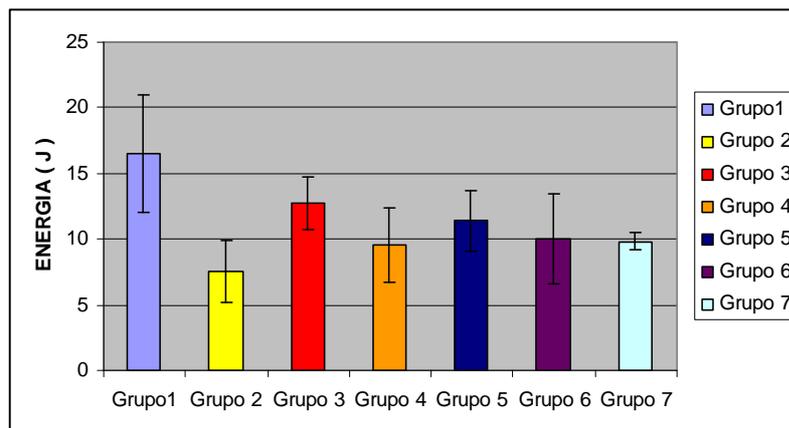


Fig. 51 – Energia média de fratura, entre os grupos analisados

4.2 ENSAIOS DE MICRODUREZA

Os ensaios de microdureza foram realizados em uma porção do material previamente embutido (liga de cobalto-cromo) e preparado para o ensaio, através de 5 endentações em cada corpo de prova, levando aos resultados mostrados na tabela 2. O tratamento estatístico realizados com os valores abaixo, não demonstrou diferenças significativas de um grupo para outro ($p > 0,005$).

Tabela 2 - Resultados dos testes de microdureza

Corpos de prova	V.M	D.P.	C.V.
G1	441	20.14	4.57
G2	435	16.41	3.78
G3	450	20.38	4.53
G4	441	29.78	6.75
G5	467	37.03	7.93
G6	427	49.44	11.58

CARACTERIZAÇÃO DO MATERIAL

Análise em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

A análise do corpo de prova do Grupo 1 (Fig 54) em microscopia eletrônica de varredura mostrou uma estrutura dendritica bastante regular com a presença de poucos poros. Entretanto, à medida que o material foi sendo submetido a sucessivas refundições (Fig 55 a 57), as imagens mostraram um material bastante irregular com presença de micro e macroporos (vazios), possivelmente relacionadas com a diminuição da energia de fratura do material.

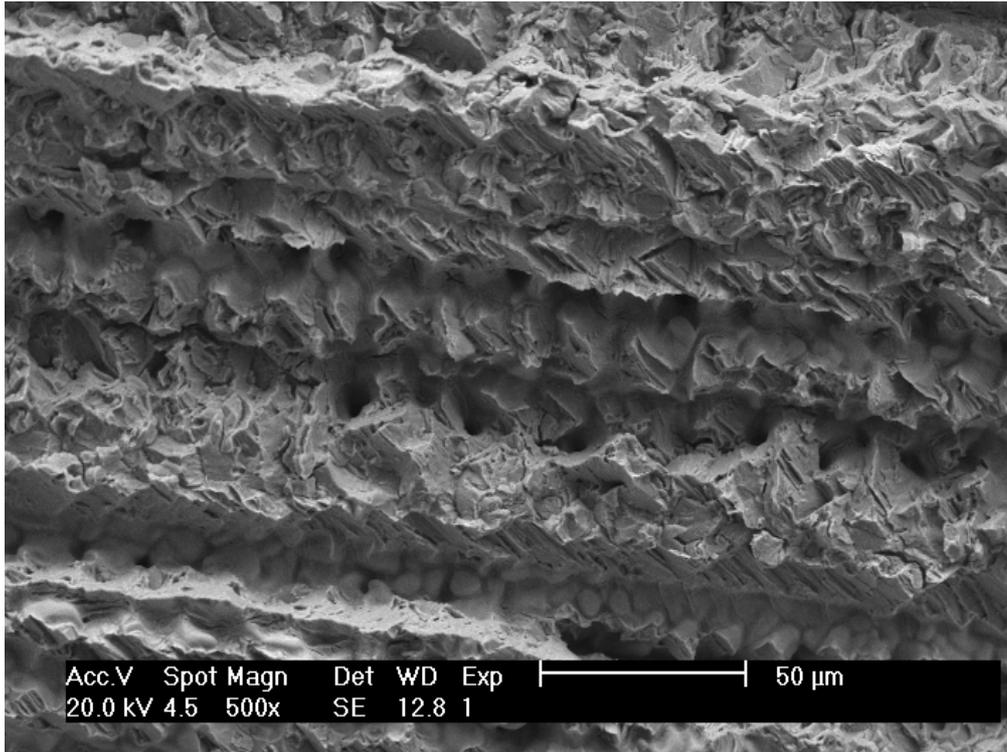


Fig.52– Fotomicrografia da área de fratura do Grupo 1.

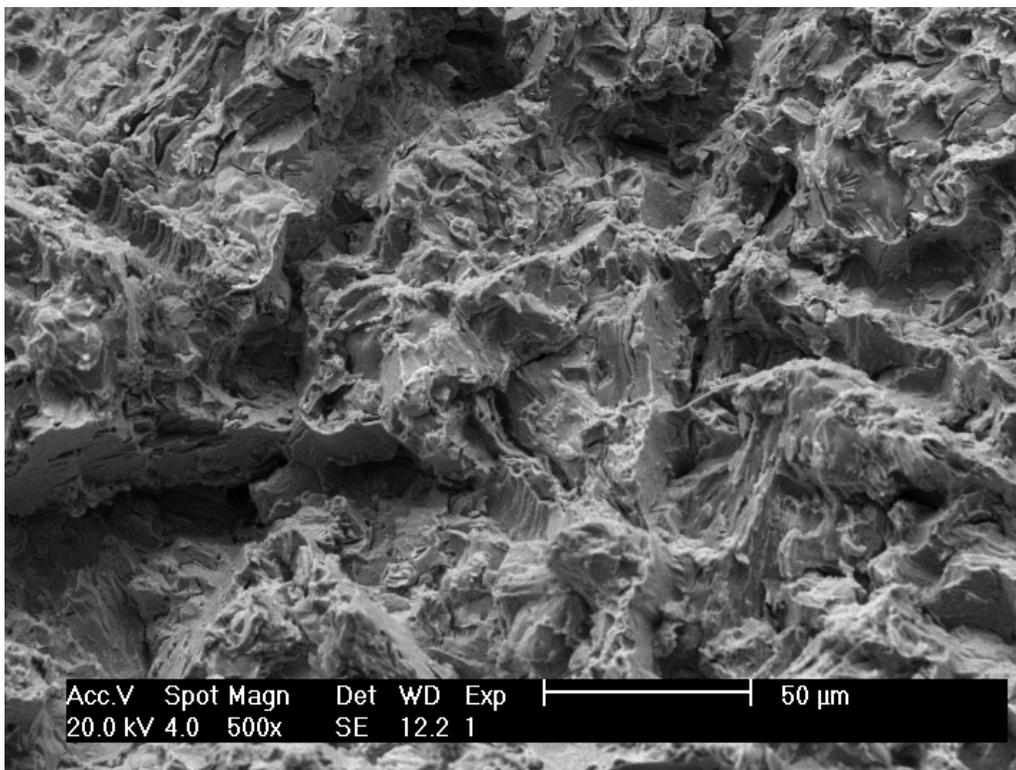


Fig. 53 – Fotomicrografia da área de fratura do Grupo 2.

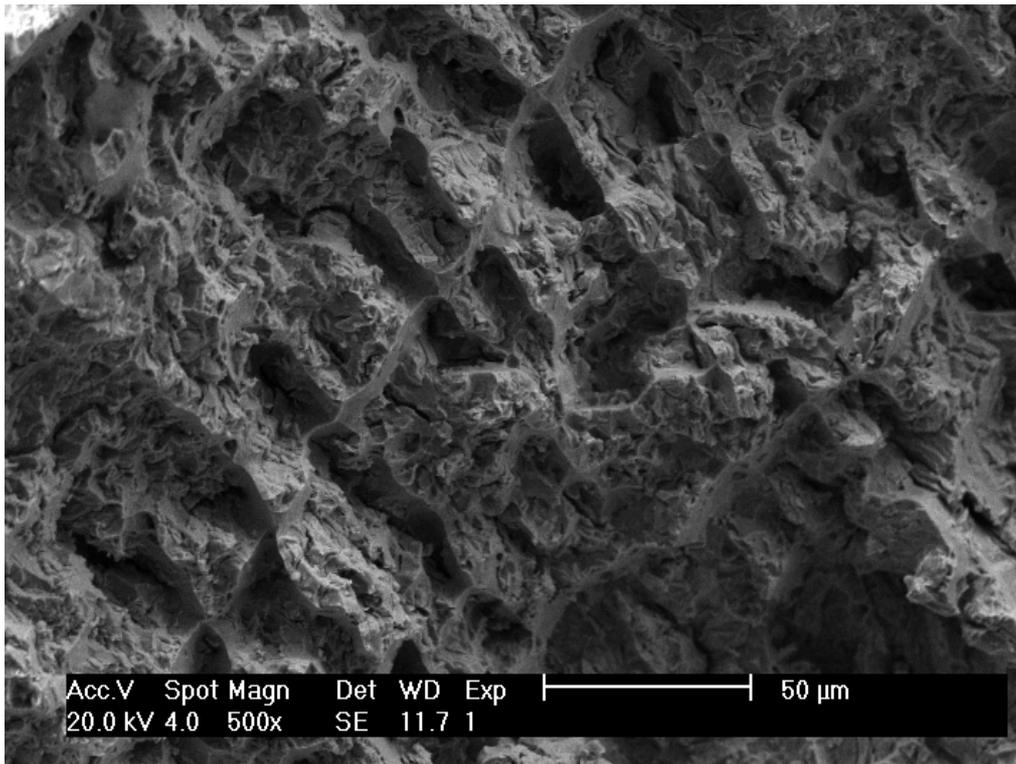


Fig. 54 – Fotomicrografia da área de fratura do Grupo 3.

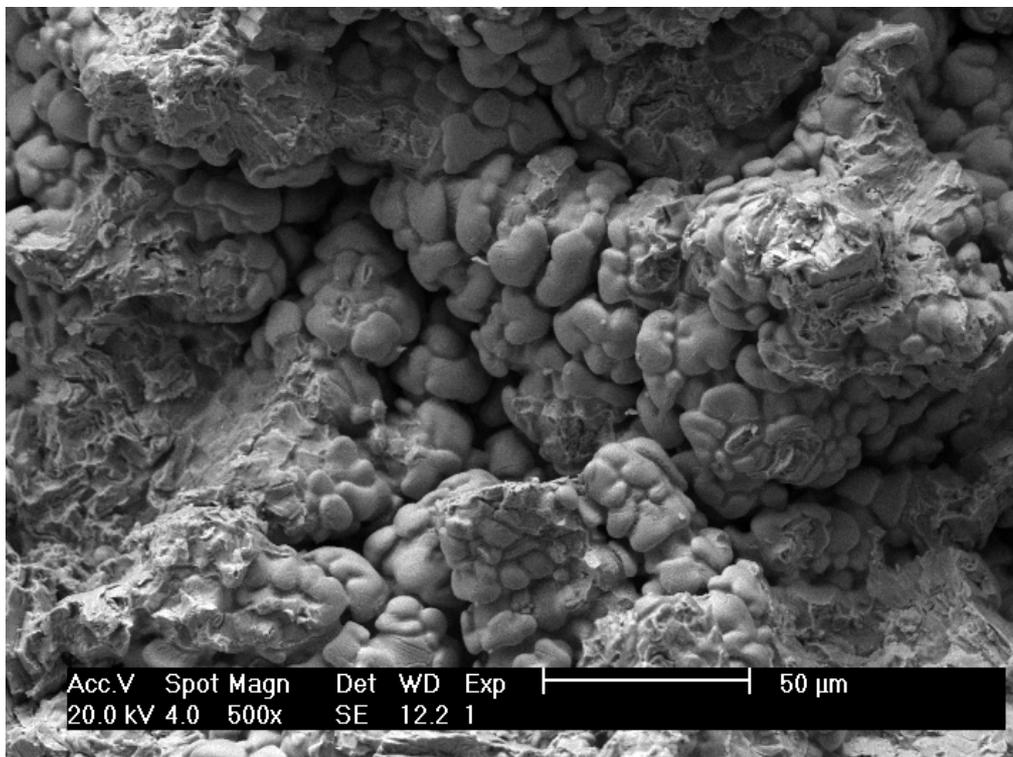


Fig. 55 – Fotomicrografia da área de fratura do Grupo 4.

A análise da área de fratura do corpo de prova representativo do grupo 4 (Fig. 57), mostra uma superfície lobulada que pode ser identificada como defeito decorrente do processo de fundição, ao que parece o calor fornecido não foi suficiente para fundir todo o material de maneira homogênea. Em trabalho realizado por HARCOURT (1962), o autor relata que o excesso de refunções altera a composição da liga e como conseqüência, suas propriedades físicas e estruturais. Relata ainda que o excesso de refunções traz como conseqüência uma diminuição da fluidez da liga e dificuldade de fundição.

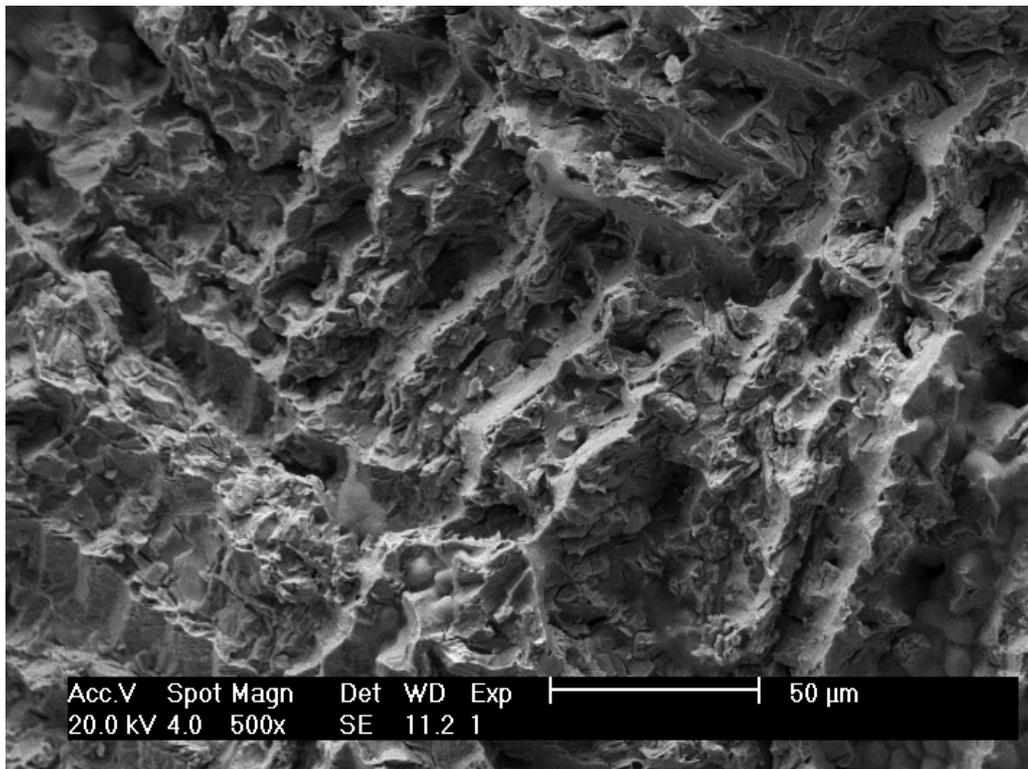


Fig. 56 – Fotomicrografia da área de fratura do Grupo 5.

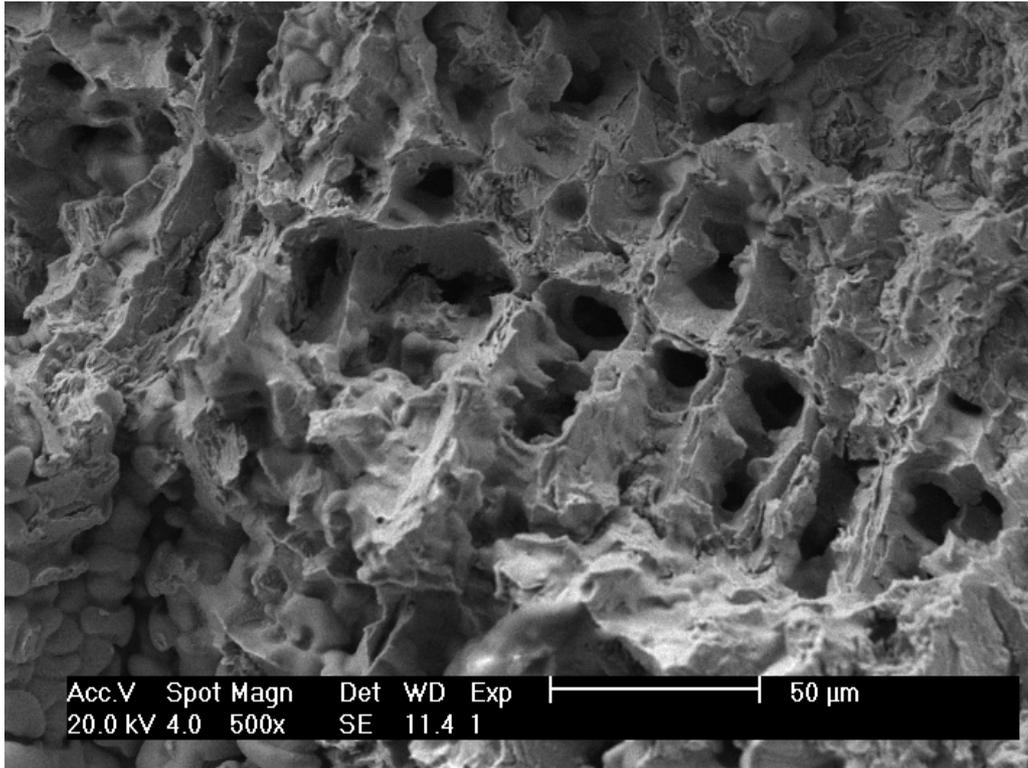


Fig. 57 – Fotomicrografia da área de fratura do Grupo 6.

As imagens das fig. 58 e 59 mostram que à medida que o material foi sendo submetido a sucessivas refundições a presença de poros e vazios foi aumentando. Segundo Yamakami et al., (2006), a presença de vazios propicia a geração de estados triaxiais de tensões que restringem a deformação plástica, fragilizando o material e diminuindo a área resistente e, conseqüentemente, sua resistência mecânica. Os percentuais globais de vazios são bem variados e indicam que o processo de fundição, provavelmente, não está sendo bem controlado. Tudo faz crer que, as afirmações dos autores acima, estão relacionadas com o processo de fundição, principalmente no que diz respeito à chama utilizada com a mistura do gás GLP/Oxigênio. A falta de um manual de orientação para esses profissionais, quanto aos procedimentos corretos no processo de fundição, pode ocasionar alterações nas propriedades do material, fato esse comprovado na imagem do grupo 4, fig. 57,

onde se observa grande falha decorrente desse processo, ou seja, falta de fusibilidade do material.

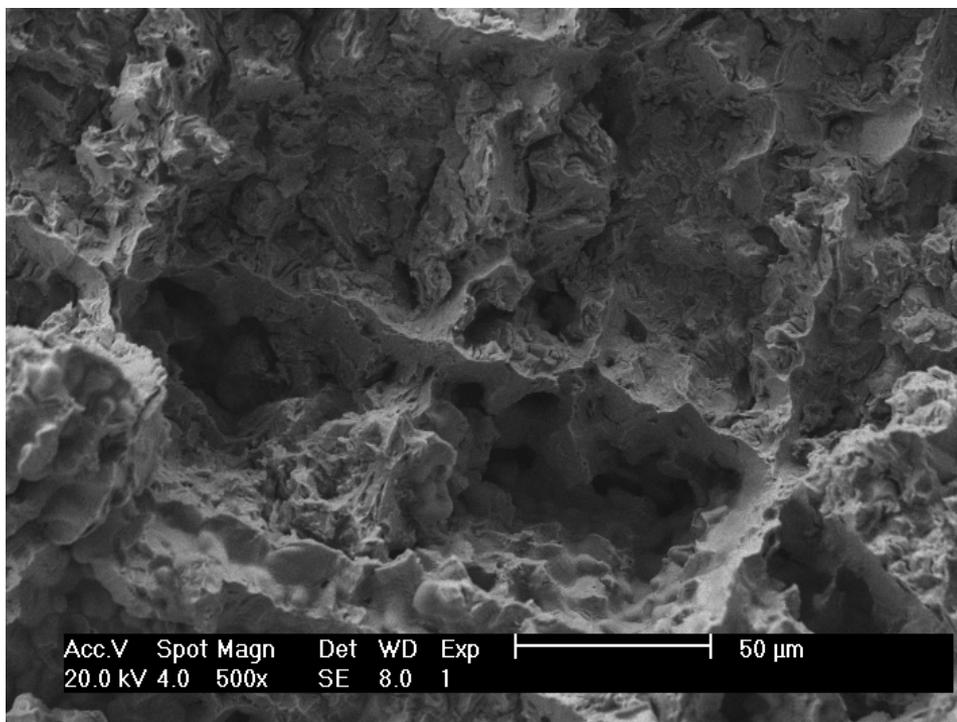


Fig. 58 – Fotomicrografia da área de fratura do Grupo 7.

O aumento da porosidade observado no presente trabalho, parece estar em acordo com os estudos realizados por Sá, C. J., (2004), através de fundição e refundições em ligas de Ni-Cr de uso odontológico até duas refundições. Nesse trabalho foram utilizadas micrografias obtidas com aumento de 100 x, analisadas através do programa de imagens image, que possibilita a identificação de porosidade na imagem selecionada, podendo verificar o valor máximo em regiões variadas. Ao final das análises observou-se que as ligas fundidas em dois laboratórios distintos apresentaram regiões com porosidade máxima da ordem de 9% e 11%, respectivamente, enquanto que os resultados das análises das ligas refundidas uma vez e refundidas duas vezes, apresentaram 14% e 86%, 12% e 70%, respectivamente.

A presença de porosidade em ligas metálicas de Co-Cr pode também estar relacionada com o processo de fundição. Pesquisa realizada por GABRIOTTI, M. N., SILVA, L. R. e RIZZATTI-BARBOSA, C. M., (2001), verificaram a presença de porosidade em Co-Cr sob duas condições de fundição, através do arco-voltáico e oxigênio-acetileno, e puderam observar que a percentagem de porosidade através do arco-voltáico foi de 3,92%, enquanto as fundições por oxigênio-acetileno apresentaram 5,43 %.

Difração de Raios X

O resultado das análises efetuadas em corpos de prova representativos de cada grupo, através de difração de raios X não mostrou alterações de fases à medida que o material foi submetido a sucessivas refundições. As figuras 61 à 67 representam os difratogramas dos grupos de 1 a 7, respectivamente.

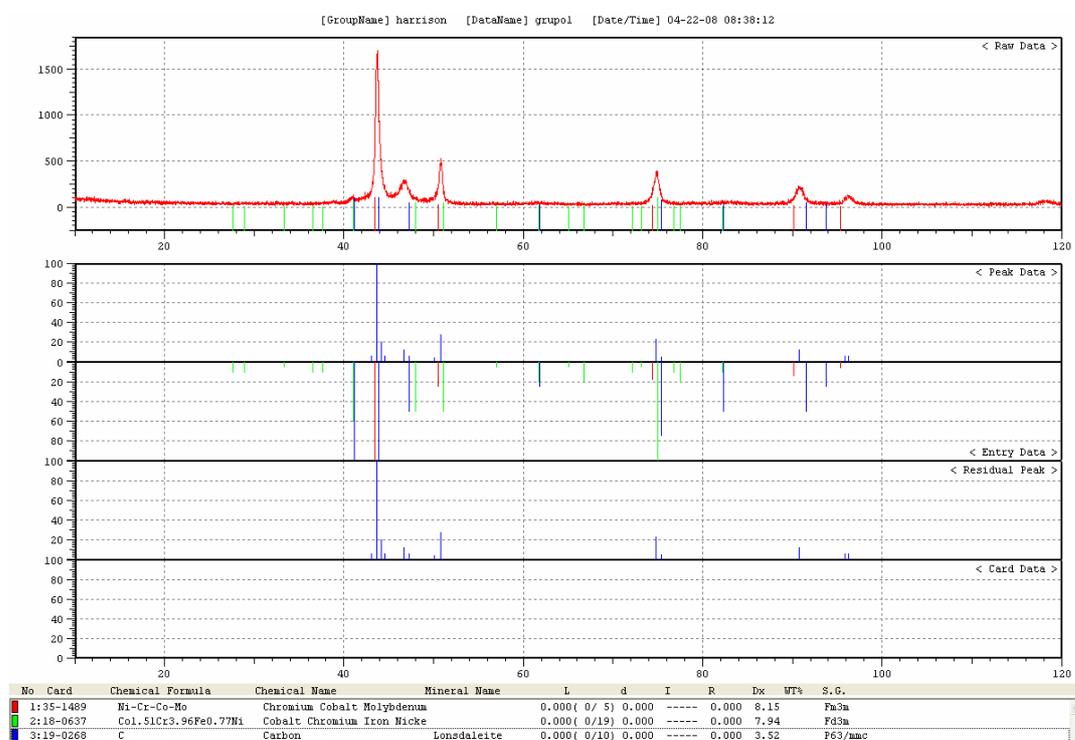


Fig. 59 – Difratograma do corpo de provado grupo 1.

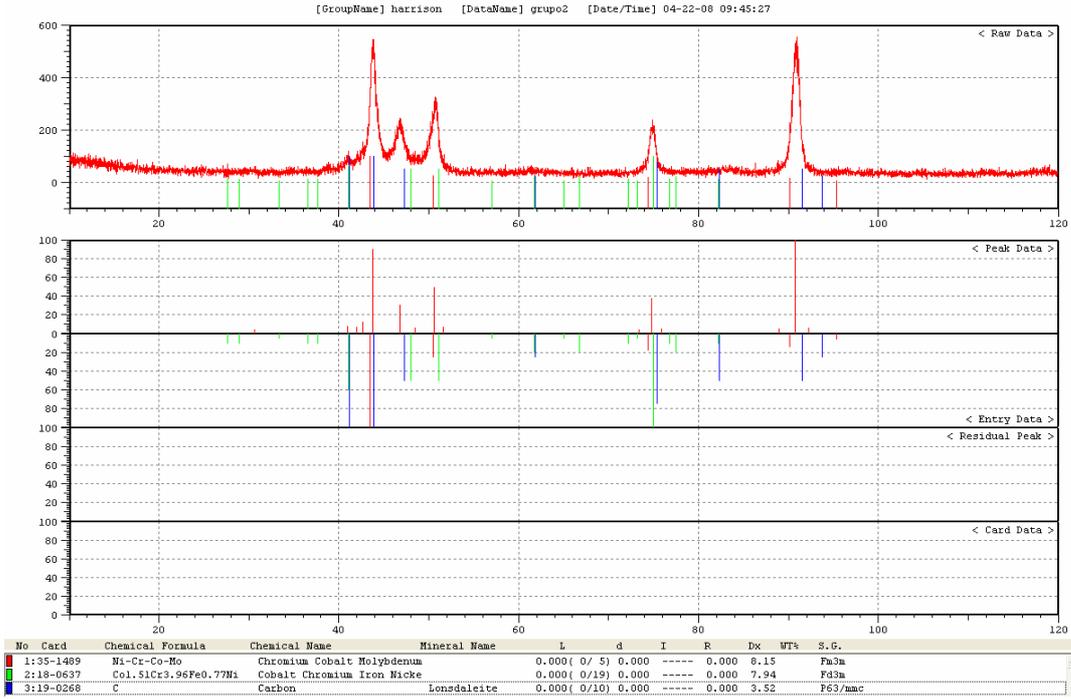


Fig. 60 – Difratoograma do corpo do prova do grupo 2.



Fig. 61 – Difratoograma do corpo de prova do grupo 3.

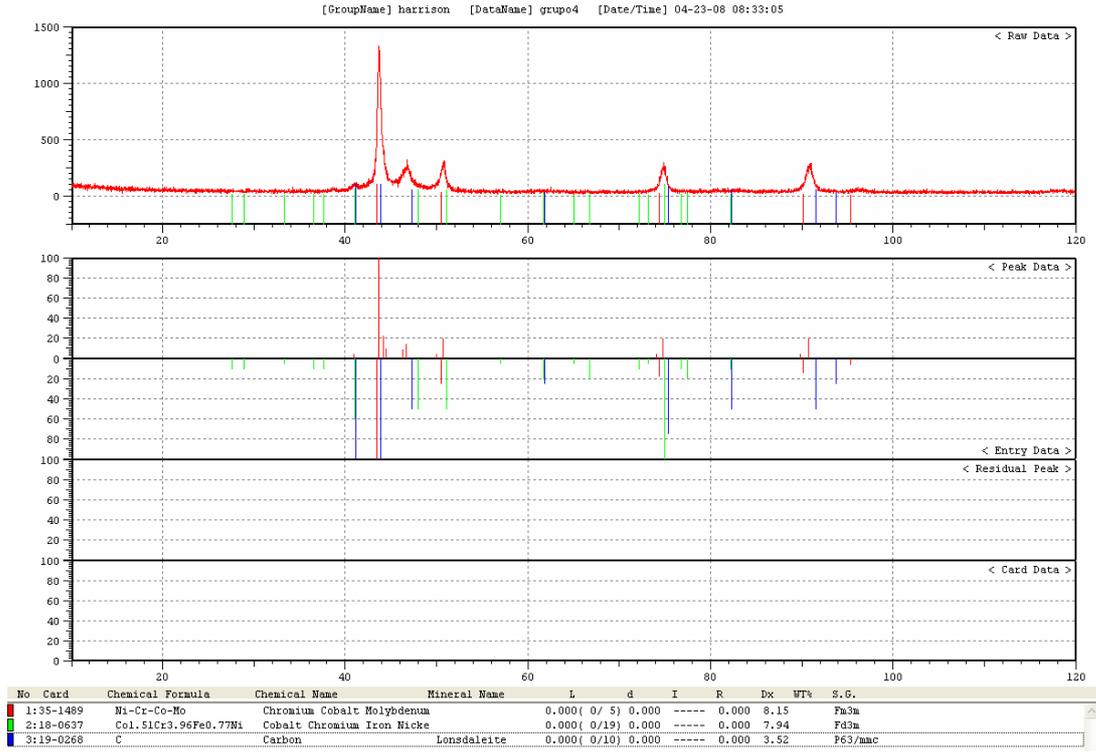


Fig. 62 – Difratoograma do corpo de prova do grupo 4.

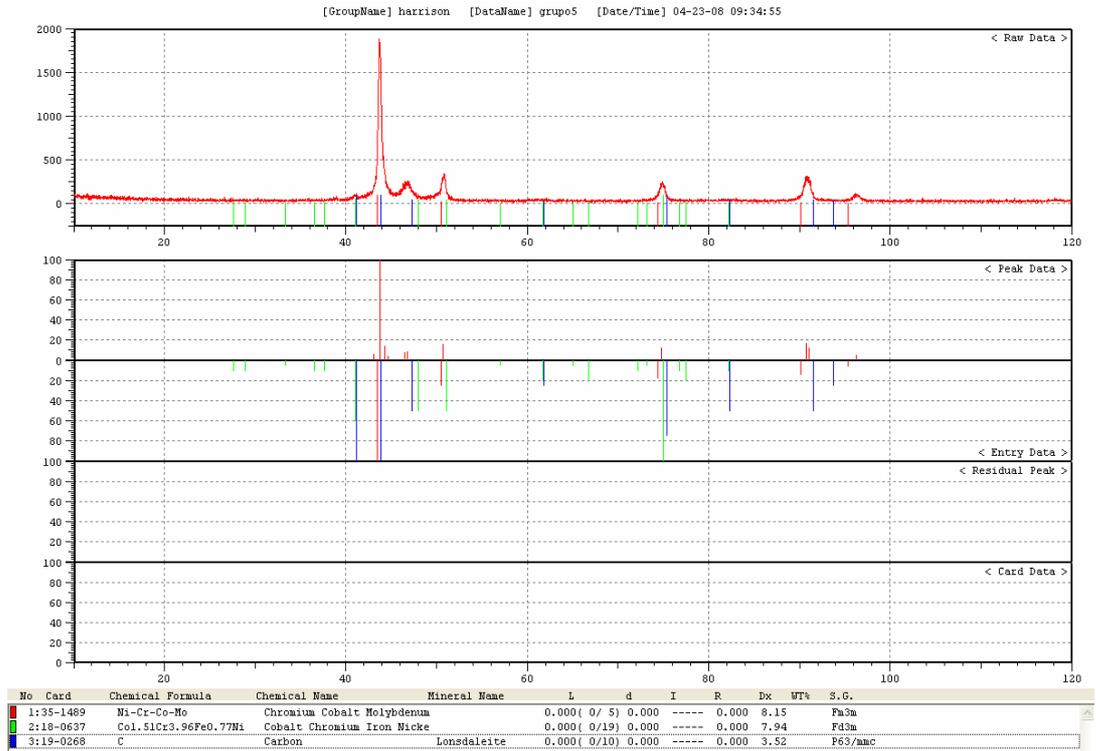


Fig. 63 – Difratoograma do corpo de prova do grupo 5.

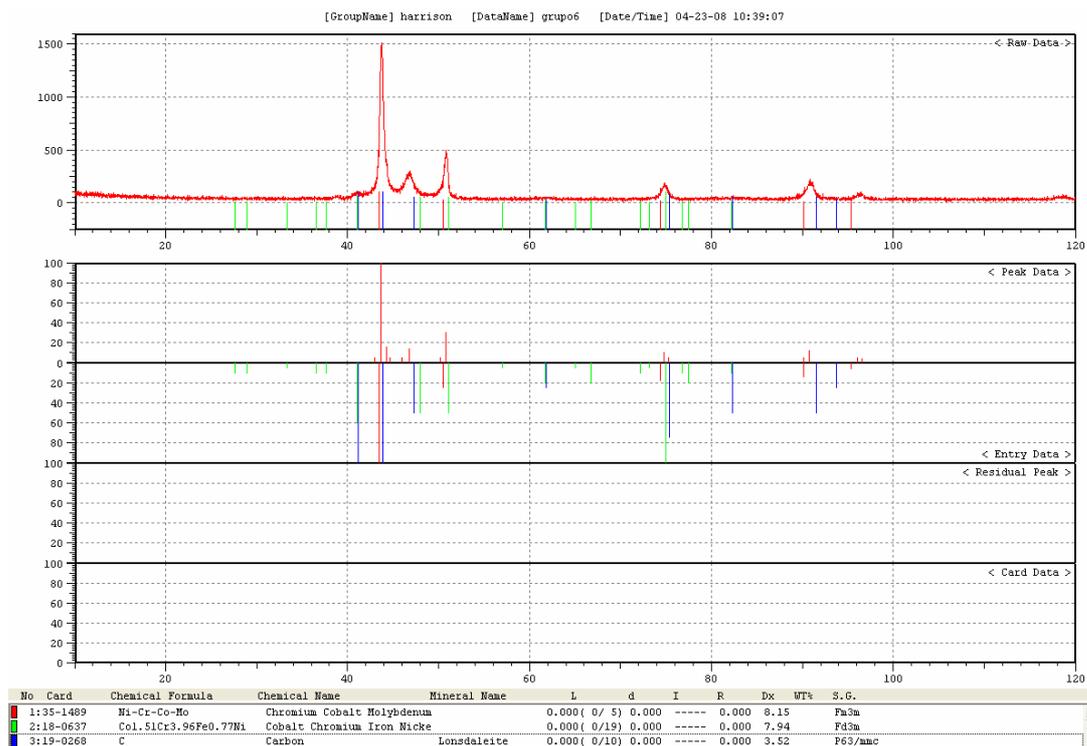


Fig. 64 – Difratoograma do corpo de prova do grupo 6

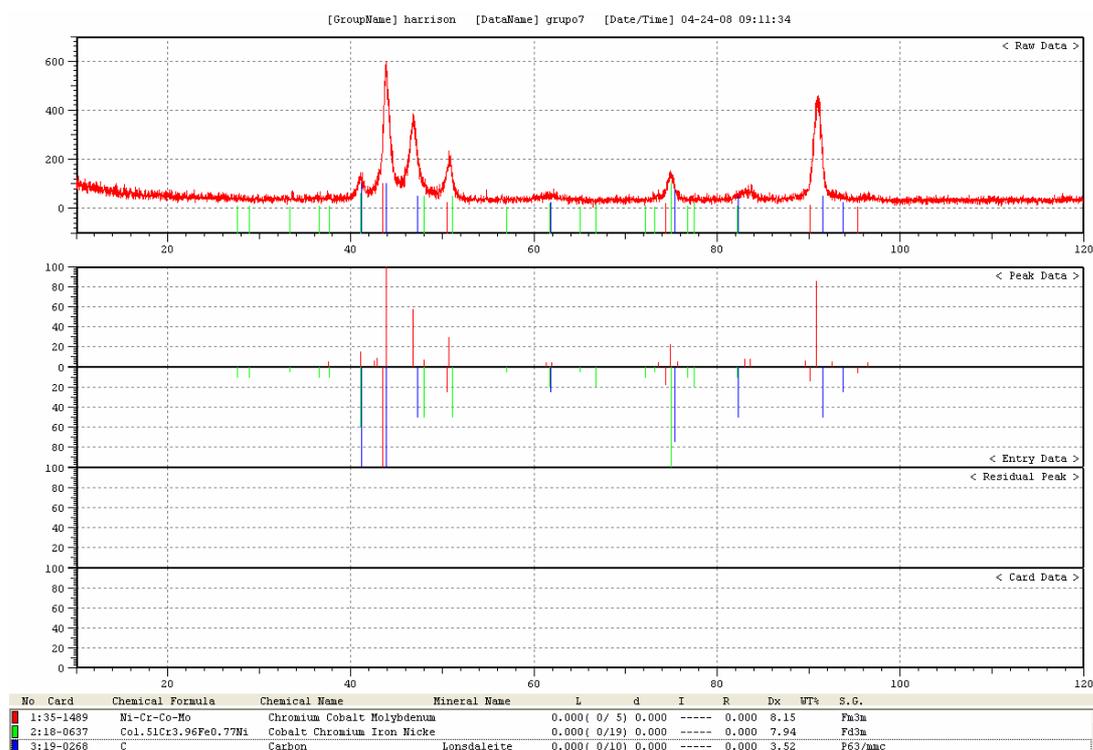


Fig. 65 – Difratoograma do corpo de prova do grupo 7.

Pode-se observar em todos os difratogramas a presença repetida das mesmas fases, isto é, durante as sucessivas refundições que o material foi

submetido, não houve modificação quanto ao surgimento de novas fases. Outra observação que fazemos é a presença de carbono em todos os grupos, que pode ser explicado como “coque” de combustão do gás GLP, bastante prejudicial nos processos de fundição.

Fluorescência de Raios X

O resultado da análise representada na tabela 3 mostrou que apesar de pequenas variações nos resultados de alguns elementos, pode-se considerar que não houve perda de elementos de liga nas amostras analisadas.

Tabela 3 - Composição química dos grupos - análise em FRX

%	G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7
Co	64,72	62,62	62,23	62,47	63,51	62,77	65,32
Cr	28,68	27,52	28,09	27,62	27,90	27,75	28;22
Mo	4,87	4,87	4,95	4,94	4,96	4,89	4,48
Fe	0,18	3,01	3,06	2,97	2,02	2,95	0,52
S	1,54	1,48	1,57	1,55	1,48	1,54	1,41
Ni	-	0,39	-	0,42	-	-	-

Os resultados das análises realizadas através da fluorescência de raios X, não revelam perda significativa de elemento de liga e são contrárias as afirmações de CRAIG (1980), que relata que durante o processo de fundição, o aquecimento intenso e prolongado é prejudicial e acarreta a evaporação de alguns componentes, pelo emprego do maçarico, onde a quantidade de calor da chama não pode ser suficientemente controlada. As afirmações acima estão de acordo com os relatos de HARCOUT (1962); ASGAR & ALLAN (1968) LEWIS et. al. (1975) e BOMBONATTI et al. (1988), que citam que a utilização de maçarico, por ser mais difundido e menos sofisticado torna menor o custo do trabalho protético, entretanto, essa fonte de calor

pode promover alterações na composição, conseqüentemente, nas propriedades da liga metálica.

Microscopia Óptica

Inicialmente, foram obtidas fotomicrografias por microscopia óptica através de um microscópio Olympus BX60M com uma câmera Express-Series acoplada. O analisador de Imagens “Image Pro-Plus” versão 4.5.1.22 for Windows da Media Cybernetics, Inc., permitiu a visualização de um número crescente de vazios e poros, indicando que as sucessivas refundições originam o aumento dessas irregularidades. A área analisada para cada observação foi de 15.316.000 μm^2 . Os valores da tabela abaixo, são representativos da média de vazios e poros observadas através de três fotomicrografias.

Tabela 4 – Valores médios de vazios e poros (μm^2)

G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7
134.949	140.508	129.776	281.337	41.290	278.335	303.918



Fig. 66 - Imagem microscópica de vazios no G1



Fig. 67 - Imagem microscópica de vazios no G2



Fig. 68 - Imagem microscópica de vazios G3

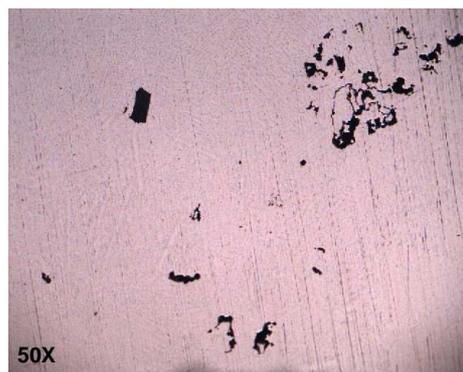


Fig. 69 – Imagem microscópica de vazios G4



Fig. 70 – Imagem microscópica de vazios G5



Fig. 71 – Imagem microscópica de vazios G6

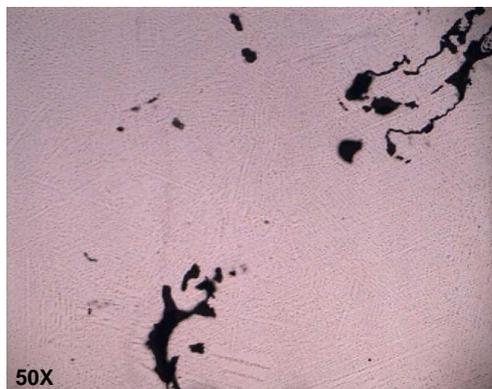


Fig. 72 – Imagem microscópica de vazios G7

Orientações Laboratoriais:

Diante dos resultados das análises dessa pesquisa fica evidente que os laboratórios de prótese dentária devem ter os seguintes cuidados para a manipulação e fundição das ligas de CoCr de uso odontológico:

1. Limitar o número de refundições, no máximo 03 refundições no sentido de preservar as propriedades mecânicas do material

2. Utilizar uma mistura de gás acetileno + oxigênio para os processos de fundição, visto que a mistura GLP + oxigênio demonstrou uma deficiência na fusibilidade da liga metálica, bem como a presença significativa de coque de combustão.
3. Necessidade de padronização nos procedimentos de fusão da liga metálica como seja: utilização de um cadinho específico para cada tipo de liga metálica; controle na pressão dos gases de maneira uniforme;

CAPÍTULO 5

CONCLUSÕES

CONCLUSÕES

Os resultados obtidos por meio dos ensaios de caracterização microestrutural e mecânica, em ligas metálicas de Co-Cr de uso odontológico, submetidas a sucessivas refundições permitiram estabelecer algumas tendências importantes, que podem ser resumidas da seguinte forma:

1. O material não apresentou diferenças estatisticamente significativas de resistência à tração em função de sucessivas refundições;
2. O módulo de elasticidade apresentou aumento relativo a partir da 3ª refundição.
3. Em relação ao limite elástico, as análises estatísticas dos resultados mostraram não haver diferenças significativas entre todos os grupos analisados;
4. A energia de fratura do material tende a diminuir à medida que o material é refundido.
5. A análise estatística dos testes de microdureza mostrou não haver diferenças significativas entre os grupos analisados, quando comparados ao valor fornecido pelo fabricante.
6. As imagens por microscopia eletrônica de varredura mostraram a presença de falhas e defeitos de fundição, mais pronunciados com o número de refundições.
7. O material não mostrou alterações na composição química ou formação de fases entre os grupos analisados.

Desta forma, verificou-se que as sucessivas refundições em ligas de Co-Cr comprometem as propriedades mecânicas do material, o que pode levar a falhas, e conseqüentemente, o fracasso do trabalho protético. Com base nos resultados o

mais recomendado seria a utilização de no máximo duas refundições, para que o mesmo não seja comprometido.

SUGESTÕES PARA FUTUROS TRABALHOS

Modificação na maneira de fundição da liga metálica:

Nos procedimentos de fundição procurar utilizar uma mistura comburentes de gás acetileno + oxigênio, com o propósito de melhorar o processo de fusão da liga metálica e diminuir o coque de combustão, presente em fundições com gás GLP.

Ensaio de envelhecimento

A liga metálica utilizada deve ser submetida ao processo de ciclagem térmica em saliva artificial, que deve ser realizada em estufa biológica por certo período de tempo, a fim de observar as alterações no material que podem ocorrer através dos processos de corrosão, que levam a alterações nas propriedades mecânicas do material.

Ensaio de fadiga:

É necessária a utilização de ensaios de fadiga com o intuito de verificar as alterações que podem ocorrer no módulo de elasticidade e que comprometem a retentividade do aparelho protético.

Dispositivo para o maçarico:

Construir um dispositivo que deve ser acoplada a parte superior da centrífuga, possibilitando dessa maneira o encaixamento da ponta do maçarico e conseqüentemente, a manutenção da distância da chama ao cadinho de fundição.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIA

- ANDERSON, J.N. - **Applied dental materials**. 4. ed. Oxford: Blackwell Scientific Publications, 1972. 350p.
- ANUSAVICE, K. J. – **Materiais Dentários**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S. A. 10^a ed. cap. 20, p. 267-269, 1998.
- ARRAES, M. J. – **Estudo in vitro da deformação permanente em grampos à barra fundidos em ligas de cobalto-cromo e em titânio comercialmente puro, submetidos a testes de tensão-deformação**. Tese de doutorado – Faculdade de Odontologia de São Paulo, 2005.
- ASGAR, K. – **Melting and casting alloys**. In: **Alternatives to gold alloys in dentistry**. Michigan, 1977. Proceedings. p. 166-185.
- ASGAR, K & ALLAN, F. C. – **Microstructure and physical properties of alloys for partial denture castings**. J. Dent. Res., n. 2, p. 189–197, Mar/Apr. 1968.
- ASGAR, K. *et al.* – **Effect of casting conditions on physical properties of some experimental partial denture alloys**. J. Biomed. Mater.Res, v. 3, p. 409-23, Sept. 1969.
- ASGAR, K., TECHOW, B. O., JACOBSON, J. M. – **A new alloy for partial denture**. J. Prosthet Dent, v. 23, n. 1, p. 36 -43, 1970.
- BARTON Jr., J.A.; EICK, J.D. – **Comparison os Brinell and Vickers hardness test on dental casting gold alloys**. J. Dent. Res., v. 52, n. 1, p. 163-169, Feb. 1973.
- BERTIN, E.P.; - **Principles and Practice of X-Ray Spectrometric Analysis**, Plenum Publishing Corporation: New York, 1970.
- BOMBONATI, P. E.; BARROS, L. E.; SCARANELO, R. M.; PELIZZER, A. J. – **Influência da refusão sobre a fluidez de ligas de cobre-alumínio**. Ver. Odont. UNESP, São Paulo, v. 17, n. 1/2, p. 169-173, 1988.
- CARDOSO, M. J. B.; SAAVEDRA, A.; TEIXEIRA, J. C. G. – **Estudo da região de fratura da liga cobalto-cromo de uma palheta de turbo expansor industrial**. Centro de Pesquisa e Desenvolvimento da Petrobrás – CENPES/PETROBRÁS, Revista Brasileira de Aplicações de Vácuo, v. 24, n. 1, p. 10 – 15, 2004.
- CARREIRO, A. F. P.; RIBEIRO, R. F.; BEZZON, O. L.; MATTOS, M. G. C. **Avaliação da fundibilidade de uma liga de cobalto-cromo**. Rev. Odontol. Univ São Paulo, v. 13, n. 2, p. 119-125, abr./jun. 1999.
- COSTA, S. C.; BONACHELA, W. C.; CARVALHO, M. C. S. F. – **Análise comparativa de grampos tipo T usados em prótese parcial removível em armações de titânio e cobalto-cromo**. Tese de doutorado – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, 1999.

CRAIG, R. G. – **Restorative Dental Materials**, 6^a ed., St. Louis, Mosby, 1980.

DE FIORI, S. R. – **Atlas de prótese parcial removível**. São Paulo: Panamed Editorial Ltda. 1986, 2^a ed. p. 33 – 44.

DIXON, D.L., TIEGE, J. D., BLEENDING, L. C. **Wer of I-bar claps and porcelain laminate restorations**. Int. J. Prosthodont, 1992;v.5, n.1, p. 28-33.

DUARTE, L. C. *et al.* - **Aplicações de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e Sistema de Energia Dispersiva (EDS) no Estudo de Gemas: exemplos brasileiros**. Pesquisa em Geociências – Instituto de Geociências, UFRGS, Mar. 2003.

EARNSHAW, R. – **Cobalt-chromium alloys in dentistry**. Br. Dent. J., v. 101, n. 3, p. 67-75, Aug. 1956.

FERNANDES, D. R. – **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**. Dissertação de mestrado – Faculdade de odontologia de Piracicaba, Universidade de Estadual de Campinas, 2003.

FISSET, J. A.- **Classification utilized in the treatment of exception of terminal dentitions**. J. Prosth. Dent., n. 30, p. 526-32, Oct, 1973.

GABRIOTTI, M. N., SILVA, L. R. e RIZZATTI-BARBOSA, C. M. – **Ensaio de dureza em ligas de cobalto-cromo sob diferentes condições de fundição**. Trabalho apresentado no IX Congresso Interno de Iniciação Científica da Unicamp., 27 à 28 de setembro de 2001.

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

HARCOURT, H. J. & COTTERILL, W. F. – **Induction melting of cobalt-chromium alloys. A comparison with flame melting**. Br. Dent. J., v. 118, n. 8, p. 323 – 329, Apr. 1965.

HENDERSON, D., STEFFEL, L. V. – **Prótese Parcial Removível de Mc Cracken**. São Paulo: Artes Médicas, 5^a ed. 1979, p. 1-2.

HERO, H. – **Effects of casting temperature on some properties of Co-Cr-Mo dental casting alloys**. Acta Odontol. Scand. v. 42, p. 372 – 377, 1984.

HESBY, D. A. *et al.* – **Physical properties of a repeatedly used non precious metal alloys**. J. Prosth. Dent., v. 44, n. 3, p. 291-293, Sept. 1980.

JAQUES, L. B. – **Análise do estresse gerado em componentes de prótese fixa implanto-suportada, através do uso de extensômetros**. Dissertação (Mestrado), Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, 2000.

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

KAISER, F. – **PPR no laboratório.** Curitiba: Editora Maio, 2002, p. 127-220.

KENNEDY, E. – **Partial denture construction.** Dent. Items Interest, n. 49, p. 42-59, 1927.

LEYDEN, D.E.; **Fundamentals of X-Ray Spectrometry as Applied to Energy-Dispersive Techniques,** Tracor X-Ray; Mountain View: California, 1984.

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

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

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

MARINHEIRO, C. A. – **Desenvolvimento de máquina de movimentos cíclicos para testes biomecânicos.** Dissertação (Mestrado), Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de medicina de Ribeirão Preto, Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, 2002.

MAHMOUD, A. A., WAKABAYASHI, N., TAKAHASHI, H. **Avaliação da deformação permanente em grampos de prótese removível através de um modelo válido de elemento finito.** Dent. Mat. V. 23, n. 3, p. 317 – 324, mar, 2007.

MELONCINI, M. A.; CARDOSO, P. E. C.; GRANDE, R. H. M.; MUENCH, A. **Falhas de grampos circunferenciais de próteses removíveis em função de ciclagens de flexão.** Rev Odontol Univ São Paulo, v. 12, n. 3, p. 257-260, jul./set. 1998.

MEROTI, C. R. S., NAVARRO, H. – **Porosidades em Estruturas Metálicas de Próteses Parciais Removíveis: Análise Radiográfica com Aparelhos Odontológicos e Industrial.** Rev. Biociência, Taubaté, v. 9, n. 2, p. 63 – 72, Abr-Jun 2003.

MEZZOMO, E. & Col. – **Reabilitação oral para o clínico.** São Paulo: Livraria e Editora Santos. Cap. 1, p. 1, 3ª ed., 1999.

NELSON, D.R.; PALIK, J.F.; MORRIS, H.F.; COMELLA, M.C. - **Recasting a nickelchromium alloy.** Research and Education, v. 55, n. 1, p. 122-27, Jan, 1986

PANZERI, H. *et al.* – **Verificação da composição, dureza e da expansão térmica de uma liga à base de prata-estanho.** Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent., v. 34, n. 3, p. 248-253, Mai/Jun 1980.

PAULINO, S. M.; PARDINI, L. C. – **Inspeção da Porosidade em Fundição de Cromo-Cobalto: Raios-x de 50 Kvp.** Rev. Brás. Teleodonto v. 2, n. 2, p. 9 – 13, mar/abr. 2006.

PHILLBROOK, D. – **Cast Fillings.** Iowa State Dent. Soc. Trans., p. 277-279, 1897.

RIEGER, M. R., TANQUIST, R. A., VAINER, S. **The effect of a new sprue design on the castability of a base-metal alloy.** J. Prosth. Dent., v. 55, n. 6, p. 686 – 690, Jun, 1986.

RIBEIRO, R.F. **Avaliação de alguns efeitos de refunções sobre ligas de cobalto-cromo, crescidas ou não de liga virgem.** Dissertação (mestrado) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, Nov 1993.

RODRIGUES, D. M. – **Manual de prótese sobre implantes: passos clínicos e laboratoriais.** São Paulo: Artes Médicas, 2007

RODRIGUES, R. C. S. – **Estudo comparativo de dois métodos utilizados na fundição de Titânio cp.** Tese de doutorado, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, 2005.

SÁ, C. J. – **Estudo da infra estrutura metálica de coroas metalocerâmicas após sucessivas refunções.** Monografia apresentado ao Curso de Especialização em Prótese Dentária da Escola de Aperfeiçoamento Profissional da Associação Brasileira de Odontologia, secção do Rio Grande do Norte, para obtenção do grau de Especialista., 2005.

SANTOS, J. F. F. & MIRANDA, M. F. – **Propriedades de ligas não-preciosas para metalocerâmica.** Rev. Ass. Paul. Cirurg. Dent., n. 35, p. 265-271, 1981.

SATOH, Y. et al., **Studies on the castibility of Co-Cr alloys for cast plates. Parte 3: Effect of alloy fusion temperature on the heating temperature of the cast ring.** J. Nihon Univ. Sch. Dent., Tokio, v. 35, n.1, p. 49 – 56, mar. 1993.

SHIMIDIT,F; BUENO, M. I.; POPPI, R. J. – **Aplicação de alguns modelos quimiométricos à espectroscopia de Fluorescência de Raios X de energia dispersiva.** Química Nova, v.25, n.6, São Paulo, nov/dez, 2002.

SILVA, L. R., RIZATTI-BARBOSA, C. M. **Influência da fundição na dureza das ligas de cobalto-cromo.** Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, 17^a Reunião da SBPqO.

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

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

TAYLOR, D. F.; HANSON, J. G. – **The effect of remelting on mechanical properties of a nickel base partial denture casting alloy.** J. Dent. Res., v.39, n. 4, p. 763 -764, Jul/Ag 1960.

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

TODESCAN R., SILVA, E .E. B., SILVA, O. J. – **Prótese parcial removível: Manual de aulas práticas.** São Paulo: Editora Santos, 1ª ed. p. 1-23, 1965.

VERGANI, C. E.; LEONARDI, P. – **Estudo da resistência à tração e alongamento das ligas de cobalto-cromo. Efeito de ligas. Técnicas de fuço e refuço.** Tese de doutorado – Universidade estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Araraquara/SP, 1995.

VIEIRA, D. F. – **Metais e ligas: noções básicas para dentistas.** 2ª ed., São Paulo: Blucher, 1967.

VINCENT, P. F. *et al.* – **A comparison of the casting ability of precious and nonprecious alloy for porcelain veneering.** J. Prosth. Dent., v. 37, n. 5, p. 527-536, May 1977.

VALLITTU, P.K.; KOKKONEN, M. **Deflection fatigue of cobalt-chromium, titanium, and gold alloy cast denture clasp.** J Prosthet Dent, v. 74, n. 4, p. 412-419, Oct. 1995.

WATAHA, J.C. **Alloys for prosthodontic restoration.** J Prosthet Dent. v. 87, n. 4, p. 351-62. April, 2002.

WIGHT, T. A. *et al.* – **Evaluation of three variables affecting the casting of base metal alloys.** J. Prosth. Dent., v. 43, n. 4, p. 415-418, Apr. 1980.

YAMAKAMI, W. J., *et al.*, (2006) – **Influência do percentual de vazios nas propriedades mecânicas de ligas odontológicas fundidas a base de Co-Cr-Mo.** 17^o CBECIMat – Congresso Brasileiro de Ciência e Engenharia de Materiais, 15 à 19 de novembro de 2006, Foz do Iguaçu, PR, Brasil.

YOUDELIS, W. V.; YOUDELIS, R. A. – **Silver-cooper-germanium alloys.** J. Can. Dent. Ass., Toronto, v. 47, n. 2, p. 101-106, Feb. !981.

ANEXOS

ANEXOS

ENSAIOS MECÂNICOS DOS GRUPOS ANALISADOS.

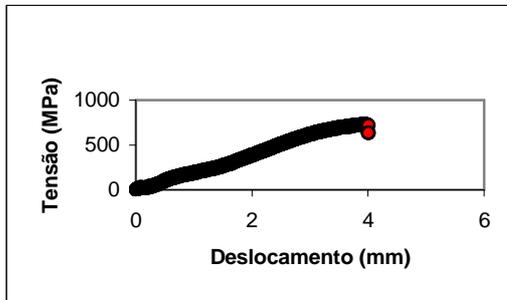


Fig. 73 – Grupo 1, ensaio 1

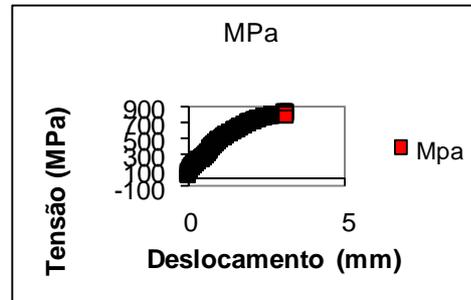


Fig. 74 – Grupo 1, ensaio 2

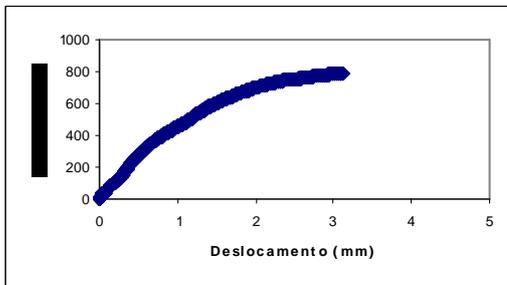


Fig. 75 – Grupo 1, ensaio 4

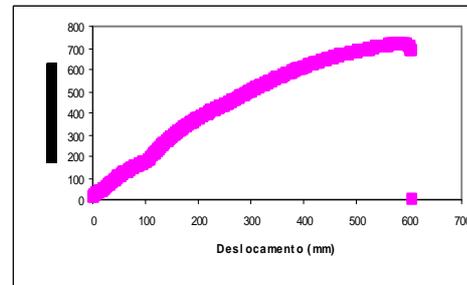


Fig. 76 – Grupo 1, ensaio 5

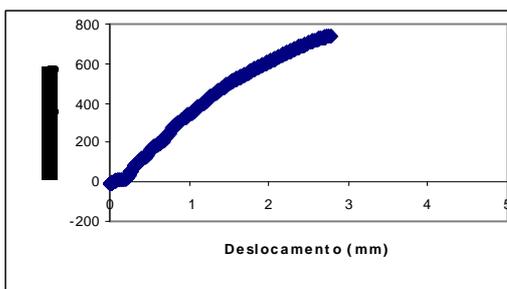


Fig. 77 – Grupo 2, ensaio 1

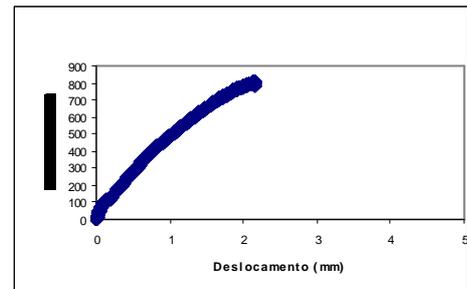


Fig. 78 – Grupo 2, ensaio 2

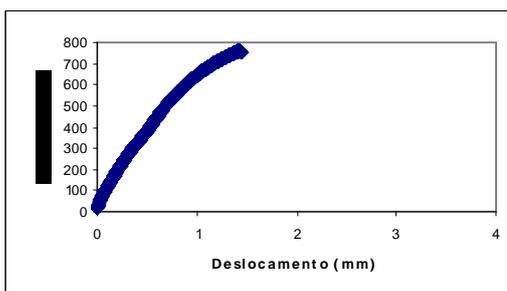


Fig. 79 – Grupo 2, ensaio 3

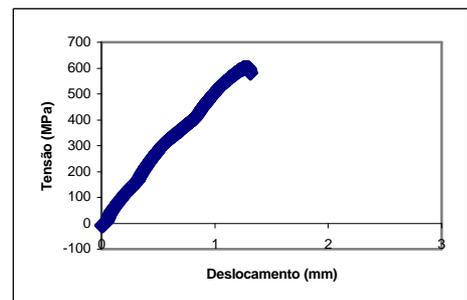


Fig. 80 – Grupo 2, ensaio 4

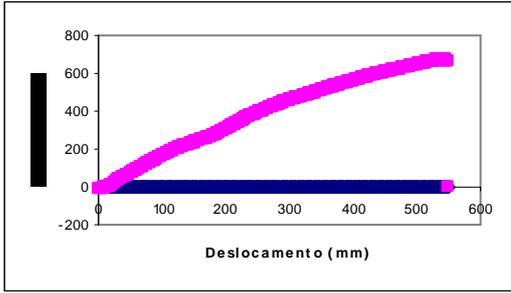


Fig. 81 – Grupo 2, ensaio 5

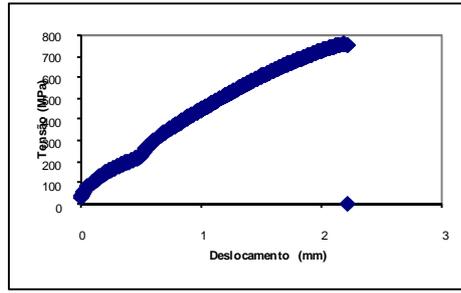


Fig. 82 – Grupo 3, ensaio 1

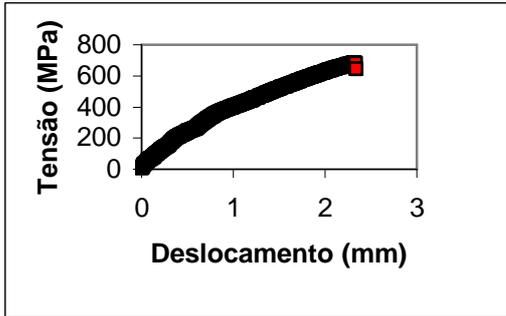


Fig. 83 – Grupo 3, ensaio 2

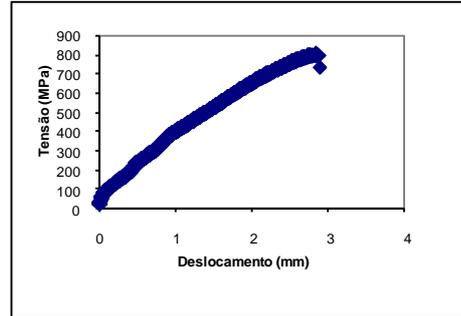


Fig. 84 – Grupo 3, ensaio 3

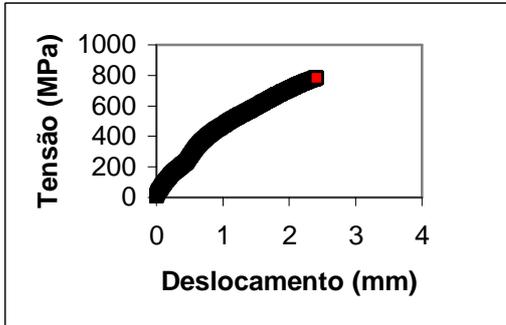


Fig. 85 – Grupo 3, ensaio 4

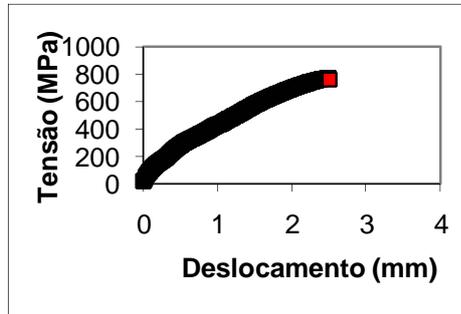


Fig. 86 – Grupo 3, ensaio 5

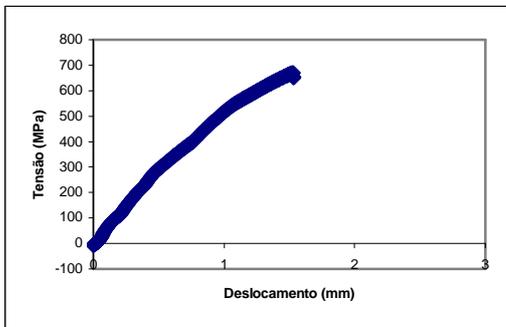


Fig. 87 – Grupo 4, ensaio 1

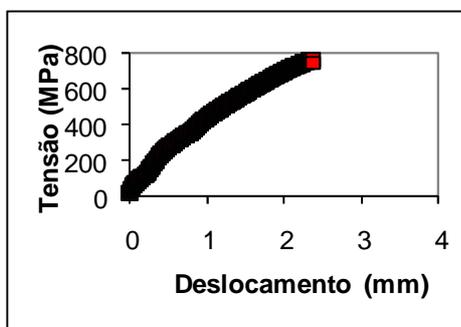


Fig. 88 – Grupo 4, ensaio 2

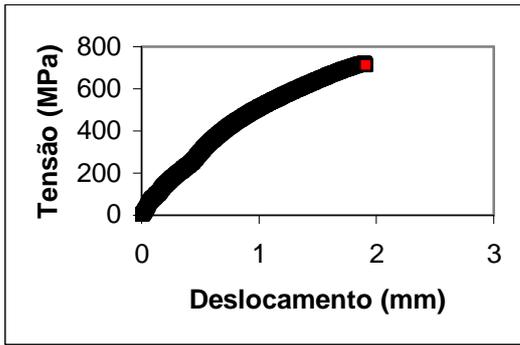


Fig. 89 – Grupo 4, ensaio 3

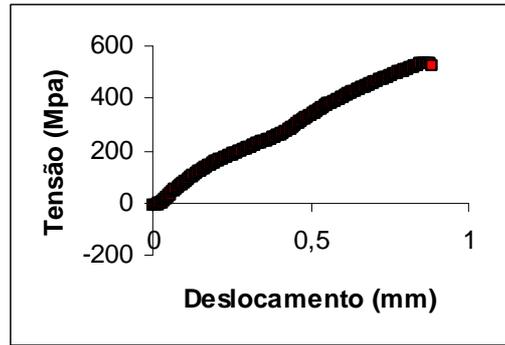


Fig. 90 – Grupo 4, ensaio 4

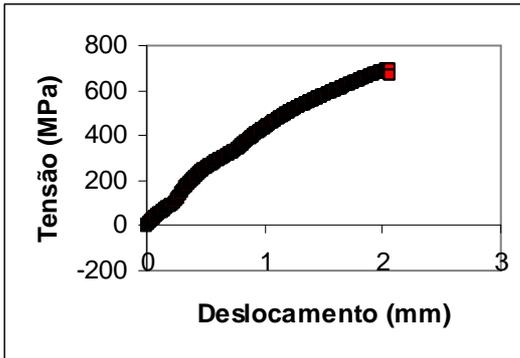


Fig. 91 – Grupo 4, ensaio 5

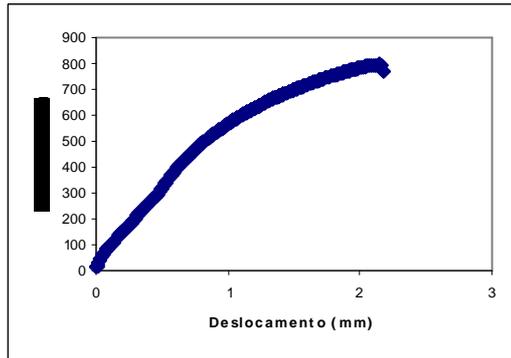


Figura 92 – Grupo 5, ensaio 1

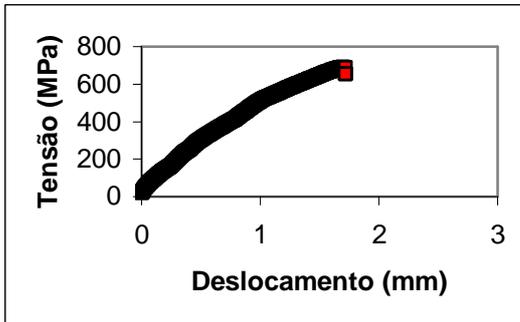


Fig. 93 – Grupo 5, ensaio 2

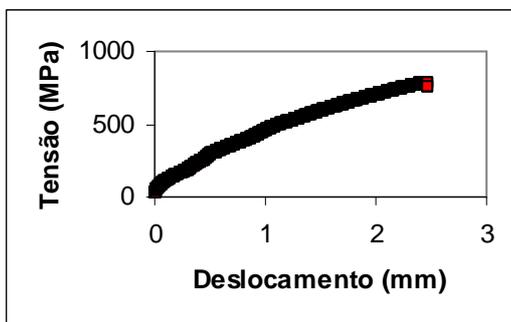


Fig. 94 – Grupo 5, ensaio 3

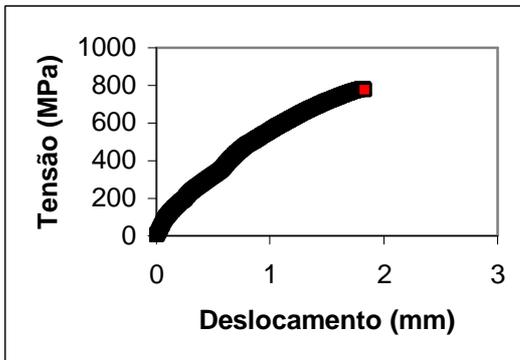


Fig. 95 – Grupo 5, ensaio 4

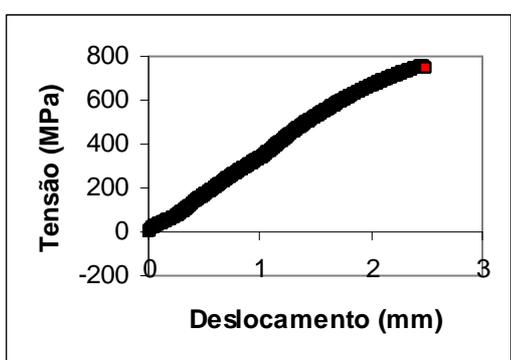


Fig. 96 – Grupo 5, ensaio 5

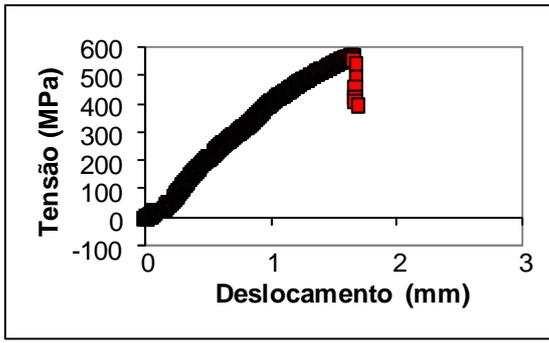


Fig. 97 – Grupo 6, ensaio 1

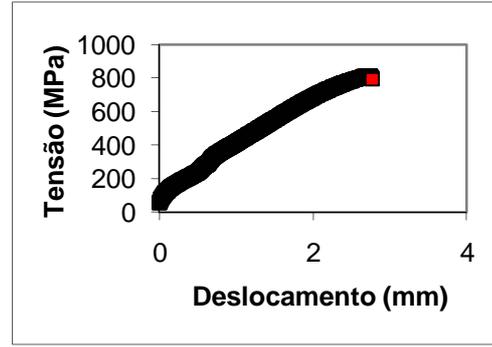


Fig. 98 – Grupo 6, ensaio 3

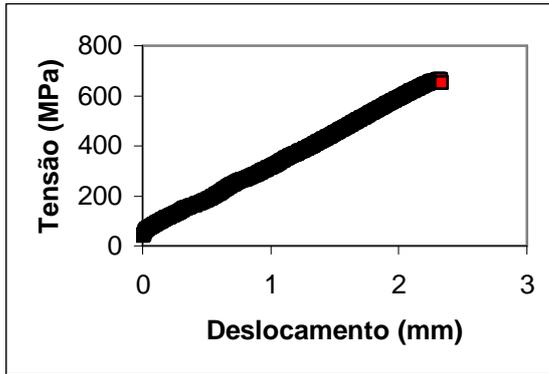


Fig. 99 – Grupo 6, ensaio 4

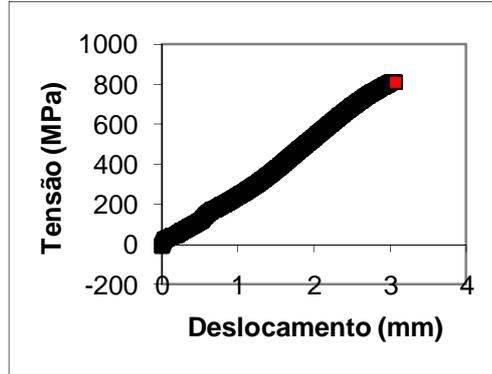


Fig. 100 – Grupo 6, ensaio 5

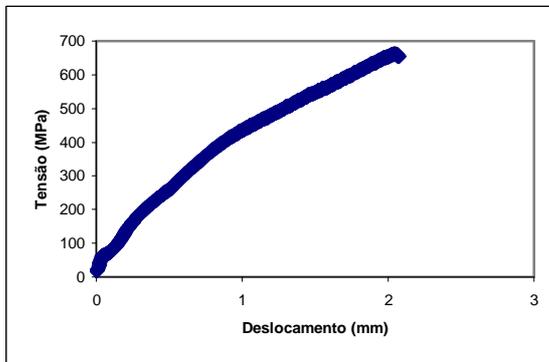


Fig. 101 – Grupo 7, ensaio 1

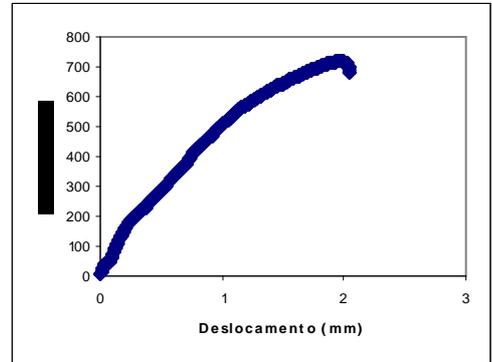


Fig. 102 – Grupo 7, ensaio 2

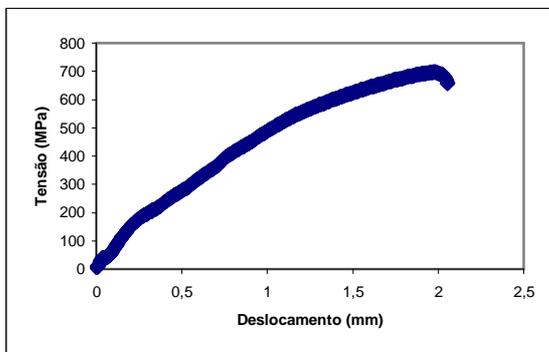


Fig. 103 – Grupo 7, ensaio 3

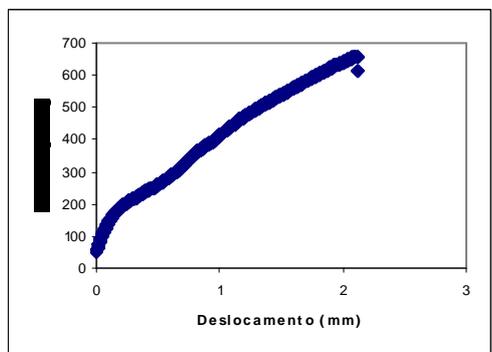


Fig. 104 – Grupo 7, ensaio 4

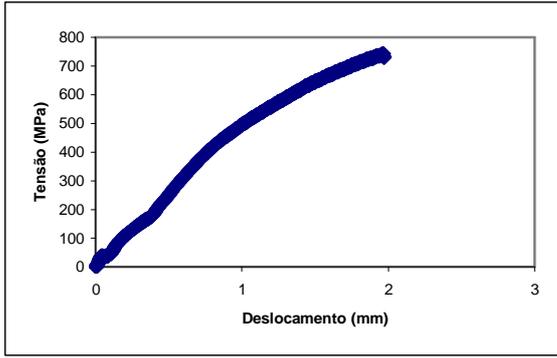


Fig. 105 – Grupo 7, ensaio 5

MEDIDAS DOS CORPOS DE PROVA, ANTES E APÓS ENSAIO DE TRAÇÃO.

Tabela 5 - Amostras do grupo 2 (Medidas obtidas antes do ensaio de tração)

Amostra	Epessura	Largura	Gauge Lenc
1	2.18	5.25	17.35
2	1.87	5.36	17.21
3	1.96	5.34	17.72
4	2.03	5.39	17.40
5	2.02	5.38	17.48

Tabela 6 - Amostras do grupo 2 (Medidas obtidas após o ensaio de tração)

Amostra	Epessura	Largura	Gauge Lenc
1	2.13	5.25	17.48
2	1.86	5.28	17.25
3	1.96	5.28	18.36
4	1.97	5.33	17.51
5	1.97	5.36	17.78

Tabela 7 – Amostra do grupo 3 (Medidas obtidas antes do ensaio de tração)

Amostra	Epessura	Largura	Gauge Lenc
1	2.09	5.30	17.66
2	2.03	5.55	17.66
3	2.02	5.32	17.30
4	2.06	5.32	17.30
5	2.08	5.46	17.57

Tabela 8– Amostras do grupo 3 (Medidas obtidas após o ensaio de tração)

Amostra	Epessura	Largura	Gauge Lenc
1	2.06	5.27	17.87
2	1.99	5.48	18.13
3	1.96	5.28	18.77
4	2.05	5.29	18.28
5	2.04	5.34	18.30

Tabela 9 – Amostras do grupo 4 (Medidas obtidas antes do ensaio de tração)

Amostra	Epessura	Largura	Gauge Lenc
1	2.11	5.25	17.66
2	2.10	5.29	17.36
3	2.15	5.39	17.36
4	2.14	5.27	17.72
5	2.10	5.38	17.41

Tabela 10 – Amostras do grupo 4 (Medidas obtidas após o ensaio de tração)

AMOSTRA	ESPESSURA	LARGURA	GAUGE LENC
1	2.09	5.25	17.91
2	2.09	5.13	18.03
3	2.12	5.23	18.33
4	2.12	5.22	17.79
5	2.06	5.31	17.45

Tabela 11 – Amostras do grupo 5 (Medidas obtidas antes do ensaio mecânico)

AMOSTRA	ESPESSURA	LARGURA	GAUGE LENC
1	2.06	5.36	17.36
2	2.12	5.32	17.44
3	2.09	5.38	17.52
4	2.05	5.32	17.30
5	2.03	5.36	17.04

Tabela 12 – Amostras do grupo 5 (Medidas obtidas após ensaio mecânico)

AMOSTRA	ESPESSURA	LARGURA	GAUGE LENC
1	2.05	5.32	18.29
2	2.10	5.28	18.04
3	2.08	5.35	18.44
4	2.04	5.27	17.42
5	2.02	5.28	17.09

Tabela 13 – Amostras do grupo 6 (Medidas obtidas antes do ensaio mecânico)

AMOSTRA	ESPESSURA	LARGURA	GAUGE LENC
1	2,21	5,32	17,86
2	2,05	5,36	17,49
3	1,96	5,26	17,25
4	1,99	5,27	17,75
5	1,65	5,25	17,74

Tabela 14 – Amostras do grupo 6 (Medidas obtidas após o ensaio mecânico)

AMOSTRA	ESPESSURA	LARGURA	GAUGE LENC
1	2.14	5.31	18.18
2	2.05	5.36	17.98
3	1.89	5.25	17.97
4	1.99	5.26	18.00
5	1.64	5.27	17.91

Tabela 15 - Amostras do grupo 7 (Medidas obtidas antes do ensaio mecânico)

AMOSTRA	ESPESSURA	LARGURA	GAUGE LENC
1	2.04	5.40	17.36
2	2.02	5.40	17.71
3	2.08	5.42	18.07
4	2.21	5.44	17.74
5	2.01	5.34	17.89

Tabela 16 - Amostras do grupo 7 (Medidas obtidas após ensaio mecânico)

AMOSTRA	ESPESSURA	LARGURA	GAUGE LENC
1	1.97	5.32	18.28
2	1.97	5.29	18.18
3	2.04	5.35	18.09
4	2.15	5.37	18.06
5	1.99	5.32	18.20

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)