FUNDAÇÃO OSWALDO ARANHA

CENTRO UNIVERSITÁRIO DE VOLTA REDONDA

PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO

PROGRAMA DE MESTRADO PROFISSIONAL EM MATERIAIS

PAULA CIPRIANO DA SILVA

“BLOCOS METÁLICOS BIOCOMPATÍVEIS DE Co-Cr-Mo-W PARA CONFECÇÃO DE PRÓTESES DENTÁRIAS POR PROTOTIPAGEM CAD/CAM”

VOLTA REDONDA

2015

FUNDAÇÃO OSWALDO ARANHA
CENTRO UNIVERSITARIO DE VOLTA REDONDA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE MESTRADO PROFISSIONAL EM MATERIAIS

PAULA CIPRIANO DA SILVA

BLOCOS METÁLICOS BIOCOMPATÍVEIS DE Co-Cr-Mo-W PARA CONFECÇÃO DE PRÓTESES DENTÁRIAS POR PROTOTIPAGEM CAD/CAM

VOLTA REDONDA

2015

FUNDAÇÃO OSWALDO ARANHA
CENTRO UNIVERSITARIO DE VOLTA REDONDA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE MESTRADO PROFISSIONAL EM MATERIAIS

“BLOCOS METÁLICOS BIOCOMPATÍVEIS DE Co-Cr-Mo-W PARA CONFECÇÃO DE PRÓTESES DENTÁRIAS POR PROTOTIPAGEM CAD/CAM”

Dissertação apresentada ao Mestrado Profissional em Materiais do Centro Universitário de Volta Redonda - UniFOA, como requisito obrigatório para obtenção do título de mestre em Materiais, sob a orientação do prof. Dr. Clauidnei dos Santos, na área de concentração de processamentos e caracterização de materiais e linha de pesquisa materiais metálicos.

Aluna:

Paula Cipriano da Silva

Orientador:

Prof. Dr. Claudinei dos Santos

VOLTA REDONDA

2015

FICHA CATALOGRÁFICA
Bibliotecária: Alice Tacão Wagner - CRB 7/RJ 4316

S586b Silva, Paula Cipriano da.
Blocos metálicos biocompatíveis de Co-Cr-Mo-W para confecção de próteses dentárias por prototipagem CAD/CAM. / Paula Cipriano da Silva. - Volta Redonda: UniFOA, 2015.

85 p. : Il

Orientador(a): Claudinei dos Santos

Dissertação (Mestrado) – UniFOA / Mestrado Profissional em Materiais, 2015

1. Prótese dentária - dissertação. 2. Usinagem CAD/CAM. 3. Liga odontológica. I. Santos, Claudinei dos. II. Centro Universitário de Volta Redonda. III. Título.

CDD – 617.692

FOLHA DE APROVAÇÃO

Aluno: Paula Cipriano da Silva

BLOCOS METÁLICOS BIOCOMPATÍVEIS DE Co-Cr-Mo-W PARA CONFECÇÃO DE PRÓTESES DENTÁRIAS POR PROTOTIPAGEM CADCAM

Orientador:

Prof. Dr. Claudinei dos Santos

Banca Examinadora

Prof. Dr. Claudinei dos Santos

Prof. Dr. Roberto de Oliveira Magnago

Prof. Dr. Claudio Rocha Lopes

AGRADECIMENTOS

A Deus por me permitir realizar esse sonho.

Ao meu orientador por todo incentivo durante esta caminhada.

ÍNDICE

1. Introdução.....15

1.1. Objetivo.....17

2. Revisão Bibliográfica.....18

2.1. Metais e Ligas.....18

2.2.Fusão de Ligas metálicas para Odontologia.....19

2.3. Co-Cr-Mo na Odontologia.....21

2.4 Composição das ligas Co-Cr-Mo.....29

2.5 Sistemas CAD/CAM.....33

2.6 Próteses Odontológicas.....35

2.6.1 Próteses Total ou Dentadura.....36

2.6.2 Próteses Parcial Removível 36

2.6.3 Próteses Fixas 37

2.7. Matalocerâmica.....38

2.8. Analise de investimento.....40

3. Procedimento Experimental.....43

3.1. Materiais.....44

3.2. Métodos.....45

3.3. Fabricação da Liga.....46

3.4.Caracterização Quimica.....46

3.5 Caracterização Microestrutural.....46

3.5.1 Preparação Metalografica.....46

3.5.2 Microscopia Eletrônica de Varredura.....47

3.5.3 Difração de raios X.....47

3.6. Caracterização Mecânica.....48

3.6.1. Ensaio de compressão.....48

3.6.2. Ensaio de Dureza.....49

3.6.3 Ensaios de Dilatometria.....49
3.7. Teste de usinagem CAD/CAM 50
3.8. Procedimento para análise de viabilidade econômica 53
4. Resultados e discussões 57
4.1 Analise Química.....57
4.2 Difração de Raios X.....58
4.3 Microscopia Eletrônica de Varredura.....63
4.4 Resultado de dilatometria.....64
4.5.Propriedades mecânicas.....67
4.6.Teste de usinagem.....69
4.7 Estudo de viabilidade Econômica 71
5. Conclusões 79
6. Sugestões para trabalhos Futuros.....80
7. Referencias.....82

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Diagrama de Equilibrio para liga binária Co-Cr.....30

Figura 2- Diagrama de equilíbrio para liga binaria Co-Mo.....31

Figura 3- Diagrama de equilíbrio para liga binaria Cr-Mo.....31

Figura 4- tipo sistema CAD/CAM para odontologia (a) sistema de escaneamento de imagens; (b) modelo de próteses criado por computador..... 34

Figura 5 - Dentadura ou Prótese Total 36

Figura 6 - Prótese Parcial Removível 37

Figura 7 - Prótese Fixa Unitária 37

Figura 8 – Prótese Parcial Fixa – Ponte. 38

Figura 9 – Próteses Metaloceramica 40

Figura 10- Fluxograma de atividades realizadas neste trabalho.....45

Figura 11- Disco Metálico de Co-Cr para fresagem CAD/CAM desenvolvido neste trabalho.....49

Figura 12 – mostra o software com imagem que foi enviada para usinagem CAD/CAM.....51

Figura 13- Scanner 3s implant utilizado neste trabalho.....52

Figura 14- Design CAD da infraestrutura de 05 elementos.....53

Figura 15- Difratograma de raios –x das ligas comerciais MESA, SANDINOX, VIPI, e Co- Cr- Mo-W desenvolvida neste trabalho.....58

Figura 16- Variação de distancia interplanar em função do aumento do teor dos elementos de liga W- Mo.....60

Figura 17 – Micrografia obtida por MEV, representativa da microestrutura da liga Co-Cr-Mo-W.....64

Figura 18 – Resultados de dilatometria da liga desenvolvida neste trabalho e de ligas comerciais 65
Figura 19 –Comparativo de resultados dureza Vickers realizado nas diferentes ligas metálicas 68
Figura 20- Fresagem dos elementos metálicos realizados em bloco de Co-Cr-Mo-W desenvolvido neste trabalho 69
Figura 21- Divisão de mercado de proteses em relação aos materiais….71
Figura 22- Gráficos valores fluxo de caixa 77
Figura 23- Gráfico comparativo receita e custo baseado no fluxo de caixa desenvolvido neste trabalho 78

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 3.1. Cálculo: Valor Presente Líquido.....54

Equação 3.2. Cálculo Taxa Interna de Retorno.....55

Equação 3.3. Cálculo do Payback.....55

LISTA DE TABELA

Tabela 1- especificações dos materiais analisados segundo fabricantes 44

Tabela 2- Relatório de análise química.....57

Tabela 3- Coeficiente de expansão térmica das ligas analisadas, na faixa de temperatura usuais para aplicação de cerâmicas de recobrimento.....66

Tabela 4- Propriedades mecânicas das diferentes ligas metálicas analisadas.67

Tabela 5- Resultados preliminares de estudo de usinagem.....70

Tabela 6- Tabela de Investimento Inicial, desenvolvida neste trabalho.....72

Tabela 7- Custos definidos neste trabalho 73

Tabela 8 – Fluxo de Caixa desenvolvido neste trabalho 74

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

Ag	Elemento químico Prata
ANVISA	Agencia Nacional de Vigilância Sanitária
ASTM	American Society for Testing and Materials
Au	Elemento químico Ouro
Be	Elemento químico Berílio
C	Elemento químico Carbono
CAD/CAM	Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing
Co	Elemento químico Cobalto
Cr	Elemento químico Cromo
HV	Dureza Vickers
INPEC	Índice Nacional de Preço ao Consumidor
ISO	International Organization for Standardization
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
Mn	Elemento químico Manganês
Mo	Elemento químico Molibdênio
Ni	Elemento químico Níquel
O	Elemento químico Oxigênio
Pd	Elemento químico Paládio
SELIC	Sistema Especial de Liquidação e de Custódia
Si	Elemento químico Silício
Ti	Elemento químico Titânio
TIR	Taxa de Retorno Investido
VPL	Valor presente liquido
W	Elemento químico Tungstênio

RESUMO

Neste trabalho, blocos metálicos à base de uma liga Co-Cr-Mo-W foram desenvolvidos para uso como material de usinagem CAD/CAM, com meta ao desenvolvimento de próteses dentárias personalizadas. Uma liga à base de Co-Cr-Mo-W foi fundida à vácuo, e em seguida a análise de microestrutura, análise química, microdureza e resistência à compressão foram realizadas e comparadas com ligas comerciais. Com os resultados encontrados foi possível observar a formação da fase cúbica de face centrada (CFC), sendo que a estrutura do cobalto puro é formada pela fase hexagonal compacta (HC), essa mudança foi observada pela matriz do cobalto, que incorpora os átomos de Cromo, molibdênio e tungstênio como uma solução sólida, com o acréscimo de Mo e W houve uma redução da distância interplanar. O material obteve propriedades equivalentes aos comerciais com a dureza de 29 HRC e módulo de elasticidade de 210GPa ambos atendendo as normas, deste modo a liga foi usinada com uso do CAD/CAM mostrando-se apta para ser aplicada em próteses dentárias personalizadas e para uso metalocerâmico, com isso a viabilidade econômica do projeto foi analisada, mostrando um saldo positivo para a venda do produto.

Palavras-chave: Liga odontológica, Co-Cr-Mo-W, usinagem CAD/CAM, Caracterizações, propriedades mecânicas.

ABSTRACT

In this work, a Co-Cr-Mo-W base alloy was developed to be used as a machining CAD / CAM equipment in order to develop adapted dental prostheses. An alloy Co-Cr-Mo-W based was vacuum melted and then, microstructure and chemical analyses, micro hardness and compression resistance were performed and compared to commercial alloys. With the results obtained it was possible to observe the formation of a face-centered cubic phase (FCC) and that the pure cobalt structure is formed by compacted hexagonal phase (HC), and this change was observed because of the cobalt matrix, which incorporates Chromium, molybdenum and tungsten atoms as solid solution and with the addition of Mo and W, there was a reduction in interplanar distance. The material obtained properties equivalent to commercial hardness of 29 HRC and elastic modulus of 210GPa both according to the standards, thus the alloy was machined with CAD / CAM use showing to be able to be applied in adapted dental prostheses and for metal-ceramic use, thus the project economic viability was analyzed, showing a positive balance to sell the product.

Keywords: dental alloy, Co-Cr-Mo-W CAD / CAM machining , characterization, mechanical properties.

1. INTRODUÇÃO

O mercado odontológico brasileiro encontra-se em expansão para o uso de aparelhos ortodônticos, placas, próteses e implantes [1]. As próteses dentárias estão cada vez mais adaptadas anatomicamente e modernas, devido a facilidade do uso das máquinas CAD/CAM *Computer Aided Design* (Desenho Auxiliado por Computador) *Computer Aided Manufacturing* (Fabricação Assistida por Computador) [2].

A tecnologia CAD/CAM corresponde à integração das técnicas CAD e CAM num sistema único e completo. Isto significa projetar um componente qualquer na tela do computador e transmitir a informação por meio de interfaces de comunicação entre o computador e um sistema de fabricação [3]. Até 2014 o País contava com mais de 600 máquinas para a produção dessas próteses, as quais são capazes de produzir cerca de até 50 elementos (unidades de próteses dentárias) por dia. Anualmente é observado um crescimento de cerca de 15% ao ano em máquinas, que correspondem ao mesmo crescimento em insumos (materiais dentários para confecção de próteses).

Para atender essas máquinas de sistemas CAD/CAM, alguns materiais metálicos importados são utilizados, tais como Titânio ou ligas metálicas Co-Cr-Mo ou Ni-Cr [6]. Apesar dos produtos importados serem os mais usados, eles sofrem severas dificuldades para conseguir registros na ANVISA (Agencia Nacional de Vigilância Sanitária) devido basicamente ao fato das linhas de produção se encontrarem fora do território brasileiro o que dificulta a

fiscalização e vai de encontro com as normas vigentes no País. Isto, competitivamente favorece as empresas nacionais. Deste modo há mercado aberto a ser estudado, pois hoje o Brasil possui apenas algumas empresas registradas, que fabricam materiais dentários para o uso do sistema CAD/CAM. Neste trabalho foi desenvolvida uma liga de Cobalto, Cromo, Molibdênio e Tungstênio (Co-Cr-Mo-W) fundida no formato de disco cilíndrico para usinagem CAD/CAM.

1.1. OBJETIVOS

O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento e caracterização de blocos metálicos a base de Co-Cr-Mo-W obtidos por fundição, para uso em maquinas CAD/CAM com a finalidade de aplicação odontológica, para isto as propriedades da liga produzida foram comparadas com às existentes no mercado, e um estudo de viabilidade foi econômica realizado, visando demonstrar o potencial comercial de material desenvolvido.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA:

2.1. Metais e Ligas

Metais puros têm propriedades que podem ser marcadamente diferentes daquelas encontradas quando da sua combinação com outros metais ou não metais. Quando o cromo é misturado como soluto, ao ferro e carbono sua resistência a corrosão é chamada de aço inoxidável. Alguns materiais são misturados ao cromo para aumentarem sua resistência à corrosão [4].

Considerando-se que uma liga é um material com propriedades metálicas formadas por dois ou mais elementos químicos, dos quais, pelo menos um é um metal, a escolha de elementos depende de quais propriedades são necessárias para condições clínicas específicas. Características como capacidade de ser soldado, contração de solidificação, coeficiente de expansão, resistência à corrosão, biocompatibilidade e cor são importantes para várias aplicações clínicas. De forma geral, os metais usados para restaurações, implantes estrutura de próteses parciais, fios ortodônticos e instrumentos endodônticos são ligas. Todos os metais puros e ligas usadas como materiais restauradores em odontologia são sólidos cristalinos quando usados na forma de próteses e restaurações. Como os metais são cristalinos, as alterações microestruturais que ocorrem durante o processamento ou o tratamento térmico controlam as propriedades desejadas para aplicações odontológicas [4].

Comparados com as propriedades de cerâmicas, compósitos ou polímeros, as características únicas das ligas metálicas são descritas

qualitativa e quantitativamente por propriedades e características como fragilidade, cor, ductilidade, condutividade térmica e elétrica, dureza, brilho, maleabilidade, temperatura de fusão, massa especifica, capacidade de soldagem (com ou sem o uso de uma liga de solda) e resistência ao desgaste [5].

2.2. Fusão de ligas metálicas para odontologia

Fundições dentárias podem ser produzidas em qualquer tamanho, os princípios fundamentais são os mesmos, independentemente do tamanho da fundição, e as técnicas diferem apenas no desenho do canal de alimentação, no tipo de revestimento e no método para a fusão da liga. O procedimento de fundição tem como objetivo a obtenção de uma duplicata metálica da estrutura dental perdida, com a maior precisão possível. Os limites de tolerância para ajustes e adaptação marginal de uma restauração fundida não são conhecidas, e se baseiam em cada caso, individualmente [6].

A maior parte das ligas metálicas de Níquel-Cromo Ni-Cr, Cobalto-Cromo Co-Cr, Cobalto-Cromo-Níquel Co-Cr-Ni, titânio comercialmente puro e TI-Al-V necessita de equipamentos para fundição especial, tal como equipamentos de fundição por indução, equipamentos de fundição a vácuo ou unidade de arco voltaico. Os procedimentos foram desenvolvidos para minimizar o risco de oxidação excessiva ou interação do metal fundido com o revestimento [6].

Para realizar a fundição utilizam-se quantidades adequadas dos componentes da liga desejada, a fim de que se misturem perfeitamente no estado líquido. Esta fusão é realizada em cadinhos de ferro, de aço ou de grafite, normalmente em fornos elétricos. A massa fundida, homogênea, deve ser resfriada lentamente utilizando formas apropriadas. Alguns cuidados devem ser tomados para evitar a separação dos componentes da liga durante o resfriamento, para evitar a oxidação dos metais fundidos, minimizar as perdas dos componentes voláteis, entre outros problemas que afetam a estrutura do material. Esse processo também pode ser efetuado na superfície de um corpo [7].

As ligas metálicas utilizadas na odontologia, são extremamente fusíveis, costumam se contrair bastante durante o resfriamento, para obter a expansão necessária do molde, o padrão revestido deve ficar em água e na temperatura de 38°C por uma hora. Resultados melhores são obtidos quando o material de revestimento passa a noite na água antes da queima. Coloca-se o anel em forno frio, aquecido até 815°C por volta de uma hora, essa temperatura deve ser mantida por volta de 2 horas a fim de eliminar quaisquer vestígios de C. Essa temperatura pode variar ligeiramente de acordo com a liga [6]. Em seguida, gira-se a máquina de fundição, imprimindo-lhe um ou dois giros a mais para compensar a menor densidade da liga. Com uma pinça apropriada, a base formadora de quartzo é retirada do forno e colocada em seu suporte, na máquina de fundição. Os lingotes de metal são colocados na base formadora.

Assim como ocorre nas ligas de ouro- paládio, deve-se usar maçarico a gás e oxigênio, mas com vários orifícios, visto que as temperaturas são

mais elevadas. Abre-se primeiro a gás, acrescentando oxigênio à chama. Ajusta-se a chama até que os cones inteiros tenham por volta 12 mm de comprimento. Depois a liga é aquecida de forma uniforme imprimindo movimentos circulares ao maçarico para abranger todos os lingotes. O metal não chegara a liquefação. O nível dos lingotes, que manterão a cor uniforme, baixará repentinamente, e suas margens se arredondarão, mais as películas resistentes de óxido evitarão que se unam [7].

2.3. Co-Cr-Mo na odontologia

Desde o começo do século XX estudos têm sido realizados com a finalidade de desenvolver novas ligas para aplicação odontológica para substituir as ligas feitas à base de ouro [8].

Analisando diversas ligas de metais básicos para as restaurações, Paffenbarger [8] colocou em evidencia as ligas de prata, com foco na de Ag-Pd, ainda com fragilidade ao aparecimento de manchas. Ressaltou que, dentre as ligas metálicas, as compostas basicamente por 70% de Co e 30% de Cr proporcionavam valores satisfatórios de resistência à tração, dureza e resistência à abrasão. As ligas com proporções maiores que 30% de Cr provocavam formação de compostos intermetálicos tornando-as friáveis.

Identificaram a presença de outros elementos como Mo, W e C que também faziam parte destas ligas. Observaram, ainda, que as ligas de Co-Cr-Mo no meio bucal, apresentava resistência satisfatória à corrosão

e, quando eram comparadas às ligas de ouro, tinham valores menores de resistência à tração, seu limite de escoamento, alongamento, valores maiores de dureza e módulo de elasticidade. Surgiu então a necessidade de usar técnicas e materiais mais apropriados para fundição de ligas de metais básicos, como revestimento aglutinado por sílica ou fosfato e fontes de calor a altas temperaturas. Quando submetidas a tratamento térmico, as ligas estudadas tinham comportamento diferente ao das ligas de ouro [8].

Em 1949 Lame (citado por Roach 2007) [9], fazendo uma análise das ligas odontológicas, ressaltou vantagens e desvantagens das ligas de Co-Cr-Mo em relação às ligas de ouro. Como vantagens encontraram: baixo peso específico, baixo custo, elevada rigidez e dureza. Como desvantagens: menor ductilidade, maior módulo de elasticidade, alta temperatura de fusão, maior contração de fundição na solidificação, dificuldade de acabamento e de polimento.

Para relatar, de forma objetiva, noções principais das propriedades dos materiais odontológicos, Vieira [10] definiu os termos importantes para facilitar a compreensão do significado das propriedades mecânicas e físicas, tais como:

- Encruamento – fenômeno estudado em metalurgia, que resulta do trabalho mecânico a frio.
- Módulo de elasticidade, Módulo de Young ou rigidez – relação entre tensão e deformação para o intervalo de tensões, o qual vai até o limite de proporcionalidade, este caracterizado pelo valor máximo da tensão, acima do qual as tensões aplicadas não mais serão proporcionais às

deformações. Assim, um material com alto módulo de elasticidade indica que, para grandes tensões, apresentará pequenas deformações elásticas.

- Alongamento, ductilidade ou maleabilidade – capacidade de sofrer grandes deformações permanentes, quando submetido a tensões de tração, sem fraturar-se. Assim, mede-se o aumento do comprimento em relação ao comprimento inicial, depois da fratura, mede-se a resistência à fratura. Dessa forma, uma substância dúctil é capaz de sofrer deformações permanentes, relativamente grandes, sem fraturar-se.
- Resiliência ou Tenacidade – capacidade de absorver energia pelo material sem que sofra uma fratura. É uma propriedade oposta à fragilidade.
- Dureza – interpretada como resistência à deformação permanente, ou como resistência à penetração; menos precisamente, como resistência ao corte ou ao risco, ou ainda, resistência ao desgaste. Não existe uma relação entre dureza e resistência ao corte ou ao desgaste devido à falta de homogeneidade dos materiais, os quais podem ter constituintes diversos.
- Temperatura de fusão – temperatura mínima necessária para que o material mude completamente do estado sólido para o estado líquido.
- Coeficiente de expansão térmica – medida da alteração dimensional do material quando ocorre variações térmicas. [10]
- Densidade ou peso específico – relação entre o peso de um material e seu volume. A densidade do Au é 19,32g/cm³, do Co é 8,9 g/cm³, do Cr 7,10 g/cm³ e do Mo 10,28 g/cm³.

Segundo Asgar *et al*.[11], as novas ligas de Co-Cr foram introduzidas, em 1933, por Prange e Erdle. Naquela época, já utilizavam essa liga, para

subestruturas de próteses parciais removíveis. Porém, sua utilização tornou-se limitada. Desde o seu aparecimento, outras ligas tinham sido desenvolvidas, porem todas elas eram duras de mais. Sendo assim, os autores desenvolveram dois conjuntos básicos de liga, nos quais foram acrescentados outros elementos em várias concentrações, e analisaram os efeitos da variação da composição sobre suas propriedades [11].

Os autores observaram que as ligas desenvolvidas não diferiam das demais, a não ser quando da variação no conteúdo de molibdênio e carbono que, se reduzido, apresentavam pronunciado efeito na resistência e limite de escoamento, bem como reduzia a dureza e a resistência à tração.

Moffa [12] relatou que a maioria das ligas de metais básicos utilizadas eram constituídas por Ni (68,0 a 80,0%) e Cr (11,9 a 26,3%). Evidenciou que o elemento Cr, embora desempenhasse um papel fundamental na capacidade passivadora da liga, tendia a aumentar a dureza e a temperatura de fusão, sendo, esta última, importante característica para aumentar a margem de segurança durante a queima da cerâmica [12].

Presswood et al.[13] analisaram uma liga de metais básicos para restauração com uso metalocerâmica. Observaram que as ligas de Ni-Cr eram compatíveis com as cerâmicas odontológicas e logo ajudariam a proporcionar trabalhos protéticos de boa qualidade [13].

Da mesma forma que Moffa [12] realizando uma revisão na literatura, Kelly e Rose [14] constataram que os elementos Ni e Co, eram encontrados como elementos majoritários na maioria das ligas de metais básicos utilizadas na restauração metalocerâmica, seguidos pelo Cr.

Outros elementos, em proporções menores, porém fundamentais para manter as propriedades metalúrgicas da liga eram:

- Si - para melhorar a fusibilidade e ductilidade;
- Be - para melhorar a fusibilidade e adesão da porcelana;
- Mn, Mo, W - para melhorar a resistência mecânica;

Baran [15], analisando as diferenças metalúrgicas das ligas de Ni-Cr, para melhor entender suas características químicas e físicas, colocou em evidencia os sistemas de Ni-Cr e Co-Cr como sendo as duas classes principais de ligas alternativas utilizadas comercialmente. Ressaltou que havia grandes diferenças nas propriedades físicas e de manipulação entre as várias marcas comerciais e as propriedades mecânicas (dureza, resistência, resistência à tração e ductilidade ou porcentagem de alongamento), apesar de relatadas pelos fabricantes, até então, não tinham sido explicadas no que se refere à sua significância [15].

Morris [16] desenvolveu um projeto para analisar clinicamente a viabilidade de ligas de metais como Co, Cr, Ni para uso na restauração metalocerâmica, utilizando uma liga de ouro como grupo controle. Para isto, utilizou os seguintes parâmetros:

1. Saúde dos tecidos gengivais;
2. Performance física dos metais;
3. Qualidade de adaptação das fundições.

De forma paralela, avaliou o custo benefício destas ligas. Para essa avaliação, criou um conjunto de medidas a fim de determinar a adequação

de uma restauração e o treinamento dos pesquisadores na aplicação dos critérios clínicos e laboratoriais. Relatou as seguintes considerações estatísticas primárias: Não houve diferença entre uma liga de metais básicos e a liga controle na incidência de falhas de adesão metalocerâmica; A resistência a manchas e corrosão de cada uma das ligas avaliadas não foi diferente da liga controle; Para cada uma das ligas de metais básicos a taxa de desgaste da dentição oposta não foi diferente da experimentada com a liga controle; A influência na saúde periodontal não foi diferente para estas ligas quando comparada à liga controle [16].

Na década de 90 a Federation Dentaire Internationale reconheceu que as ligas de Ni-Cr e Co-Cr possuíam as propriedades mecânicas satisfatórias para as aplicações odontológicas. Em contrapartida, seu uso era questionado em relação aos problemas de alergia aos elementos Ni e Cr. Segundo os responsáveis, a presença de berílio na maioria destas ligas, fazia necessária a exigência para normas de segurança durante o preparo da liga em relação à correta ventilação dos laboratórios pela toxidade do material [17].

Bezzon [18], através de casos clínicos conseguiu relatar a sensibilidade alérgica a alguns metais básicos como o cromo, cobre, alumínio, níquel, molibdênio e cobalto, encontrou o interesse de pesquisadores em relação ao potencial patogênico de materiais que contém elementos considerados citotóxicos na sua composição. Citou vários estudos que, baseados em testes laboratoriais e observações clínicas, demonstraram a biocompatibilidade das ligas de metais básicos. Esclareceu que o problema

da biocompatibilidade era importante ser analisado e, portanto, deveria ser sempre mantido em foco para o bem-estar do paciente ser preservado[18].

Bungardner e Lucas [19] estudaram a resistência à corrosão de algumas ligas de Níquel- Berílio Ni-Cr em função da composição da superfície. As ligas foram escolhidas de acordo com os níveis de cromo, e observando se havia ou não adição de Berílio. Os resultados mostraram que as ligas que não continham o elemento Berílio apresentaram homogênea superfície de óxido de cromo e de molibdênio, resultando em maior resistência à corrosão. As ligas onde havia presença do elemento Berílio apresentaram uma superfície de óxido não uniforme, facilmente rompida, demonstrando baixa resistência ao acelerado processo de corrosão. Os autores verificaram áreas com baixo conteúdo de Cr e O e alto conteúdo de Be, sendo detectados picos de níveis de fase n Ni-Be na estrutura eutética, enquanto níveis de Cr e Mo foram detectados nas dendritas. Evidenciaram que não somente o conteúdo de Cr e Mo era importante para resistência à corrosão, mas também a composição da superfície de óxido [19].

Wang e Fenton [20], realizando um estudo literário, puderam concluir que as propriedades físicas e mecânicas do titânio eram susceptíveis a modificações com diferenças mínimas no teor dos elementos químicos O, N e Fe. Verificaram que: o limite convencional de escoamento (0,2%) e a resistência à tração variava de 170 a 480 MPa e 240 a 580, respectivamente; a densidade era de 4,5 g/cm^3; a microdureza Vickers,

em torno de 210HV, era favorável; apresentava alta ductilidade, baixa condutibilidade térmica; seu módulo de elasticidade era bem comparável ao das ligas de ouro. Segundo os autores seu custo era relativamente baixo girando em torno de US$ 22 a 27 por kg. Sua resistência à corrosão era excelente e dependente da formação de uma película de óxido de titânio na superfície. Concluíram que a baixa fluidez do titânio e sua susceptibilidade a porosidade poderia representar um problema. Concluíram que a utilização do titânio na área de prótese dependia de testes clínicos para comparar sua efetividade como material equivalente ou superior aos metais existentes. Seu futuro, na odontologia, parecia promissor. Porém seu uso ainda era baixo, considerando a falta de conhecimento entre os clínicos e a ausência de estudos mais específicos. A substituição de ligas nobres por ligas de titânio seria um processo lento [20].

Com os estudos de Craig [21], constatou que os elementos Co, Cr e Ni estavam presentes em aproximadamente 90% das ligas alternativas existentes no comércio. O cromo, elemento responsável pela resistência à corrosão, proporcionava dificuldades na fundição da liga quando em concentrações superiores a 30%, o cobalto aumentava o módulo de elasticidade, resistência e dureza, o carbono exercia influência sobre a dureza, e o molibdênio contribuía para a elevação da resistência, o berílio em concentração aproximada a 1%, reduzia a temperatura da zona de fusão em 100°C, silício e magnésio eram adicionados para aumentar a fluidez. Deste modo, havia uma similaridade nas propriedades das diversas ligas existentes no mercado ainda que tivessem em diferentes

composições. Variações significativas podiam ocorrer com alterações da porcentagem de elementos como C, O e N e variáveis de fundição como temperatura do molde, temperatura da liga e tamanho dos condutos de alimentação [21].

A contração de fundição destas ligas, da ordem de 2,3%, exigia o uso de revestimentos fosfatados ou aglutinados por sílica. Ratificou que o estado da superfície do metal era fator de extrema importância na corrosão. Em relação às propriedades do titânio e suas ligas, a camada de óxido era a base para a resistência à corrosão e biocompatibilidade. O titânio comercialmente puro estava disponível em quatro graus ou classes que podiam variar de acordo com o conteúdo do elemento químico O que variava de 0,18% a 0,40%. Estas concentrações, aparentemente moderadas, apresentavam efeito substancial sobre as propriedades físicas e mecânicas. Segundo o autor, seu alto ponto de fusão (1700°C) exigia técnicas especiais cujos procedimentos envolviam ciclos de resfriamento, materiais de inclusão e equipamentos apropriados, durante o processo de fundição [21].

2.4. Composição das ligas Co-Cr-Mo

Um material para ser aplicado no meio bucal precisa ser normatizado pela ASTM, para as ligas de Co-Cr-Mo existe a normal ASTM F-75 que especifica a composição de ligas para aplicação odontológica, as concentrações devem estar entre o indicado a seguir: teor de Co 60-65%, teor de Cr 27-30% e teor de Mo 5-7% [22].

As propriedades das ligas de cobalto dependem fundamentalmente de sua composição, das fases presentes e do tratamento térmico ao qual são submetidas. Assim, muitos trabalhos foram realizados com o objetivo de se estabelecer um diagrama de equilíbrio completo [23]. Baseavam-se em estudos de difração de raios X, microscopia eletrônica de varredura, análise por sonda de elétrons, análise térmica diferencial e análise química [24] [25].

As Figuras 1, 2 e 3 mostram os diagramas binários de equilíbrio de fases dos elementos constituintes das ligas em estudo, sendo os seguintes sistemas: Co-Cr, Co-Mo, Cr-Mo respectivamente.

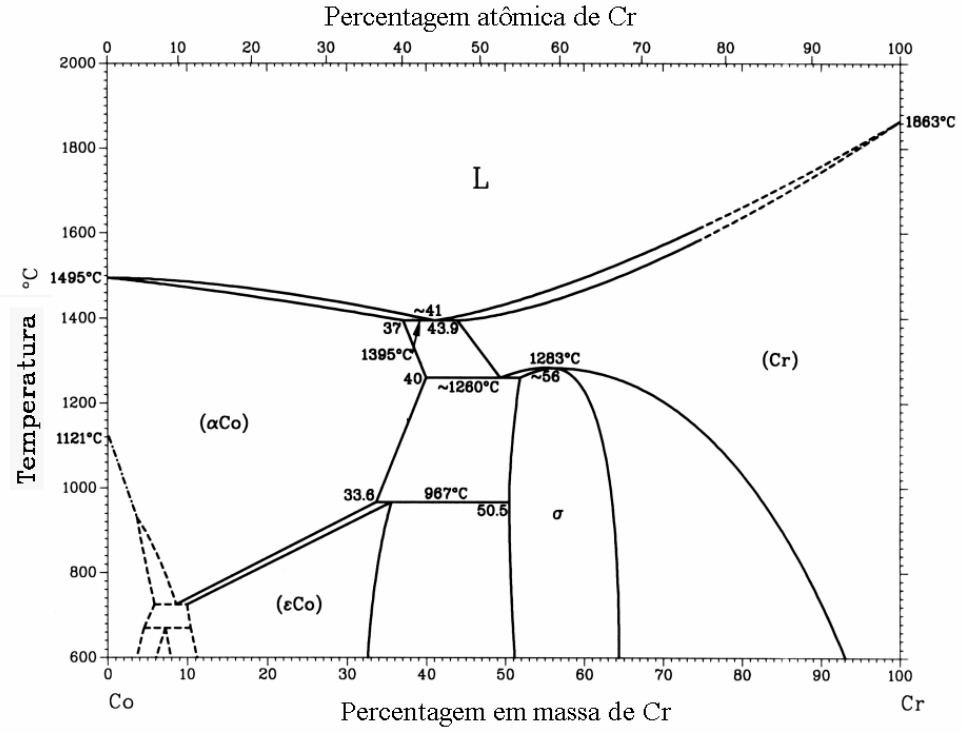


Figura 1 – Diagrama de equilíbrio para a liga binária Co-Cr [24]

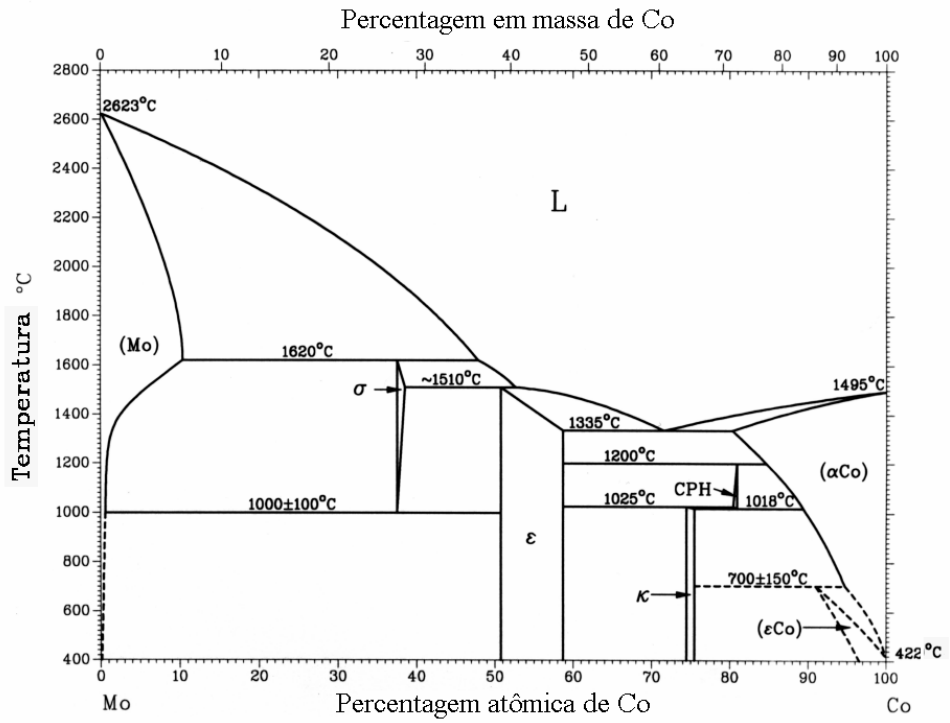


Figura 2 – Diagrama de equilíbrio para a liga binária Co-Mo [24]

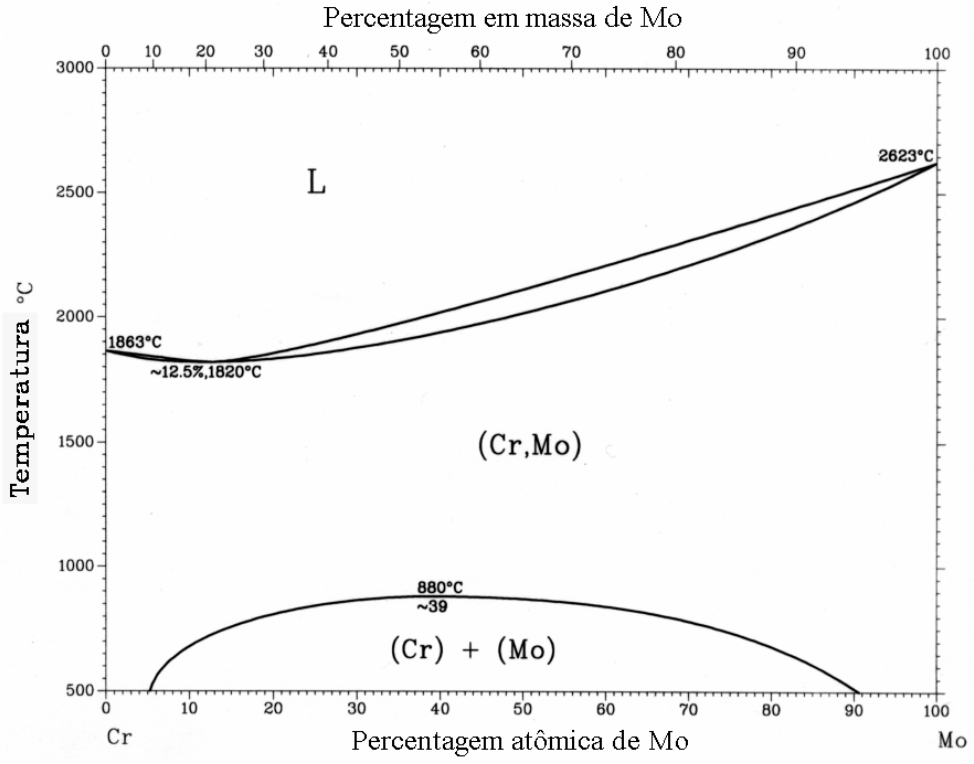


Figura 3 – Diagrama de equilíbrio para a liga binária Cr-Mo [24]

Na figura 1 o diagrama de fase do sistema Co-Cr com a concentração de na faixa de 66% possui duas fases nas regiões ricas em cobalto sendo que a fase sólida estável em altas temperaturas (αCo) apresenta estrutura cúbica de face centrada (CFC) e outra fase estável a baixa temperatura (εCo) apresenta estrutura hexagonal compacta (HC) [24].

Na figura 2 o diagrama Co-Mo mostra que o elemento molibdênio tem uma solubilidade de 20% na fase αCo na temperatura a partir 1335ºC e está solubilidade diminui com a redução da temperatura. Concentrações de molibdênio maiores que 5% dissolvido a altas temperaturas tendem a segregar com a redução da temperatura [24].

A figura 3 mostra o diagrama Cr-Mo, com capacidade de formar apenas uma fase, ou seja, completa miscibilidade na fase sólida em uma temperatura entra 1800 a 880ºC, em temperatura inferior pode ocorrer miscibilidade parcial.

Nas ligas produzidas para confecções de próteses dentárias o cobalto assume estrutura CFC metaestável representada como fase α. As instabilidades ocorrem pelos resfriamentos lentos, que promovem a transformação para uma estrutura hexagonal compacta (HC) em temperatura próxima de 400°C. Pela transformação ocorrer de forma bem lenta, a estrutura cúbica é retida à temperatura ambiente sendo sua reversão para hexagonal ocorrendo somente por conformação mecânica ou prolongado aquecimento a altas temperaturas [24].

A estrutura CFC, e a sua baixa energia de falha na sequência de empilhamento é responsável por altos valores de resistência, que pode ser

ainda maior pela adição de elementos com propriedades endurecedoras como cromo, tungstênio e molibdênio [26]

O cromo é o principal responsável pela resistência à corrosão devido à sua capacidade passivadora, ou seja, formação de uma película de óxidos firmemente aderida à superfície da liga [26]. Para a formação dessa película resistente à corrosão são necessários, no mínimo 12%Cr m/m [27]. Com uma adição de aproximadamente 25% de Cr deixam as ligas mais nobres, porem concentrações superiores de Cr ocorre precipitação de uma fase σ rica em Cr (55 a 59%Cr), o que torna as ligas mais vulneráveis à corrosão. Isso ocorre a uma diminuição do teor de Cr ao redor dos precipitados da fase σ [28].

O elemento Mo também é adicionado para atuar em conjunto com o Cr na resistência à corrosão. Concentrações deste elemento devem estar próximas à 8% para que ocorra resistência à corrosão por pite, desde que as concentrações de Cr também apresentem valores maiores que 20% [29].

2.5.Sistemas CAD/CAM

O Sistema CAD/CAM (Computer Aided Disign (Desenho Auxiliado por Computador) / Computer Aided manufacturing (Fabricação Assistida por Computador) é o conjunto de equipamentos e ferramentas usados na fabricação das peças, estruturas e componentes empregados em várias aplicações. Na odontologia, o início do emprego dos sistemas CAD/CAM

ocorreu no início da década de 80. Esta técnica é fruto da nova tecnologia de digitalização tridimensional que permite adquirir o modelo com uma precisão de até 20μm. Na odontologia a tecnologia CAD/CAM permite, através de um scanner 3D, a leitura de um modelo de um toco natural do dente obtido de um molde fornecido pelo dentista. Ela assegura uma produção altamente automatizada com uma economia considerável de tempo e a eliminação da necessidade de readaptações. Consequentemente, as estruturas das próteses resultantes apresentam-se sem tensões residuais e porosidade. Outra vantagem garantida pela ausência de fusão é a ausência da formação de óxido no artefato [30].

Os sistemas comerciais CAD/CAM utilizados para confecção de próteses odontológicas são compostos por um dispositivo para a leitura (scanner) para a captação da forma do modelo ou troquel, pelo software específico para manipular a imagem virtual obtida pelo scanner e lida no computador, essas informações são direcionadas a unidade de usinagem e posteriormente para o sistema de sinterização. A figura 4 apresenta um exemplo deste sistema.

(a) (b)

Figura 4: tipo sistema CAD/CAM para odontologia: (a) sistema de escaneamento de imagens; (b) modelo de próteses criado por computador. [30]

Com os dados captados pelo programa computacional, projeta-se uma peça com dimensões similares aos reais e gera o arquivo para sua posterior usinagem.

Na comparação com as técnicas existentes o sistema CAD/CAM tem um melhor desempenho no que se diz respeito à rapidez, durabilidade, biocompatibilidade, dispensa a realização dos modelos refratários, elimina o uso do metal deixando uma estética mais próxima do natural, baixa taxa de fraturas [31]. Os materiais metálicos mais utilizados como discos para sistemas CAD/CAM são as ligas Ni-Cr, Co-Cr-Mo ou titânio, além disso, pode produzir discos com outras composições segundo exigências particulares do cliente.

2.6. Próteses Odontológicas

O estudo das próteses dentárias, é a ciência que lida com a reposição de tecidos orais e dentes perdidos, visando restaurar e manter a forma, função, aparência e saúde oral [32]. A utilização das próteses acontece quando o paciente perde um ou mais dentes ou até quando resta apenas a raiz do mesmo [33]. O seu principal objetivo é a reabilitação bucal, em todas as suas funções: estética, fonética e mastigação [32]. Os tipos de prótese dentária mais utilizados são prótese total, prótese parcial e a prótese removível.

2.6.1. Prótese Total ou Dentadura

Prótese total é aquela utilizada caso o paciente tenha perdido todos os dentes. Os dentes de “mentira” são feitos em material acrílico e estão disponíveis em diversas cores, formatos e tamanhos que o dentista escolhe conforme necessidade de cada paciente [33]. A figura 5 mostra um exemplo de dentadura utilizado.

Figura 5: Dentadura ou Prótese Total. [33]

.

2.6.2 Prótese Parcial Removível (PPR – Roach)

A prótese parcial removível é utilizada quando o paciente ainda possua dentes naturais na boca. As principais vantagens são a relação custo-benefício, reduzido desgaste em dentes hígidos e fácil manutenção. Ela funciona com grampos, apoios, conectores e selas que tem desenhos e formatos específicos para cada caso, conforme a disposição dos dentes na boca, a figura 6 mostra um exemplo de modelo utilizado. A liga metálica mais utilizada nestes tipos de prótese são as de cobalto-cromo (Co-Cr) [33].

Figura 6: Prótese Parcial Removível – PPR. [33]

2.6.3 Próteses Fixas

Uma prótese dentária fixa é utilizada com o objetivo de substituir os dentes naturais perdidos ou danificados, de forma que parece natural, devolvendo aos pacientes a função dos dentes e estética. O tratamento com recurso a próteses dentárias fixas consiste em “recuperar” os dentes perdidos, de forma, que seja praticamente imperceptível aproximando a tonalidade da prótese aos dentes naturais do paciente [34]. A figura 7 mostra uma prótese fixa unitária.

Figura 7: Prótese Fixa Unitária. [34]

O objetivo principal do tratamento protético é conferir à prótese dentária fixa um aspeto mais próximo ao natural. A prótese parcial fixa com mais elementos utiliza dentes pilares. Quando o paciente perde um ou mais dentes completamente, os dentes ao lado que sobraram são desgastados e vão servir para sustentar os que vão substituir o dente perdido [33].

As próteses fixas servem para reproduzir a dentição natural do indivíduo, com excelência na estética, resistência e durabilidade dos dentes danificados ou perdidos. A figura 8 mostra uma prótese fixa com três elementos.

Figura 8: Prótese Parcial Fixa – Ponte. [33]

2.7. Metalocerâmica

As cerâmicas odontológicas possuem propriedades químicas, mecânicas, físicas e térmicas que as diferenciam de outros materiais, como por exemplo metais e resinas acrílicas. O uso da porcelana odontológica, como material restaurador é restrito devido sua baixa resistência à tração e ao cisalhamento. Esse problema foi minimizado quando realiza a união da porcelana com uma infraestrutura metálica fundida. As ligas utilizadas neste processo de união metálica com cerâmica, devem ter um coeficiente de

expansão e contração térmica compatível ou ligeiramente maior que ao da porcelana que será aplicada, além de possuírem uma faixa de fusão alta para evitar a deformação em altas temperaturas ou fusão da infraestrutura durante a sinterização da porcelana [35].

A metalocerâmica consiste na união das propriedades mecânicas das ligas metálicas odontológicas fundidas com as excelentes propriedades estéticas das porcelanas, gerando uma infraestrutura metálica recoberta por porcelana. Os requisitos principais da metalocerâmica é a compatibilidade da liga metálica e da porcelana utilizada.

As porcelanas feldspáticas geralmente aplicadas para trabalhos em metalocerâmica, contem quantidades significativas de leucina, que aumenta o coeficiente de expansão térmica da porcelana a valores próximos das ligas metálicas, isso ajuda a evitar a formação de tensões térmicas durante o resfriamento após a queima da cerâmica, tornando também a porcelana mais resistente. A liga a ser utilizada na infraestrutura deve ser capaz de suportar a queima da porcelana sem que se funda, deve ser rígida o suficiente para não ocorrer fratura, capaz de formar ligação química com a porcelana e ter o coeficiente de expansão térmica semelhante da porcelana [36]. A figura 9 mostra um exemplo de próteses utilizando metal e cerâmica.

Figura 9: Foto de prótese metalocerâmica. [36]

2.8 Analise de Investimento

A liga Co-Cr-Mo-W apresenta vantagens quando comparado com os materiais utilizados de alta confiabilidade devido suas propriedades, resistência mecânica, alta adesão com a porcelana, ideal para uso em próteses fixas multilaterais, como em relação ao material, a liga encontra-se de acordo para competir mercado com o material existente, foi analisada a viabilidade econômica desta produção.

O objetivo do estudo de viabilidade econômica de um projeto tem como objetivo identificar os benefícios ou prejuízos de um investimento de capital e assim viabilidade de implantação do mesmo. Uma análise de investimento não se resume em escolher entre dois ou mais investimentos, mas também uma análise de apenas um investimento com o intuito de avaliar se o projeto é interessante economicamente [37].

Uma análise de investimento baseia-se em um conjunto de técnicas e métodos que possibilita um comparativo de resultados e auxilia na tomada de

decisões. De acordo com Samanez “o valor de um projeto é baseado em sua capacidade de gerar fluxo de caixa futuro, ou seja, na capacidade de gerar renda econômica” [38]. As técnicas e métodos mais utilizados e aceitos para mensurar a rentabilidade e avaliar a viabilidade econômica de um ou mais investimento são: Fluxo de Caixa, Valor Presente Líquido (VPL), Taxa Interna de Retorno (TIR), Payback descontado, índice custo-benefício, anuidade e o custo anual equivalente [39]. Foram utilizados os seguintes métodos para os estudos econômicos deste projeto: fluxo de caixa, VPL, TIR e Payback. [38] no geral existem três tipos de fluxo de caixa para análise econômico-financeira de um projeto. O primeiro é o fluxo de caixa econômico que é a base para a análise de viabilidade econômica do presente trabalho, o segundo é o fluxo do financeiro e por último o fluxo econômico-financeiro ou fluxo total.

Em um projeto de investimento o VPL define-se em um somatório de valores descontados do fluxo de caixa, o VPL consiste em calcular o valor presente líquido do fluxo de caixa (saldo das entradas e saídas de caixa) do investimento que está sendo analisado, usando a taxa de atividade do investidor [37].

O VPL tem como finalidade valorar em termos de valor presente o impacto dos eventos futuros associados a um projeto ou alternativa de investimento, ou seja, mede o valor presente dos fluxos de caixa gerado pelo projeto ao longo da sua vida útil [39].

A análise da TIR de um projeto, consiste em calcular a taxa que anula o valor presente líquido do fluxo de caixa do investimento [37]. A TRI é definida como a taxa de retorno do investimento e como regra decisória do método TRI

é mencionado, empreenda o projeto de investimento se a TRI exceder o custo de oportunidade do capital [39].

Na maioria dos estudos de viabilidade econômica de um projeto é necessário saber qual é o tempo de recuperação do investimento, ou seja, quantos anos decorrerão até o valor presente dos fluxos de caixa previstos se iguale ao investimento inicial, este tempo de recuperação pode ser analisado através do método Payback [39].

As técnicas e métodos mencionados são essenciais para as tomadas de decisões em relação à viabilidade econômica para um investimento no projeto de desenvolvimento de próteses dentárias tendo como insumo a liga desenvolvida no presente trabalho de Co-Cr-Mo-W.

3.0 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

3.1 Materiais

A liga utilizada neste trabalho é baseada no metal Cobalto além de Cromo, Molibdênio e Tungstênio. Sua composição global é de 64Co-24Cr-6Mo-6W (% peso). Essa composição foi escolhida em função de resultados anteriores que identificaram esta composição com boas propriedades mecânicas para uso em infraestrutura de próteses metalocerâmica. Essa liga foi produzida pela Empresa Açotécnica (São Paulo- SP) na forma de lingotes cilíndricos com diâmetro de 100mm. Para efeito comparativo, discos metálicos das empresas MESA-Itália e HIGH-BOND-Brasil, VIPI- Brasil e SANDINOX - Brasil, foram utilizados neste trabalho.

A tabela 1 apresenta as características de cada material utilizado neste trabalho, segundo informações dos fabricantes.

Tabela 1 – Especificações dos materiais analisados, segundo os fabricantes [40] [41] [42] e [43].

Características dos Materiais	**MESA (Itália)**	**VIPI (Brasil)**	**SANDINOX**
Concentrações (% em peso)	64Co-29Cr-6,5Mo	64Co-26Cr-6Mo-4W	60a66Co-28Cr- 6Mo
Certificações	- ISO9001:2008 pela RINA - LNE Laboratoire National de Métrologie et d'Essais,	ANVISA RDC 59	N.A.*
Massa Específica (g/cm³)	8,3 g/cm³	8,0 g/cm³	N.A.*
Coeficiente de expansão térmica ($CET_{25\text{-}500°C}$)	$14x10^{-6}$ /^{0}C	$14x10^{-6}$ /^{0}C	N.A.*
Dureza Vickers(HV_{1000gF})	374 HV	235 HV	N.A.*
Normas atendidas	ISO10993-5 e ISO22674:2006.	BS EN ISO 22674:2006 ASTM F895-84:1984 ISO10993.5:1999 ISO10993.5:2009	ASTM F1537 UNS R31538 e UNS R31539

**N.A.- Não avaliada e disponibilizada*

3.2. Métodos

A Figura 10 apresenta um fluxograma das atividades que foram realizadas neste trabalho.

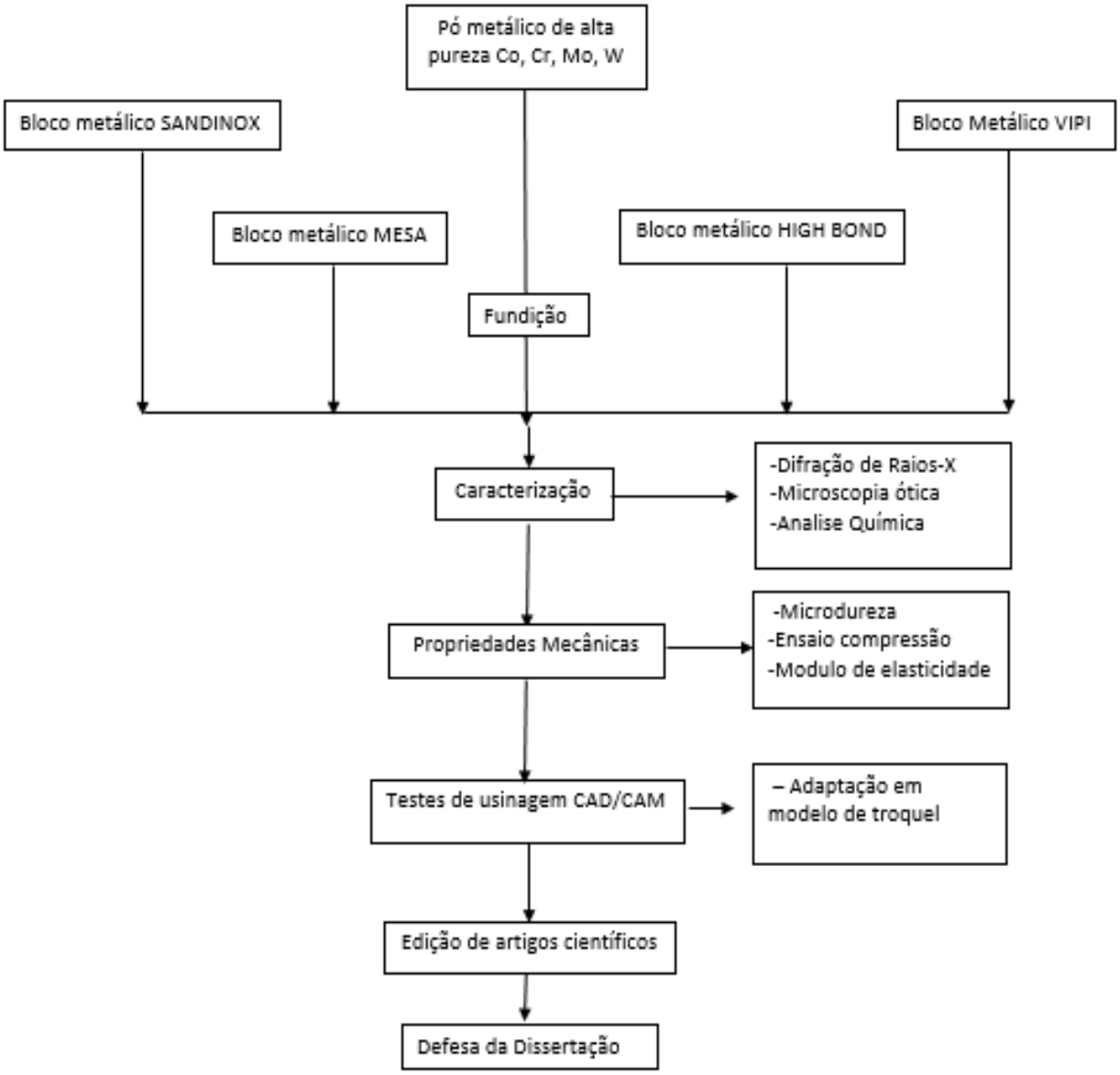


Figura 10 - Fluxograma de atividades realizadas neste trabalho.

3.3. Fabricação das Ligas

Devido a condições de sigilo, não serão apresentados neste trabalho detalhes do processamento da liga, porém, a sua composição é apresentada no capitulo 3.1, e o processo utilizado foi fundição a vácuo.

3.4. Caracterização Química

Foram analisadas quimicamente tanto amostras da liga produzida quanto das ligas comerciais, em termos do teor de metais base, quando os demais constituintes. As análises químicas foram realizadas na USP- EEL: Análises realizadas por fluorescência de raios X, em equipamento Axios MAX, marca PANalytical. Análise semiquantitativa sem padrões, com determinação de elementos químicos de flúor a urânio, utilizando cama de ácido bórico.

3.5 . Caracterização Microestrutural

3.5.1.Preparação Metalográfica

As amostras de Co-Cr-Mo-W produzida e comercial foram embutidas a quente em resina fenólica, com uma pressão de 20 kN no equipamento Pan Press 30. Em seguida, as amostras foram lixadas no equipamento Arotec Aropol 2V, com uma sequência de lixas à base de carbeto de silício de

1000#, 1200# e 2400#. Já o polimento foi realizado no mesmo equipamento com uma suspensão de sílica coloidal OP-S (Struers) até se obter uma amostra própria para aquisição de imagens em microscópio óptico e eletrônico.

3.5.2. Microscópio eletrônico de Varredura

As caracterizações microestruturais das amostras foram realizadas por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV), sendo que o equipamento utilizado foi o microscópio eletrônico HITACHI TM3000 com tensão de aceleração de 20kV e filamento de tungstênio. As imagens foram obtidas utilizando-se o detector de elétrons retroespalhados (ERE).

3.5.3 Difração de Raios X

As fases presentes nas ligas metálicas, foram identificadas por difração de raios X, utilizando o difratômetro XRD 6100-Shimadzu com radiação Cu-Kα com varredura entre 20º e 80º, com passo angular de 0,05° e velocidade de 5s / ponto de contagem. Os picos foram identificados, através de comparação com microfichas do arquivo JCPDS [44].

3.6. Caracterização mecânica

3.6.1.Ensaios de Compressão

Os ensaios de compressão foram realizados na USP-EEL à temperatura ambiente foram realizados com objetivo de determinar algumas propriedades mecânicas importantes tais como: resistência a compressão e módulo de elasticidade (E) tanto da liga Co-Cr-Mo-W produzida neste trabalho quanto da liga comercial, pois durante os esforços mastigatórios os dentes sofrem forças trativas/compressivas. Foram usinados 03 corpos de prova cilíndricos de dimensões de 5mm de diâmetro por 10mm de altura e ensaiados numa máquina servo-hidráulica MTS, modelo 810.23M. As condições para a realização dos ensaios mecânicos de compressão foram:

- Velocidade do ensaio = 0, 05 mm/min.;
- Célula de carga = 250 kN;
- Faixa de calibração = 100 kN;
- Graxa = Sulfeto de Molibdênio.

Foi utilizada graxa de sulfeto de molibdênio utilizada na base superior e inferior dos corpos de prova de compressão é para diminuir o atrito com a base do aparelho de acordo com a norma ASTM E8 [45].

A Figura 11 apresenta a distribuição de corpos de prova utilizados nos ensaios de compressão, e nos testes de usinabilidade dentro de um disco de fresagam CAD/CAM.

Figura 11 – Disco metálico de Co-Cr-Mo-W para fresagem CAD/CAM desenvolvido neste trabalho.

3.6.2.Ensaio de Dureza

Estes ensaios objetivaram comparar a dureza da liga Co-Cr-Mo-W produzida com a liga comercial. Os ensaios foram executados em um microdurômetro Time Group-China, com carga de 100gF, 500gF e 1000gF e com tempo de aplicação da carga de 30 segundos. Realizou-se 20 medidas em cada amostra, sendo que este ensaio seguiu a norma ASTM E384-10 [46].

3.6.3.Ensaios de Dilatometria

Os ensaios de dilatometria foram realizados para se obter o coeficiente de expansão térmica das ligas. Estes ensaios foram realizados em dilatômetro marca Linseis, modelo L75 Platinum Séries (DEMAR-EEL-

USP). Foram usinadas amostras da liga produzida e outras das ligas comerciais, sendo que cada amostra possuía 5 mm de diâmetro e 10 mm de altura. Ambas as amostras foram submetidas ao ciclo descrito a seguir: 25ºC a 1000ºC a 5°C/min, em atmosfera inerte.

3.7.Testes de usinagem CAD/CAM

Os blocos metálicos de Co-Cr-Mo-W foram submetidos a processo de usinagem CAD/CAM. Os blocos de Ø98mm, foram usinados no equipamento de CAD/CAM VIPI MAXX S1 a partir de um projeto de design de infraestruturas para prótese fixa dentária. Foram realizados dois projetos de design a partir do software DWOS: Um projeto de infraestrutura para a confecção de coroa unitária e outro para a confecção de uma prótese fixa de 05 elementos como mostra a figura 12.

A confecção de próteses pela tecnologia CAD/CAM inicia-se pela obtenção de um modelo em gesso através de um molde realizado clinicamente em um paciente. Este modelo foi escaneado e sendo assim digitalizado para unidade CAD onde um software é utilizado para realizar o desenho tridimensional da futura restauração protética. Existe também a possibilidade do escaneamento intra oral e exportação das imagens direto para a unidade CAD, porém desta forma transmitimos imagens fragmentadas o que demanda um maior tempo para digitalização de arcadas dentárias maiores e riscos de imperfeições no processo de escaneamento e digitalização.

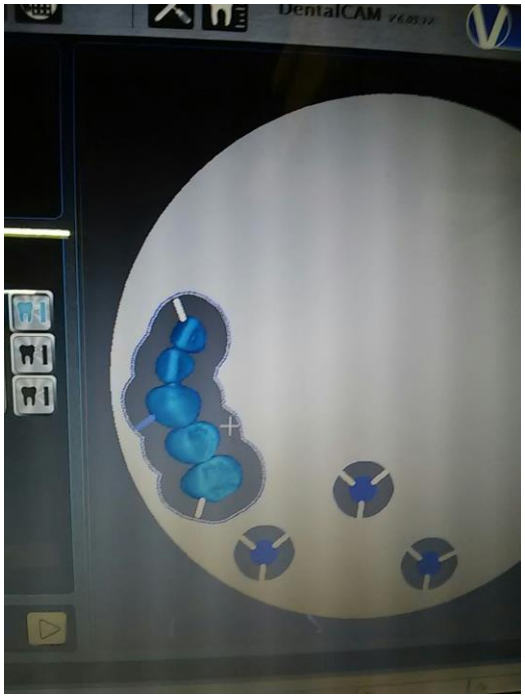


Figura 12. Mostra o software com a *i*magem que foi enviada para usinagem CAD/CAM.

No presente trabalho optou-se pelo escaneamento de um modelo de gesso para garantia de maior precisão na confecção dessas próteses. Foi utilizado o scanner 3S Implant da empresa canadense Dental Wings. Este scanner exporta arquivo no formato STL abertos para qualquer software de design CAD, com alta capacidade de varredura e design (12 elementos em 10 minutos). A figura 13 apresenta o scanner utilizado neste trabalho.

Figura 13: scanner 3s implant utilizado neste trabalho.

A partir do escaneamento e digitalização do modelo, as imagens foram exportadas para o software DWOS da Dental Wings onde foi realizado o projeto de design das infraestruturas para coroas unitárias de pré-molares e prótese parcial fixa de 05 elementos. A figura 14 apresenta o modelo de design de prótese de 05 elementos.

Figura 14. Design CAD da infraestrutura de 05 elementos.

Realizado o projeto este foi exportado para a unidade CAM. Foi utilizada a fresadora VIPI -Mini, comercializada no Brasil pela empresa VIPI. Este equipamento possui sua unidade fresadora com cinco eixos que trabalham simultaneamente, otimizando a precisão e o tempo de usinagem.

3.8 Procedimento para análise da viabilidade econômica

Diante da importância de uma análise de viabilidade econômica do presente trabalho, adotou-se para o método de pesquisas o estudo de caso, tendo como referência laboratórios de ciência dos materiais e empresas especializadas na produção de próteses dentárias.

A pesquisa realizou-se na coleta de dados secundários em averiguação documental e bibliografias na busca por técnicas e métodos mais adequados

para uma abordagem do tema, atualmente os métodos mais usuais e aceitos para análise de viabilidade econômica de um investimento são: fluxo de caixa, valor presente líquido (VPL), taxa interna de retorno (TIR) e Payback [39].

Os principais dados que foram levantados para o estudo de viabilidade econômica da montagem de uma nova empresa para a produção de prótese dentária começam com os custos iniciais. Os custos iniciais são, por exemplo, a escolha de um local mais adequado para a instalação do projeto como aquisição ou aluguel do espaço físico, gasto com energia elétrica, água entre outros recursos, taxa de INPC (foi usado com o objetivo de orientar os reajustes de salários dos trabalhadores); o custo com insumos, custo com registro do produto, o tempo de espera para geração dos testes biológicos os quais possibilitarão o registro do produto, a margem de lucro, ponto de equilíbrio, estimativa de preço e demanda para o produto final; estimativa do tempo de vida útil no âmbito econômico do projeto, a vida técnica dos ativos não deve ser utilizada para determinar a vida útil do projeto; os gastos operacionais e por fim o capital de giro inserido no projeto [38].

Com os valores de fluxos de caixa calculados, o próximo passo foi calcular o VPL, argumenta-se que esse critério leva à escolha ótima, pois maximiza o valor da empresa. O VPL é definido com a seguinte expressão [38]:

$$VPL = -I + \sum_{t=1}^{n} \frac{FC_t}{(1+K)^t} \qquad (3.1.)$$

Onde: $I \rightarrow$ é o investimento inicial;

$FC_t \rightarrow$ é o fluxo de caixa no t-ésimo período;

K→ é o custo do capital;

∑→ somatório da data 1 até a data n dos fluxos de caixa descontados no período inicial.

Como critério de decisão: se VPL > 0, o projeto é economicamente viável.

Conhecendo o valor do VPL para o projeto, possibilita o cálculo da (TIR) que tem como objetivo identificar uma taxa inerente ao rendimento somada com a taxa SELIC. Matematicamente, a TIR é uma taxa hipotética de desconto que anula o VPL, ou seja, é aquele valor de i* que satisfaz a seguinte equação [38]:

$$VPL = -I + \sum_{t=1}^{n} \frac{FC_t}{(1 + i^*)} = 0 \qquad (3.2.)$$

Onde: I → é o investimento inicial;

FC_t→ é o fluxo de caixa no t-ésimo período;

i*→ é a taxa de desconto;

∑→ somatório da data 1 até a data n dos fluxos de caixa descontados no período inicial.

Como critério de decisão: se i* > K, o projeto é economicamente viável.

O Payback é o método que determina o tempo de retorno do investimento e é calculado através da seguinte fórmula:

$$I = \sum_{t=1}^{T} \frac{FC_t}{(1+K)^t} \qquad (3.3)$$

Onde: I → é o investimento inicial;

$FC_t \rightarrow$ é o fluxo de caixa no t-ésimo período;

$K \rightarrow$ é o custo do capital;

$T \rightarrow$ Tempo de recuperação do investimento.

O Payback é utilizado como complemento do método VPL [38].

Para esse cálculo utilizamos a taxa SELIC (Sistema Especial de Liquidação e de Custódia) como estimativa de 13,75% para o ano de 2015, segundo valor anunciado pelo Banco Central no dia 07/06/2015, podendo sofrer reajustes a taxa básica utilizada como referência pela política monetária. Taxa SELIC é a taxa básica de juros da economia brasileira. Esta taxa básica é utilizada como referência para o cálculo das demais taxas de juros cobradas pelo mercado e para definição da política monetária praticada pelo Governo Federal do Brasil.

Para dedução de imposto de renda de pessoa jurídica (IRPJ), foi considerado o novo tratamento tributário simplificado (SIMPLES NACIONAL) conforme Lei Complementar n° 123/2006, pois se trata de uma empresa de pequeno porte.

Baseando-se nos resultados obtidos, foi realizada uma avaliação final quanto à viabilidade econômica do projeto de uma nova empresa para produção de prótese dentária tendo como principal insumo a matéria-prima da liga de Co-Cr-Mo-W desenvolvida neste trabalho.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1. Análise Química

A Tabela 2 apresenta os resultados da análise química realizada nas ligas metálicas comerciais.

Tabela 2: resultados da análise química realizada nas ligas dentais*.

Amostras				
	SANDINOX	MESA	VIPI	Liga Desenvolvida
Elementos	Concentrações	Concentrações	Concentrações	Concentrações
Cr	***29,46%***	***29,16%***	***29,70%***	***24,41%***
Co	***59,52%***	***62,84%***	***61,58%***	***60,64%***
W	***9,56%***	***-***	***7,52%***	***7,66%***
Mo	***-***	***5,37%***	***-***	***5,72%***
Al	0,03%	0,02%	0,03%	0,03%
Si	1,24%	1,29%	1,13%	1,31%
P	0,01%	-	0,03%	-
Fe	-	0,59%	-	0,21%
Nb	0,18%	0,04%	-	-
Ni	-	0,69%	-	-
Total	100%	100%	100%	100%

** Resultados Expressos em percentual de elementos, normalizados a 100%*

Pode-se observar que os materiais de SANDINOX e VIPI, são ligas de concentrações e elementos bem próximos, diferidas pelo metal nióbio (Nb), que aparece na liga de SANDINOX, ao passo que não foi encontrada na analise da liga VIPI, e ambas não apresentam o metal molibdênio (Mo). Na liga comercial MESA, encontramos Molibdênio, com uma concentração relevante próxima a 5,5%, e diferente das demais, sem o metal tungstênio, W.

Dentre as ligas analisadas neste trabalho, somente a desenvolvida neste estudo apresenta os dois metais, molibdênio e tungstênio associados, além de redução do teor de cromo em torno de 5%, na composição final, comparando com as outras ligas comerciais.

4.2. Difração de Raios X

A Figura 15 apresenta os resultados de difração de Raios X realizados nas ligas metálicas comerciais e na liga desenvolvida neste trabalho.

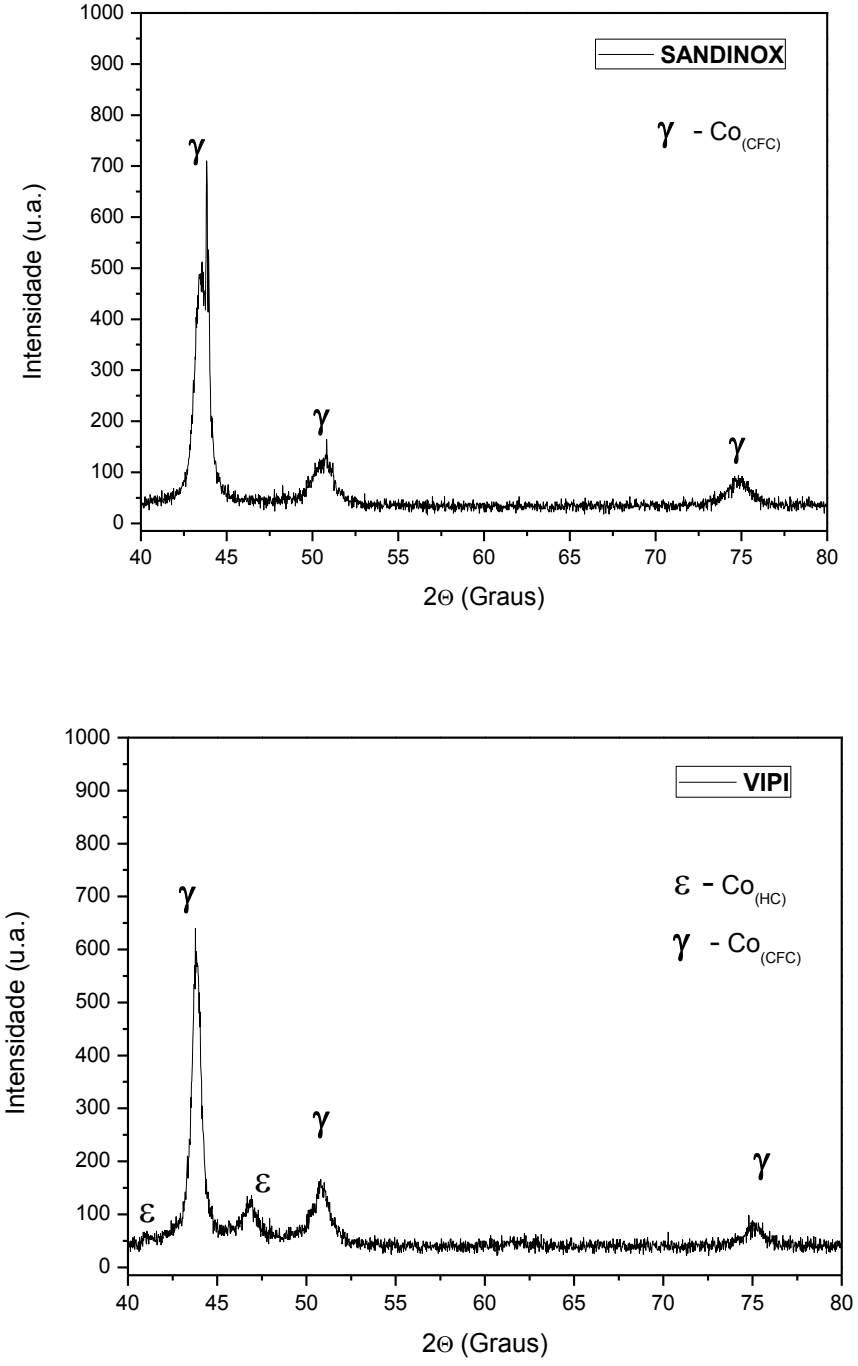


Figura 15 – Difratograma de raios-X das ligas comerciais MESA, SANDINOX , VIPI e Co-Cr-Mo-W desenvolvida neste trabalho

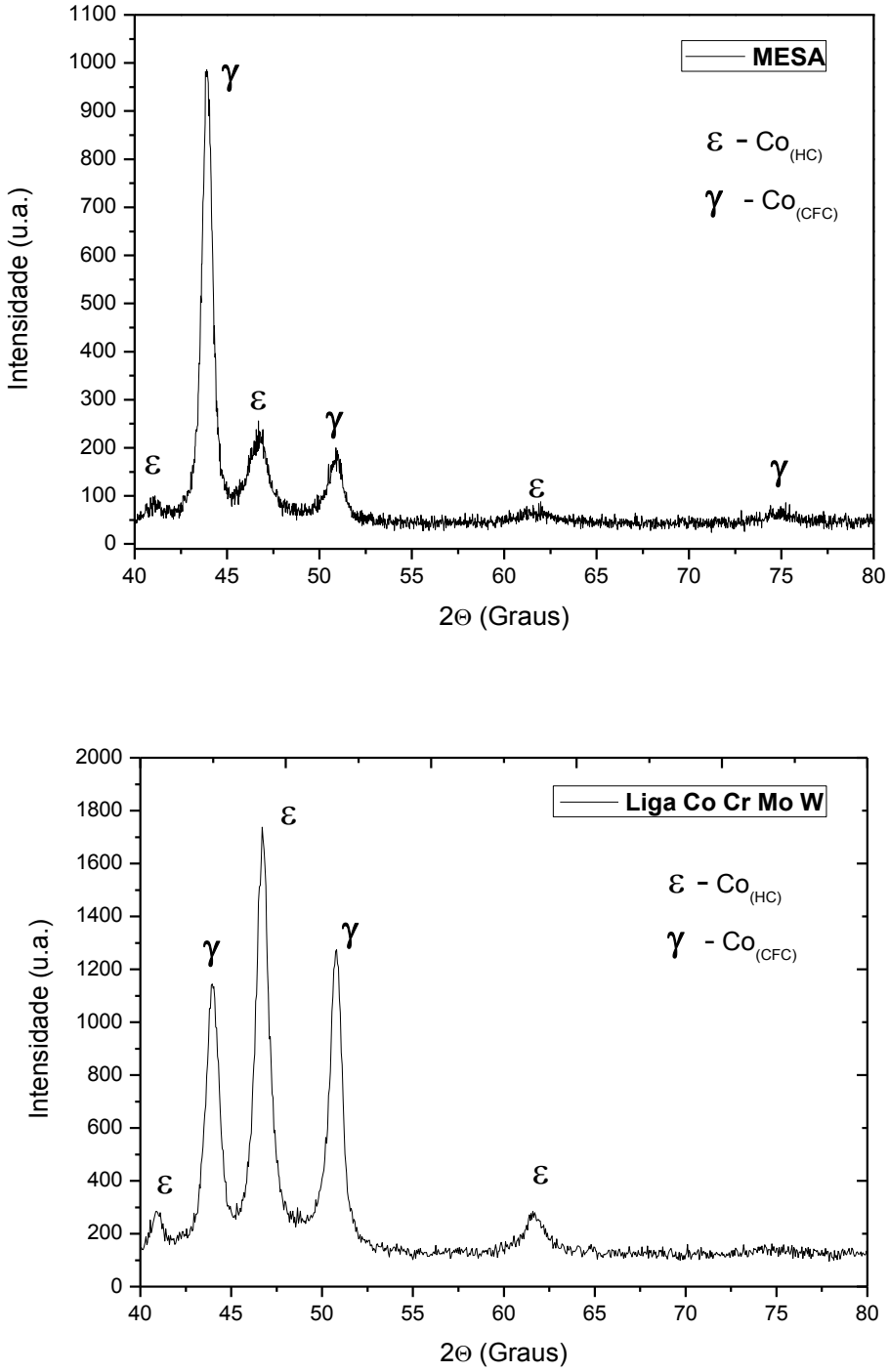


Figura 15 (continuação) – Difratograma de raios-X das ligas comerciais MESA, SANDINOX, VIPI e Co-Cr-Mo-W desenvolvida neste trabalho

Observa-se que, em todos os difratogramas, apenas picos de difração do cobalto metálico foram detectados, indicando que os componentes formam

uma solução sólida com este metal. Baseado nas análises químicas apresentadas na Tabela 2, o cobalto (Co), encontra-se em maior concentração, em torno de 60% em peso. Considerando os diagramas de fases dessa composição, e nas características de cada metal presentes na composição global das ligas, espera-se que os metais tenham um arranjo atômico que priorize a formação de uma solução sólida de cobalto (Co_{ss}). De fato, a análise de solubilidade aplicando as regras de solubilidade de todos os metais, apresentam similaridade atômica com raio atômico de 0,125nm, o,125nm, 0,136nm e 0,137nm, para Co-Cr-Mo-W, respectivamente [47]. Além disso, todos os solutos possuem estrutura CCC, portanto, com similaridade entre si, o que também contribui para a alta solubilidade de Co com estes solutos.

A Figura 16 apresenta um indicativo de comportamento que relaciona o aumento de soluto com a modificação da distancia interplanar, tomando como base o cobalto puro.

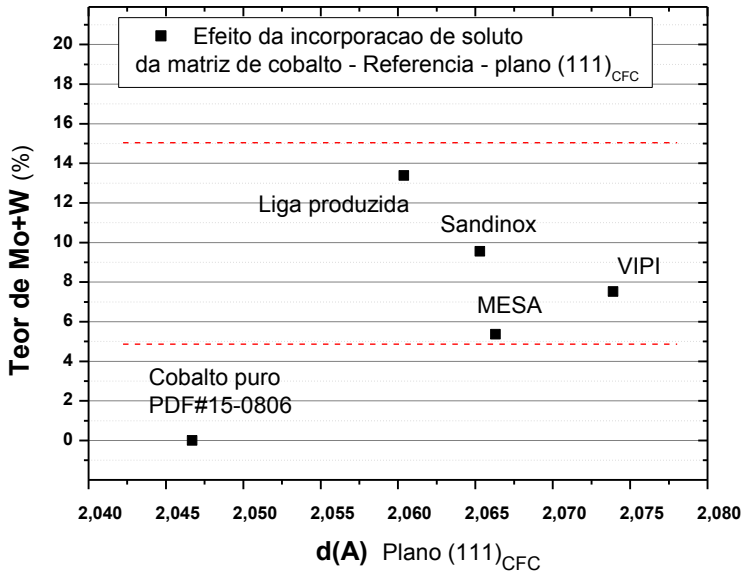


Figura 16- variação da distancia interplanar em função do aumento ou do teor dos elementos de liga W e Mo

Observa-se na Figura 16, que os picos das ligas comerciais estão deslocados para ângulos (2θ) comparado ao difratograma teórico do cobalto puro CFC, pois como se sabe o raio atômico do cobalto (1,25Å) é menor do que o raio atômico do cromo (1,30Å) e do molibdênio (1,39Å), ou seja, o aumento da distância interplanar pode ser devido a inserção de átomos de cromo e molibdênio na rede cristalina. De uma forma geral, um deslocamento dos picos para ângulos menores (2θ) é observado em todos os casos, o que pode ser concluído a partir da analise do aumento distancias interplanares com o aumento dos solutos contidos na composição das ligas estudadas, se comparadas às distancias interplanares do cobalto CFC e, por consequência na estrutura HC. Na Figura 16, que se baseia no angulo difratado do pico mais intenso no difratograma do cobalto com estrutura CFC, a distancia interplanar correspondente é de 2,047Å, enquanto a distancia interplanar é de 2,061Å, ou seja, a liga Co-Cr-Mo-W obteve um aumento na distancia interplanar e deve-se também a incorporação de átomos de cromo e molibdênio na estrutura cristalina da matriz de cobalto.

Baseando-se na análise dos difratogramas de raios X apresentados na Figura 15, verifica-se que comparativamente, as ligas comerciais SANDINOX e VIPI possuem majoritariamente a fase γCo de estrutura cúbica de face centrada (CFC), ao passo que a liga MESA apresenta proporções consideráveis de fase εCo de estrutura hexagonal compacta (HC). A liga desenvolvida neste trabalho possui as duas fases, porém existe a maior proporção de fase εCo (HC).

O metal cobalto possui uma transformação alotrópica, na qual a estrutura hexagonal compacta (HC) e estável na temperatura ambiente até cerca de 450°C. A partir desta temperatura, a estrutura estável passa a ser a cúbica de face centrada (CFC). A transformação da estrutura hexagonal compacta (denominada ε) para a estrutura CFC (denominada γ), representada por da $HC \rightarrow CFC_{(449^{o}C\text{-aquec})}$, é relativamente simples durante o processo de aquecimento deste metal, enquanto a transformação da $CFC \rightarrow HC_{(449^{o}C\text{-resf.})}$, que ocorre durante o resfriamento, é usualmente incompleta, devido ao fato de que a energia de transformação das estruturas e muito próxima [48] A nucleação da transformação alotrópica no sistema de cobalto baseia-se no conceito de que uma falha de empilhamento na matriz α pode ser considerada um embrião da fase ε (e vice-versa). A falha de empilhamento e, literalmente, uma falha na sequencia de empilhamento dos planos compactos dos átomos de uma estrutura cristalina. Por exemplo, na estrutura cristalina CFC, a sequência de empilhamento e ABCABCABC. Já a estrutura cristalina HC tem uma sequência de empilhamento de ABABABAB [47]. A probabilidade de uma falha de empilhamento existir em um cristal esta inversamente relacionada à Energia de Defeito de Empilhamento (EDE) para um metal particular, ou seja, o cobalto puro possui uma EDE de cerca de $2x10^{-2}$ J/m^2, que é muito baixo quando comparado a outros metais; por exemplo, no alumínio a energia de defeito de empilhamento e da ordem de $250x10^{6}$ J/m^2: isto implica que a probabilidade de ocorrência de falha de empilhamento no cobalto puro e elevada [49].

A transformação alotrópica do cobalto é lenta, formando uma estrutura metaestável CFC, com baixa energia de falha de empilhamento e atuando

como barreira, dificultando o mecanismo de movimentos das discordâncias. Desta forma obtém-se, principalmente, uma maior resistência ao choque, fadiga térmica e fluência. Alem da baixa energia de defeito de empilhamento (EDE), a estrutura CFC especificamente das ligas de cobalto, confere uma elevada temperatura de recristalização, aumentando a resistência ao desgaste em temperaturas elevadas. Segundo Varana *et. al* [49]., a lentidão na transformação alotrópica pode ser explicada pela baixa energia livre de Gibbs (lG) de γ para ε (aproximadamente -12 J/mol). No aço, por exemplo, o lG de transformação martensitica da estrutura cristalina cúbica face centrada (CFC) para tetragonal de corpo centrado e de, aproximadamente, -1213J/mol; ou seja, a energia de Gibbs do aço e, aproximadamente, 100 vezes maior que a do cobalto.

A adição de elementos de liga na matriz de cobalto, pode deslocar a temperatura de transformação alotrópica, pois poderá causar uma estabilização ora na estrutura cristalina HC presente em baixas temperaturas ora na estrutura cristalina CFC presente em altas temperaturas. A estrutura cristalina HC e estabilizada pelos elementos químicos cromo, molibdênio e tungstênio; já a estrutura cristalina CFC e estabilizada pelos elementos ferro e níquel [50]. Isto explicaria o fato de que, nos difratogramas apresentados na Figura 15, a estrutura γCo (CFC) ocorre em todas as ligas analisadas.

4.3. Microscopia Eletrônica de Varredura

A Figura 17 apresenta uma micrografia característica da microestrutura do material desenvolvido.

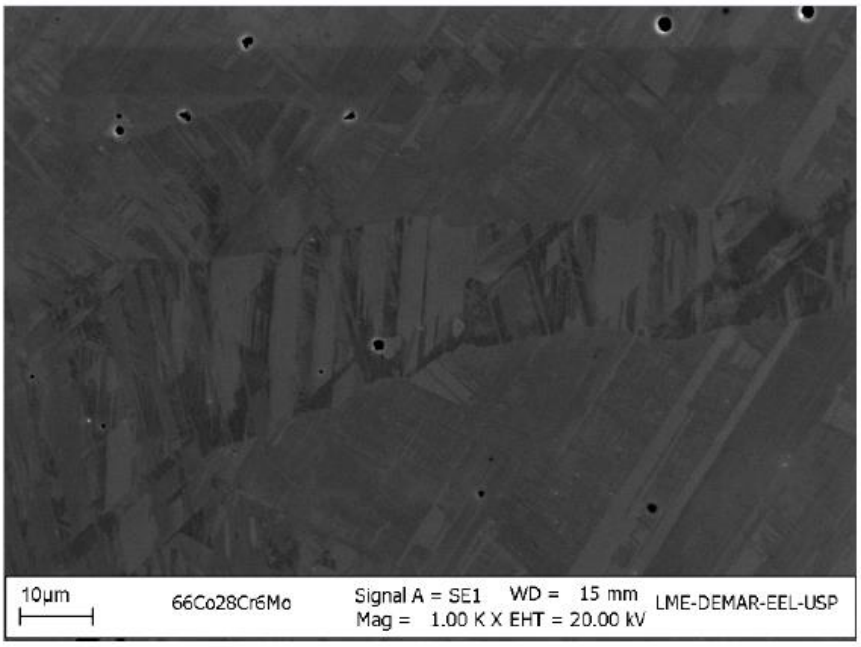
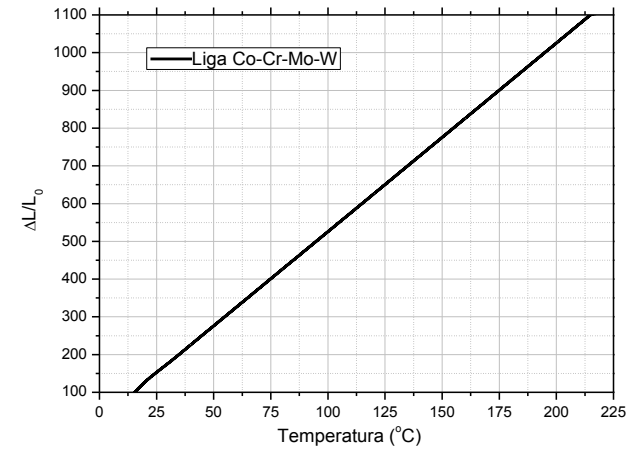


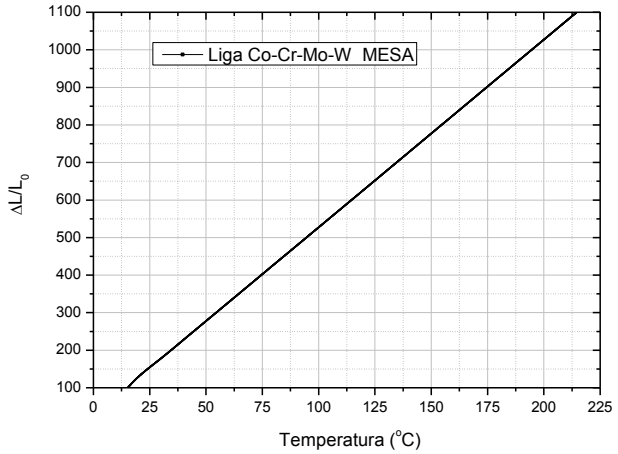
Figura 17 – Micrografia obtida por MEV, representativa da microestrutura da liga Co-Cr-Mo-W

Nota-se uma microestrutura típica de estado bruto de fusão, com ocorrência de dendritas na microestrutura solidificada, uma vez que a solidificação da liga Co-Cr-Mo-W ocorreu fora do equilíbrio. Alem disso, na microestrutura da liga produzida ocorreu o aparecimento de pequenos defeitos volumétricos (poros), possivelmente como consequência das elevadas taxas de solidificação experimentadas no forno durante a fusão da liga.

4.4. Resultados de Dilatometria

Os resultados de dilatometria em determinada faixa de temperatura representativa, são representados de forma gráfica como mostra a Figura 18. A Tabela 3 apresenta um resumo dos coeficientes de dilatação térmica de diferentes ligas, em diferentes faixas de temperaturas.





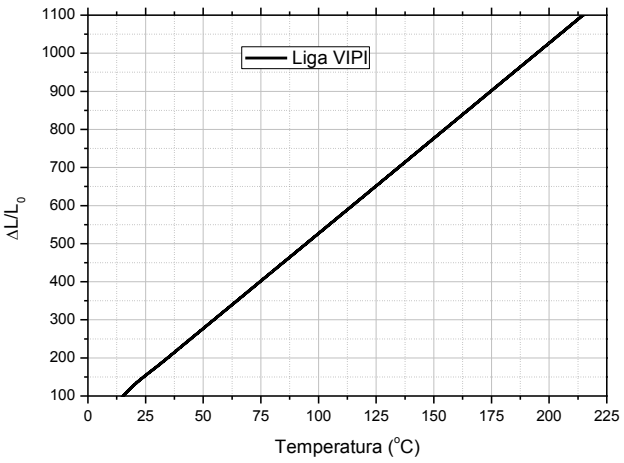


Figura 18. Resultados de Dilatometria da liga desenvolvida neste trabalho e de ligas comerciais.

Tabela 3 – Coeficiente de expansão térmica das diferentes ligas metálicas analisadas, na faixa de temperaturas usuais para aplicação de cerâmica de recobrimento.

Liga Analisada	Coeficiente de expansão térmica (CET) ($x10^{-6}/^oC$)			
	α200-400°C	α200-600°C	α200-800°C	α200-1000°C
Desenvolvida	13,8	13,9	14,1	14,1
MESA	13,9	13,9	14,0	14,1
VIPI	13,8	13,9	13,9	14,0
SANDINOX	13,9	14,0	14,0	14,1

Os resultados expressos na Tabela 3 indicam coeficientes de expansão térmica médios de $14,0x10^{-6}/°C$, para todas as ligas estudadas, o que indica que termicamente, as ligas não são sensíveis a variações nas composições químicas, como apresentadas na Tabela 2, pelo menos dentro dos limites de detecção do dilatômetro utilizado e dos parâmetros experimentais sugeridos. De fato, como já apresentado, os solutos (elementos de liga) utilizados nessas ligas são muito similares e concentram-se em solução sólida com a matriz de cobalto, o que diminui os efeitos de sua variação nos efeitos térmicos das ligas.

Os resultados são apresentados em faixas de temperatura distintas, pois estas ligas têm como produto final, estruturas de próteses dentárias, as quais serão submetidas a tratamentos térmicos em diferentes temperaturas, para aplicação de porcelanas, visando melhorar o apelo estético das próteses. O conhecimento de faixas de temperatura facilita a determinação de tensões

residuais caracteristicas do processo metalocerâmico e que podem vir a influenciar as propriedades mecânicas finais da prótese.

4.5. Propriedades Mecânicas

A Tabela 4 apresenta os resultados das propriedades mecanicas avaliadas neste trabalho. Nesta Tabela, são inseridos valores de referencia priorizados pelas normas ASTM F75 [51] e ASTM1537[52] para ligas metálicas utilizadas como materiais para implantes.

Tabela 4 – Propriedades mecânicas das diferentes ligas metálicas analisadas.

Liga Analisada	Propriedades mecânicas					
	Dureza Vickers			Dureza Rockwell C	Resistência à compressão (MPa)	Módulo de elasticidade (GPa)
	(HV_{100gF})	(HV_{500gF})	(HV_{1000Gf})			
Experimental	291,1 ± 36,4	302,2± 15,8	296,1± 12,3	29	1520MPa	211±3
MESA	267,4 ± 12,9	272 ± 25,0	265,6 ± 23,9	25	1514MPa	208±3
VIPI	279,8 ± 50,3	270,1 ± 50,7	292 ± 9,3	29	1515MPa	213±3
SANDINOX	283,5 ± 18,6	293,7 ± 18,7	280,2 ± 20,9	27	1317MPa	215±3
Referências						
ASTM F75	Ver Dureza Rockwell C			25 a 35		210
ASTM F1537				30 a 40		210

Os resultados referentes a valores de Dureza indicam que as ligas estudadas são pouco sensíveis as variações de composição indicadas nas análises químicas. A Figura 19 apresenta um comparativo entre os materiais estudados.

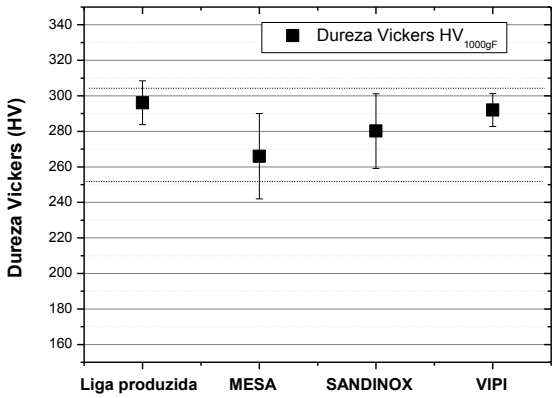


Figura 19 – Comparativo de resultados de Dureza Vickers realizado nas diferentes ligas metálicas.

Valores entre 265HV e 296HV foram obtidos para todas as ligas estudadas. A conversão destes valores para a escala *Rockwell C*, indicam dureza entre 25HRC e 29HRC, o que indica que os resultados encontram-se dentro das especificações das normas ASTM (25HRC a 35HRC). Resultados similares de dureza foram encontrados por Despa *et al*., Akova *et al.,* Santos. Reimann *et al* [53-56], onde valores sofreram variações entre 250HV e 340HV

Conjuntamente com valores de modulo de elasticidade, que se encontram próximos a 210GPa, estes resultados demonstram que os materiais estudados atendem as exigências normativas. Os avanços tecnológicos dos últimos anos, apontam para reduções sensíveis da dureza associadas a diminuição da resistência ao desgaste e aumento da usinabilidade destes materiais, visando viabilizá-los como insumo para fresagem CAD/CAM de

próteses dentárias. Os estudos realizados não são suficientes para correlacionar as fases presentes com as variações de dureza encontradas entre as ligas estudadas.

4.6. Testes de usinagem

Os testes de usinagem realizados neste trabalho foram realizados nos laboratórios de usinagem CAD/CAM da empresa VIPI, materiais odontológicos, Pirassununga-SP. Por se tratar de um estudo preliminar, foi avaliada a qualidade superficial da usinagem das ligas, além de avaliação de tempo de vida útil da ferramenta, na usinagem das diferentes ligas metálicas. Assim, para cada conjunto de brocas (fresas) utilizadas, o tempo máximo de usinagem atingido pelo bloco foi avaliado. A Figura 20 apresenta uma foto no momento da usinagem. Os resultados da avaliação comparativa são apresentados na Tabela 5.

Figura 20– Fresagem de elementos metálicos realizado em bloco de Co-Cr-Mo-W desenvolvido neste trabalho.

Tabela 5 – Resultados preliminares de estudo de usinagem.

Liga metálica	Tempo máximo de usinagem com conjunto de fresas	Número de elementos usinados	Condições visuais de acabamento superficial/precisão
Liga Co-Cr-Mo-W	4h47min	5 CPs cilíndricos; 1 prótese de elementos; 1 prótese de 3 elementos	Bom/ excelente
MESA	5h15min	5 CPs cilíndricos; 1 prótese de elementos; 1 prótese de 3 elementos; 1 prótese 2 elementos	Bom/ excelente
VIPI	5h05min	5 CPs cilíndricos; 1 prótese de elementos; 1 prótese de 3 elementos; 1 prótese 2 elementos	Bom / excelente

Os resultados expressam a idéia de que todos os blocos estudados possuem comportamento semelhante no que diz respeito à usinagem de diferentes geometrias.

A precisão é característica do equipamento realizado, e a qualidade superficial é baseada no fato de que os corpos de prova, são gerados nestes equipamentos com intuito de desenvolver materiais de infraestrutura, ou seja ainda sofrerão aplicação de porcelana na sua superfície e, portanto, não necessitam de superfícies especulares, por exemplo. O tempo de vida útil do conjunto de fresas se mostrou compatível com a dureza das ligas metálicas, apresentada na, Tabela 4, o teste não foi realizado com material da Empresa SANDINOX pela falta de corpos de prova para o teste.

4.7. Estudo da Viabilidade Econômica

O ponto de partida deste estudo foi baseado no cenário atual de materiais dentários utilizados em próteses odontológicas. No País, são confeccionadas cerca de 1.500.000 próteses dentarias anualmente, o que significa 125.000 próteses por mês, sendo divididas em próteses de Níquel (Ni), Cobalto Cromo (Co-Cr), Zircônia (ZrO_2) e polímeros provisórios como mostra a figura 21. Deste modo, a proposta é iniciar o negócio com cerca de 150 discos por mês lembrando que cada disco produz em média 30-50 elementos variando entre unitários ou com mais elementos, correspondendo a uma média de 6000 unidades/mês, correspondente a cerca de 5% do mercado nacional total.

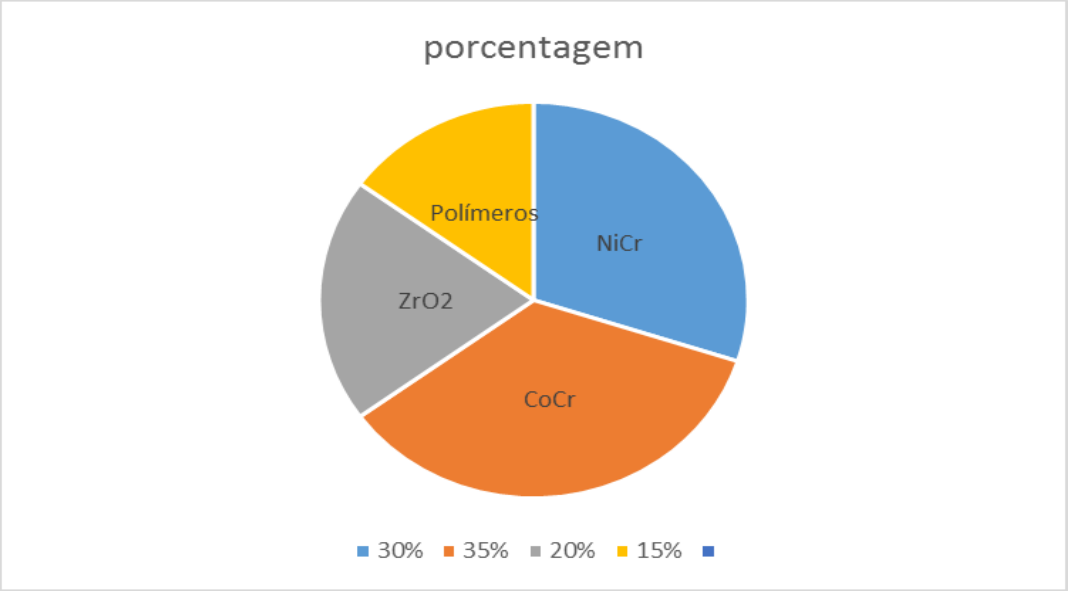


Figura 21- Divisão de mercado de proteses em relação aos materiais.

Vale ressaltar, que a conquista deste mercado exige desafio relacionado à confiança que os protéticos e dentistas têm sobre produtos consagrados,

portanto contamos com o investimento inicial do registro do produto na ANVISA e todas as licenças necessárias para a comercialização de forma segura para protéticos e pacientes. Neste contexto, o início das vendas em baixa escala corresponde a uma realidade com respeito ao produto desenvolvido, mas que propiciam uma perspectiva de crescimento de 5% ao ano.

Neste estudo foi considerado o preço de custo de R$240,00 por disco, levando em conta o preço de usinagem da peça, o valor de corte, transporte e acabamento. Partindo de uma previsão de venda 150 discos/mês. O investimento inicial será apresentado na tabela 6. O modelo de fluxo de caixa deve ser montado em planilha eletrônica, seguindo as etapas a seguir [55]:

1°etapa: construir uma planilha com os dados iniciais, a tabela 4 abaixo mostra os gastos com investimentos iniciais para a produção da liga Co-Cr-Mo-W com as concentrações apresentadas neste trabalho.

Tabela 6. Investimento inicial, tabela desenvolvida neste trabalho

	Custo material	**Investimento em material**
Regulamentação	Licenças	R$ 30.000,00
	ANVISA	R$ 20.000,00
Mobiliário	Armários, computadores, telefone	R$ 10.000,00
Total (R$)		R$ 60.000,00

2° etapa: para construção do fluxo de caixa, estabelecemos os custos iniciais (investimento) e também os custos fixos e custos variáveis para uma previsão dos gastos, para encontrar os valores de custos totais, a tabela 7, mostra de forma discriminada os custos com cada item ao longo do ano.

Tabela 7. Custos definidos neste trabalho

Custos variáveis			Custos fixos		
		2016			2016
Liga Co-Cr-Mo-W	R$	378.000,00	Limpeza	R$	9.600,00
Corte	R$	81.000,00	Luz	R$	1.800,00
Acabamento	R$	45.000,00	Aluguel do local	R$	18.000,00
Embalagem	R$	9.000,00	Agua	R$	1.200,00
Transportadora	R$	27.000,00	Funcionário	R$	51.046,32
Impostos	R$	81.000,00	IPTU	R$	3.000,00
Total	R$	621.000,00	Alvarás	R$	1.200,00
			ANVISA	R$	3.000,00
			Seguro	R$	2.000,00
			Tel/ Internet	R$	3.000,00
			total	R$	93.846,32
			2016		
	Custo total		R$ 714.846,32		

3° etapa: Com os custos estabelecidos foi determinado um preço de venda R$ 490,00 sendo inferior ao preço dos produtos comercializados para conquistar espaço no mercado, diante disso adotando o crescimento de venda de 5% ao ano o fluxo de caixa foi calculado em 10 anos, colocando o crescimento anual e uma margem de crescimento nos custos como mostra a tabela 8 dividida em duas partes para melhor visualização.

Tabela 8 – Fluxo de caixa desenvolvido neste trabalho (período do investimento até 2019).

Fluxo de caixa - 10 anos					
	0	**2016**	**2017**	**2018**	**2019**
Investimentos (-)	-R$ 60.000,00				
Receitas (+)		**R$ 891.000,00**	**R$ 971.190,00**	**R$ 1.058.597,10**	**R$ 1.153.870,84**
Custo total(-)		-R$ 768.846,32	-R$ 823.617,56	-R$ 882.879,31	-R$ 947.047,39
Resultado Bruto		R$ 122.153,68	R$ 147.572,44	R$ 175.717,79	R$ 206.823,44
Capital de Giro (-)	-R$ 60.000,00	-R$ 6.000,00	-R$ 6.000,00	-R$ 6.000,00	-R$ 6.000,00
Depreciação (-)		-R$ 6.000,00	-R$ 6.000,00	-R$ 6.000,00	-R$ 6.000,00
LAIR		R$ 116.153,68	R$ 141.572,44	R$ 169.717,79	R$ 200.823,44
IRPJ (-15%)		-R$ 17.423,05	-R$ 21.235,87	-R$ 25.457,67	-R$ 30.123,52
Resultado		R$ 98.730,63	R$ 120.336,57	R$ 144.260,12	R$ 170.699,93
Depreciação (+)		R$ 6.000,00	R$ 6.000,00	R$ 6.000,00	R$ 6.000,00
Fluxo de Caixa	-R$ 120.000,00	R$ 104.730,63	R$ 126.336,57	R$ 150.260,12	R$ 176.699,93

Continuação da tabela 10 fluxo de caixa (período do ano 2020 até 2025 para fechar os 10 anos de fluxo).

Fluxo de caixa - 10 anos					
2020	**2021**	**2022**	**2023**	**2024**	**2025**
R$ 1.257.719,21	**R$ 1.370.913,94**	**R$ 1.494.296,20**	**R$ 1.628.782,86**	**R$ 1.775.373,31**	**R$ 1.935.156,91**
-R$ 1.016.579,62	-R$ 1.091.980,27	-R$ 1.173.805,06	-R$ 1.262.666,68	-R$ 1.359.240,91	-R$ 1.464.273,49
R$ 241.139,59	R$ 278.933,67	R$ 320.491,13	R$ 366.116,18	R$ 416.132,40	R$ 470.883,43
-R$ 6.000,00	-R$ 6.000,00	-R$ 6.000,00	-R$ 6.000,00	-R$ 6.000,00	-R$ 6.000,00
-R$ 6.000,00	-R$ 6.000,00	-R$ 6.000,00	-R$ 6.000,00	-R$ 6.000,00	-R$ 6.000,00
R$ 235.139,59	R$ 272.933,67	R$ 314.491,13	R$ 360.116,18	R$ 410.132,40	R$ 464.883,43
-R$ 35.270,94	-R$ 40.940,05	-R$ 47.173,67	-R$ 54.017,43	-R$ 61.519,86	-R$ 69.732,51
R$ 199.868,65	R$ 231.993,62	R$ 267.317,46	R$ 306.098,75	R$ 348.612,54	R$ 395.150,91
R$ 6.000,00	R$ 6.000,00	R$ 6.000,00	R$ 6.000,00	R$ 6.000,00	R$ 6.000,00
R$ 205.868,65	R$ 237.993,62	R$ 273.317,46	R$ 312.098,75	R$ 354.612,54	R$ 401.150,91

4° etapa: Com os dados do fluxo de caixa devidamente calculados são identificados a TIR, Payback e o VPL utilizando os parâmetros a seguir.

Obs.:
100% do investimento no início do projeto
IRPJ 15% (MICROEMPRESA SIMPLES)
SELIC 13,75% em 07/06/2015 (Consulta diária - Banco Central Brasil)

Parte da tabela 8 mostra como os cálculos foram feito.

	0	2016	2017
Investimentos (-)	-R$ 60.000,00		
Receitas (+)		**R$ 891.000,00**	**R$ 971.190,00**
Custo total(-)		-R$ 768.846,32	-R$ 823.617,56
Resultado Bruto		R$ 122.153,68	R$ 147.572,44
Capital de Giro (-)	-R$ 60.000,00	-R$ 6.000,00	-R$ 6.000,00
Depreciação (-)		-R$ 6.000,00	-R$ 6.000,00
LAIR		R$ 116.153,68	R$ 141.572,44
IRPJ (-15%)		-R$ 17.423,05	-R$ 21.235,87
Resultado		R$ 98.730,63	R$ 120.336,57
Depreciação (+)		R$ 6.000,00	R$ 6.000,00
Fluxo de Caixa	-R$ 120.000,00	R$ 104.730,63	R$ 126.336,57
	-R$ 120.000,00	R$ (15.269,37)	R$ 6.336,57

	meses
VPL	R$ 939.410,60
TIR	106%
PAYBACK	2° ano

Os resultados apresentados indicam que o investimento inicial do projeto deverá ser de R$ 60.000,00 e um capital de giro com valor equivalente. Pelo investimento inicial ser baixo será necessário um capital de giro para facilitar a circulação do produto e agilizar entrega. A partir deste investimento e com os custos preestabelecidos o retorno do investimento é encontrado com 1 ano e 11 meses, neste caso consideramos que o Payback acontece no segundo ano. Vale ressaltar que a partir deste momento, é prevista uma margem de lucro anual, o que corresponde a 106% do negócio.

A figura 22 mostra os resultados do fluxo de caixa realizados em 10 anos, na figura 23 as receitas são comparadas com os custos.

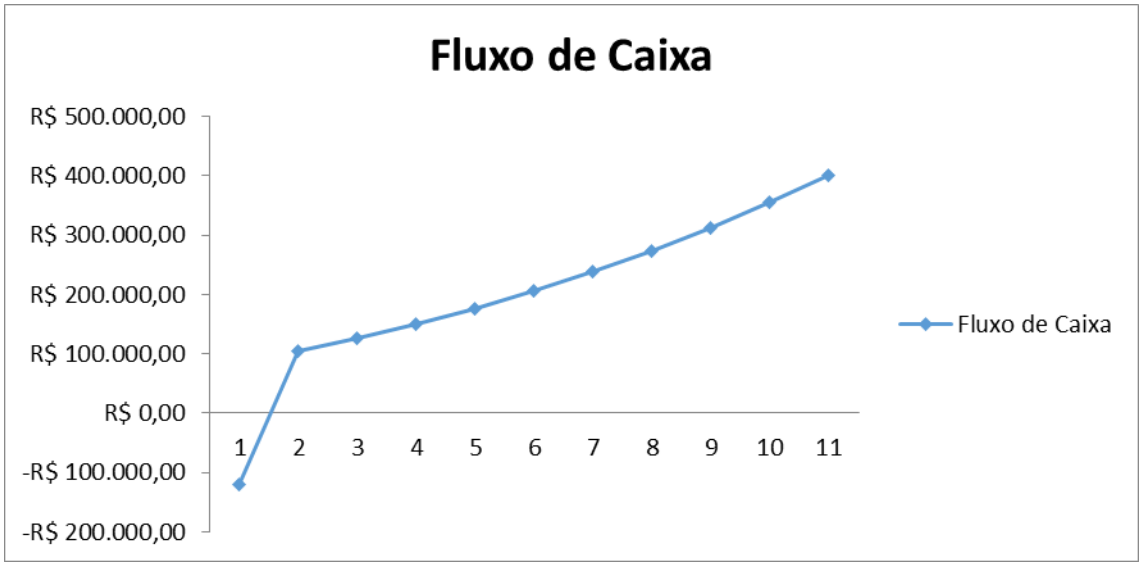


Figura 22- gráfico dos valores de fluxo de caixa desenvolvido neste trabalho.

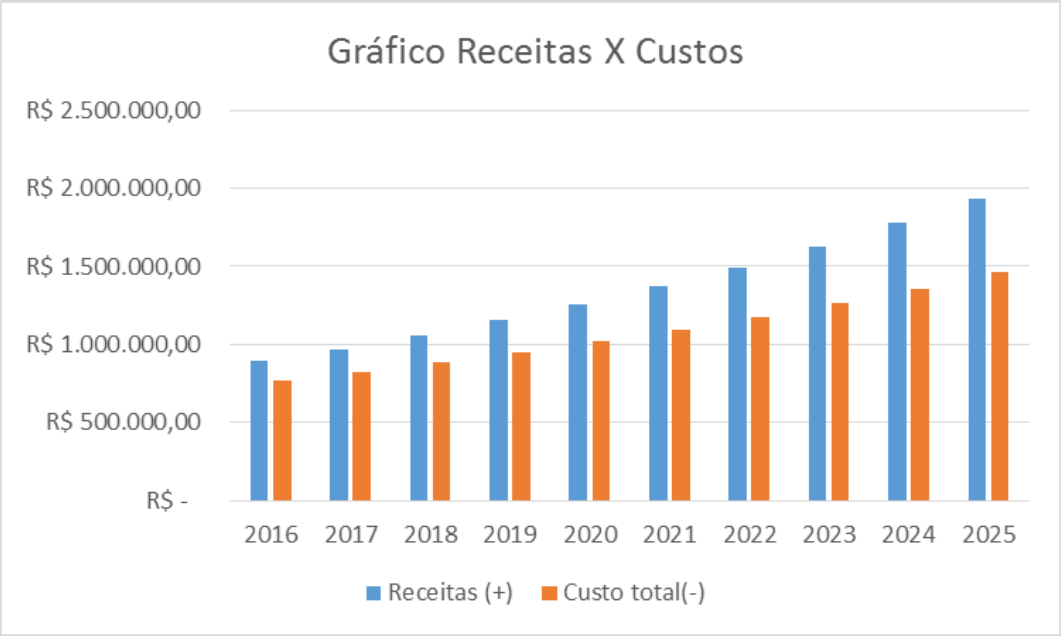


Figura 23- gráfico comparativo das receitas e dos custos baseado no fluxo de caixa. Desenvolvido neste trabalho.

No momento atual onde o mercado de próteses odontológicas encontra-se aquecido, os valores adotados para o projeto, com um baixo investimento inicial, e a possibilidade de retorno no segundo ano, esses cálculos provam a viabilidade econômica do projeto esses valores podem ser observados nas figuras 22 e 23, em ambos os gráficos é possível observar o crescimento anual adotado de 5% ao ano na produção e no retorno financeiro de forma bem positiva.

5. CONCLUSÕES

A partir da liga experimental, foram realizados resultados comparativos com as ligas comerciais MESA, VIPI e SANDINOX, afim de avaliar suas propriedades. As análises químicas identificaram que todas as amostras possuem sua base química com concentração de Cobalto superior a 59% e Cromo nas ligas comerciais superior a 29%, na liga experimental, como tem a presença do Molibdênio e tungstênio, apresentam menor concentração de Cromo, aproximadamente 24%.

Pelos picos do difratograma confirmamos a predominância do Cobalto, onde apenas os picos deles são identificados em todos os casos, com base nos difratogramas, foi possível realizar os cálculos de distância interplanar, sendo possível confirmar a formação de fase solida pelos demais elementos Cromo, Molibdênio e Tungstênio, onde concluímos que quanto maior a concentração de soluto maior a distância interplanar. Foi constatado também que os materiais da MESA e o desenvolvido neste trabalho possuem fase HC além da CFC, porém, o material da SANDINOX e VIPI tem maioria CFC, pois a adição de Cromo, molibdênio e tungstênio os tornam estáveis.

A liga Co-Cr-Mo-W apresentou comportamento equivalente aos demais materiais analisados. Termicamente as ligas não são sensíveis a variação nas composições químicas, mantendo a média de $14{,}0 \times 10^{-6}/°C$, pois seus solutos são bem similares e estão em solução sólida. Esses materiais tiveram suas durezas entre 25 a 29 HRC e seu módulo de elasticidade 210GPa, ambas atendendo as normas para aplicação em próteses odontológicas.

Seguinte aos testes realizados, o material mostrou propriedades adequadas para aplicação desejada, os blocos foram usinados em máquinas CAD/CAM, tendo sua capacidade de usinabilidade considerada de boa a excelente, para diferentes geometrias.

Com todas as restrições sendo atendidas, foi realizado um estudo de viabilidade econômica, no qual um fluxo de caixa mostrou que, com um investimento inicial de R$ 60.000,00, mais um capital de giro de R$60.000,00, diluídos em 10 anos, teremos um Payback a partir do segundo ano, com uma margem de lucro de 106%, com a venda de 150 discos por mês, o que representa apenas 5% do mercado nacional de próteses dentárias.

Diante a todos os testes positivos e a viabilidade de comercialização, a liga com composição global de 64%Co-24%Cr-6%Mo-6%W foi considerada ideal para a aplicação odontológica em próteses e com a utilização do sistema metalocerâmico.

6. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

- Realização de tratamentos térmicos nas ligas desenvolvidas, para modificação microestrutural que possam modificar as propriedades mecânicas finais das ligas metálicas.

-Estudo da rugosidade superficial de amostras usinadas em diferentes tempos de vida útil de ferramentas.

- Aplicação de porcelana e estudo relacionado a adesão com o substrato metático.

7. REFERÊNCIAS

[1] MANICONE, P.F., IOMMETTI, P.R., RAFAELLI, L., 2007, “An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications”, Journal of Dentistry, v.35, pp. 819-826.

[2] OKESON, JEFFREY P. Fundamentos de oclusão e desordens temporo-mandibulares. Artes Médicas, 2ª Edição, 1992.

[3] SILVA, C. P., SILVA, C.R.M., SANTOS, F. A., PALMEIRA, A. A. SANTOS, L. A., SANTOS C., ELIAS, C.N, Sinterização de cerâmicas nanoestruturadas a base de ZrO_2 estabilziado com Y_2O_3 para aplicações odontológicas em sistemas CAD/CAM, Congresso Brasileiro de Ciência e Engenharia de Materiais, CBECIMAT, 2008, Foz do Iguaçu.

[4]ANUSAVICE, KENNETH J. SHEN, CHIAYI RAWLS, H. RALPH 12°edição Phillips Materiais Dentários pag70, 2013

[5] MORAES, M. C. S. B., Microestrutura e Propriedades Mecânicas de Compósitos Alumina-Zircônia para Próteses Dentárias. 258p. Tese (Doutorado), Instituto Militar de Engengaria, Rio de Janeiro, 2004.

[6] ANUSAVICE, KENNETH J. SHEN, CHIAYI RAWLS, H. RALPH 12°edição Phillips Materiais Dentários pag 222, 2013

[7] Hebert T. Shillingburg, Sumiya Hobo, Lowell D. Whitsett, Fundamentos de Próteses Fixas, Editora Quintessence,4 °edição pag 312

[8] PAFFENBARGER, G. C. WOELFEL, JoB., & SWEENEY, W.T. 1943. Dimensional accuracy of denture base resins. J. dento Res., 38:752.

[9] Roach M. Base metal alloys used for dental restorations and implants. Dent Clin N Am 2007;51(3):603-27.

[10] VIEIRA, D.F. Metais e ligas metálicas: noções básicas para dentistas. 12.ed. ver. Atual. São Paulo: Edgar Blucher, 1965. 202 p.

[11] ASGAR, K. A new alloy for partial denture. J Prosthet Dent, Saint Louis, v.23, n.1, p.36-43, July 1970.

[12] MOFFA, J.P., BECK, D., HOKE, A.W. Allergic response to nickel containing dental alloys. J Dent Res, Washington, v.56, p.B78, 1977. [Abstract, 107].

[13] PRESSWOOD, R.G et al. A basemetal alloy for ceramometal restoration.J Prosthet dent V.44 n.12, pag 624-29,1980.

[14] KELLY, J.R., ROSE, T.C. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: a literature review. J Prosthet Dent, Saint Louis, v.49, n.3, p.363-370, Mar. 1983.

[15] BARAN, G. “Oxidation kinetics of some Ni-Cr alloys“. J Dent Res. 1983 Jan. 62 (1), 51-55.

[16] MORRIS, E.R. Iron. *In:* MERTZ, W. (Ed.). *Trace elements in human and animal nutrition*. 5.ed. San Diego: Academic Press, 1986. v.1: p.79-142.

[17]FÉDÉRATION DENTAIRE INTERNATIONALE*. Basic facts 1990 - Dentistry around the world*. London, Jones and Palmer, 1990.

[18] BEZZON, O. L. et al. “Effect of casting technique on surface roughness and consequent mass loss after polishing of NiCr and CoCr base metal alloys: a comparative study with titanium”. J Prosthet Dent. 2004 Sep. 92 (3), 274-277.

[19] Bumgardner JD, Lucas LC. Cellular response to metallic ions released from nickel-chromium dental alloys. J Dent Res. 1995;74(8):1521-7.

[20] WANG RR, FENTON A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. Quintessence Int, 27(6):401-8, 1996..

[21] CRAIG RG, POWERS JM. Restorative dentals materials. 11ed. St. Loius: Mosby,2002.

[22] ASTM Standard Specification for cast cobalt-chromium-molybdenum alloy for surgical implamt applications, F75-87, 1987

[23]HANSEN, M., Constitution of binary alloys McGraw-Hill Book Company, Inc. New York, 1958

[24] AMERICAN SOCIETY METALS INTERNATIONAL, ASM Handbook V10 Ninth Edition, Cap.10, p.297-320, 1992

[25] KULMBURG, A. et all. The Microstructure of Co-Cr-Mo-(Nb) Dental Alloys Prakt. Metallogr. 38 (2001) 9, p.514-531

[26] HUANG, H.H. Surface characterization of passive film on NiCr-based dental casting alloys Biomaterials, Taiwan, v.24, n.9, 2003, p.1575-82

[27] BENATTI, OSCAR F.M.; JR, WALTER G. MIRANDA; MUENCH, ANTONIO. In vitro and in vivo corrosion evaluation of nickel-chromium and copper-aluminum-based alloys. The Journal of Prosthetic Dentistry, São Paulo, Brazil. v.84, n.3, Sept. 2000, p. 360-363.

[28] AMERICAN SOCIETY METALS INTERBNATIONAL, ASM Handbook V13 Corrosion, ed. United States of America, 1998, p.1415

[29] HUANG, H.H. Effect of chemical composition on the corrosion behavior of Ni-Cr-Mo dental casting alloys J. Biomed. Mater. Res., Taiwan, v.60, n.3, 2002, p.458-65

[30] HABIBE, C. H, Avaliação de propriedades de uma nova cerâmica dentaria nacional, Cadernos UNIFOA, 27p, 2011.

[31] SILVEIRA,S. F; SILVA, C.P. Analise de viabilidade técnica e econômica do desenvolvimento de blocos cerâmicos para confecção de próteses dentarias (Monografia de conclusão de curso – UNIFOA) 2013.

[32] MCLEAN, J.W.; HUGHES, T.H.; “The Reinfocement of Dental Porcelain[58] KRELL, A., “Improved Hardness and Hierarchic Influences on Wear in Submicron Sintered Alumina”, Mat Sci Engin, v. 209, n.4, pp. 156-163, 1996.

[33] http://www.odontoblogia.com.br/tipos-de-protese-dentaria/ (acesso em 15/03/2015 as 9:30)

[34] http://www.clinicasaofilinto.com/artigos/protese-dentaria-fixa-tratamento eficaz-com-protese-fixa.html (acesso em 15/03/2015 as 10:10)

[35] ANUSAVISE, K. J. Phillips - materiais dentários 11ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.

[36] MCCABE, J.F.;WALLS, A.W.G. Materiais Dentários Diretos. Princípios Básicos à Aplicação Clínica. Ed 1,Editora Santos, cap 11, 77- 86.

[37] VERAS, L. L. Matemática financeira: uso de calculadoras financeiras, aplicações ao mercado financeiro, introdução à engenharia econômica, 300 exercícios resolvidos e propostos com respostas. 4. ed. São Paulo: Atlas, 2001

[38]SAMANEZ, Carlos Patricio. Matemática Financeira: aplicações à análise de investimentos. 3 ed. São Paulo: Prentice Hall, 2002.

[39] SAMANEZ, Carlos Patrício. Engenharia econômica. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2009.

[40]http://www.mesaitalia.it/wp-content/uploads/Scheletrati/MAGNUM H50.pdf (acesso em 21/10/2014 as 15:30)

[41] http://www.highbond.com.br/solutions.htm (acesso em 21/10/2014 as 16:15)

[42] http://www.sandinox.com.br/site/produtos_descricao_v8.php (acesso em 01.04;2015 as 10:21)

[43] http://www.vipi.com.br/portal/duplicador-vipi/ (acesso em 01.04.2015 as 11:15).

[44] JCPDS – International Centre for Diffraction Data 2000, Advances in X-ray Analysis.

[45]. ASTM E8/E8M Standard Test Methods for Tension Testing of Metallic Materials. [S.l.]: [s.n.], 2009. p. 1-27.

[46] ASTM E384-10, A. Standard Test Methods for Knoop and Vickers Hardness of Materials. [S.l.]: [s.n.], 2010. p. 1-42.

[47] CALLISTER, WILLIAM D.; Materials Science and Engineering An introduction; 7°Ed., 975 p.; 2007.

[48]FAROOQ, MUHAMMAD UMAR; KLEMENT, UTA; NOLZE, GELT; The role of alfato epsolon-Co phase transformation on strain hardening of CoCrMo laser; Materials Science and Engineering - Elsevier; Suecia; 2006.

[49]VARANA, ROCCO; Structure - property investigation of Co-Cr-Mo alloys used in metal-metal total hip replacements; Department of Mining and Metallurgical Engineering;

[50]GOMES, RAFAEL JOSE NOWACKI; Ligas de cobalto para altas temperaturas; tese doutorado, Universidade federal do Parana - UFPR; 2010.

[51] ASTM F75 - 12, Standard Specification for Cobalt-28 Chromium-6 Molybdenum Alloy Castings and Casting Alloy for Surgical Implants, ASTM- American Society for Testing and Materials, 2012.

[52] ASTM F1537 – 11, Standard Specification for Wrought Cobalt-28Chromium-6Molybdenum Alloys for Surgical Implants, ASTM- American Society for Testing and Materials, 2008.

[53] DESPA,V;CATANGIU,A; IVAN,I.A. Mechanical Characteristics of CoCrMo alloys manufactured by laser sintering technology, The Scientific Bulletin of VALAHIA University- MATERIALS and MECHANICS - Nr. 8(year 11) 2013

[54] REIMANN, L; DOBRANSKI,L.A. Influence of the casting temperature on dental Co-base alloys properties, Archives of Materials Science and Engineering, Vol 60,pags 5-12 2013

[55] AKOVA,T. ; UCAR,Y.;TUKAY,A, Comparison of Bond strength of laser-sintered and cast base dental alloy to porcelains, Dental materials 2008.

[56] SANTOS, L.A., Processamento e Caracterização da liga 66%Co-28%Cr-6%Mo para Implantes, Dissertação de Mestrado, Universidade de São Paulo, 2011, 78p.

[57] SAMANEZ, Carlos Patricio. Matemática Financeira: aplicações à análise de investimentos. 2 ed. São Paulo: Prentice Hall, 2005.

[58] FORTES, E. S Análise de Investimento de tomadas de decisões, Modelo para Excel, Publit soluções em editoras, 211p ; 2006.

[59] COBALT DEVELOPMENT INSTITUTE, Production statistic cobalt news, Cobalt development Institute, 20 p., 2005.

.