

UNESP
Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá

Guaratinguetá
2011

MARISA APARECIDA DE SOUZA

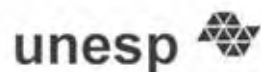
DESENVOLVIMENTO DE UMA LIGA ODONTOLÓGICA
ALTERNATIVA DE Ni-Cr CONTENDO Nb

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica na área de Materiais.

Orientador: Prof. Dr. Alfeu Saraiva Ramos
Co-orientador: Prof.Dr. Tomaz Manabu Hashimoto

Guaratinguetá
2011

S729d	Souza, Marisa Aparecida de Desenvolvimento de uma liga odontológica alternativa de Ni-Cr contendo Nb / Marisa Aparecida de Souza – Guaratinguetá : [s.n], 2011. 101 f. : il. Bibliografia: f. 93-101 Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2011. Orientador: Prof. Dr. Alfeu Saraiva Ramos Coorientador: Prof. Dr. Tomaz Manabu Hashimoto 1. Materiais biomédicos 2 Materiais dentários 3. Ligas de níquel 4. Nióbio I. Título CDU 620.1
-------	---



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS DE GUARATINGUETÁ

MARISA APARECIDA DE SOUZA

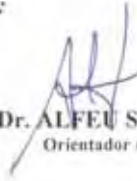
ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
"MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA"

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: MATERIAIS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO


Prof. Dr. Marcelo dos Santos Pereira
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr. ALFEU SARAIVA RAMOS
Orientador / Unesp-Feg


Prof. Dr. MARCELO DOS SANTOS PEREIRA
Unesp-Feg


Prof. Dr. RENATA AMADEI NICOLAU
UNIVAP-SJC

Janeiro de 2011

MARISA APARECIDA DE SOUZA

NASCIMENTO	24 08 1970 APARECIDA / SP
FILIAÇÃO	Benedito Oliveira Souza Benedita Aparecida de Souza
1989/1992	Curso de Graduação em Odontologia Universidade de Uberaba - MG
1995/1997	Curso de Especialização em Endodontia ABENO – SP
2009/2011	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado, na área de Materiais, Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista.

Dedico este trabalho

Aos meus pais,

pela minha educação, incentivo aos estudos e principalmente pela minha vida.

À minha amiga Gilda,

que me levou ao conhecimento dessa oportunidade, pelo apoio, incentivo e ajuda na realização deste trabalho.

Ao professor e co-orientador Tomaz,

pelo incentivo, carinho, dedicação, pela oportunidade e por acreditar que seria possível. Muito obrigada.

Agradecimentos

A Deus, por ter me mostrado esse caminho de continuidade nos estudos que tanto me ajudou num encontro maior com minha profissão.

À UNESP-Campus de Guaratinguetá que nos permite a realização das pesquisas.

Ao meu orientador, Alfeu Saraiva Ramos, pela orientação, incentivo, paciência, ajuda nos momentos de dificuldade, e por compartilhar seus grandes conhecimentos.

À Gilda Cortez Pereira, pelo apoio, incentivo e ajuda no desenvolvimento deste trabalho.

À amiga Gisélia, por sua essencial e importante ajuda no início do mestrado.

Ao técnico Domingos Hasmann Neto, do Departamento de Materiais (DMT), pelo apoio e ajuda na parte experimental.

Aos técnicos, Wilson Roberto Monteiro, Célio José de Souza, DMT, pelo apoio e atenção.

Ao técnico José Manoel Bernardes, DMT, pela usinagem dos corpos de prova.

Ao técnico Manoel Francisco Santos Filho, DMT, pela ajuda nos ensaios de tração.

Ao Sr. Geraldo dos Santos, EEL-DEMAR-USP pela fundição dos corpos de prova.

Ao Prof. Jorge Rosa, EEL-DEMAR-USP, pela realização das análises de MEV.

Ao Prof. Dr. Paulo Suzuki, EEL-DEMAR-USP, pela análise de difração de Rx.

Ao colega Marcelo Salani da TENARIS CONFAB (Pindamonhangaba-SP) pela ajuda e atenção nas análises de gases e química dos elementos.

Às funcionárias da biblioteca pela atenção e colaboração.

Ao protético Jefferson Messias, laboratório de prótese odontologia (Aparecida – SP) pela ajuda na parte experimental.

À aluna Kamila Amato de Campos, pela simpatia e vontade de ajudar quando solicitada, principalmente na microscopia óptica.

À Roberto Lico pela ajuda nas traduções e aulas de inglês.

Agradecimento a todas as pessoas que contribuíram para o enriquecimento deste trabalho.

“Aqueles que se enamoram somente da prática,
Sem cuidar da teoria,
Ou melhor dizendo,
Da ciência,
São como o piloto que embarca
Sem timão nem bússola.
A prática deve alicerçar-se
Sobre uma boa teoria,
À qual serve de guia a perspectiva;
E em não entrando por esta porta,
Nunca se poderá fazer coisa perfeita
Nem na pintura,
Nem em nenhuma outra
Profissão.”

Leonardo da Vinci 1452- 1519

SOUZA, M.A. Desenvolvimento de uma liga odontológica alternativa de Ni-Cr contendo Nb. 2011.101f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2011.

RESUMO

Historicamente as próteses odontológicas eram confeccionadas com ligas nobres. Com o avanço da ciência e tecnologia de materiais e considerando os aspectos econômicos e social a realidade atual aponta para uso de ligas não nobres como as de Ni-Cr-Mo. As peculiaridades do Nb, como boa ductilidade e sua tendência de diminuir o módulo de elasticidade (quando ligado) e, sendo o Brasil a sua maior reserva mundial, motivaram a realização deste trabalho. A pesquisa propôs o desenvolvimento de ligas Ni-Cr com adição de Nb para substituir parcial ou totalmente o Mo com propriedades similares ou melhores do que as disponíveis atualmente, contribuir no aperfeiçoamento dos processos de fabricação de ligas odontológicas baseadas em ligas Ni-Cr-Mo e Ni-Cr-Nb. Neste sentido, foram obtidas, por fusão a arco de pós elementares (previamente compactados), ligas de níquel contendo teores variados de Cr (20-24 %-peso) e Nb (8-12 %-peso), além da liga Ni-22Cr-10Mo (%-peso). Para comparação foi analisada também a liga comercial Nickron. Foram feitas análises por MEV, EDS, difração de raios X, microscopia óptica, análises químicas, ensaio mecânico de tração e dureza Vickers. A perda de massa foi mínima durante o processo de fusão a arco e as análises químicas mostraram que foi preservada a composição nominal. Análises químicas também revelaram a presença de pequenas quantidades de elementos intersticiais na liga. A análise microestrutural da liga Ni-22Cr-10Mo apresenta uma matriz de Ni_{ss} (ss - solução sólida) e as ligas Ni-Cr-Nb, apresentam uma matriz de Ni_{ss} com precipitados de Ni_3Nb . Os valores de dureza, bem como o módulo de elasticidade, limite de escoamento e resistência à tração foram aumentados, enquanto a deformação total foi reduzida com adição de Nb até 12% em peso. Os resultados mostraram que a liga Ni-22Cr-10Mo produzida neste trabalho apresenta valores de dureza Vickers inferiores às da liga comercial Nickron (Ni-Cr-Mo), e também menores que as ligas Ni-Cr-Nb. O limite de escoamento (MPa) e resistência à tração (MPa) também são menores que a liga Nickron e que as ligas Ni-Cr-Nb produzidas neste trabalho que apresentam estes valores equivalentes à liga Nickron.

Palavras-chaves: Material odontológico, Ligas de níquel, Biomateriais, Nióbio, Fusão a arco.

SOUZA, M. A.. Development of an alternative dentistry alloy Ni-Cr containing Nb. 2011. 101 f. DISSERTATION (Master in Mechanical Engineering) College of Engineering of Guaratinguetá, Univ, Estadual Paulista Guaratinguetá, 2011.

ABSTRACT

As it is well known, through History, that all prostheses were made from noble alloys. Nowadays, it is possible to assure that due to the high level of technology and important financial aspects, the application of non-noble alloys (Ni-Cr-Mo) is quite viable inside the dentistry industry environment. Besides that, it should be pointed out that some Nb features such as its good ductility, modulus and Brazil being its first worldwide natural supplier, could represent a major motivational element to its application, as well. This research proposes to develop a Ni-Cr alloy adding Nb to substitute Mo (partial or totally), providing the similar properties as the available material being used as well contributing for the updating in fabricating processes of dentistry alloys based on Ni-Cr-Mo and Ni-Cr-Nb alloys. In this sense, the specific nickel alloys with different contents of Cr (20-24 %-wt) and Nb (8-12 %-wt) were produced by arc melting process from elemental powders previously compacted. To compare the commercial Nickron alloy was also evaluated. Different materials were characterized by chemical analyses, scanning electron microscopy, X-ray diffraction, optical microscopy, electron dispersive spectrometry, and hardness and tensile tests. The mass losses were reduced during arc melting process and the chemical analysis indicated that the nominal compositions were reached. Chemical analyses also revealed the presence of a small amount of interstitial elemental into the alloys. The structural analysis of the Ni-22Cr-10Mo presented a matrix of Ni_{ss} (ss-solid solution) while that the Ni-Cr-Nb alloys revealed the presence of Ni₃Nb precipitates disperses in a Ni_{ss} matrix. The hardness values as well the modulus, ultimate tensile strength and yield strength were increased, while that the total deformation values were reduced with addition of Nb up to 12 %-wt. The results showed that the Ni-22Cr-10Mo alloy produced in this research has Vickers hardness values under Nickron commercial (Ni-Cr-Mo) and Ni-Cr-Nb alloys values, respectively. The ultimate tensile strength and yield strength are also smaller than the Nickron alloy and the Ni-Cr-Nb also has similar values when compared to a Nickron alloy.

Key Words: Dental materials, Nickel alloys, Biomaterials, Niobium, Arc melting

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Prótese parcial removível (PPR)	28
FIGURA 2 – Prótese total superior (PT).....	28
FIGURA 3 – Núcleo metálico fundido	29
FIGURA 4 – Coroa de porcelana colocada sobre o núcleo	29
FIGURA 5 – Prótese fixa de 3 elementos	29
FIGURA 6 – Copping metálico	30
FIGURA 7 – Copping metálico	30
FIGURA 8 – Aplicação de porcelana	30
FIGURA 9 – Restauração em metal	31
FIGURA 10 – Coroa de porcelana pura	31
FIGURA 11 – Prótese fixa de 4 elementos	31
FIGURA 12 – Implantes ósseos	32
FIGURA 13 – Prótese total (overdenture)	32
FIGURA 14 – Elemento químico nióbio	37
FIGURA 15 – Amostra de níquel.....	42
FIGURA 16 – Elemento químico cromo	42
FIGURA 17 – Elemento químico molibdênio.....	44
FIGURA 18 – Diagrama de fases Ni-Cr	46
FIGURA 19 – Diagrama de fases Ni-Mo	47
FIGURA 20 – Diagrama de fases Ni-Nb	48
FIGURA 21 –Projeção liquidus Ni-Cr-Mo	50
FIGURA 23 –.Compactos de Ni-Cr-Mo.....	51
FIGURA 24 –Compactos de Ni-Cr-Nb	51
FIGURA 25 –Cadinho durante processo de fusão.....	52
FIGURA 26 –Forno de fusão a arco	52
FIGURA 27 – Lingote das ligas Ni-Cr-Mo e Ni-Cr-Nb	52
FIGURA 28 – Microscópio eletrônico de varredura	54
FIGURA 29 – Microscópio óptico	55
FIGURA 30 – Difratômetro	56

FIGURA 31 – Dimensões do corpo de prova	57
FIGURA 32 – Máquina de ensaio de tração	58
FIGURA 33 – Durômetro Wolpert	59
FIGURA 34 – Durômetro no momento de leitura	59
FIGURA 35 – Espectrômico ARL 3460.....	.60
FIGURA 36- Microscopia eletrônica de varredura(MEV) da liga Ni22Cr10Mo...	.61
FIGURA 37 – Microscopia eletrônica de varredura(MEV) da liga Ni22Cr10Mo.	.62
FIGURA 38 – Microscopia eletrônica e varredura da liga Ni20Cr12Nb.....	.64
FIGURA 39 – Imagem de MEV da liga Ni-20Cr- 12Nb.....	.66
FIGURA 40 – Imagens de MEV da liga Ni-22Cr-10Nb.....	.67
FIGURA 41 – Imagens de MEV da liga Ni-22Cr-10Nb.....	.68
FIGURA 42 – Imagem de MEV da liga Ni-24Cr-8Nb.....	.69
FIGURA 43 – Imagem de MEV da liga Ni-24Cr-8Nb.....	.70
FIGURA 44 – Imagens de MEV da liga comercial Nickron.....	.70
FIGURA 45 – Imagem obtida por microscopia óptica da liga Ni-22Cr-10Mo.....	.72
FIGURA 46 – Imagem obtida por microscopia óptica da liga Ni-20Cr-12Nb....	.73
FIGURA 47 – Imagem obtida por microscopia óptica da liga Ni-20Cr-12Nb.....	.74
FIGURA 48 – Imagens obtidas por microscopia óptica da liga Ni-22Cr-10Nb.....	.75
FIGURA 49 – Imagens obtidas por microscopia óptica da liga Ni-24Cr-8Nb.....	.76
FIGURA 50 – Imagens obtidas por microscopia óptica da liga comercial Nickron..	.77
FIGURA 51 – Resultados de difração de raios X da liga Ni-22Cr-10Mo.....	.78
FIGURA 52- Resultados de difração de raios X da liga Ni-22Cr-10Nb.....	.79
FIGURA 53 – Resultados de difração de raios X da liga comercial Nickron.....	.80
FIGURA 54 – Fractografia após ensaio de tração da liga Ni-22Cr-10Mo.....	.85
FIGURA 55 – Fractografia após ensaio de tração da liga Ni-24Cr-8Nb.....	.86
FIGURA 56 – Fractografia após ensaio de tração da liga Ni-22Cr- 10Nb.....	.87
FIGURA 57 – Fractografia após ensaio de tração da liga Ni-20Cr-12Nb.....	.88
FIGURA 58 – Fractografia da liga Ni-24Cr-8Nb	.89
FIGURA 59 – Fractografia da liga Ni-22Cr-10Nb	.89
FIGURA 60 – Fractografia da liga Ni-20Cr-12Nb	.89

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Classificação ligas áureas.....	18
TABELA 2 - Composição das ligas áureas.....	19
TABELA 3 - Valores de limite de escoamento (MPa), módulo de elasticidade (GPa) e massa específica (g/cm ³) das ligas Ag-Pd, Au-Pd-Ag e Au-Pd.	23
TABELA 4 - Composição química (% em massa) de algumas ligas de Ni-Cr	25
TABELA 5 - Composição química (% em massa) de algumas ligas de Co-Cr.....	25
TABELA 6 - Teores de Ni, Cr, Mo e Nb (% em peso)	51
TABELA 7 - Composição química da liga comercial Nickron (% peso).....	53
TABELA 8 - Propriedades físicas da liga comercial Nickron.	53
TABELA 9 - Teores de Ni, Cr, Mo em liga Ni-Cr-Mo (% Atômica).....	62
TABELA 10 - Teores de Ni, Cr, Mo em ligas Ni-Cr-Mo (% Atômica)	63
TABELA 11 - Teores de Ni, Cr, Nb em ligas 68N-20Cr-12Nb (% atômica).....	64
TABELA 12 - Teores de Ni, Cr, Nb em ligas 68N-24Cr-8Nb (% atômica).....	69
TABELA 13 - Teores de Ni,Cr,Mo,Mn,Si da liga comercial Nickron (% atômico)72	
TABELA 14 - Análise de gases das ligas Ni-Cr-Mo, Ni-Cr-Nb e liga comercial Nickron.	81
TABELA 15 - Propriedades Mecânicas das Ligas Ni-Cr-Mo e Ni-Cr-Nb	82
TABELA 16 – Comparação das ligas: Metais nobres(Pd-Ag), básicos(Ni-Cr) e Ni-Cr-Nb produzida neste trabalho	82
TABELA 17 - Teores elementares das ligas Ni-Cr-Mo e Ni-Cr-Nb.	83
TABELA 18 – Microdureza Vickers: Ligas de ouro puro, metais nobres e metais básicos	83
TABELA 19 – Teores elementares das ligas Ni-Cr-Mo e Ni-Cr-Nb	90

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADA	- American Dental Association
Ag	- Elemento químico prata
Ag-Pd	- Liga metálica prata-paládio
Au-Pd	- Liga metálica ouro-paládio
Au-Pd-	- Liga metálica ouro-paládio-prata
Al	- Elemento químico alumínio
Au-Pt-Pd	- Liga metálica ouro-platina-paládio
Ca	- Elemento químico cálcio
CBMM	- Companhia Brasileira de Metalurgia e Mineração
CCC	- Estrutura cúbica de corpo centrado
CFC	- Estrutura cúbica de face centrada
Co-Cr	- Liga metálica cobalto-cromo
Cu	- Elemento químico cobre
DEMAR-	- Faculdade de Engenharia Química de Lorena-
EEL-USP	-
DMT	- Departamento de Materiais
EDS	- Espectrometria por dispersão de energia
F	- Elemento químico flúor
FEG	- Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá-SP
Fe-Pt	- Liga metálica ferro-platina
HF	- Ácido fluorídrico
HNO ₃	- Ácido nítrico
HV	- Dureza Vickers
MEV	- Microscopia eletrônica de varredura
Mn	- Elemento químico manganês
MO	- Microscopia óptica
Mo	- Elemento químico molibdênio
N	- Nitrogênio
Nb	- Elemento químico nióbio
Ni	- Elemento químico níquel
Ni-Cr	- Liga metálica níquel-cromo
Ni-Cr-Mo	- Liga metálica níquel-cromo-molibdênio
Ni-Cr-Nb	- Liga metálica níquel-cromo-nióbio
Ni _{ss}	- Níquel solução sólida
Ni-Ti	- Liga metálica níquel-titânio
O	- Oxigênio
Pd-Cu-Ga	- Liga metálica paládio-cobre-gálio
Pd-Ga	- Liga metálica paládio-gálio
PPF	- Prótese parcial fixa
PPR	- Prótese parcial removível
PT	- Prótese total
S	- Enxofre
Si	- Elemento químico silício

Ta	- Elemento químico tântalo
Th	- Elemento químico tório
Ti-6Al-4V	Liga metálica titânio-alumínio-vanádio
TiO ₂	- Óxido de titânio
Tenaris-Confab	Indústria Tenaris-Confab de Pindamonhangaba-SP
U	- Elemento químico urânio
V	- Elemento químico vanádio
Y	Elemento químico ítrio

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
1.1 Objetivos	17
1.2 Justificativa e Relevância	17
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	18
2.1 Histórico das ligas metálicas para aplicações odontológicas	18
2.1.1 Ligas com baixo teor de metal nobre	20
2.1.2 Ligas com alto teor de metal nobre	21
2.1.3 Ligas de metais nobres	22
2.1.4 Ligas de metais básicos	24
2.1.4.1 Ligas contendo Berílio	25
2.1.4.1 Ligas a base de Titânio	26
2.2 Próteses Odontológicas	27
2.2.1 Prótese Removível	28
2.2.2 Prótese Fixa	29
2.2.3 Implantes Dentários	31
2.3 Biocompatibilidade	35
2.4 Alguns metais promissores para ligas dentárias	36
2.4.1 Nióbio	36
2.4.2 Níquel	40
2.4.3 Cromo	41
2.4.4 Molibdênio	44
2.4.5 Diagramas de fases das ligas dos elementos citados	45
2.4.5.1 Diagramas de Fases Binários	45
2.4.5.1.1 Diagrama Ni-Cr	45
2.4.5.1.2 Diagrama Ni-Mo	46
2.4.5.1.3 Diagrama Ni-Nb	48
2.4.5.2 Diagramas de Fases Ternários	49
2.4.5.2.1 Diagrama Ni-Cr-Mo	49
2.4.5.1.2 Diagrama Ni-Cr-Nb	50
3 MATERIAIS E MÉTODOS	51
3.1 Materiais	51
3.1.1 Liga Comercial Nickron	53
3.2 Métodos	54
3.2.1 Análise Metalográfica	54
3.2.1.1 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)	54
3.2.2 Análise por espectrometria por dispersão de energia (EDS-MEV)	55
3.2.1.2 Microscopia Óptica	55
3.2.3 Difração de Raios X	56
3.2.4 Determinação dos teores de carbono, oxigênio, enxofre e nitrogênio	56
3.2.5 Ensaio Mecânico	57
3.2.5.1 Ensaio de Dureza	58
3.2.6 Análise fractográfica	60
3.2.6 Análise Química	60
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	61

4.1 Análises Metalográficas	61
4.1.1 MEV e EDS-MEV	61
4.1.2 Microscopia Óptica	72
4.2 Difração de Rx.....	78
4.3 Determinação dos teores de carbono, oxigênio, enxofre e nitrogênio	80
4.4 Ensaio Mecânico	81
4.4.1 Ensaio de Tração	81
4.4.2 Dureza Vickers (HV).....	83
4.5 Análise fractográfica	84
4.6 Análise Química	90
5 CONCLUSÕES.....	91
6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	92
REFERÊNCIAS	93
BIBLIOGRAFIAS CONSULTADAS.....	97

1 INTRODUÇÃO

Na prática odontológica, quando se depara com perdas dentárias, a função do cirurgião dentista é restabelecer as funções mastigatórias, da fala, de oclusão, de equilíbrio da articulação têmporo mandibular, bem como a estética.

No campo de materiais para próteses e implantes a engenharia pode contribuir para a evolução da Odontologia. Com práticas de atividades inter e transdisciplinares, engenheiros e cirurgiões dentistas e outros profissionais poderão desenvolver tecnologias para atender a demanda, cada vez maior, de tratamentos com próteses e implantes para recuperação das funções vitais e da estética e, conseqüentemente, da autoestima dos cidadãos.

No passado as próteses fixas eram confeccionadas com ligas nobres (à base de ouro, platina,...). No entanto, o custo elevado dessas ligas tornou-os impraticável e inacessível para a grande maioria da população (ARCINIEGAS et al., 2007).

Novas tecnologias possibilitaram a melhoria da estética com o uso de cerâmicas e polímeros, além de compósitos, para substituírem parcialmente as ligas metálicas. A combinação da estética da cerâmica, que é frágil, com a resistência mecânica e ductilidade da liga metálica, constituíram-se no grande desafio. Para este novo conceito de prótese dentária as ligas nobres apresentam níveis de resistência mecânica e de fadiga limitados (FERNANDES NETO, 2004). Além disso, a adesão metal cerâmica não é adequada quando se usa ligas de ouro, segundo Rollo e Rossitti (1999).

Por outro lado, as ligas não nobres são metalúrgica e quimicamente mais complexas, tornando os processos de fabricação mais críticos, necessitando de procedimentos laboratoriais mais precisos (MONDELLI, 1995). Assim, torna-se necessário compatibilizar algumas características fundamentais como: resistência mecânica; propriedades físicas e químicas que impeçam corrosão, oxidação e desintegração no meio; soldabilidade; baixo custo; boa adesão com a porcelana.

Essa compatibilização só será possível com adequação dos processos de fabricação e composição química.

A boa adesão da porcelana (união metalocerâmica) é conseguida com adequação dos coeficientes de expansão térmica de cada um dos materiais, metal e cerâmica, de

forma a se obter um estado de tensão de compressão adequado na camada cerâmica (BERTOLLOTTI; MOFFA, 1980).

A porcelana é fundida sobre um substrato metálico para obtenção da prótese de um dente. Na parte metálica, as ligas Ni-Cr que contêm Mo e outros elementos em menor porcentagem, são as mais utilizadas devido a excelente resistência à corrosão, boa resistência mecânica, além de não causarem danos com liberação de elementos citotóxicos (BAUER et. al., 2006).

1.1 Objetivos

- Desenvolver ligas Ni-Cr com adições de Nb para substituir parcial ou totalmente o Mo;
- Contribuir no aperfeiçoamento dos processos de fabricação de ligas odontológicas;
- Caracterização estrutural de ligas Ni-Cr-Mo e Ni-Cr-Nb produzidas por fusão a arco.

1.2 Justificativa e relevância

Neste trabalho é proposto o desenvolvimento de ligas Ni-Cr com adições de Nb para substituir parcial ou totalmente o Mo.

A escolha do Nb está associada à sua boa biocompatibilidade, disponibilidade de matéria-prima, pois o Brasil é o maior produtor de nióbio do mundo, sendo importante para a economia do país e com a facilidade da matéria prima, o custo da Odontologia pode diminuir e terá importante papel social. Apresenta uma grande tendência de formar óxidos com excelente resistência à corrosão, isto porque o óxido produzido apresenta uma reduzida solubilidade em soluções com baixo pH (POURBAIX, 1974).

Há também a especulação de que o óxido de nióbio seja fortemente aderido ao substrato metálico, o que contribui para uma melhor adesão à porcelana (BEZZON et al., 1998), para próteses odontológicas.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Histórico das ligas metálicas para aplicações odontológicas

Durante muitos anos foi utilizado na Odontologia ligas nobres (áureas), mas em 1968 com a liberação do preço do ouro pelos Estados Unidos o custo das ligas áureas aumentou, restringindo esse tipo de tratamento odontológico a pacientes de alta renda (PONTE et al., 1987, COMERIO et al., 1991). Com isso, e também com a necessidade de melhorar as propriedades mecânicas do ouro puro, outros metais foram adicionados às ligas nobres reduzindo, gradativamente, a porcentagem de metais preciosos. Intensificaram-se as pesquisas para o desenvolvimento e formulações de ligas alternativas, semelhante ao ocorrido na década de 30, com o surgimento das ligas Co-Cr para substituição das ligas áureas na confecção de Próteses Parciais Removíveis (COMERIO et al., 1991). Para melhorar as propriedades mecânicas do ouro puro, foi adicionado cobre e prata, que são utilizadas por joalheiros, e as ligas de metais nobres alcançaram grande sucesso na Odontologia por suas propriedades físicas e biológicas altamente satisfatórias (ARAÚJO, et al., 1978).

A especificação da ADA (American Dental Association) classificou as ligas áureas em quatro tipos, de acordo com a composição e dureza, conforme se verifica na Tabela 1.

Tabela 1 – Classificação ligas áureas (RIBAS, et al., 2001).

	Tipo I	Tipo II	Tipo III	Tipo IV
Composição/	(mole)	(média)	(dura)	(extradura)
Dureza	Ouro/metais	Ouro/metais	Ouro/metais	Ouro/metais
	Grupo platina	Grupo platina	Grupo platina	Grupo platina
%mínima	83	78	78	75
HV mínima	50	90	120	150
HV máxima	90	120	150	-----

Os principais metais nobres das ligas odontológicas são o ouro, a platina e o paládio. A porcentagem total destes elementos é chamada teor de metal nobre da liga. O Irídio (muito menos de 1% do peso) e o rutênio (até cerca de 1%) são usados, respectivamente, como elementos refinadores dos grãos nas ligas à base de ouro e paládio. As composições originais das ligas metalocerâmicas tinham aproximadamente 98% de teor de metal nobre por peso, após o aumento do ouro, houve o desenvolvimento de ligas com menor teor de ouro (cerca de 85 a 50% em peso) e das ligas de metal básico (ROSENSTIEL, et al., 2002). Na Tabela 2, verifica-se a composição das ligas áureas (%).

Tabela 2 - Composição das ligas áureas (%) (Ribas, et al., 2001).

	Tipo I	Tipo II	Tipo III	Tipo IV
Ouro	80.2 - 95.8	73.0 – 83.0	71.0 – 79.8	62.4 – 71.9
Prata	2.4 – 12.0	6.9 – 14.6	5.2 – 13.4	8.0 – 17.4
Cobre	1.6 – 6.2	5.8 – 10.5	7.1 – 12.6	8.6 – 15.4
Paládio	0.0 – 3.6	0.0 – 5.6	0.0 – 6.5	0.0 – 0.1
Platina	0.0 – 1.0	0.0 – 4.2	0.0 – 7.5	0.2 – 8.2
Zinco	0.0 – 1.2	0.0 – 1.4	0.0 – 2.0	0.0 – 2.7

A prata tem um leve efeito sobre a resistência mecânica e neutraliza a coloração avermelhada do cobre. O cobre é um componente muito importante, pois aumenta a resistência mecânica, particularmente nas ligas de ouro tipo III e IV, e reduz a temperatura de fusão. A concentração máxima de cobre que pode ser adicionada é 15%, pois em excesso ele pode levar à fratura da liga, devido ao aumento da fragilidade desta e aumenta a contração após a fundição e a corrosão da liga (RIBAS, et al., 2001). A platina aumenta a resistência e a temperatura de fusão. O paládio tem o mesmo efeito da platina, mas é consideravelmente mais barato. O zinco age prevenindo a oxidação e melhorando as propriedades de fundição.

Raper e Rhodes (1936) observaram que a platina contida num máximo de até 12% diminuía o tamanho dos grãos cristalinos, mas com o paládio já não se verificava o mesmo efeito de maneira tão acentuada. Verificaram também que o tungstênio e o molibdênio diminuam o tamanho dos grãos cristalinos, mas a sua presença era um inconveniente por se oxidarem com facilidade.

O mercado odontológico apresenta atualmente uma grande variedade de ligas não

áureas, tanto de procedência nacional como importadas, destinadas a substituí-las nas confecções de diversos tipos de próteses (RIBAS et al., 2001). Essas novas ligas, inicialmente com baixo teor de ouro e sua substituição parcial por outros metais nobres e, mais recentemente, por metais não nobres, recebem denominação de ligas substitutas ou alternativas. Segundo Bertolotti (1983), “o termo substituta”, dá a impressão de uma liga que não é eficaz, e na realidade as ligas de ouro têm as suas vantagens, portanto, o termo mais apropriado é “alternativa,” pois sugere uma escolha entre duas ou mais ligas. Essas ligas podem ser classificadas, de acordo com os principais constituintes, em:

- 1 – Ligas com baixo teor de metal nobre;
- 2 – Ligas com alto teor de metal nobre;
- 3 - Ligas de metais nobres;
- 4 – Ligas de metais básicos.

2.1.1 - Ligas com baixo teor de metal nobre

Ligas contendo menos de 75% em peso de metais nobres são consideradas ligas com baixo teor de ouro. No Brasil, Muench (1969), desenvolveu três ligas com menor teor de ouro, tendo teor de Au crescente. As propriedades mecânicas destas ligas foram estudadas, e os resultados foram satisfatórios, pois além das três ligas serem susceptíveis ao tratamento térmico endurecedor possuem: resistência à tração, limite de proporcionalidade e dureza, comparáveis às ligas de ouro clássico do tipo III. Sendo assim, estas ligas são indicadas para serem usadas em restaurações metálicas fundidas e próteses fixas.

Dale e Moser (1977), afirmaram que a liga para ser clinicamente aceitável deve permitir uma acurada fundição, ser brunida e ajustada com os instrumentos dentais, deve resistir às forças oclusais e não sofrer corrosão no meio bucal. Esses requisitos são perfeitamente conseguidos com as ligas de ouro aprovadas pela ADA.

Para Lubovich, Kovarik e Kinser (1979) ligas com baixo teor de ouro (Dent Cast44, Minigold e Progold) oxidam-se e mancham-se em excesso, não devendo ser usadas no meio bucal.

As ligas com baixo teor de ouro que contenham ouro-prata-cobre e paládio podem ser usadas como alternativas às ligas de ouro convencionais tipo III, sem qualquer prejuízo da qualidade no ajuste da fundição (ARAÚJO, 1985).

2.1.2 Ligas com alto teor de metal nobre

As ligas com alto teor de metal nobre contêm um mínimo de 60% do peso de elementos nobres; 40%, no mínimo, é ouro. Existem três sistemas nesta classe: ouro-platina-paládio, ouro-paládio-prata e ouro-paládio, na ordem histórica do seu desenvolvimento (ROSENSTIEL, 2002).

a) Ligas de Au-Pt-Pd

As ligas de Au-Pt-Pd foram as primeiras ligas para fundição formulada para a união com a porcelana dentária. Devido às preocupações com os efeitos adversos da cor da porcelana dentária, o cobre, tradicionalmente usado para fortalecer as ligas com alto teor de ouro para as restaurações metálicas, não pôde ser incorporado nas composições das ligas cerâmicas. Ao invés disto, estas ligas foram fortalecidas por precipitados de um componente intermetálico de Fe-Pt. A aderência à porcelana era obtida pela incorporação de estanho e índio nas ligas. Durante o passo inicial de oxidação da liga, para os ciclos de cocção da porcelana, estes elementos eram difundidos para a superfície da liga e oxidavam. A ligação química subsequente era obtida entre esta camada de óxido e a porcelana dentária. Apesar destas ligas terem excelente resistência à corrosão, elas são suscetíveis a algumas alterações dimensionais durante os ciclos de cocção da porcelana e não são recomendadas para as próteses parciais fixas de unidades múltiplas.

b) Ligas de Au-Pd-Ag

Esta foi a primeira liga alternativa, com menor teor de ouro, a ser amplamente usada na década de 70. A platina foi eliminada da composição da liga e o teor de ouro foi reduzido para cerca de 50%, com aumentos correspondentes na quantidade de paládio e prata, contendo de 5 a 12% de Ag. Sua excelente resistência à corrosão e ao escurecimento e sensibilidade da técnica associada com a queima da porcelana em diferentes condições térmicas contribuiu para seu sucesso por longo tempo. A principal desvantagem dessa liga é a descoloração da porcelana devido à presença de prata. Essa liga possui boa fundibilidade, resistência à união com a porcelana, bom brunimento, qualidade de boa solda, resistência à corrosão e melhor resistência mecânica em relação às ligas com alto teor de ouro (ANUSAVICE, 1985).

b) Ligas de Au - Pd

As ligas de ouro-paládio, sem teor de prata, foram desenvolvidas no final da década de 70 e se tornaram muito populares. O fortalecimento da liga é obtido pela combinação do enrijecimento da solução sólida com os precipitados da microestrutura. O módulo de elasticidade, supostamente associada à resistência destas ligas, não depende da temperatura do tratamento térmico dentro da amplitude da cocção da porcelana, diferente das ligas de Au-Pd-Ag (GUIVANTE, 1998). As ligas de Au-Pd têm excelentes propriedades mecânicas, comportamento de deformação sobre temperatura elevada e aderência à porcelana, sem a descoloração verde associada às ligas de Au-Pd-Ag.

2.1.3 - Ligas de metais nobres

Existem três sistemas de ligas nesta classe: paládio-prata, paládio-cobre-gálio e paládio-gálio(na ordem histórica de desenvolvimento).

a) Ligas de Ag-Pd

Desenvolvidas na década de 70, estas ligas continuaram a tendência dos fabricantes de reduzir o teor de ouro (entre 0 e 2% em peso), com aumentos correspondentes aos teores de paládio e prata. Uma pequena porcentagem de ouro destas ligas, e também das ligas com alto teor de paládio, tem pouco efeito nas suas propriedades, mas abaixa o custo. Na presença do paládio, a prata parece assumir características de metal nobre, o que é benéfico para a resistência à corrosão. Por esse motivo, semipreciosas é um termo que já não deve mais ser usado. Comparadas com as ligas de Au-Pd-Ag e Au-Pd, as de Ag-Pd têm valores similares de limite de escoamento e módulo de elasticidade, e valores muito menores de massa específica, como mostra a Tabela 3. Estas ligas são geralmente escolhidas como uma opção entre as ligas de metais nobres mais caras e as ligas de metais básicos relativamente baratas (ROSENSTIEL, et.al., 2002).

Tabela 3 – Valores de limite de escoamento (MPa), módulo de elasticidade (GPa) e massa específica (g/cm^3) das ligas Ag-Pd, Au-Pd-Ag e Au-Pd.

Ligas	Limite de escoamento (MPa)	Módulo de elasticidade (GPa)	Massa específica (g/cm^3)
Ag-Pd	440-550	92-120	10,5-11,1
Au-Pd-Ag	450-540	110-120	13,0-14,1
Au-Pd	500-590	120-140	13,5-13,8

a) Ligas de Pd-Cu-Ga

As ligas de Pd-Cu-Ga contêm mais de 70% do seu peso de paládio e foram desenvolvidas no início dos anos 80, como alternativas econômicas para as ligas à base de ouro. As ligas de Pd-Cu-Ga parecem ter precisão dimensional na fundição, comparáveis com as ligas com alto teor de metais nobres. Algumas ligas de Pd-Cu-Ga têm valores de dureza (260 a 420HV) comparáveis ou excedentes ao do esmalte

dentário (290 a 408HV), e as restaurações destas ligas podem apresentar dificuldades na finalização laboratorial e os ajustes no consultório.

b) Ligas de Pd-Ga

As ligas de Pd-Ga (200 a 280HV) isentas de cobre foram subsequentemente desenvolvidas durante os anos 80 para propiciar composições com durezas inferiores à das formulações iniciais de Pd-Cu-Ga (260 a 420HV). As suas propriedades mecânicas, como módulo de elasticidade, limite de resistência à tração e densidade, são geralmente mais similares às das ligas de Ag-Pd, ao invés das de Pd-Cu-Ga, como mostra a Tabela 3. Em comparação com as ligas de Pd-Ga, a aderência da porcelana é superior para as de Pd-Cu-Ga.

2.1.4 - Ligas de metais básicos

Os metais básicos vêm sendo utilizados na Odontologia desde a introdução, em 1930, das ligas de cromo-cobalto-níquel, utilizadas na fabricação de estruturas para próteses parciais removíveis. Essas ligas, por possuírem boas propriedades mecânicas, por serem tão resistentes à corrosão como o ouro (pelo efeito passivador do cromo) e por ter menor custo, praticamente tem substituído as ligas de metais nobres nas próteses parciais removíveis. Com isso, surgiu o interesse no uso dessas ligas para pequenas fundições (PHILLIPS, et. al., 1984). A maioria destas ligas usadas para as próteses fixas são de Ni-Cr e outros elementos adicionados. Historicamente, algumas ligas de Co-Cr também foram formuladas para a aplicação na porcelana, competindo em propriedades mecânicas com as ligas de ouro convencionais Tipo IV (extradura). Um dos benefícios destas ligas (Ni-Cr) é o valor de seu módulo de elasticidade muito mais alto (170-190 GPa), comparado com as ligas de metais nobres (81-130GPa), e também são leves e de custo reduzido. Uma prótese fixa extensa, confeccionada com uma liga de Ni-Cr, será submetida a muito menos flexão do que próteses similares confeccionadas com ligas de metais nobres, com menos probabilidade de fratura do componente friável da porcelana dentária. As ligas de Ni-Cr merecem uma atenção

especial e têm uma vasta aplicação, que vai desde o uso como restaurações metalocerâmicas, pinos intra-radiculares, coroas e próteses parciais removíveis. Dois grupos básicos de composição de ligas não preciosas são oferecidos comercialmente para restaurações metalocerâmicas: um a base de níquel, como apresentado na Tabela 4 e outro de cobalto como apresentado na Tabela 5, sendo o cromo o segundo metal predominante. (MONDELLI, 1995).

A composição básica das ligas comerciais à base de Ni-Cr existentes é de 62,5 a 80% de níquel e 12% a 23% de cromo (MONDELLI 1995).

Tabela 4 - Composição química (% em massa) de algumas ligas de Ni-Cr (MONDELLI, 1995).

Nome	Fabricante	Ni	Cr	Mo	Co	Fe	Mn	Zn
Nicron G	Metalloy	70	19,1	4,2	0,25	0,68	0,65	0,1
Kromalit	Kenebel	62,5	20,4	6,58	1,6	2,5	0,15	0,005
ResistalP	Degussa	62,5	18,5	9,85	2,5	2,1	0,22	0,006

Tabela 5 – Composição química (% em massa) de algumas ligas de Co-Cr (MONDELLI, 1995).

Nome	Fabricante	Co	Cr	Mo
Biosil H	Degussa	65,7	28,5	4,5
Vitallium	Nobelparma	60,6	31,5	6
Wisil	Krupp	65	28	5

2.1.4.1 Ligas contendo Berílio

Muitas formulações das ligas de Ni-Cr contêm até 2% em peso de berílio. A principal razão da incorporação deste elemento na liga é diminuir a temperatura de fusão e reduzir a viscosidade da liga fundida, melhorando assim a sua moldabilidade. O berílio também fortalece e afeta a espessura da camada de óxido, quando a liga é oxidada para a cocção da porcelana. A formação da camada de óxido é uma característica importante das ligas de metais básicos, pois podem formar camadas de óxido muito mais espessas do que as ligas de metais nobres, e a fratura através da camada de óxido pode ocorrer e causará o fracasso da restauração de cerâmica/metal básico.

O uso do berílio criou algumas dúvidas em relação à segurança de algumas ligas de Ni-Cr (ROSENSTIEL, 2002).

NOTA: Quando as densidades do níquel ($8,9 \text{ g/cm}^3$) e do cromo ($7,2 \text{ g/cm}^3$) são comparadas com a do berílio ($1,8 \text{ g/cm}^3$), 2% do peso do berílio na composição da liga pode ser equivalente a quase 10% de berílio em uma base atômica. Consequentemente, a proporção atômica dos átomos de berílio nestas composições da liga pode ser relativamente grande.

2.1.4.2 Ligas à base de Titânio

As ligas à base de titânio foram estudadas desde o final da década de 70, como uma alternativa potencial para as restaurações. As vantagens destas ligas incluem a excelente biocompatibilidade e a resistência à corrosão pelo titânio, que se deve à presença de uma fina camada superficial, aderente e passivadora, de TiO_2 . A baixa densidade ($4,5 \text{ g/cm}^3$) do titânio, comparada com a do ouro e paládio ($19,3$ e $12,0 \text{ g/cm}^3$, respectivamente) também resulta em restaurações mais claras e potencialmente mais baratas. No entanto, o custo laboratorial para a confecção de restaurações fundidas com ligas de titânio pode ser alto. A fundição das ligas odontológicas à base de titânio apresenta problemas especiais por causa do seu alto ponto de fusão (1668°C) e da sua forte tendência a oxidar e reagir com outros materiais (ROSENSTIEL, et al., 2002).

O uso do titânio e suas ligas na Odontologia se destacam na Implantodontia, por sua biocompatibilidade, baixo módulo de elasticidade e melhor resistência à corrosão comparado aos materiais convencionais, aços inoxidáveis e ligas de cobalto. A liga Ti-6Al-4V (do tipo alfa + beta) tem sido a principal liga de titânio utilizada com este propósito. Entretanto, outras ligas foram desenvolvidas, devido ao problema de toxicidade dos elementos Al e V, além do valor do módulo de elasticidade (110 a 114 GPa), ainda alto comparado ao osso (17 a 35 GPa) (SILVA, et al., 2003).

Dentre as ligas de titânio desenvolvidas, as do tipo beta apresentam menores módulo de elasticidade (55 a 85 GPa), maior relação resistência/peso (597 a 1100 MPa) e peso específico ligeiramente superior dentre as ligas de titânio. Apesar de possuírem

mais vantagens que desvantagens, as ligas titânio beta ainda têm uma participação inexpressiva no mercado de ligas de titânio, do qual a liga Ti-6Al-4V (alfa+beta) que responde por 65%. As razões para isso são diversas, mas provavelmente inclui o custo relativamente mais elevado e a insuficiência de dados para projetos das ligas titânio beta (BANIA 1994).

Outra área da Odontologia onde o titânio é utilizado é na Ortodontia com os fios ortodônticos de Ni-Ti (Nitinol) por sua superelasticidade e o efeito de memória de forma. Na Endodontia é utilizada na fabricação de limas e brocas para tratamentos endodôntico (canal).

Nota: De acordo com uma pesquisa realizada em cinquenta laboratórios comerciais de prótese dentária do Estado de São Paulo, no ano de 2004, 86% utilizam ligas à base de Ni-Cr, 8% utilizam CoCr, 2% ouro cerâmico, 2% paládio-prata e 2% titânio, nas confecções de coroas metalocerâmicas (COSTA, 2006).

2.2 Próteses Odontológicas

A prótese dentária (ou prótese dental) é a arte dental, ciência que lida com a reposição de tecidos orais e dentes perdidos, visando restaurar e manter a forma, função, aparência e saúde oral. O termo “prótese dentária” também é utilizado para se referir ao artefato que se propõe a substituir a função original dos dentes perdidos ou ausentes.

O seu principal objetivo é a reabilitação bucal, em todas as suas funções: estética, fonética e mastigação. Repõe ou restaura de forma indireta (por meio laboratorial) os dentes, por meio de confecção de próteses fixas (coroas em metal, porcelana e materiais poliméricos) ou próteses removíveis como prótese total, ou prótese parcial removível. Recentemente são encontradas próteses produzidas sobre implantes como overdentures, próteses fixas livres de metal (metalfree).

2.2.1 Prótese removível

As próteses removíveis podem ser parciais ou totais, como mostram as Figuras 1 e 2. As próteses parciais removíveis podem ser totalmente em acrílico ou terem uma parte metálica e destinam-se a substituir um ou mais elementos (ZANETTI,1996).

As próteses parciais removíveis em acrílico são o tipo de prótese mais econômico e deveriam ter apenas um caráter temporário. No entanto são as mais usadas em Portugal por razões socioeconômicas. Este tipo de prótese é mantido na boca pelas retenções presentes nos dentes que ainda restam. Apóiam-se nos tecidos moles e também nos dentes naturais ainda presentes.

As próteses totais removíveis são normalmente em acrílico e destinam-se à substituição de todos os dentes. São suportadas apenas pelos tecidos moles e estruturas ósseas subjacente. Mantém-se na boca pela ação conjunta de pequenas retenções da anatomia do que resta do osso alveolar, da língua, dos músculos faciais, e no caso da prótese superior, do efeito de vácuo entre a superfície interna da prótese e o palato. A retenção destas próteses é muito problemática quando há uma reabsorção quase total do osso alveolar, nesta situação a única solução é recorrer aos implantes.

Os dentes utilizados quer nas parciais quer nas totais são normalmente dentes pré fabricados em acrílico. Podem eventualmente ser usados dentes pré-fabricados em porcelana. Os dentes de porcelana têm a vantagem de resistirem muito mais ao desgaste, terem um aspecto mais natural e não sofrerem alterações na cor com o tempo. Por outro lado, são de custo mais elevado e de difícil reparo quando danificados. Levam a uma maior reabsorção do osso alveolar residual por serem mais duros (site www.dentes.info/proteses.htm, 2009).



Figura 1 – Prótese parcial removível (PPR).



Figura 2 – Prótese total superior (PT).

2.2.2 Prótese Fixa

As próteses fixas são constituídas por coroas com núcleo (pino) intracanal (Figura 3), coroas unitárias (Figura 4) ou duas ou mais coroas unidas com ponto de solda (Figura 5).



Figura 3 – Núcleo metálico fundido.



Figura 4 – Coroa de porcelana colocada sobre o núcleo.

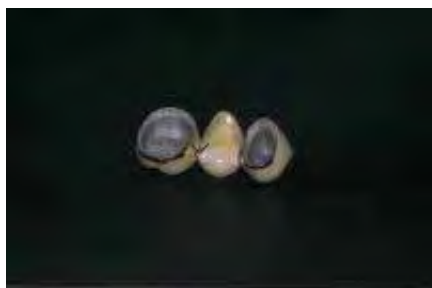


Figura 5 – Prótese fixa de três elementos, mostrando a parte interna metálica do coping.

As coroas são “capas” que se destinam a reconstruir a coroa natural do dente parcialmente destruído. Implica a existência de parte da estrutura do dente que se propõe reconstruir e ao qual será cimentada.

Quando falta um ou mais dentes, mas existem dentes ao lado desse espaço, pode-se fazer uma prótese fixa de mais elementos unidas com ponto de solda, os elementos que ficam suspensos são denominados pânticos e os dentes suportes de pilar (PEGORARO,1998).

Os avanços da Odontologia permitem uma nova opção, a coroa sobre implante.

Quando a destruição do dente é de tal ordem que só resta a raiz, a coroa artificial pode ser feita com uma extensão que entra pelo canal radicular.

As coroas metalo-cerâmicas são feitas com uma estrutura interna em metal, recebendo o nome de “copping”, mostrada nas Figuras 6 e 7. Atualmente os coppings também são feitos de alumina, dando robustez. O coping é recoberto de cerâmica com a tonalidade dos dentes do paciente (Figura 8).



Figura 6 – Copping metálico do incisivo lateral superior.



Figura 7 – Copping metálico antes da aplicação da porcelana.



Figura 8 – Aplicação da porcelana.

As próteses fixas também poderão ser feitas só de metal (Figura 9), só de porcelana (Figura 10) e coroas metal + resina ou coroas + porcelana (Figura 11).



Figura 9 – Restauração em metal.



Figura 10 – Coroa de porcelana pura.



Figura 11 – Prótese fixa de quatro elementos de metal + resina.

2.2.3 Implantes Dentários

Os implantes na Odontologia tiveram seu começo por volta da metade do séc. XX e são utilizados em casos de perda de um ou mais elementos quando se pretende efetuar próteses fixas. Usam-se ainda no caso de pacientes desdentados, em que a estrutura óssea e a mucosa gengival não permitam a utilização de uma prótese total com conforto e estabilidade. Assim funcionam como retentores da prótese, como ilustram as Figuras 12 e 13 (MISCH, 1996).



Figura 12 – Implantes ósseo no arco inferior para posterior adaptação da prótese total (PT), mostrada na Figura 13.



Figura 13 – Prótese total (overdenture) inferior, antes da adaptação sobre os implantes.

Há algumas décadas os implantes não eram bem vistos pelos profissionais, devido ao grande índice de perdas causadas principalmente por causa das ligas metálicas que os compunham, eram materiais que oxidavam provocando uma reação de corpo estranho pelo organismo.

A reabilitação de pacientes edêntulos parciais e totais com implantes vem se tornando uma modalidade cientificamente bem aceita e bem documentada. Esses implantes são colocados com ajuste preciso nos ossos maxilares (mandíbula e maxila) e não requerem nenhum cimento para sua estabilização.

A seguir, são enumerados alguns marcos importantes referentes aos implantes dentários nos séc. XIX e XX:

Em 1807 – Maggiolo idealizou uma raiz metálica de ouro que servia de sustentação para uma prótese.

Em 1887 – Harris fez a cirurgia de implante de um pino de platina recoberto com chumbo.

Em 1890 surgiram cilindros de platina com uma parte externa onde se apoiava a prótese.

Em 1895 – Bonwell usou ouro e tubos de irídio.

Em 1913 – Greenfield introduziu um implante na forma de cesto feito de fios de irídio-platina e soldado em ouro. Este sistema foi usado para suportar implantes simples, assim como próteses fixas parciais para até oito implantes.

Em 1947 – Dr. Formiggini, italiano, desenvolveu um parafuso espiralado que, mais ou menos em 1960, foi aperfeiçoado por Cherchéve, cirurgião-dentista francês. Esse parafuso era de vitalium (liga de cromo-cobalto) que era inserido no osso. Outros pesquisadores aperfeiçoaram ainda mais esse implante como Muratori e Linkow em 1967 e Garbachio em 1981.

Muitos outros materiais e desenhos foram feitos, como as lâminas de Linkow, implantes justa-ósseos, agulhas de tântalo, porém tais implantes se caracterizavam pelo empirismo principalmente na escolha do material dos mesmos. Eram feitos de vitalium, aço inox, tântalo, porcelana, óxido de alumínio, safira e carbono.

Brånemark, na década de 1960, introduziu o conceito de osseointegração (integração do implante ao osso) na Odontologia utilizando titânio puro como material de implante, que após estudos com cachorro, descobriu que este material era o ideal, pois possui uma camada de óxido que o envolve, a qual permite trocas iônicas com o organismo, havendo assim íntimo contato do osso com a superfície do implante. A partir desta data a Implantodontia tem sido uma das áreas na Odontologia que apresentou grandes avanços tecnológicos, abrangendo diferentes tipos de implantes, técnicas e biomateriais usados, proporcionando maior sucesso na reabilitação dos pacientes edêntulos parciais ou totais. Os implantes, depois das formas anteriores fracassadas (agulhado, subperiosteal, garbajo e laminado), agora é cilíndrico rosqueado intra-ósseo, usado inicialmente com superfícies lisas (usinadas) e

melhorados substancialmente com novos tratamentos de sua superfície, a exemplo das superfícies tratadas quimicamente, submetidas a ataque ácido.

Brånemark estudou todos os aspectos envolvidos no projeto do implante, incluindo dados biológicos, mecânicos, fenômenos fisiológicos e funcionais.

A melhor opção para reabilitação de dentes perdidos são os implantes dentários; a segunda melhor opção são as próteses fixas, porém para a confecção dessas, os dentes próximos ao defeito deverão ser desgastados para a fixação da prótese, ou seja, ocorrerá perda de material dentário, havendo ainda a possibilidade de falha a longo prazo, aumentando assim o defeito existente anteriormente pela perda dos outros dentes. Já com os implantes não existe a necessidade de desgaste dos dentes vizinhos, conservando os dentes remanescentes.

Existe uma diversidade muito grande de materiais para implantes no mercado. Os materiais nacionais apresentam uma qualidade muito próxima dos implantes importados, que apresenta como principal diferença a quantidade de anos de pesquisa, dando aos implantes importados melhor previsibilidade. Contudo, os implantes nacionais apresentam boa qualidade.

O implante após sua colocação pode ser afetado pela higiene bucal precária, por osso de baixa qualidade e condições sistêmicas, como doenças sanguíneas ou condições hormonais não controladas pelo paciente.

A reabilitação com implantes consiste classicamente de três fases bem definidas. Na primeira fase é feita a colocação do implante intra-ósseo (sob anestesia local), o paciente não sente dor e no máximo irá perceber uma trepidação no momento das perfurações. O implante é então mantido no osso por um período de cinco a seis meses quando for colocado na maxila e de três a quatro meses quando for colocado na mandíbula. Após esse tempo, é realizada a segunda fase: o implante é exposto e coloca-se um pequeno cilindro sobre o implante, chamado de cicatrizador, que vai condicionar a gengiva para receber, na terceira fase, a prótese sobre o implante.

Existe a possibilidade de colocação de implante no mesmo tempo cirúrgico da remoção de um dente condenado ou aplicação de função imediata sobre o implante, logo após a sua colocação, porém são técnicas que apresentam indicações muito específicas e a não observância dessas indicações levará a perda do implante.

2.3 Biocompatibilidade

A complexidade e diversidade das ligas de metais básicos explicam a dificuldade da biocompatibilidade, pois, idealmente, nenhum elemento da composição deve ser liberado e influenciar o organismo.

O Ni liberado da prótese é de aproximadamente 400 microgramas por dia de ingestão se a liga é submetida a um meio ácido. Em um pH neutro a liberação é um pouco menor. Outra evidência tem mostrado que a liberação de níquel é altamente dependente da quantidade de cromo, se o cromo é menor do que 20% do peso, o níquel liberado durante todas as condições aumenta, se o metal liberado da liga faz parte da dieta, então isto não implica na ocorrência de toxicidade biológica sistêmica ou outros efeitos.

Em resumo, toxicidade sistêmica por ligas dentais fundidas não tem sido demonstrada. Há evidências que liberações de metais podem ganhar acesso pelo corpo e que estes metais podem ser largamente distribuídos, entretanto, nenhum estudo tem mostrado que a presença destes metais pode causar toxicidade sistêmica, embora existam vários estudos que estão checando esta possibilidade considerando o fator tempo de exposição (WATAHA, 2002).

No caso da implantodontia, a biocompatibilidade é mais importante ainda, pois o material está diretamente em comunicação com o tecido. Os materiais são considerados biocompatíveis quando não causam a rejeição do meio biológico vivo e são classificados da seguinte forma:

- a) Biotoleráveis: São aqueles que não interagem com o meio biológico, isto é, não sofrem rejeição e durante toda a vida do implante mantém suas propriedades físicas e mecânicas.

Ex: ouro, titânio, platina, cerâmicas, silicones e ligas metálicas.

- b) Bioativos: São aqueles que interagem com os tecidos adjacentes de forma semelhante à da parte natural da qual ele substitui, ou seja, desenvolve ligações químicas com o tecido adjacente auxiliando no processo de união e fixação do implante.

Ex: hidroxiapatita, fluorapatita e tricalciofosfato (reabsorvíveis), biovidros e hidroxiapatita de altíssima densidade (não absorvíveis).

A biocompatibilidade de um material é considerada ótima quando promove a formação de tecido normal na sua superfície e também estabelece com o meio biológico adjacente uma interface contínua capaz de suportar esforços a que o local do implante está submetido. Nessa nova visão de biocompatibilidade a interação tecido implante é um requisito necessário e foi a partir desse enfoque que surgiram os dois novos conceitos: bioinércia e bioatividade.

Portanto, pode-se dizer que um material ideal para a confecção de dispositivos cirúrgicos seria aquele que fosse ao mesmo tempo biocompatível, bioativo e apresentasse a biofuncionalidade necessária. No entanto, infelizmente ainda hoje essa combinação não é facilmente alcançada.

- c) Biofuncionalidade: É o conjunto de todas as características desenvolvidas anteriormente pelo tecido, e que agora, se esperam serem desenvolvidos pelo material substituto, ou seja, o papel desempenhado pelo material implantado deve-se assemelhar ao máximo às funções originais (MISCH, 1996).

As propriedades mecânicas desejáveis são baixo módulo de elasticidade, boa relação peso/resistência, resistência à fadiga e resistência à corrosão (WANG, 1996).

2.4- Alguns metais promissores para ligas dentárias

2.4.1 - Nióbio

Foi descoberto na Inglaterra em 1801 por Charles Hatchett, que na época o chamou de colúmbio. O nome atual foi dado por Heinrich Rose, um químico alemão que identificou o novo elemento, ao tentar separá-lo do tantálio, e o batizou em homenagem a Níobe, filha do mitológico rei Tântalo. O Nióbio é um metal prateado claro, brilhante, dúctil e resistente à corrosão em temperaturas elevadas, como mostra a Figura 14.



Figura 14 – Elemento químico nióbio

O Brasil (Catalão e Araxá) é o maior produtor de nióbio do mundo com uma reserva superior a 97%. Outra reserva importante de minerais de nióbio é da Rússia com aproximadamente 2% da reserva mundial. Ele também é encontrado no Canadá, Nigéria, Zaire e Austrália. Suas principais fontes são:

Niobita (columbita): $(\text{Fe, Mn}) \text{Nb}_2\text{O}_6$.

Columbita-tantalita: $(\text{Fe, Mn}) (\text{Nióbio, Ta})_2 \text{O}_6$

Pirocloro: $(\text{Na}_3\text{Ca})_2 (\text{Nióbio, Ti}) (\text{O, F})_7$

Euxenita: $(\text{Y, Ca, U, Th}) (\text{Nb, Ti, Ta})_2 \text{O}_6$

O metal é extraído do minério de pirocloro, que geralmente é transportado com elevado teor de impurezas.

Processo magnético separa o minério da magnetita. Assim, o minério que na mina possui em média apenas 3% de pirocloro, passa a apresentar um índice de 60%.

O pirocloro concentrado segue para uma unidade de pré-redução. Nesse processo o objetivo é eliminar a água, o fósforo e o enxofre que ainda estão ligados ao pirocloro.

O material é então misturado com carvão vegetal e bentonita (argila que absorve água). A mistura é pelotizada e segue para o forno.

Na primeira fase, ela recebe ar quente a 600°C para a eliminação da umidade.

Em uma segunda etapa, a temperatura é elevada em 1000°C fazendo o carvão queimar e elevando a pelota até 1400°C , o que faz evaporar a água do cristal e liberar o enxofre na forma de gás.

Agora, sob a forma de óxido de nióbio, é encaminhado, em seguida, a unidade de desfosforação.

O óxido é colocado em fornos elétricos com carvão e sucata de aço. Com o metal fundido, o fósforo agrega-se à sucata de aço, produzindo um subproduto, o ferro fósforo, que se concentra no fundo do forno, permitindo que o óxido seja derramado em outro recipiente e separado do fósforo.

O concentrado refinado chega à unidade de metalurgia com 62% de óxido de nióbio e ali é misturado com pó de alumínio e vai para um forno elétrico. A fusão separa então em escória e uma liga de nióbio que fica no fundo do forno.

O metal é vazado em lingoteiras, solidificado e britado (modo como é vendido), de acordo com granulometria exigida pelo cliente.

Uma pequena parte do refinado não vai para a metalurgia e sim, à unidade de ligas especiais, onde é transformada em superligas. Estas compõem superligas destinadas a resistir a altas temperaturas, como a Inconel 718, utilizadas nas seções quentes de aeronaves e motores.

O último processo industrial é realizado na unidade de nióbio metálico, onde o ATR (barras com 95% de nióbio) é purificado por meio de volatilização de impurezas. Para tanto, é utilizado um forno de feixe de elétrons em um ambiente a vácuo, no qual a temperatura chega a 2500° C, derretendo o nióbio e volatilizando as impurezas.

Propriedades

De número atômico 41, símbolo químico (Nb), densidade (8,57 g /cm³), rede cristalina (ccc), estado físico (sólido), ponto de fusão (2468°C), dureza típica (90 Hv), supercondutor abaixo de 270°C e boa reatividade com o carbono, o oxigênio e o nitrogênio.

Aplicações

Tubulações de grande porte para gás e óleo, eletrodo de solda elétrica, ligas e super ligas, supercondutores, fundição de ferro (em ferramentas de aço, conferindo maior dureza e resistência), aço inoxidável, na construção naval, reduz o peso mantendo a mesma capacidade de carga, na indústria automobilística, em peças de aço estrutural de alta resistência, em sistemas avançados de fornecimento de ar, como os usados no programa espacial “Gemini”.

Os principais produtos de nióbio de interesse industrial são, atualmente, o ferronióbio, o pentóxido de nióbio, as ligas grau vácuo e o nióbio metálico.

O uso do nióbio tem sido condicionado à sua capacidade de sustentar a competição tecnológica, objetivo permanente do programa de promoção e desenvolvimento de mercado mantido pela Companhia Brasileira de Metalurgia e Mineração (CBMM) nos últimos 27 anos. A busca contínua de competitividade pela indústria estimula a percepção das vantagens comparativas do elemento 41 com relação a outros metais que podem substituí-lo. O nióbio possui substitutos em todas as aplicações, exceto para o nióbio metálico, cujo mercado representa menos de 2% do mercado mundial do elemento.

Em aplicações na siderurgia, o titânio e o vanádio são também elementos microligantes. O tântalo é um elemento alternativo para o nióbio na aplicação em superligas, porém é mais denso e seu preço é muito elevado. Materiais cerâmicos exibem supercondutividade em temperaturas muito superiores à da liga NbTi, mas perdem em ductilidade e não podem ser utilizados sob campos magnéticos elevados.

Na Odontologia o nióbio é utilizado em ligas para implantes, Ti6Al7Nb, e está presente em porcentagens (em peso) pequenas em ligas de Ni-Cr já existentes no mercado como a liga Resistal da Degussa S/A (C=0, 1, Si=0,2, Mn=0,2, Cr=20,0, Ni=62,0, Mo=10,0, Nb=4,0 e Fe=3,5), (WIKIPÉDIA, 2009).

2.4.2 Níquel

O níquel é obtido através da exploração dos minérios sulfetados e lateríticos, ambos com reservas e depósitos conhecidos, suficientes a nível mundial, para a exploração por mais de cem anos. Este metal possui larga utilização na produção de aços inoxidáveis, juntamente com o cromo e o molibdênio, e na produção de ligas especiais, dentre outras aplicações.

O níquel tem seu ponto de fusão em aproximadamente 1450°C , possuindo uma grande resistência à corrosão e à oxidação.

Deste modo o níquel é utilizado, tanto puro como em ligas, em aproximadamente 300 mil produtos para consumo, indústria, material militar, moedas, transporte aeronaves e em aplicações voltadas para a construção civil.

Nos países industrializados o níquel tem aproximadamente 70% de utilização na siderurgia, sendo os restantes, 30%, divididos em ligas não-ferrosas, galvanoplastia etc.

O níquel se apresenta como um metal branco prateado, similar em muitos aspectos ao metal ferro, ilustrado na Figura 15.



Figura 15 – Amostra de Níquel.

É utilizado principalmente na melhoria de resistência mecânica a altas temperaturas, outras propriedades que se destacam são as condutividades térmica e elétrica, como também uma excelente propriedade magnética. Propriedades que fazem do níquel e suas ligas, metais bastante valiosos.

Possui número atômico 28, símbolo químico Ni, densidade (20°C) 8,9 g /cm³ e estrutura cristalina cfc.

O níquel se divide em quatro famílias: níquel comercialmente puro; ligas binárias, como Ni-Cu e Ni-Mo; ligas ternárias, como, Ni-Cr-Fe e Ni-Cr-Mo; ligas complexas, como Ni-Cr-Fe-Mo-Cu (com a possibilidade de outros elementos adicionais); e as super ligas. As ligas são melhores reconhecidas pelos seus nomes comerciais, tais como Monel, Hastelloy, Inconel, Incoloy, etc.

As ligas Ni-Cr-Mo são altamente resistentes à corrosão alveolar. Elas retêm grande resistência mecânica e à oxidação a elevadas temperaturas. Têm grande aplicação na indústria, principalmente em equipamentos submetidos a meios aquosos.

As superligas de níquel normalmente contêm elementos como cromo, cobalto, ferro, molibdênio, tungstênio e nióbio. O efeito destes elementos solutos é o fortalecimento da matriz que depende da diferença de tamanho do níquel e do soluto com a finalidade de conter o movimento das discordâncias.

Muitas ligas contendo níquel são encontradas na Odontologia, utilizadas nas confecções de próteses, bem como em instrumentais. Ligas de Ni-Ti são usadas nos fios ortodônticos, e em limas endodônticas por suas propriedades de memória de forma e superelasticidade (WIKIPÉDIA, 2010; INFOMET, 2009.).

2.4.3 Cromo

O cromo metálico não existe livre na natureza. Encontra-se combinado com oxigênio no ocre de cromo, que é o sesquióxido de cromo, Cr₂O₃, associado com maior ou menor quantidade de matérias terrosas. A cromita, Fe (CrO₂)₂, é o principal minério de cromo. Existe, também, sob a forma de cromato de chumbo, constituindo a crocoita ou crocoisita, PbCrO₄. Encontram-se vestígios de cromo em diversos minerais, tais como, esmeralda, serpentina, etc.

O cromo é o vigésimo primeiro elemento mais abundante em peso na crosta terrestre, mostrado na Figura 16 (a) e 16 (b).



Figura 16 (a) – Elemento químico cromo



Figura 16 (b) – Elemento químico cromo

Aproximadamente metade da cromita é extraída na África do Sul, obtendo-se também grandes quantidades no Kazaquistão, Índia e Turquia. Os depósitos ainda não explorados são abundantes e estão concentrados no Kazaquistão e no sul da África. O Brasil possui as maiores jazidas de cromo da América Latina.

A principal fonte de obtenção de cromo é o minério de ferro cromado.

O cromo encontra-se à venda, principalmente sob a forma de cromato e dicromato de sódio e de potássio, obtidos a partir do minério.

O cromo é preparado por dois processos, de acordo com o fim a que se destina. Necessitando-se o metal em massa, prepara-se pelo processo da “aluminotermia”; quando se requer sob a forma de revestimento de cromo, ele é obtido por eletrólise.

O cromo é um metal branco-azulado, capaz de adquirir grande polimento. É extremamente duro, sendo mais duro que o irídio e o aço. Seu ponto de fusão, 1830°C , é elevado. Nas condições ordinárias, é estável em presença de ar, porém, aquecido ao ar ou em atmosfera de oxigênio, oxida-se superficialmente. Exposto a todos os agentes atmosféricos corrosivos, normais, inclusive a chuva, a neve e a água do mar, o gás sulfídrico, o dióxido de enxofre e os compostos de enxofre em geral, conserva seu aspecto brilhante.

Não reage com ácido nítrico, mas é atacado pelo ácido clorídrico e, lentamente, pelo sulfúrico.

Estrutura cristalina: ccc

Densidade: $7,1\text{g} / \text{cm}^3$

Número atômico: 24

Peso atômico: 52

Estado físico: sólido

O cromo é aplicado para fabricação dos aços inoxidáveis (liga ferro-cromo), alguns exemplos do seu uso são pinças para ortopedia, afastadores auto estáticos, pinças hemostáticas, pinças ortopédicas, tesouras, válvulas, caixas, bandejas, espátulas flexíveis, móveis em aço inox, etc.

Este metal é mais usado como elemento de liga, principalmente na siderurgia, visto sua alta resistência à corrosão. Seu emprego de no mínimo 11% na liga onde está sendo usado garante elevada resistência à corrosão, forma uma camada fina na superfície do metal, chamada camada passiva, que protege contra ação do ambiente. Esta camada aparece espontaneamente quando há presença de cromo e oxigênio e a formação do óxido de cromo é instantânea vista a grande afinidade que têm o oxigênio e o cromo.

Um aço ao cromo, com 1 a 1,5% de carbono e 2,5 a 4% de cromo, é tão duro que não pode ser trabalhado pelos aços endurecidos das ferramentas ordinárias, de modo que ele é à prova de perfuração.

Usa-se na fabricação de caixas de segurança à prova de roubo, revestimento dos pilões de trituradores, ligações dos trilhos de estrada de ferro, etc.

O aço ao cromo e ao vanádio é muito duro e resistente, sendo usado, atualmente, na fabricação de engrenagens, molas, eixos de transmissão, rodas de locomotivas, etc. Possui a propriedade muito importante de poder variar suas características, pelo tratamento térmico. Os aços ao cromo-níquel são usados na fabricação de chapas para blindagem, e os aços ao cromo-tungstênio e ao cromo-molibdênio usam-se para fabricar ferramentas que trabalham a grandes velocidades.

O nicromo é uma liga importante, com aproximadamente 11 a 25% de cromo e 50 a 70% de níquel (sendo o restante normalmente constituído de ferro), esta liga é usada para aquecedores elétricos.

Usa-se a estelita, liga de cromo, cobalto e tungstênio, na fabricação de instrumentos cirúrgicos e de algumas partes de automóveis (WIKIPÉDIA, 2009).

2.4.4 Molibdênio

Na temperatura ambiente encontra-se no estado sólido, Figura 17.



Figura 17 – Elemento químico molibdênio

É um elemento químico essencial sob o ponto de vista biológico, e na indústria é muito usado na forma de ligas metálicas, principalmente no aço.

Estrutura cristalina: ccc

Número atômico: 42.

Temperatura de fusão: 2623°C (um dos pontos de fusão mais alto entre todos os elementos puros)

O metal puro é muito duro.

O molibdênio é aplicado em pequenas quantidades em ligas metálicas de aço para endurecê-lo e torná-lo resistente à corrosão.

Biologicamente falando, ele é encontrado em algumas enzimas com diferentes funções, em oxotransferases (função de transferência de elétrons), como por exemplo, a xantina oxidase, e na nitrogenase (função de fixação de nitrogênio molecular).

É encontrado em quantidades mínimas no organismo e é prontamente absorvido no estômago e intestino delgado. É excretado primeiramente pela urina e também pela bile.

Tem elevado módulo de elasticidade, e entre os metais mais comuns, somente o tungstênio e o tântalo têm ponto de fusão mais alto.

Aumenta a dureza e tenacidade do aço (WIKIPÉDIA, 2009).

2.4.5 Diagramas de fases das ligas dos elementos citados:

2.4.5.1 Diagramas de fases binários:

2.4.5.1.1 Diagrama Ni-Cr

O diagrama de fases binário do sistema Ni-Cr está mostrado na Figura 18 e indica a presença de uma extensa região monofásica de Niss (ss – solução sólida) até próximo de 50% at Cr a 1300°C, enquanto que a solubilidade do níquel no cromo é reduzida. Ainda, uma reação eutética formada pelas fases Ni+Cr está indicada neste diagrama de fases, enquanto que a fase Ni_2Cr é formada por reação de estado sólido a partir da decomposição do Niss para ligas com 25-35% at Cr. Nenhuma outra fase intermetálica intermediária foi relatada neste diagrama de fases.

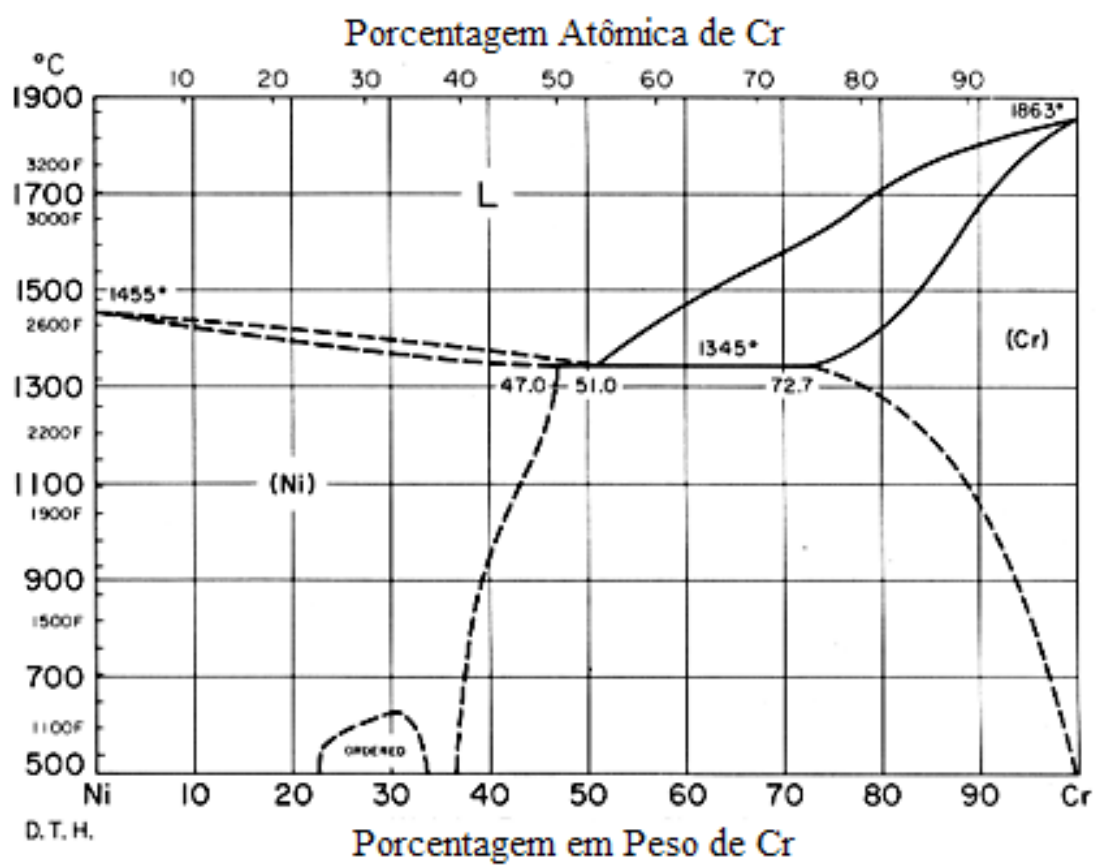


Figura 18 - Diagrama de fases do sistema Ni-Cr (INFOMET).

2.4.5.1.2 Diagrama Ni-Mo

A Figura 19 mostra o diagrama de fases do sistema Ni-Mo. As seguintes fases sólidas estáveis estão apresentadas: Ni_{SS}, Ni₄Mo, Ni₃Mo, NiMo e Mo_{SS}. A fase NiMo

é formada pela reação peritética ($L + Mo_{SS} \leftrightarrow NiMo$), enquanto que as fases Ni_4Mo e Ni_3Mo são formadas pelas reações peritetóides $Ni_{SS} + Ni_3Mo \leftrightarrow Ni_4Mo$ e $Ni_{SS} + NiMo \leftrightarrow Ni_3Mo$, respectivamente. De acordo com este diagrama de fases, o níquel apresenta uma solubilidade estendida até próximo de 28 %-at Mo (à 1345°C) e existe uma reação eutética ($L \leftrightarrow Ni_{SS} + NiMo$) localizada próximo de 34 %-ar Mo.

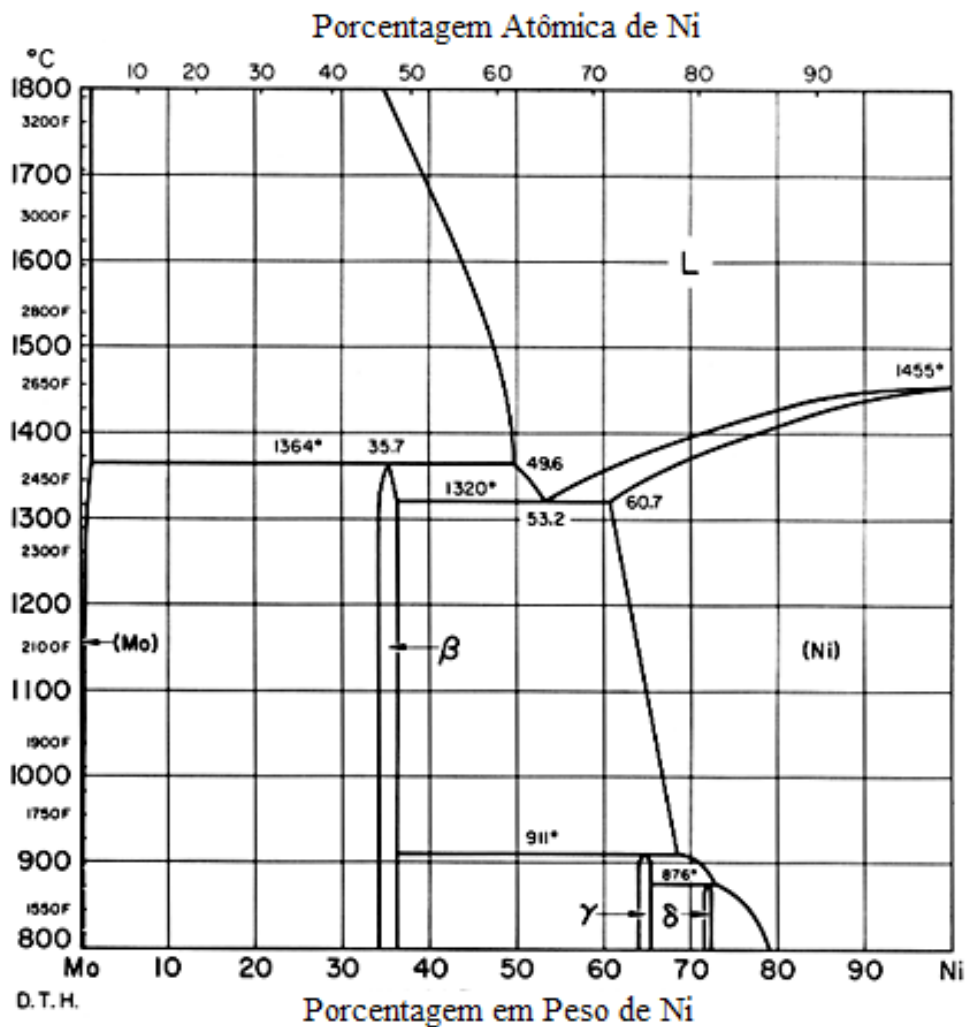


Figura 19 - Diagrama de fases do sistema Ni-Mo (ASM HANDBOOK, 1992).

2.4.5.1.3 Diagrama Ni-Nb

O diagrama de fases do sistema Ni-Nb está mostrado na Figura 20. As seguintes fases sólidas estáveis estão indicadas neste diagrama: Ni_{SS} , Ni_3Nb , Ni_6Nb_7 e Nb_{SS} . Os compostos Ni_3Nb e Ni_6Nb_7 são formados por transformação congruente ($\text{L} \leftrightarrow \text{Ni}_3\text{Nb}$ e $\text{L} \leftrightarrow \text{Ni}_6\text{Nb}_7$), respectivamente. Três diferentes reações eutéticas estão indicadas: $\text{L} \leftrightarrow \text{Ni}_{\text{SS}} + \text{Ni}_3\text{Nb}$ (15 %-at Nb, à 1216°C), $\text{L} \leftrightarrow \text{Ni}_3\text{Nb} + \text{Ni}_6\text{Nb}_7$ (40 %-at Nb, à 1178°C) e $\text{L} \leftrightarrow \text{Ni}_6\text{Nb}_7 + \text{Nb}_{\text{SS}}$ (53 %-at Nb, à 1241°C). De acordo com o diagrama de fases, o níquel e o nióbio podem dissolver até cerca de 11 %-at Nb e 8 %-at Ni, respectivamente.

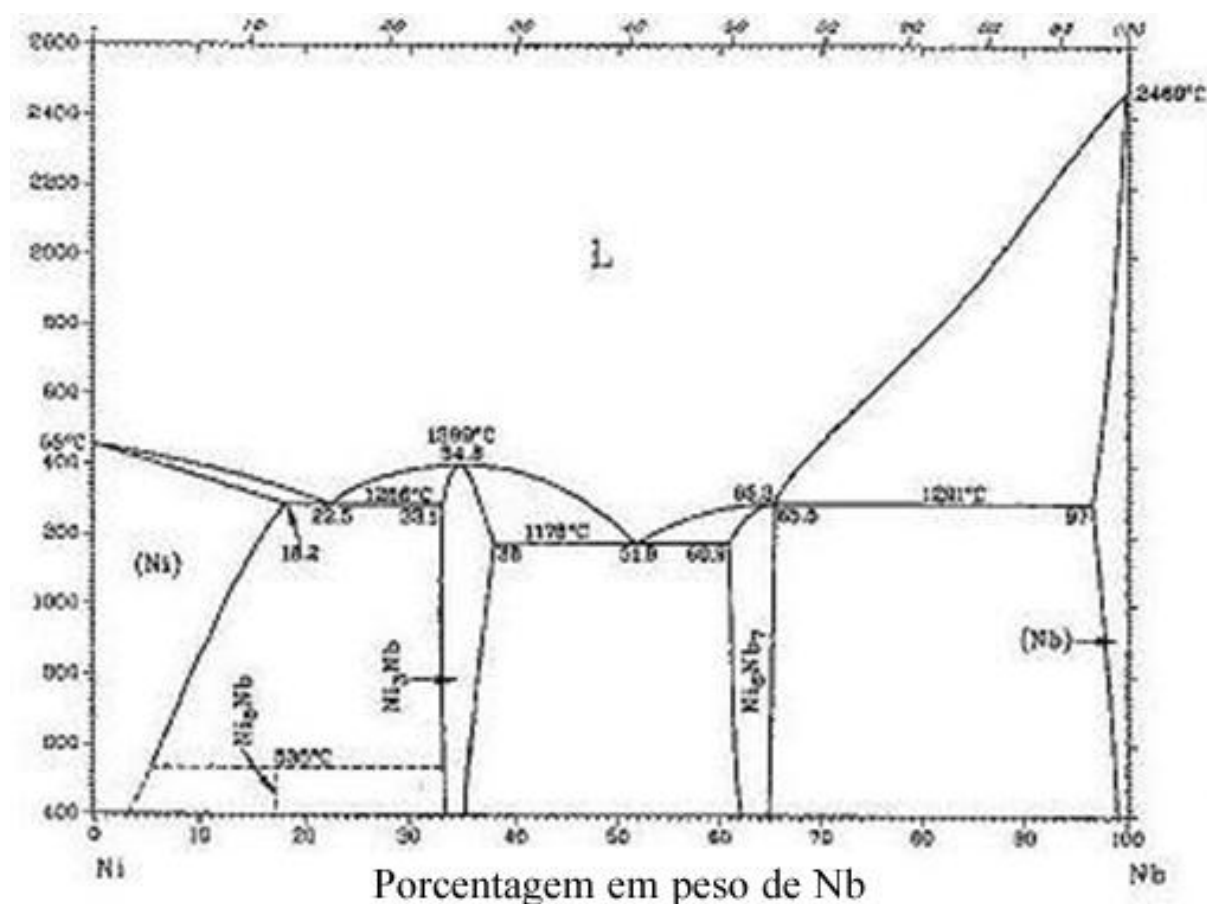


Figura 20 – Diagrama de fases do sistema Ni-Nb (ASM, HANDBOOK, OKAMOTO, 1992).

2.4.5.2 Diagramas de fases ternários:

2.4.5.2.1 Diagrama de fases ternário Ni-Cr-Mo.

A Figura 21 mostra a projeção liquidus do sistema Ni-Cr-Mo. As seguintes regiões primárias estão representadas neste diagrama de fases ternário: Ni_{SS}, NiMo e Cr(Mo). Linhas relacionadas com equilíbrios monovariantes estão também indicadas, as quais representam regiões dos tipos eutéticas ou peritéticas. O ponto I refere-se a reação eutética ternária $L \leftrightarrow \text{Ni}_{SS} + \text{NiMo} + \text{Cr}(\text{Mo})$, enquanto que o ponto M_1 está relacionado com uma temperatura máxima.

Ni-22Cr-10Mo

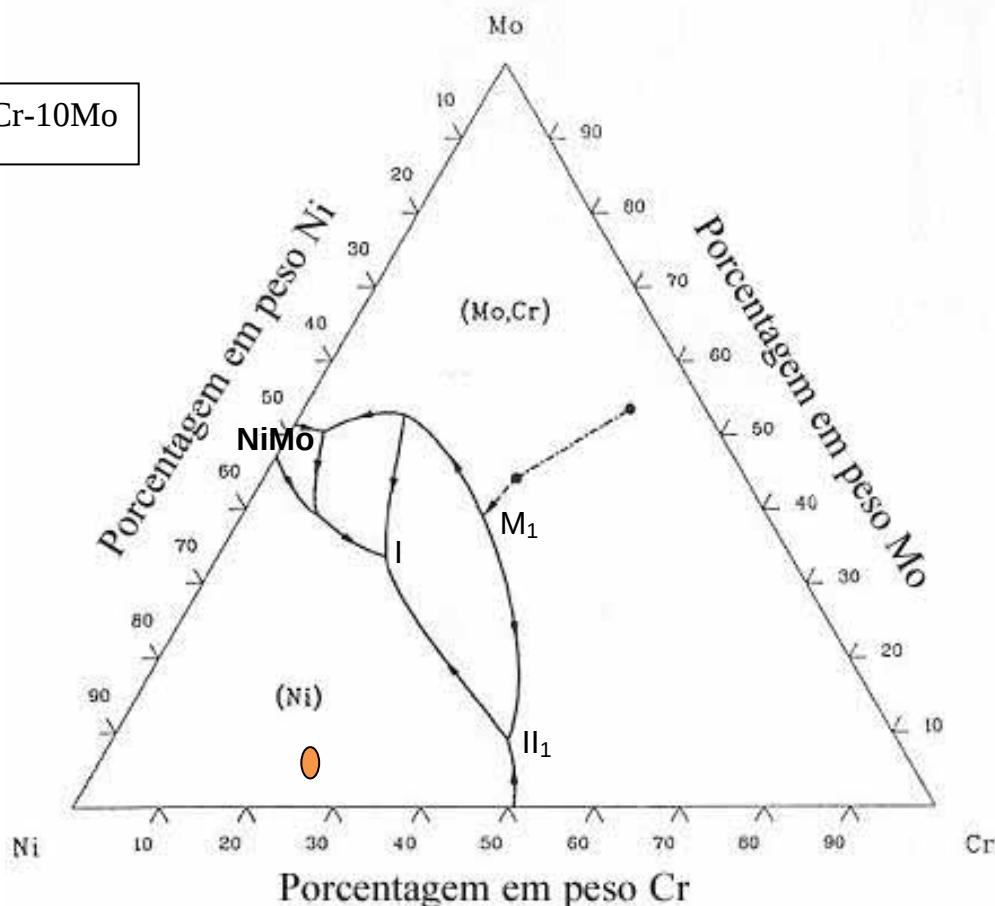


Figura 21 – Projeção liquidus do sistema Ni-Cr-Mo, mostrando a localização da liga Ni-22Cr-10Mo produzida neste trabalho (ASM HANDBOOK, 1992).

2.4.5.2.2 Diagrama de fases ternário Ni-Cr-Nb

A Figura 22 apresenta a projeção liquidus do sistema Ni-Cr-Nb e indica a presença das regiões primárias de Niss, Crss, NbCr₂, Ni₃Nb, Ni₇Nb₆ e Nbss. As temperaturas das reações eutéticas e peritéticas, para ambos sistemas binários e ternários, estão também mostradas na Figura 22. Os pontos E1 e U1 representam reações de classe I (eutético ternário, $L \leftrightarrow Ni + Ni_3Nb + NbCr_2$) e II (do tipo peritética, $L + NbCr_2 \leftrightarrow Ni + Ni_3Nb$).

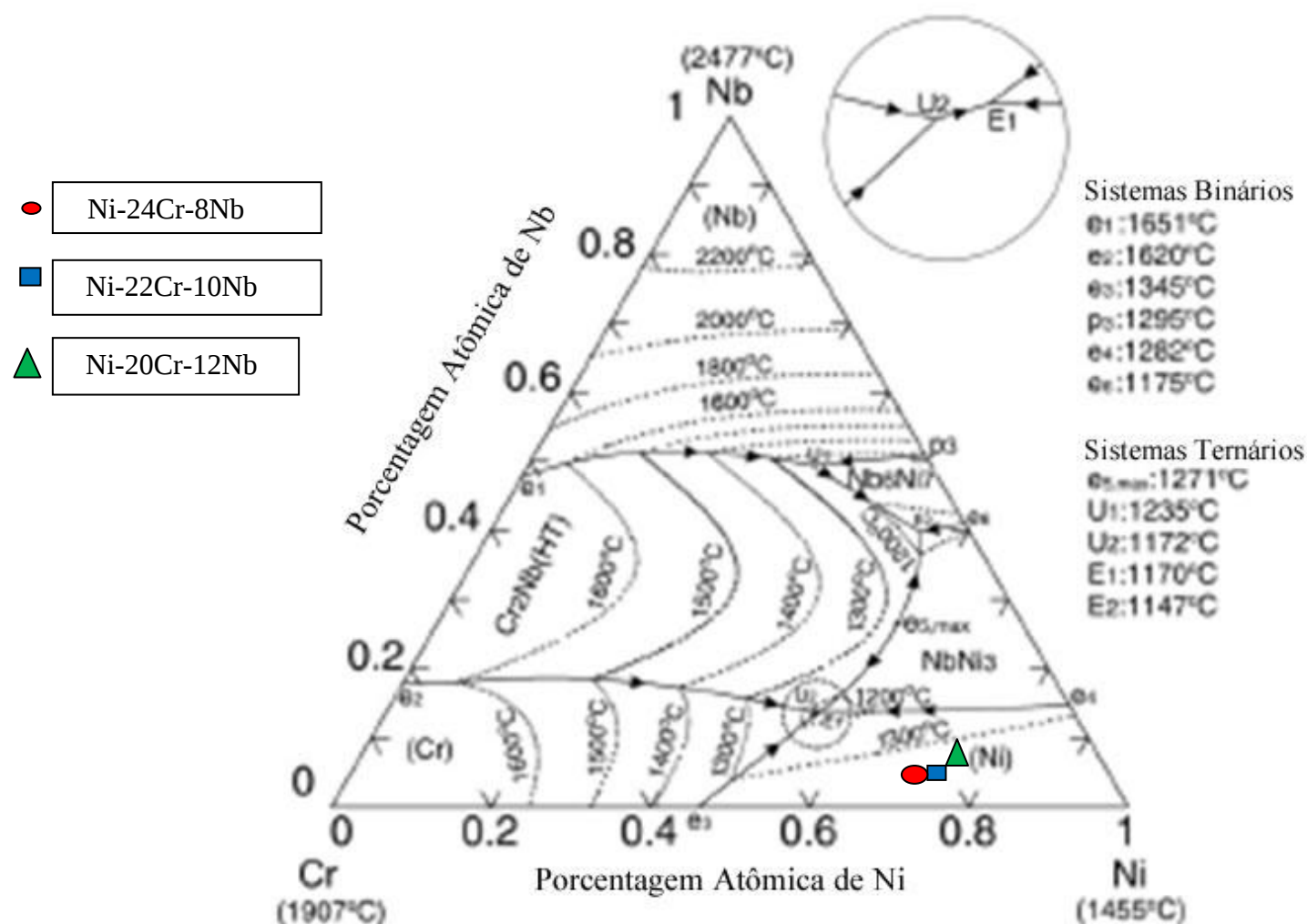


Figura 22 – Projeção líquidus do sistema Ni-Cr-Nb , mostrando a localização das ligas Ni-Cr-Nb produzidas neste trabalho (DUE et al., 2005).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Materiais

Neste trabalho o processo de fabricação das ligas foi a partir de pós de alta pureza dos elementos Ni, Cr, Mo e Nb. Os pós de cada elemento foram pesados em uma balança analítica de precisão, marca Marte, modelo AL500C na FEG/UNESP, de acordo com a composição nominal que se apresentam na Tabela 6. Estes valores foram obtidos baseando-se na literatura e nas ligas comerciais.

Tabela 6 – Composição nominal das ligas produzidas neste trabalho de Ni,Cr,Mo e Nb (% em peso).

Ni	Cr	Mo	Nb
68	22	10	---
68	24	---	8
68	22	---	10
68	20	---	12

Após a pesagem, os pós foram colocados em um moinho de bolas excêntrico (marca bp Engenharia, instalado na FEG/UNESP) por 2 h para homogeneizar a mistura. Em seguida, compactos verdes foram preparados em uma matriz metálica com 55 mm de comprimento e 5 mm de espessura, e foram prensados uniaxialmente, (prensa marca Ribeiro, instalada na FEG/UNESP) mediante uma força de 7 ton. (Figuras 23 e 24).



Figura 23 - Compactos de Ni-Cr-Mo



Figura 24 - Compacto de Ni-Cr-Nb

Foi realizada, então, a fusão a arco elétrico em um forno marca Flukigüer, instalado no DEMAR-EEL-USP, usando uma atmosfera de argônio, eletrodo não consumível de tungstênio e um “getter” de titânio (Figuras 25 e 26). Cada lingote foi submetido a cinco etapas de fusão para a obtenção de materiais homogêneos, sob o ponto de vista químico e estrutural (Figura 27).



Figura 25 – Cadinho durante processo de fusão utilizado neste trabalho.



Figura 26 - Forno de fusão a arco elétrico Flukigüer.



Figura 27 – Lingote das ligas Ni-Cr-Mo e Ni-Cr-Nb após fusão a arco.

3.1.1 Liga Comercial Nickron

Dentre as muitas ligas de Ni-Cr-Mo utilizadas nos laboratórios de próteses odontológicas se destaca a liga de marca Nickron (fabricante Metalloy). A Tabela 7 apresenta a composição química (%em peso) desta liga comercial.

Tabela 7 – Composição química da liga comercial Nickron (% peso).

Ni	Cr	Mo	Mn
73,93	21,47	4,04	0,56

Esta liga é utilizada na confecção de próteses fixas, próteses parciais removíveis, núcleos e coroas metálicas. A Tabela 8 apresenta as propriedades físicas fornecida pelo fabricante. Para comparação, foram também realizadas análises da liga comercial Nickron.

Tabela 8 – Propriedades físicas da liga comercial Nickron.

Propriedades físicas	Nickron (Metalloy)
Ponto de fusão	1250°C
Dureza	235 HV
Tensão de escoamento	416,92MPa
Tensão de ruptura	549,36MPa
Alongamento	5,90%
Peso específico	8 g/cm ³

3.2 Métodos

Após o processo de fusão a arco (Figura 27), amostras dos lingotes foram preparadas para análises de microscopia eletrônica de varredura (MEV) e microscopia óptica (MO).

3.2.1 Análise metalográfica

Amostras foram obtidas dos lingotes utilizando uma cortadeira de precisão marca Isomet 1000, instalada no DMT-FEG-UNESP e, em seguida, foram embutidas em resina baquelite e lixadas com lixas de grana 320, 400, 600 e 1200. A etapa de polimento foi realizada com o auxílio de uma suspensão de sílica coloidal.

3.2.1.1 Microscopia eletrônica de varredura (MEV).

Neste trabalho foi utilizado um equipamento marca LEO modelo 1450-VP, instalado no DEMAR-EEL-USP (Figura 28). Para a obtenção de detalhes composicionais, foi utilizado o detector de elétrons retro-espalhados.



Figura 28 – Microscópio eletrônico de varredura (MEV), LEO 1450-VP, DEMAR-EEL-USP.

3.2.2 Análise via espectrometria por dispersão de energia (EDS-MEV).

Para determinar os teores elementares das fases formadas durante a solidificação de ligas Ni-Cr-Mo e Ni-Cr-Nb, foram realizadas análises via espectrometria por dispersão de energia (EDS-MEV), em termos de Ni, Cr, Mo e Nb (%-atômica). No caso da liga comercial, as análises foram realizadas em termos de Ni, Cr, Mo, Mn e Si.

3.2.1.2 Microscopia óptica (MO)

Após as etapas de lixamento e polimento as amostras foram atacadas por imersão com auxílio de uma solução aquosa de HNO_3 e HF de 2:1. Na sequência, foram obtidas imagens utilizando o aparelho Nikon, model EPIPHOT 200 instalado no DMT-FEG-UNESP (Figura 29).



Figura 29 – Microscópio óptico Nikon Model Epiphot 200, DMT-FEG-UNESP.

3.2.3 Difração de Raios X

Para determinação das fases formadas durante a solidificação de ligas Ni-Cr-Mo e Ni-Cr-Nb, amostras foram analisadas por difração de raios X em um equipamento marca Shimadzu modelo XRD-6000 instalado no DEMAR-EEL-USP (Figura 30), mediante uma radiação de Cu-K α com monocromador de grafite. Diante da ductilidade das ligas, as análises foram realizadas com materiais maciços. Os seguintes parâmetros foram adotados para a obtenção das análises: voltagem de 40 kV, corrente de 30 mA, intervalo angular de 10 a 80°, passo angular de 0,05° e tempo de contagem de 1s.



Figura 30 – Difratorômetro Shimadzu XRD-6000, DEMAR-EEL-USP.

3.2.4 Determinação dos teores de carbono, oxigênio, enxofre e nitrogênio.

Para a determinação dos teores totais de C, S, O e N das ligas Ni-Cr-Mo , Ni-Cr-Nb,e Nickron foram utilizados os seguintes equipamentos para as análises, ambos instalados na TENARIS/CONFAB:

- Analisador de carbono e enxofre, modelo CS-125, marca LECO.
- Analisador de nitrogênio e oxigênio, modelo TC-436, marca LECO.

As análises foram feitas com cavacos de cada uma das amostras das ligas Ni-Cr-Mo, Ni-Cr-Nb e Nickron. Três queimas por amostra foram realizadas, sendo apresentados os valores médios.

3.2.5 Ensaio mecânico

Os ensaios mecânicos de tração foram realizados em uma máquina de ensaios universal INSTRON 8801, instalada no DMT-FEG-UNESP e mostrada na Figura 32, de acordo com a Norma ASTM E-8M. Os corpos de prova foram confeccionados com as seguintes dimensões: comprimento (A): 24 mm, diâmetro(D): 4 mm e gage length(G): 20mm. A Figura 31 mostra os detalhes e as dimensões dos corpos de prova avaliados neste trabalho. Três corpos de prova foram avaliados para a composição química Ni- 22Cr-10Mo, quatro corpos de prova para a proporção Ni-20Cr-12Nb, um corpo de prova para a liga Ni-22Cr-10Nb e dois para a composição Ni-24Cr-8Nb.

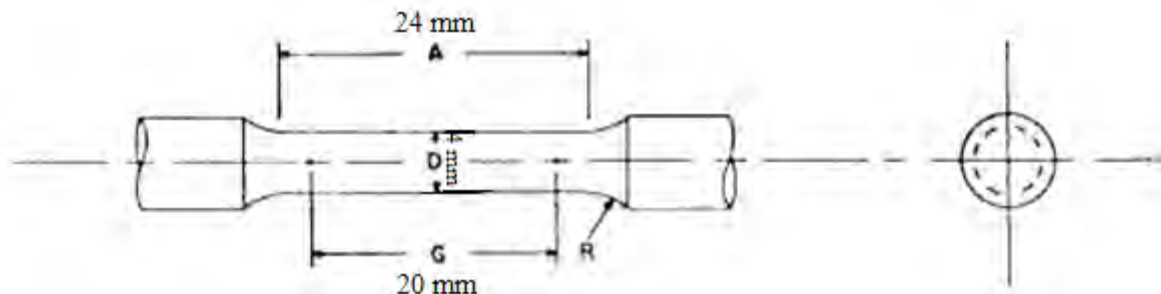


Figura 31 – Dimensões do corpo de prova utilizado neste trabalho, A=24mm, D=4mm e G=20mm.

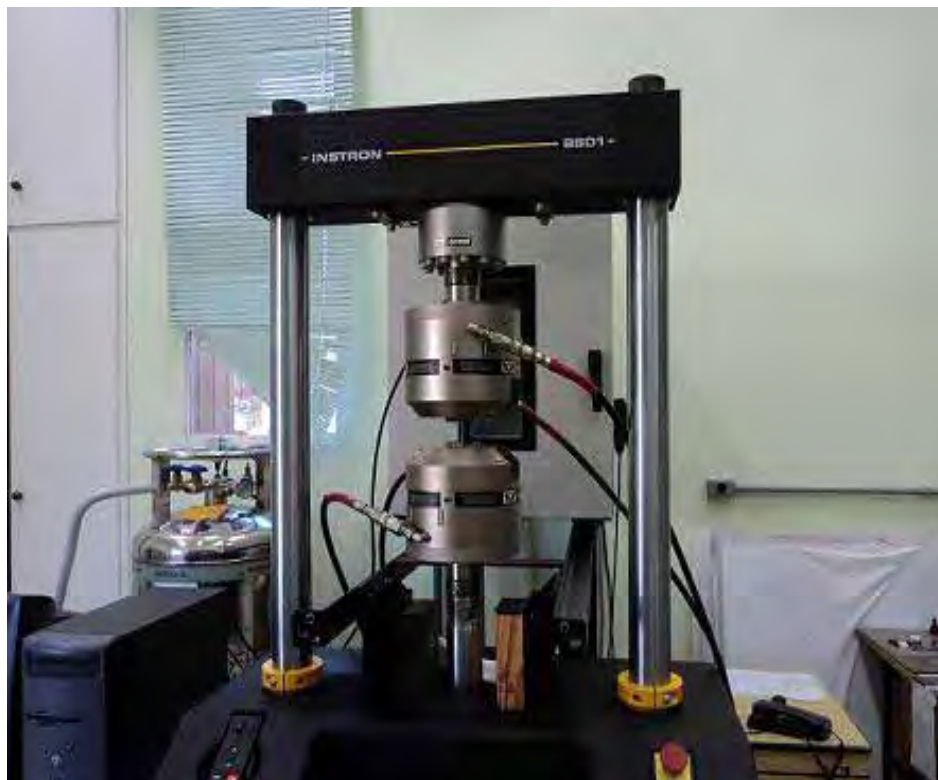


Figura 32– Máquina de ensaio de tração Instron 8801 instalada na FEG/UNESP.

3.2.5.1 Ensaio de dureza

Neste trabalho foram obtidas medidas de dureza Vickers (HV), de acordo com a Norma ASTM, E-92, com carga de 10 Kgf e tempo de aplicação de 15s em um durômetro, marca Wolpert (Figuras 33 e 34). Medidas das diagonais foram obtidas e os valores médios dessas diagonais foram utilizados para a obtenção dos valores de dureza, a partir de tabelas apropriadas. Foram feitas oito medidas em cada corpo-de-prova, em diferentes regiões da amostra, tomando-se uma média que representasse o valor de dureza da amostra.



Figura 33 – Durômetro Wolpert, instalada na FEG/UNESP.



Figura 34 – Durômetro no momento da leitura.

3.2.6 Análise fractográfica

Neste trabalho foram realizadas imagens por MEV (microscopia eletrônica de varredura) nas regiões de fratura das ligas Ni-22Cr-10Mo, Ni-20Cr-12Nb, Ni-22Cr-10Nb e Ni-24Cr-8Nb, após o ensaio mecânico de tração, em um equipamento marca LEO, modelo 1450-VP, instalado no DEMAR-EEL-USP (Figura 28).

3.2.7 Análise Química

A análise química foi realizada através de cavacos das ligas Ni-Cr-Mo, Ni-Cr-Nb, por espectrometria de emissão ótica a vácuo, em um equipamento Espectrômetro ARL 3460, instalada na TENARIS/CONFAB, como mostra a Figura 35. Antes da realização da análise química, os cavacos foram lavados no ultrassom, marca Ultralean-Tecnal, instalado na FEG/UNESP, com acetona por 10 min. Após retirar do ultrassom, foram lavados com acetona limpa e colocados na estufa, marca Quimis, FEG/UNESP com 40°C por uma hora para secagem.



Figura 35 – Espectrômico ARL 3460 instalada na TENARIS/CONFAB.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Análises metalográficas

4.1.1 Microscopia eletrônica de varredura (MEV) e Análise por espectrometria por dispersão de energia (EDS-MEV).

As Figuras 36 e 37 mostram uma imagem de MEV da liga Ni-22Cr-10Mo no estado bruto de fusão. A microestrutura da liga indica a presença de uma estrutura granular monofásica de Ni_{ss} .

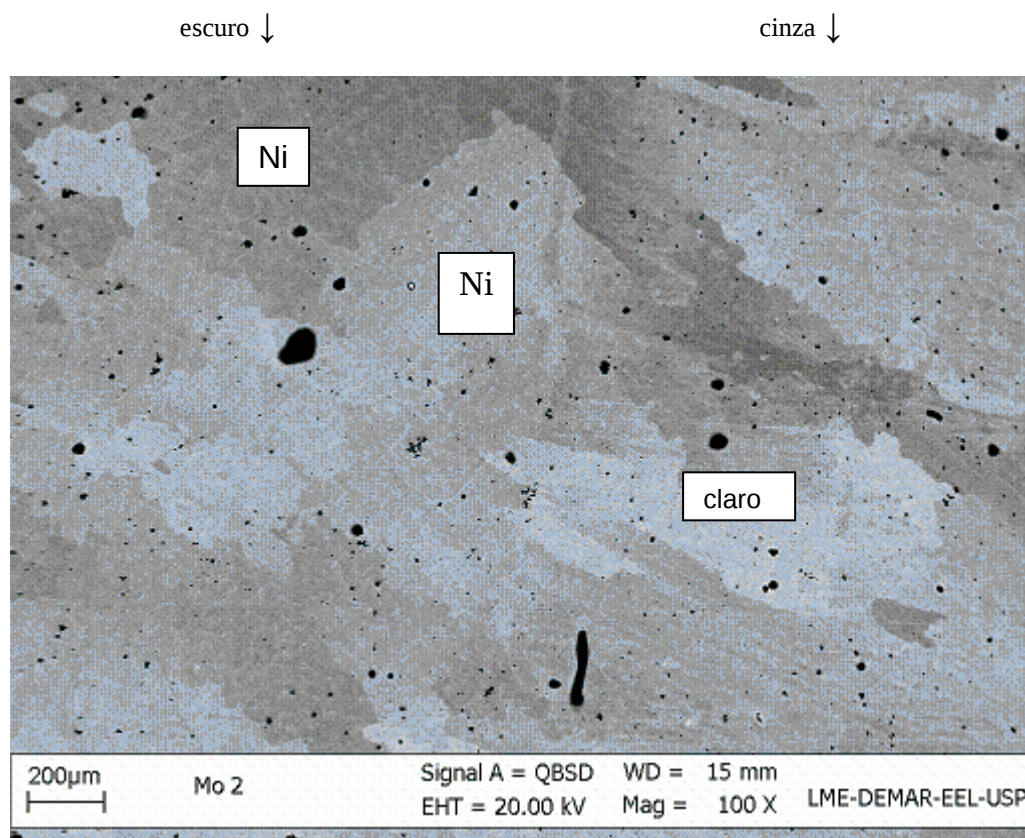


Figura 36 – Microscopia eletrônica de varredura (MEV) da liga Ni-22Cr-10Mo/aumento 100x/sem ataque químico.

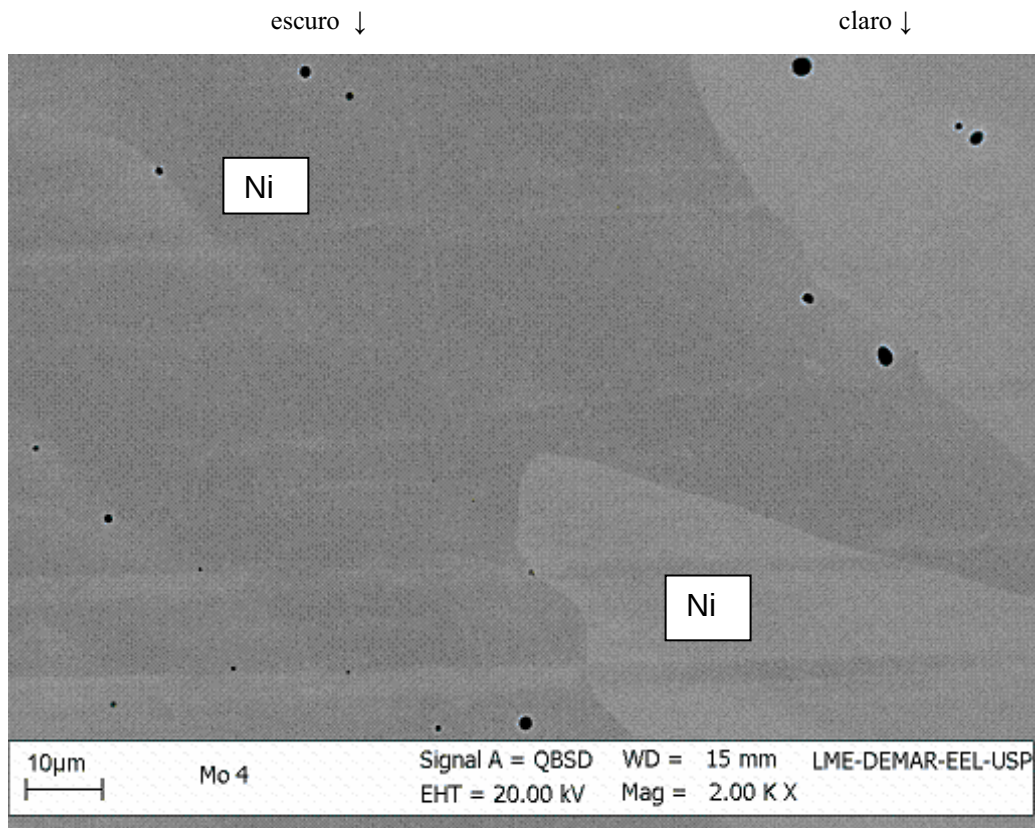


Figura 37 – Microscopia eletrônica de varredura (MEV) da liga Ni-22Cr-10Mo/ aumento 2000x/sem ataque químico.

A Tabela 9 mostra os teores (% - at) de Ni, Cr e Mo encontrados em diferentes regiões (cinza, escuro e claro) da liga Ni-22Cr-10Mo no estado bruto de fusão, os quais foram obtidos por EDS-MEV de acordo com a Figura 36.

Tabela 9 – Teores de Ni,Cr,Mo em liga Ni-Cr-Mo(%atômica).

Liga	Fase	Ni	Cr	Mo
Ni22Cr10Mo	Ni(ss)	70,4	24,4	5,3
		68,5	25,5	6
		70,5	24,1	5,4

A Tabela 10 mostra os teores (%-at) de Ni, Cr e Mo medidos por EDS-MEV em diferentes regiões (claro e escuro) da liga Ni-22Cr-10Mo de acordo com a Figura 37.

Tabela 10 – Teores de Ni,Cr,Mo em ligas Ni-Cr-Mo (%atômica).

Liga	Fase	Ni	Cr	Mo
Ni22Cr10Mo	Ni(ss)	69	24,6	5,5
		69,6	24,7	5,7

Comparando as Tabelas 9 e 10 com a Tabela 7, onde são mostrados os teores de Ni, Cr e Mo em uma liga comercial Nickron, observa-se que os teores da liga estudada estão bem próximos à liga Nickron. A Figura 36 mostra um aumento de 100x, onde se encontram três regiões: a) cinza; b) escuro e c) claro, e pela Tabela 9 verifica-se a homogeneidade dos teores das três regiões. A Figura 37 mostra um aumento de 2000x e observa-se duas regiões: a) escuro e b) claro, e mais uma vez é mostrada a homogeneidade dos teores de Ni,Cr e Mo.

A Figura 38 mostra uma imagem de MEV (modo elétrons retro-espalhados) da liga Ni-20Cr-12Nb no estado bruto de fusão, a qual indica a presença de uma estrutura dendrítica, com matriz de Ni e precipitados de Ni_3Nb localizados nas regiões brancas.

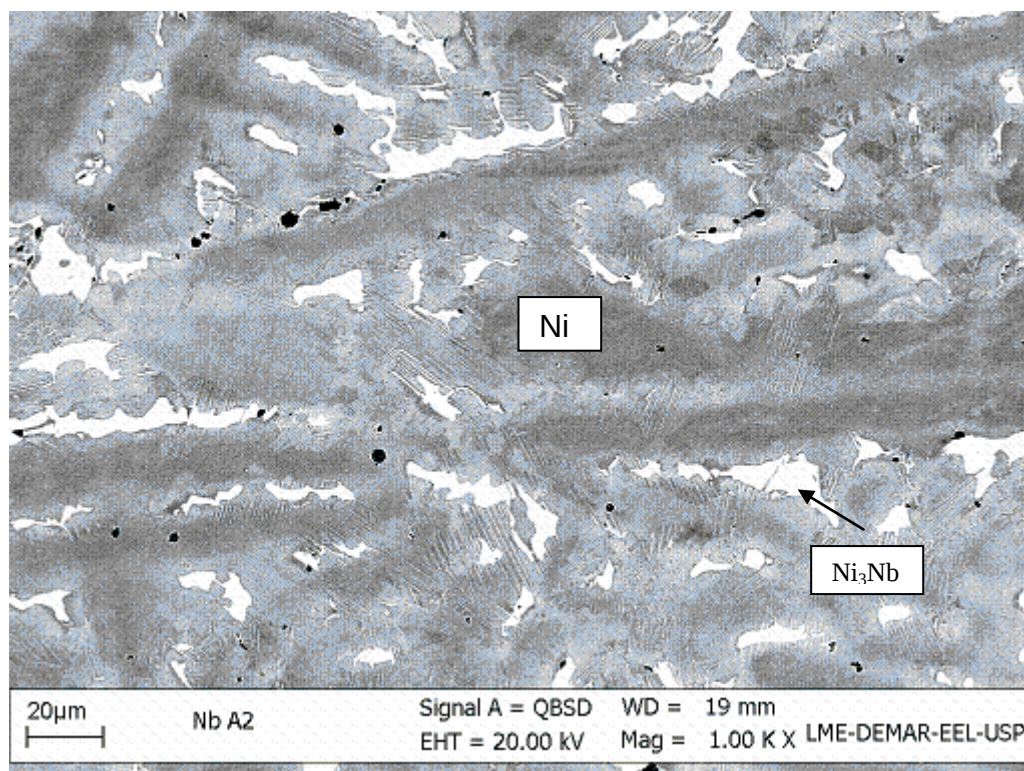


Figura 38 – Microscopia eletrônica de varredura da liga Ni-20Cr-12Nb/aumento1000x/sem ataque químico.

A Tabela 11 mostra os teores de Ni, Cr e Nb encontrados em diferentes regiões da liga Ni-20Cr-12Nb no estado bruto de fusão, os quais foram obtidos por EDS-MEV. As seguintes fases foram identificadas na estrutura desta liga ternária: Ni_{SS} e Ni_3Nb (regiões brancas). Os resultados indicaram que a fase Ni_{SS} dissolveu quantidades significativas de Cr e Nb, enquanto que a fase Ni_3Nb apresentou teores de Cr de até 10,5 %-at.

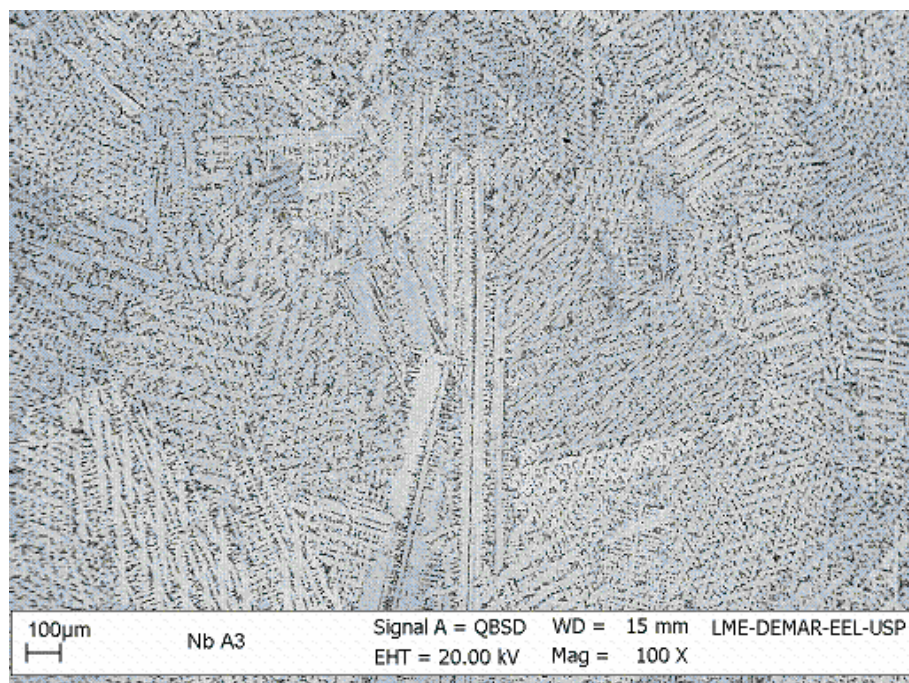
Tabela 11 – Teores de Ni,Cr,Nb em ligas Ni-20Cr-12Nb (% atômica).

Liga	Fase	Ni	Cr	Nb
	Ni_{SS}	70,4	22,5	7
Ni20Cr12Nb	Ni_{SS}	71,1	25	3,9
	$\text{Ni}_3\text{Nb}(\text{Cr})$	72,3	10,5	17,1

A microestrutura da liga Ni-20Cr-12Nb no estado bruto de fusão está mostrada nas Figuras 39 (a) e 39 (b), a qual revela uma estrutura de grãos grosseiros e irregulares. Após ataque químico, a imagem revela a presença de uma estrutura dendrítica.

As Figuras 40 (a) e 40 (b), mostram imagens de MEV da liga Ni-22Cr-10Nb no estado bruto de fusão, sem ataque químico. Da mesma forma que fora observado na microestrutura da liga ternária contendo 8 %-at Nb, a liga Ni-22Cr-10Nb indicou a presença de uma estrutura dendrítica. Detalhes da homogeneidade química e estrutural desta liga estão mostrados na Figura 41, após ataque químico.

a)



b)

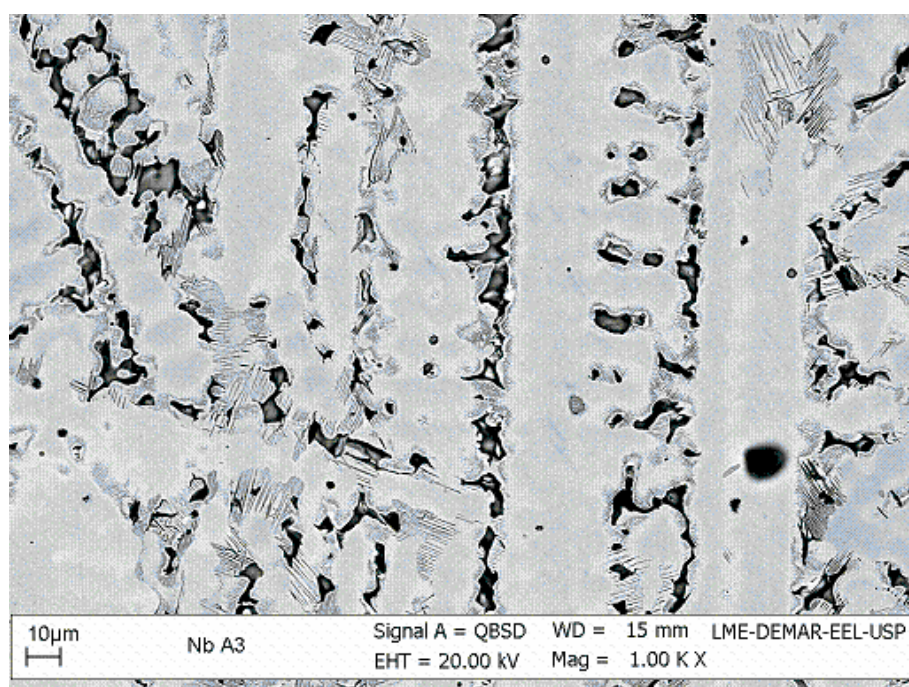
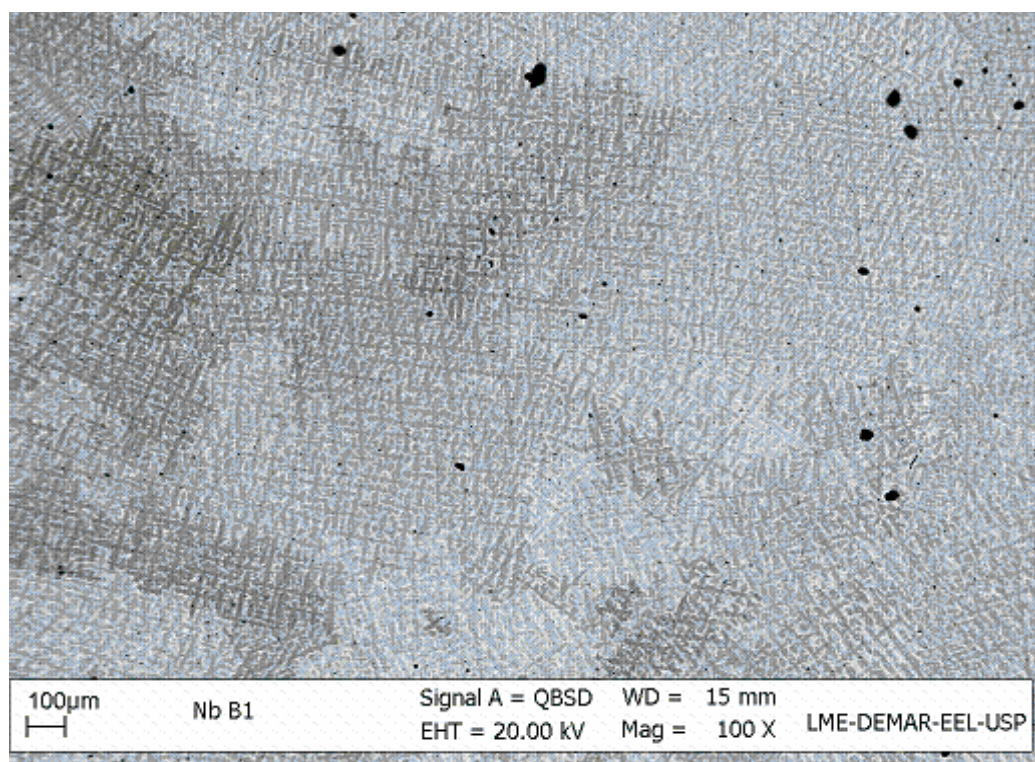


Figura 39 – Imagem de MEV da liga Ni-20Cr-12Nb no estado bruto de fusão, após ataque químico (HNO_3 e HF 2:1): (a) 100x e (b) 1000X.



b)

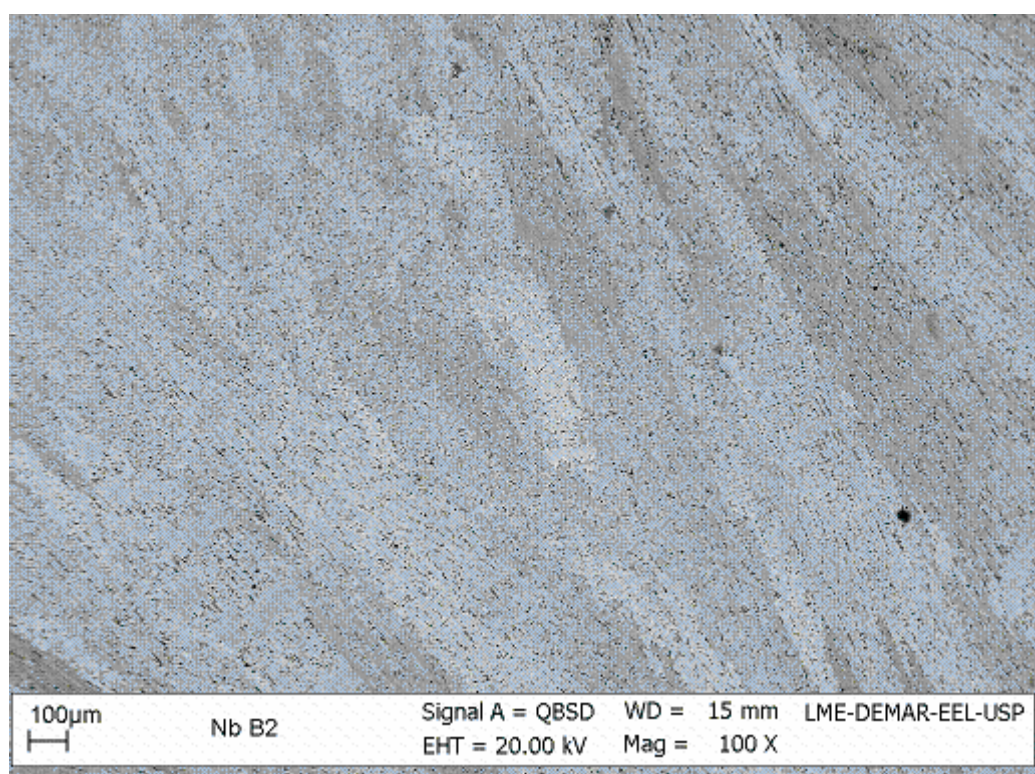
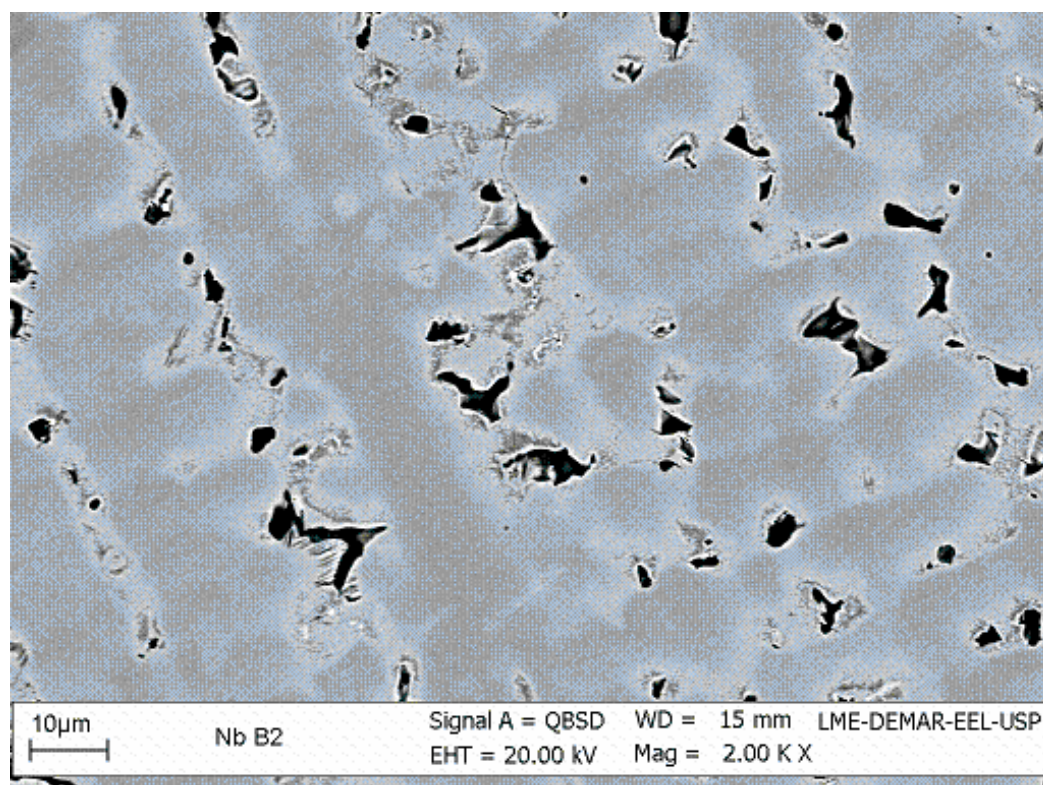


Figura 40 – Imagens de MEV da liga Ni-22Cr-10Nb no estado bruto de fusão, com aumento de 100X: (a) sem ataque químico e (b) com ataque químico (solução aquosa de HNO₃ e HF de 2:1).

a)



b)

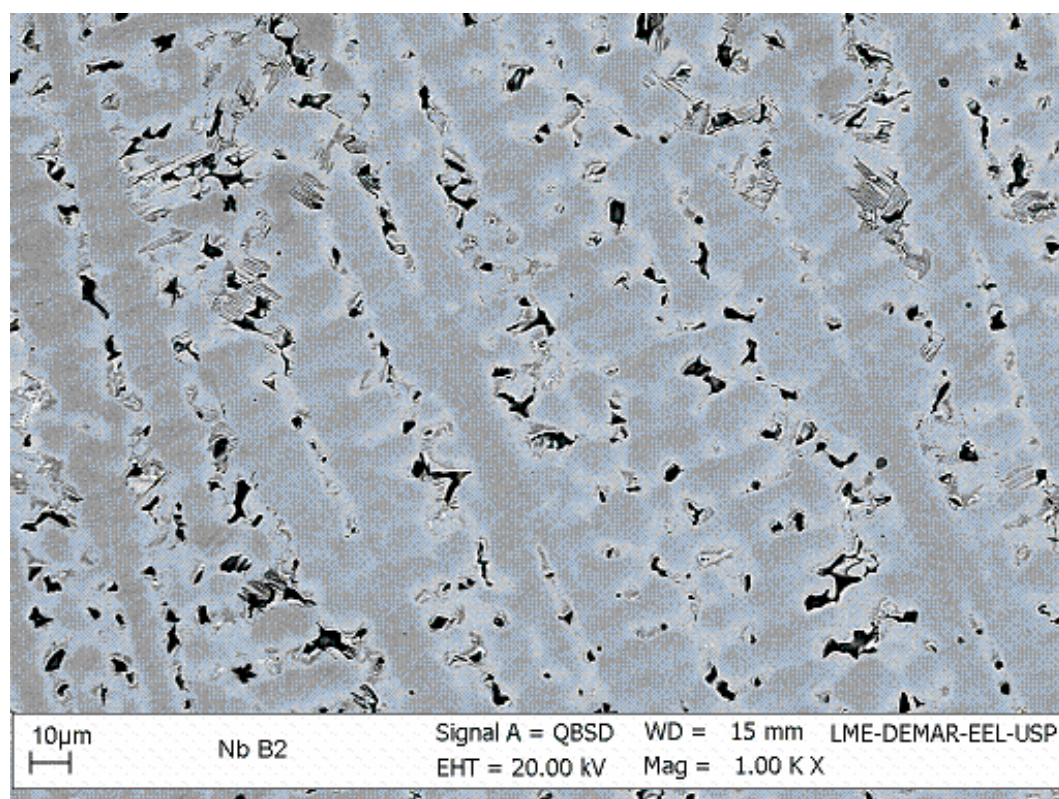


Figura 41 – Imagens de MEV da liga Ni-22Cr-10Nb no estado bruto de fusão, após ataque químico: (a) aumento de 1000X e (b) aumento de 2000X.

A Figura 42 mostra uma imagem de MEV da liga Ni-24Cr-8Nb no estado bruto de fusão, sem ataque químico. A microestrutura da liga indica a presença de uma estrutura de grãos primários de Ni_{ss} e precipitados ricos em nióbio, em regiões brancas.

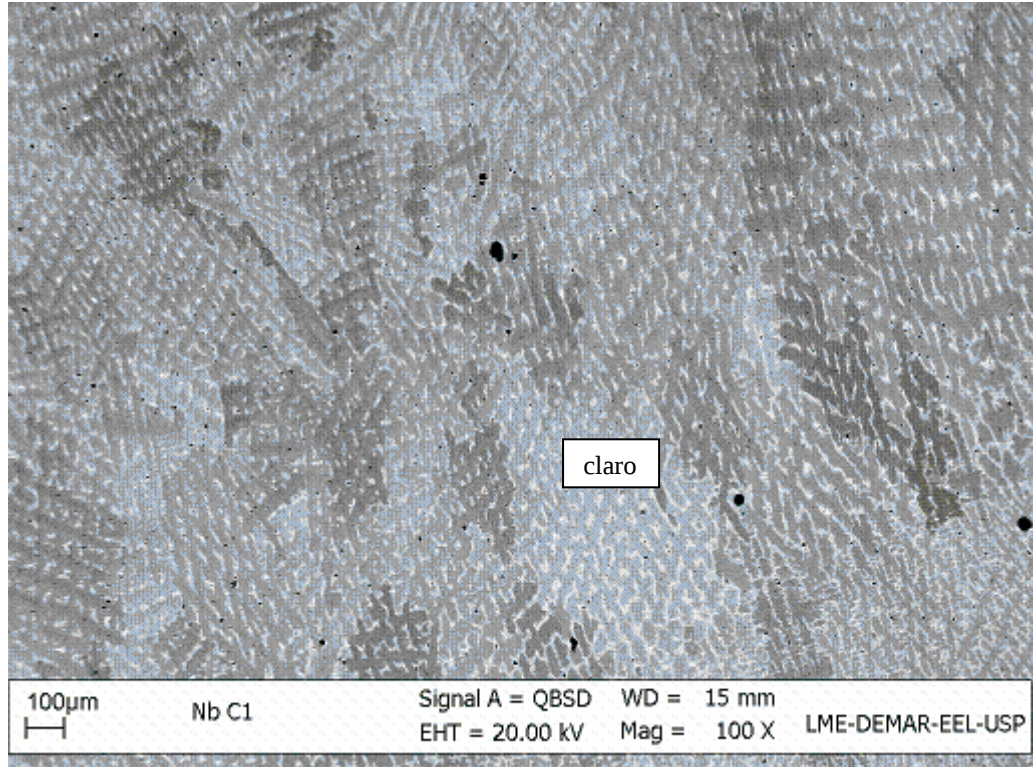


Figura 42 – Imagem de MEV da liga Ni-24Cr-8Nb no estado bruto de fusão, sem ataque químico (aumento de 100x).

A Tabela 12 mostra os teores de Ni, Cr e Nb encontrados em grãos, com diferentes contrastes, da liga Ni-24Cr-8Nb no estado bruto de fusão, os quais foram obtidos por EDS-MEV. Os resultados indicaram que a fase Ni_{ss} dissolveu 25,4-26,8 %-at Cr e 4,0-5,5 %-at Nb.

Tabela 12 – Teores de Ni,Cr,Nb em ligas 68Ni24Cr8Nb(%atômica).

Liga	Fase	Ni	Cr	Nb
Ni24Cr8Nb	Niss-cinza	68,9	26,8	4,4
	Niss-escuro	68,9	26,2	4
	Niss-claro	69,2	25,4	5,5

Após ataque químico, a microestrutura da liga Ni-24Cr-8Nb indicou uma mudança de coloração dos precipitados ricos em nióbio, do branco para o preto, conforme está mostrada na imagem de MEV da Figura43 (a). Os resultados sugerem

que os precipitados ricos em nióbio foram preferencialmente atacados (ver Figura 43b).

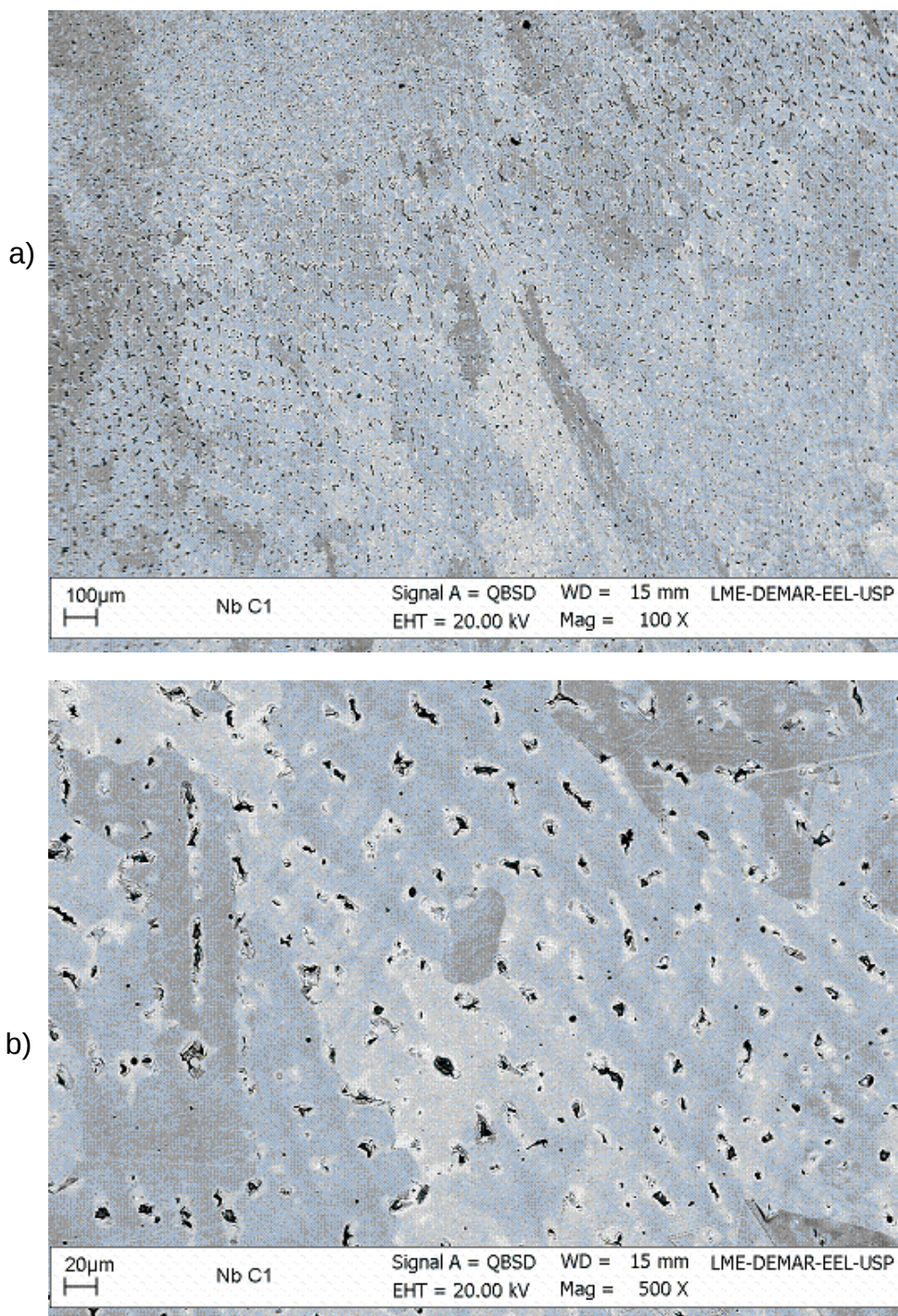


Figura 43 – Imagem de MEV da liga Ni-24Cr-8Nb no estado bruto de fusão, após ataque químico: (a) aumento de 100x e (b) aumento de 500X..

Independente do uso de ataque químico, a microestrutura da liga comercial Nickron indica a presença de grãos primários de Ni_{ss} e estrutura eutética, como está mostrado na Figura 44.

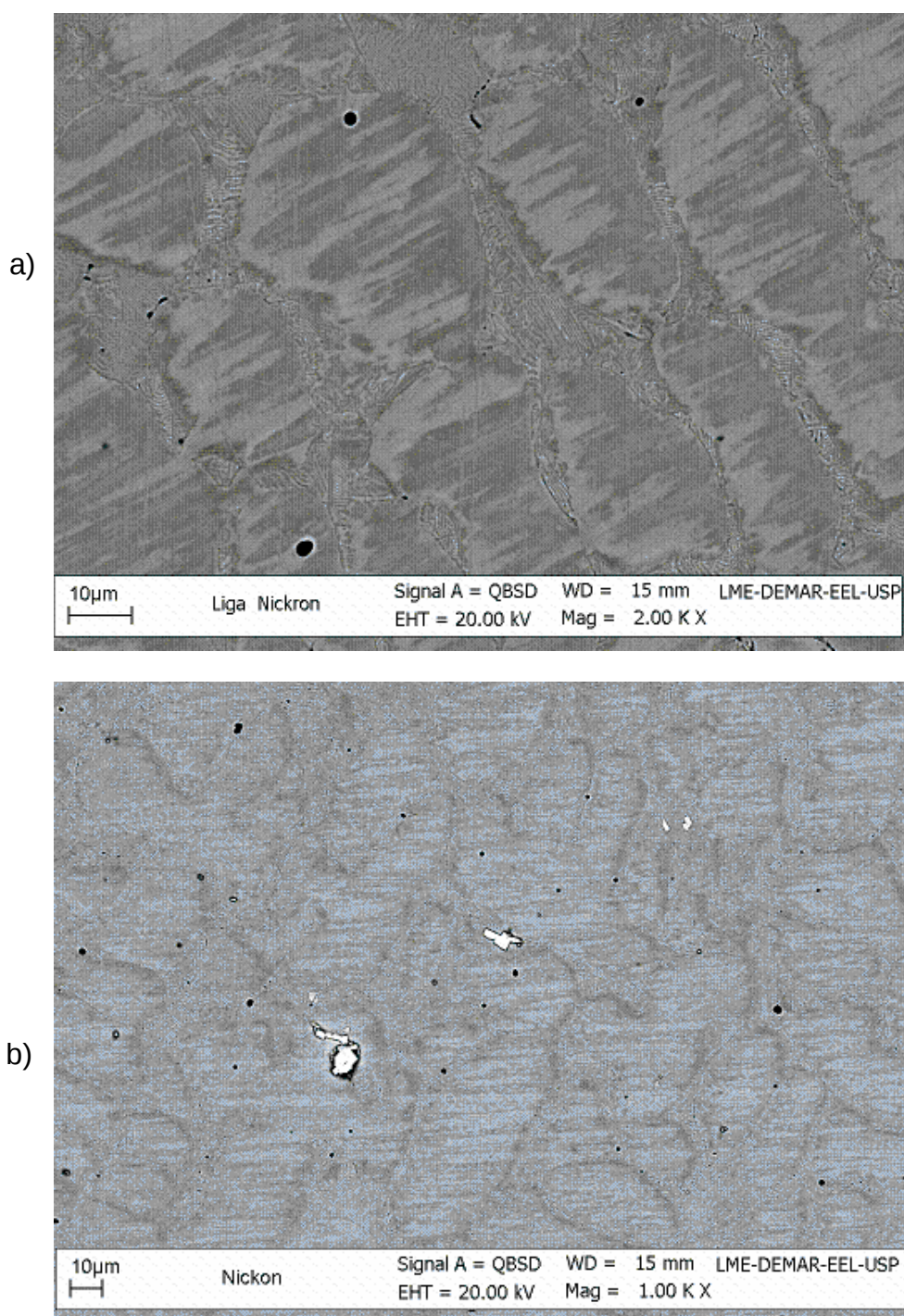


Figura 44 – Imagens de MEV da liga comercial Nickron: (a) aumento de 2000X, sem ataque químico e (b) aumento de 1000X, após ataque químico.

Os teores de Ni, Cr, Mo, Mn e Si encontrados em grãos com diferentes contrastes estão mostrados na Tabela 13. Os resultados sugerem que a diferença de contraste dos grãos está principalmente relacionada com a orientação cristalográfica, apesar das diferenças dos teores de silício encontrados em grãos claros e escuros.

Segundo, COMÉRIO (1991), a liga comercial Nickron recebida do fabricante e depois fundida, mostrou uma imagem por MEV de estrutura dendrítica.

Tabela 13 – Teores de Ni,Cr,Mo,Mn,Si da liga comercial Nickron (% atômico).

	Fase	Ni	Cr	Mo	Mn	Si
Nickron	Ni _{ss} -escuro	59,5	26,7	4,5	0,7	8,6
	Ni _{ss} -claro	70,7	22,0	2	0,6	3,6
	Ni _{ss} - eutético	62,6	25,5	3,9	0,9	7,1

3.1.2 Microscopia óptica (MO)

Após ataque químico, foi identificada a presença de uma estrutura fina contendo duas regiões distintas na liga Ni-22Cr-10Mo, conforme está mostrado na Figura 45.

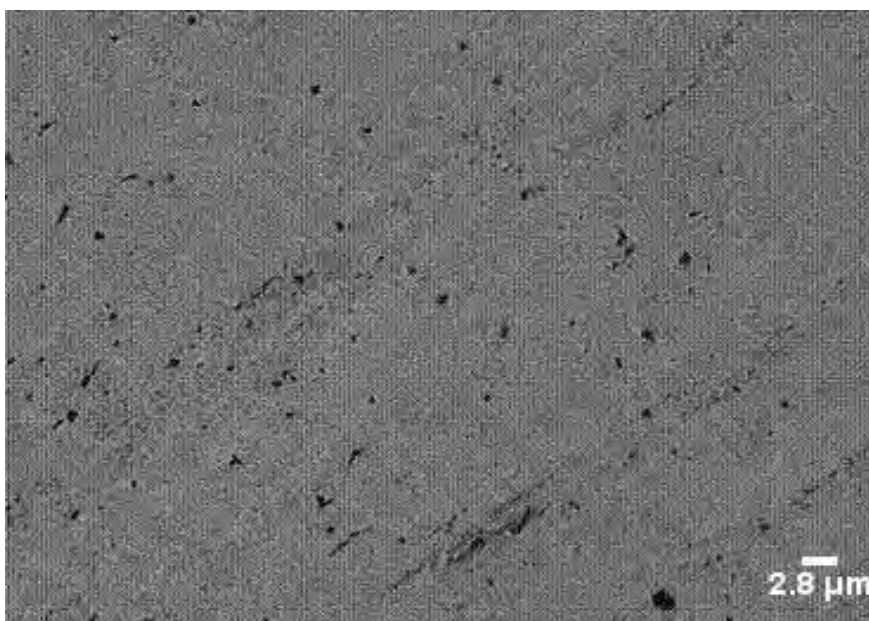


Figura 45 – Imagem obtida por microscopia óptica da liga Ni-22Cr-10Mo, após ataque químico e com aumento de 20x.

Imagens obtidas por microscopia óptica da liga Ni-20Cr-12Nb estão mostradas nas Figuras 46 e 47 (a) e 47 (b). Esta liga ternária indicou a presença de uma estrutura dendrítica e precipitados. Entretanto, foi também notada a existência de uma estrutura

desconhecida e com características morfológicas parecidas com aquelas observadas em reações martensíticas.

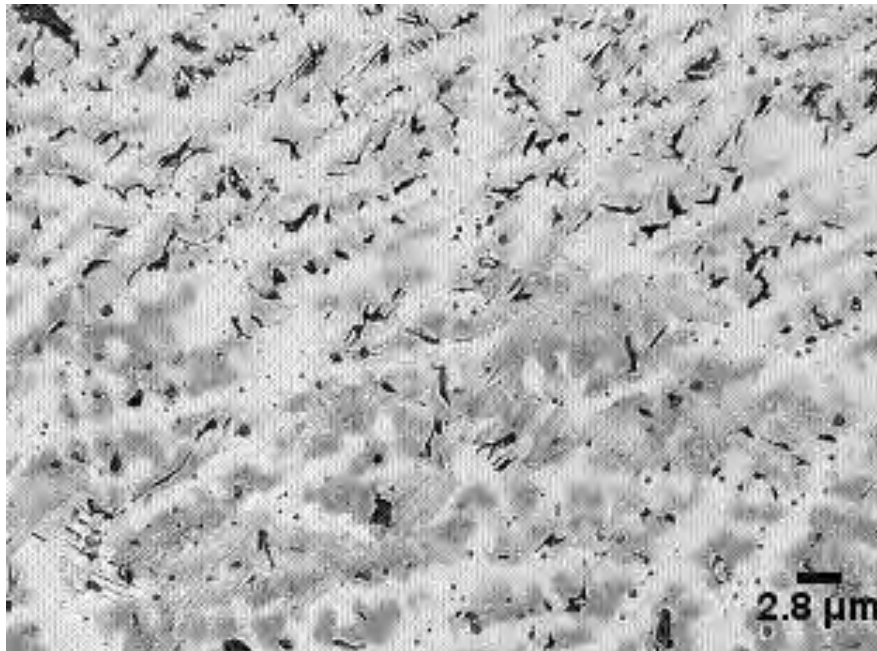


Figura 46 – Imagem obtida por microscopia óptica da liga Ni-20Cr-12Nb, após ataque químico e com/aumento de 20x.

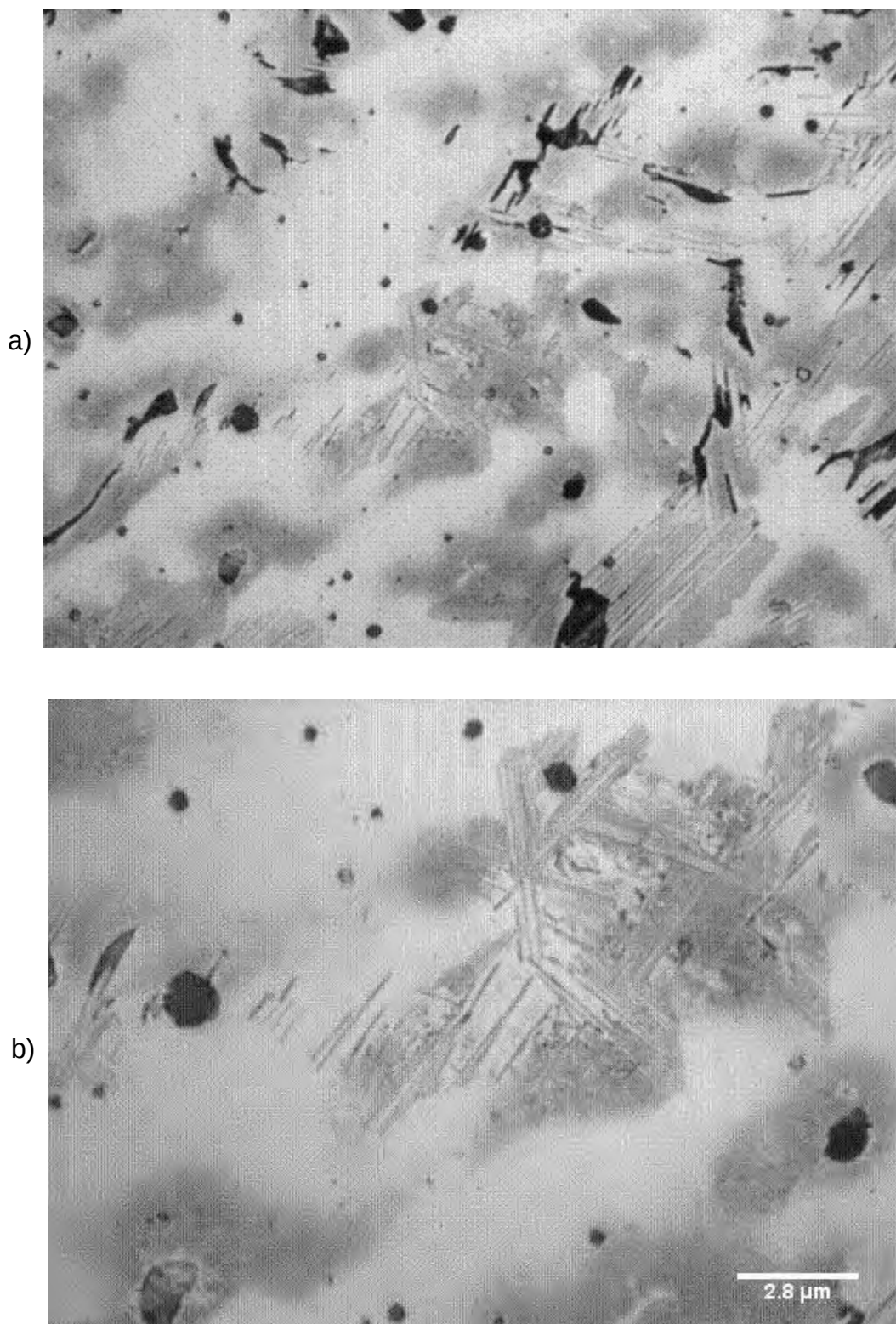


Figura 47 – Imagens obtidas por microscopia óptica da liga Ni-20Cr-12Nb, após ataque químico: (a) 50x e (b) 100x.

As imagens obtidas por microscopia óptica da liga Ni-22Cr-10Nb estão mostradas nas Figuras 48 (a) e 48 (b). Foi identificada a existência de uma estrutura dendrítica formada por grãos primários de Ni_{55} e precipitados de Ni_3Nb interdendríticos.

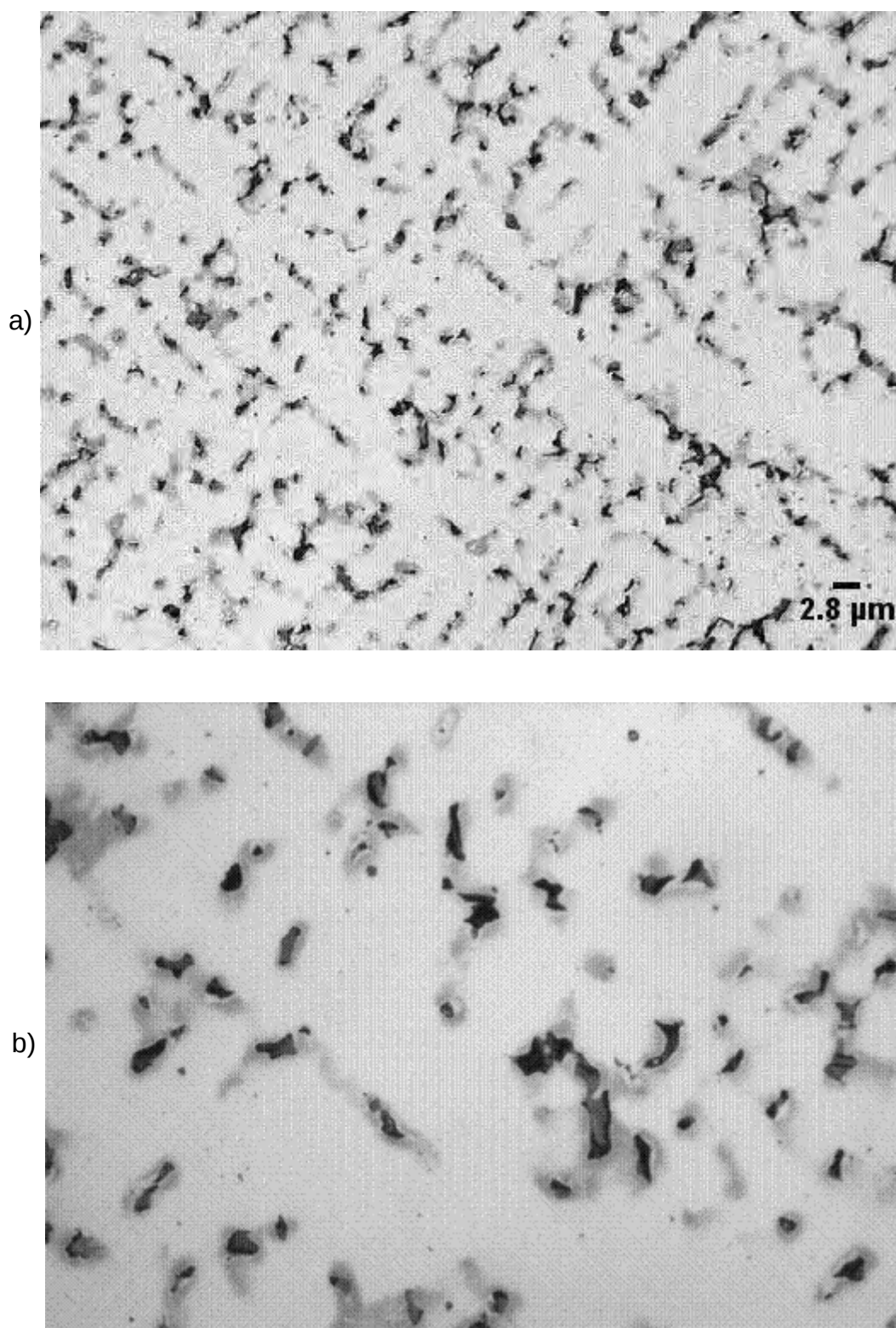


Figura 48 – Imagens obtidas por microscopia óptica da liga Ni-22Cr-10Nb, após ataque químico: (a) 20x e (b) 50x.

Imagens obtidas por microscopia óptica da liga Ni-24Cr-8Nb estão mostradas nas Figura 49 (a) e (b). Foi notada uma diminuição da quantidade de precipitados

interdendríticos com a diminuição do teor de nióbio na liga, o que está de acordo com a projeção liquidus deste sistema ternário mostrado na Figura 22.

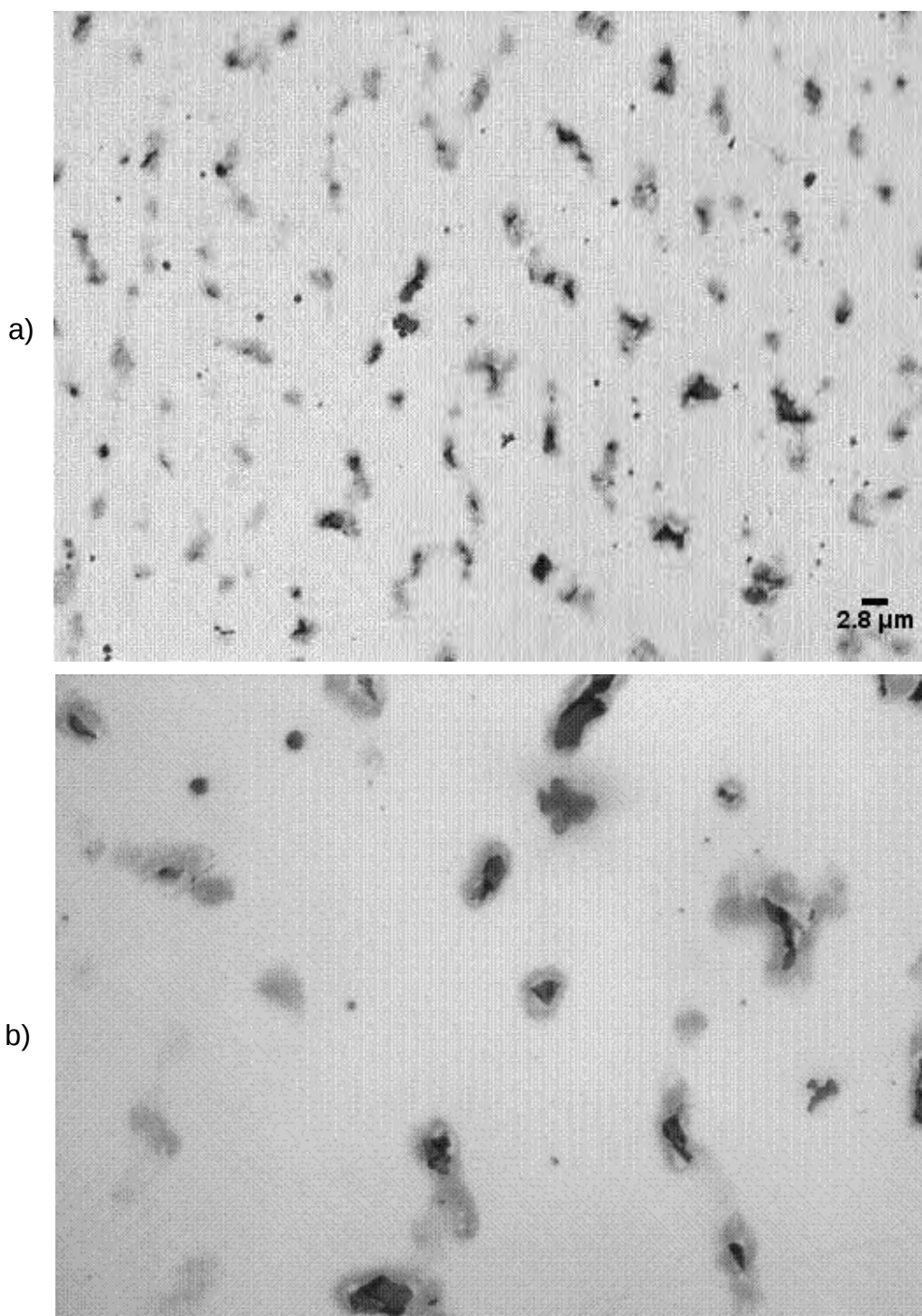
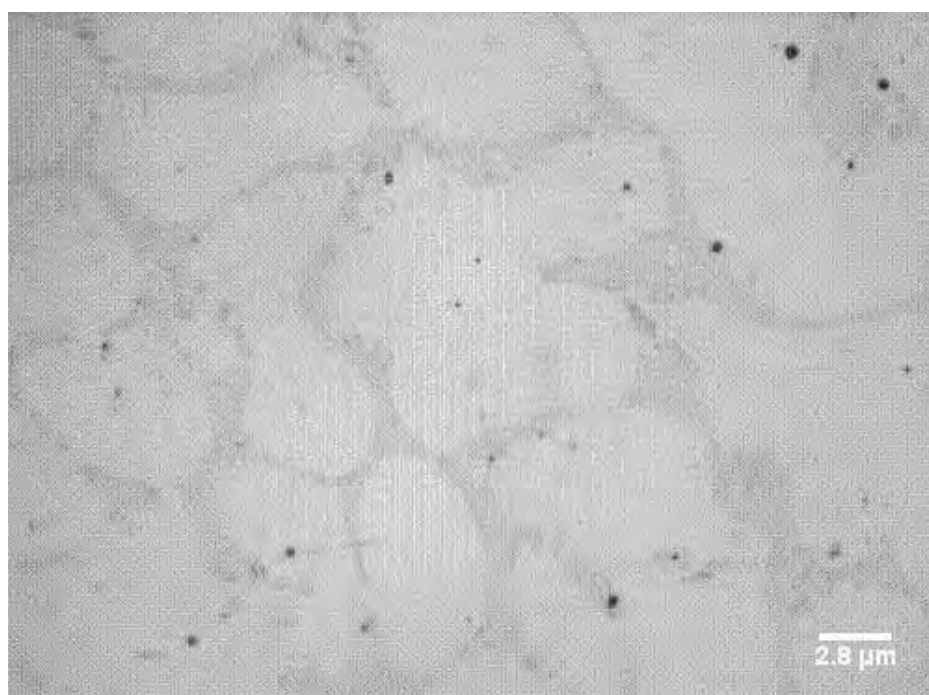
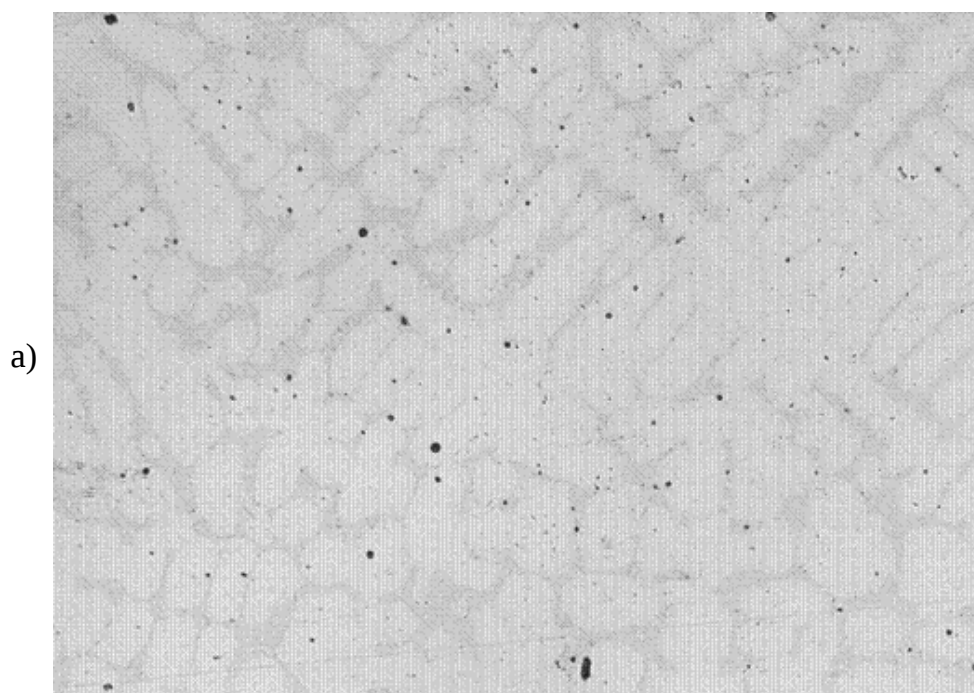


Figura 49 – Imagens obtidas por microscopia óptica da liga Ni-24Cr-8Nb, após ataque químico: (a) 20x e (b) 50x.

As imagens da liga comercial Nickron estão mostradas na Figura 50, as quais indicam a presença de grãos primários de Ni_{SS} e uma estrutura eutética.



b)

Figura 50 – Imagens obtidas por microscopia óptica da liga comercial Nickron, após ataque químico: (a) 20x e (b) 50x.

4.2 Difração de Rx

A Figura 51 mostra o difratograma de raios X da liga Ni-22Cr-10Mo, as Figuras 52 e 53 com a utilização das fichas JCPDS e o programa Powdercell, mostram respectivamente, o difratograma da liga Ni-22Cr-10Nb (preto) com sobreposição do difratograma do elemento Ni (laranja) e o difratograma da liga comercial Nickron (preto) com sobreposição do difratograma do elemento Ni(verde). Os resultados indicaram a presença de picos majoritários da fase Ni_{SS} . Entretanto, a posição do pico principal é diferente sugerindo que as diferentes estruturas, grãos e dendrítica, das ligas Ni-Cr-Mo e Ni-Cr-Nb, respectivamente, pode ter contribuído para produzir uma textura preferencial durante o processo de solidificação.

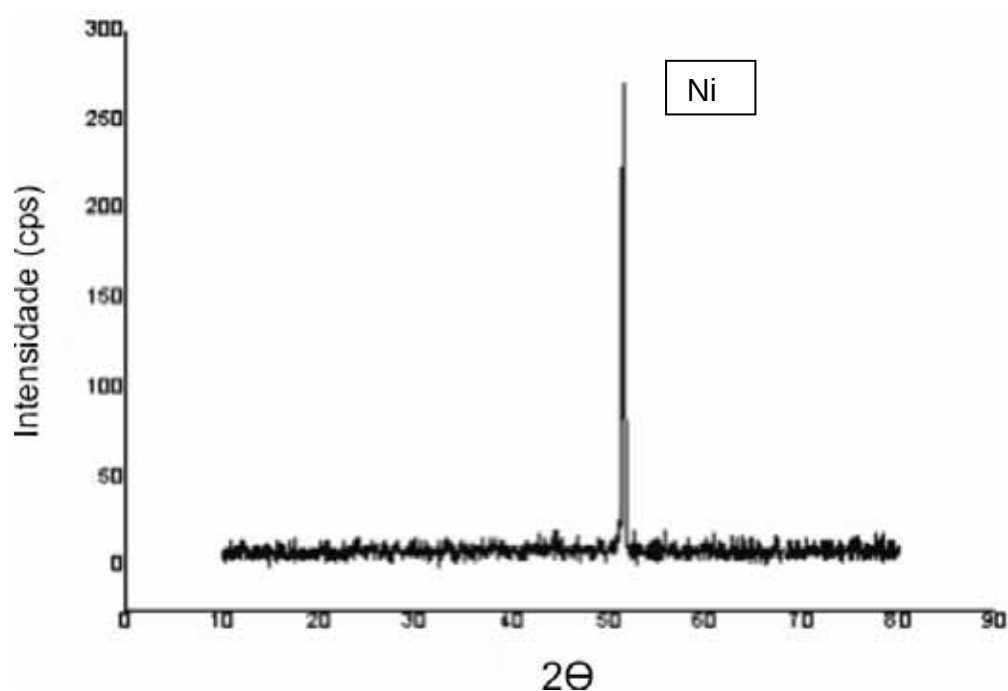


Figura 51 – Resultados de difração de raios X da liga Ni-22Cr-10Mo no estado bruto de fusão.

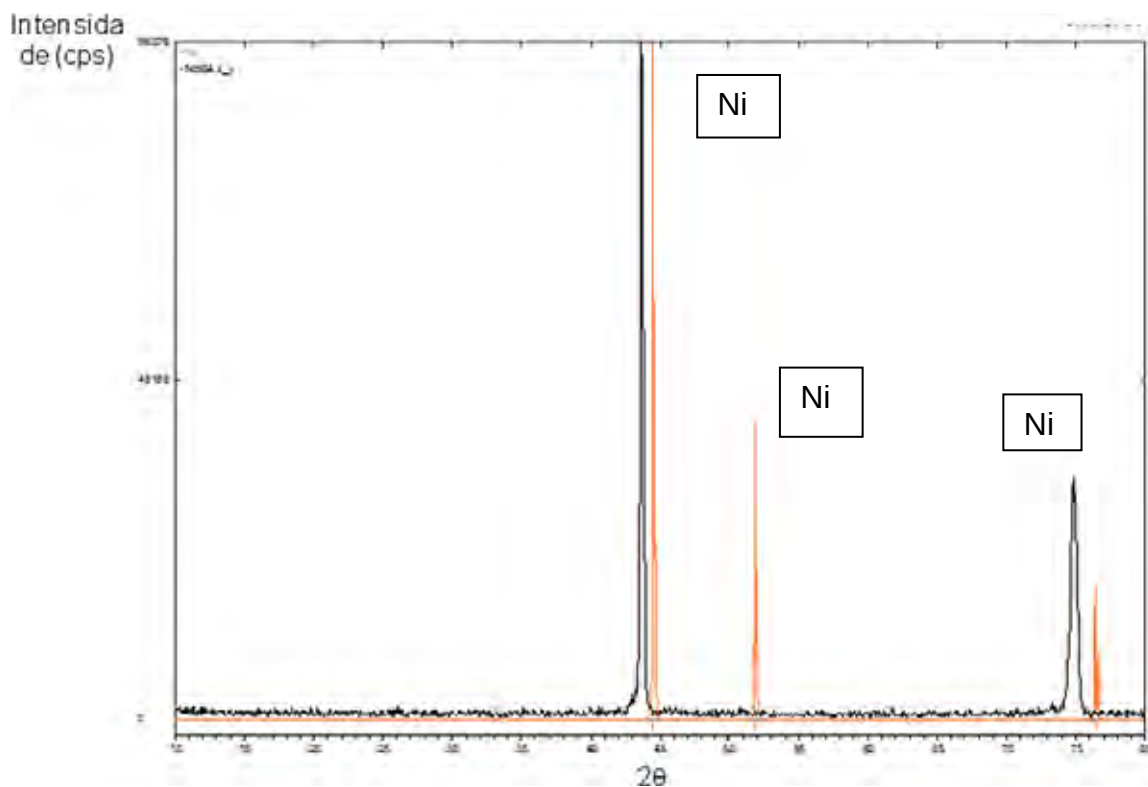


Figura 52 – Resultados de difração de raios X da liga Ni-22Cr-10Nb no estado bruto de fusão (preto) e sobreposição do difratograma do elemento Ni (laranja).

No caso da liga de níquel comercial, foi notada a presença de outros picos de difração (ver Figura 53), o que pode estar relacionado com a presença de manganês e silício na composição da liga.

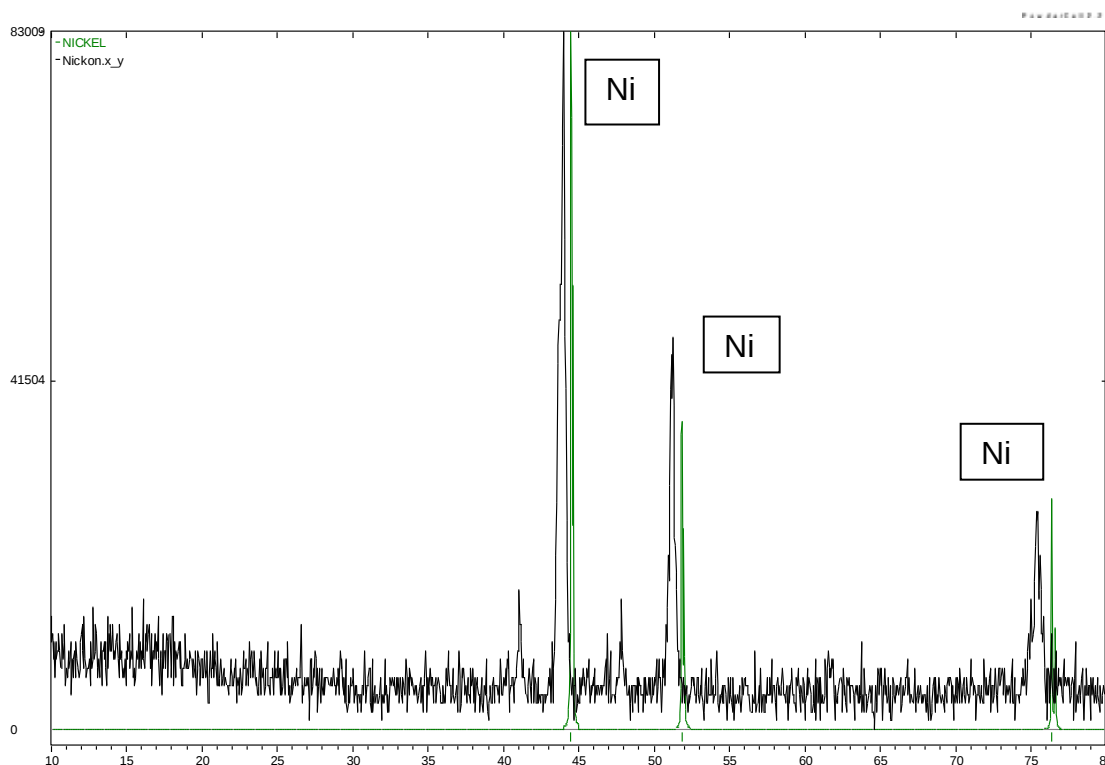


Figura 53 – Resultados de difração de raios X da liga de níquel comercial Nickron (preto), no estado bruto de fusão com sobreposição do difratograma do elemento Ni (verde).

4.3 Determinação dos teores de carbono, oxigênio, enxofre e nitrogênio.

Os teores de C, S, N e O da liga de níquel comercial (Nickron) e das ligas Ni-Cr-Mo e Ni-Cr-Nb estão mostrados na Tabela 14. Os resultados obtidos pela técnica de fusão com gás de arraste indicaram baixos teores de carbono nas ligas produzidas neste trabalho, quando comparado com a liga comercial, o que provavelmente está relacionado com a técnica de produção adotada. Apesar da utilização de pós de Ni, Cr, Mo e Nb como matérias-primas, baixos teores de oxigênio foram encontrados nas ligas ternárias produzidas neste trabalho. Similares teores de nitrogênio foram medidos enquanto que os teores de enxofre ficaram levemente superiores ao encontrado na liga de níquel comercial. A importância desta análise está na avaliação da contaminação

ocorrida durante o processo de preparação das amostras, pois teores altos de gases podem interferir nas propriedades dos materiais. Teor maior que 0,1% de nitrogênio na liga leva à perda da ductilidade da peça (CRAIG; POWERS, 2002).

Tabela 14 - Análise de gases das ligas Ni-Cr-Mo, Ni-Cr-Nb e liga comercial Nickron.

Liga	C	S	N	O
Ni22Cr10Mo	0,020	0,020	0,016	0,099
Ni20Cr12Nb	0,010	0,007	0,022	0,039
Ni22Cr10Nb	0,010	0,010	0,025	0,059
Ni24Cr8Nb	0,020	0,099	0,019	0,054
Nickron	0,260	0,002	0,032	0,027

4.4 Ensaio mecânico

4.4.1 Ensaio de tração

Os resultados de ensaios de tração mostram que as ligas Ni-Cr-Nb apresentam propriedades mecânicas (limite de escoamento, resistência à tração e módulo de elasticidade) superiores do que a liga Ni-22Cr-10Mo. Mostram também que a ductilidade, avaliada pela deformação total, das ligas Ni-Cr-Nb são superiores. Para as ligas Ni-Cr-Nb, parece que as propriedades mecânicas são maiores quanto maior o teor de Nb, o que está de acordo com a deformação total que apresenta tendência contrária. Porém, devido aos altos valores de desvio-padrão, tanto da resistência como da ductilidade, não permite esta conclusão com segurança.

A liga Ni-22Cr-10Mo processada neste trabalho apresenta propriedades mecânicas muito inferiores às da liga comercial Nickron apresentada na Tabela 15.

As ligas Ni-Cr-Nb, processadas neste trabalho, apresentam limite de escoamento e limite de resistência à tração equivalentes às da liga Nickron. Então, sob o ponto de vista estritamente de propriedades mecânicas, as ligas Ni-Cr-Nb podem substituir as ligas Nickron (Ni-Cr-Mo). Na Odontologia o módulo de elasticidade elevado, permite um menor desgaste da estrutura dentária na confecção de coroas metalocerâmicas (ver

subseção 2.2), pois permite uma diminuição da secção transversal da peça e proporciona maior espaço para a porcelana. Para a confecção de uma prótese parcial fixa extensa, também é importante um elevado módulo de elasticidade para reduzir a quantidade de deflexão por flexão sob o carregamento, pois a flexão excessiva pode causar a fratura. O limite de escoamento de uma liga odontológica deve ser alta, porém não muito pois dificulta o trabalho no laboratório de prótese. Na Tabela 16 são apresentados valores de outras ligas para comparação.

Tabela 15 - Propriedades Mecânicas das Ligas Ni-Cr-Mo e Ni-Cr-Nb

Composição	Limite de Escoamento (MPa)	Limite de Resistência à Tração (MPa)	Módulo de Elasticidade (GPa)	Deformação Total (%)
Ni22Cr10Mo	212,42 ± 46,22	380,61 ± 36,53	28,90 ± 16,40	0,23 ± 4,21
Ni24Cr8Nb	334,16 ± 22,28	505,28 ± 22,23	41,35 ± 0,63	6,51±0,48
Ni22Cr10Nb	448,35	551,34	61	4,45
Ni20Cr12Nb	510,47 ± 81,47	576,54 ± 133,4	69,45± 18,28	1,82±1,47
Nickron	416,92	549,36		

Tabela 16 – Comparação de ligas: metais nobres (Pd-Ag), básicos (Ni-Cr) e Ni-Cr-Nb produzida neste trabalho.

Ligas	Limite de escoamento(MPa)	Limite de resistência à tração(Mpa)
Pd-Ag	90 - 660	30 - 900
Ni-Cr	260 - 830	440 - 1200
Ni-Cr-Nb	334 - 510	505 - 576

4.4.2 Dureza Vickers (HV)

A Tabela 17 apresenta os resultados de dureza Vickers das ligas Ni-Cr-Mo e Ni-Cr-Nb no estado bruto de fusão. A liga Ni-22Cr-10Mo apresentou os menores valores de dureza, próximos de 150 HV, enquanto que a liga comercial apresentou dureza de 231 HV, o que pode estar associado com a presença de Si e Mn. No caso de ligas Ni-Cr-Nb, foi notado que os valores de dureza foram aumentados com o aumento do teor de Nb na liga. Todavia, deve ser destacado o elevado desvio padrão encontrado para a liga Ni-24Cr-8Nb e Ni-20Cr-12Nb, o que pode estar relacionado com a pouca homogeneidade química e estrutural. Na Odontologia a dureza Vickers é de grande importância, valores muito altos, acima de aproximadamente 350HV, que é o valor de dureza do esmalte dentário, podem causar o desgaste abrasivo dos dentes antagonistas e na Tabela 17 observa-se que a liga Ni-20Cr-12Nb tem um valor significativo. Também causam dificuldades laboratoriais para o acabamento e polimento final da prótese. A Tabela 18 mostra valores de dureza Vickers (HV) de outras ligas.

Tabela 17 – Microdureza Vickers e Desvio Padrão das ligas Ni-Cr-Mo, Ni-Cr-Nb e liga comercial Nickron.

Liga	Dureza Vickers (HV)	Desvio Padrão
Ni22Cr10Mo	150,0	5,3
Ni24Cr8Nb	243,0	19,8
Ni22Cr10Nb	309,0	6,7
Ni20Cr12Nb	374,0	21,1
Nickron	231,0	14,6

Tabela 18 – Microdureza Vickers Ligas de ouro puro, metais nobres e metais básicos.

Ligas	Dureza Vickers(HV)
Ouro puro	50 - 150
Metais Nobres	200 - 420
Metais Básicos	180 - 380

4.5 Análise fractográfica

Com base no ASM Handbook (1987) as superfícies de fratura foram analisadas a partir de imagens obtidas por MEV.

As Figuras 54 (a) e 54 (b), mostram imagens por MEV da região fraturada no ensaio mecânico de tração da liga Ni-22Cr-10Mo. Esta Figura mostra uma fratura mista apresentando duas regiões distintas:

- região com predominância de dimples, contendo também facetas de quasi-clivagem;
- região com predominância de clivagem contendo também facetas de quasi-clivagem.

A região constituída de dimples mostra variedade de tamanhos. Nessa região ocorreu coalescência de microvazios nucleados devidos às deformações localizados em descontinuidades, como partículas de 2º fase, inclusões, contorno de grãos e acúmulo de discordâncias.

No caso em questão, há dimples nucleados em precipitados de 2º fase, há dimples grandes, onde houve poucos sítios de nucleação de microvazios e espaçados, há dimples pequenos onde ocorreram numerosos sítios de nucleação de microvazios e há também dimples muito pequenos que podem estar associados à presença de óxidos.

A região onde predomina a clivagem apresenta marcas de rios e degraus devido a contornos de grãos e contornos de subgrãos.

A Figura, como um todo, aparentam distribuição não uniforme de tipo de fratura. Mesmo nas regiões onde predominam os dimples há uma distribuição não uniforme de nucleação de microvazios, resultando em vários tamanhos.

Toda a heterogeneidade pode ser atribuída à estrutura bruta de fusão.

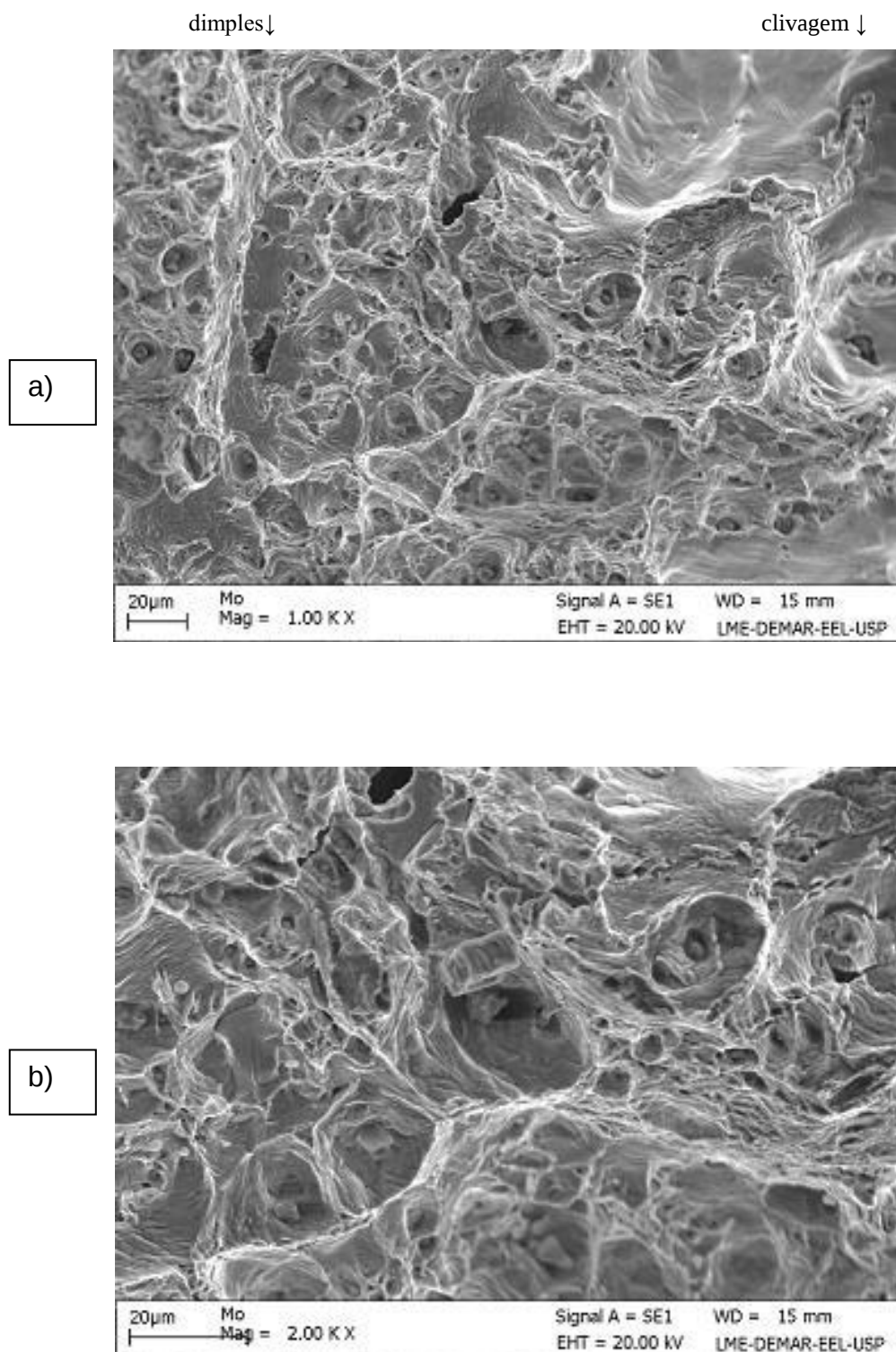


Figura 54 – Fractografia após ensaio de tração da liga Ni-22Cr-10Mo aumento 1000x (a) e da liga Ni-22Cr-10Mo aumento 2000x (b).

As Figuras 55 (a) e 55 (b) mostram uma fratura mista com dimples rasos de vários tamanhos e muitas áreas de clivagem e facetas de quasi-clivagem. Há também nucleação de microvazios intergranular. A fratura é predominantemente frágil.

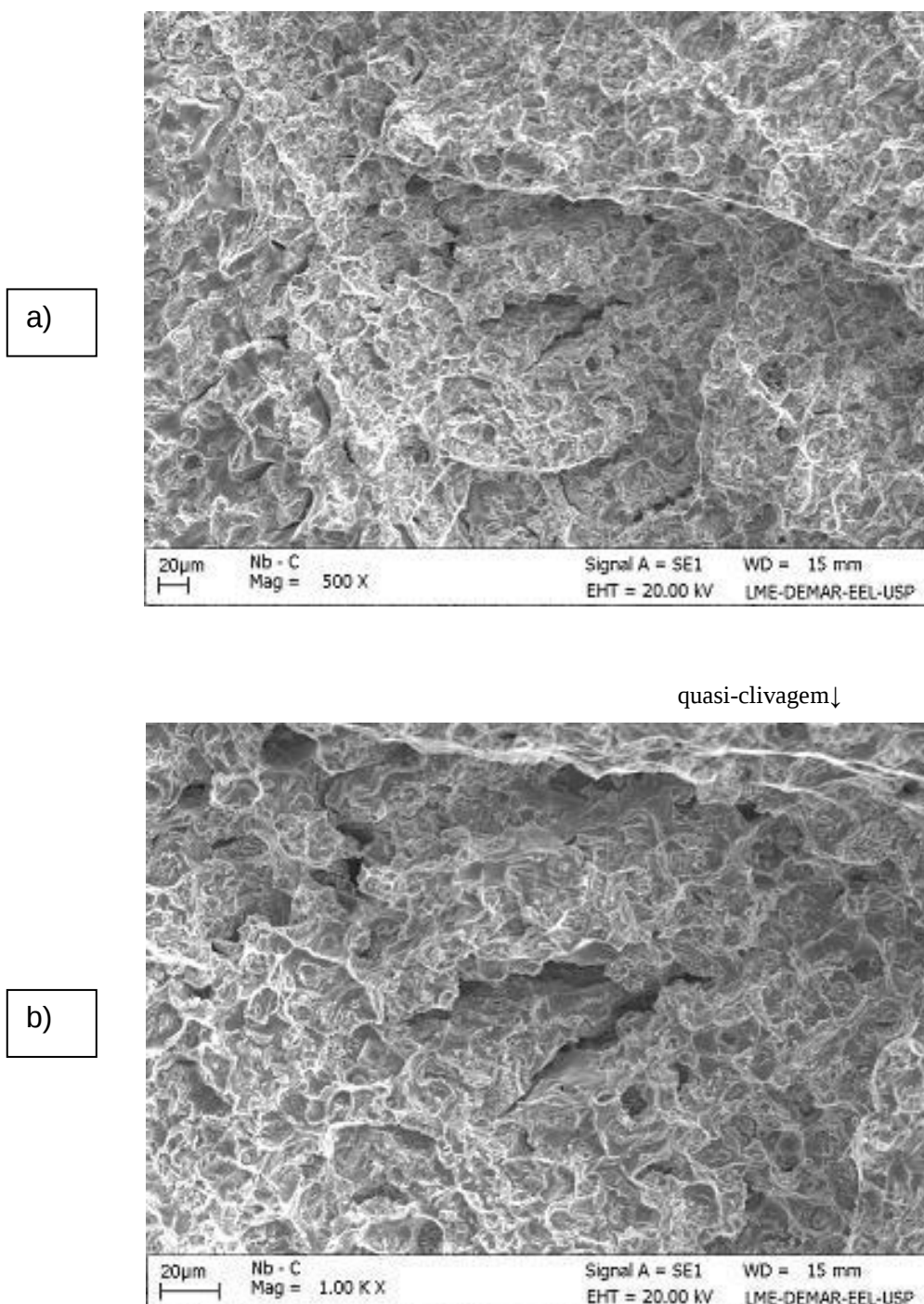


Figura 55 – Fractografia após ensaio de tração da liga Ni-24Cr-8Nb aumento 500x(a) e 1000x(b).

As Figuras 56 (a) e 56 (b) mostram uma fratura mista com dimples rasos de vários tamanhos e muitas áreas de clivagem e facetas de clivagem. Predominância de fratura frágil.

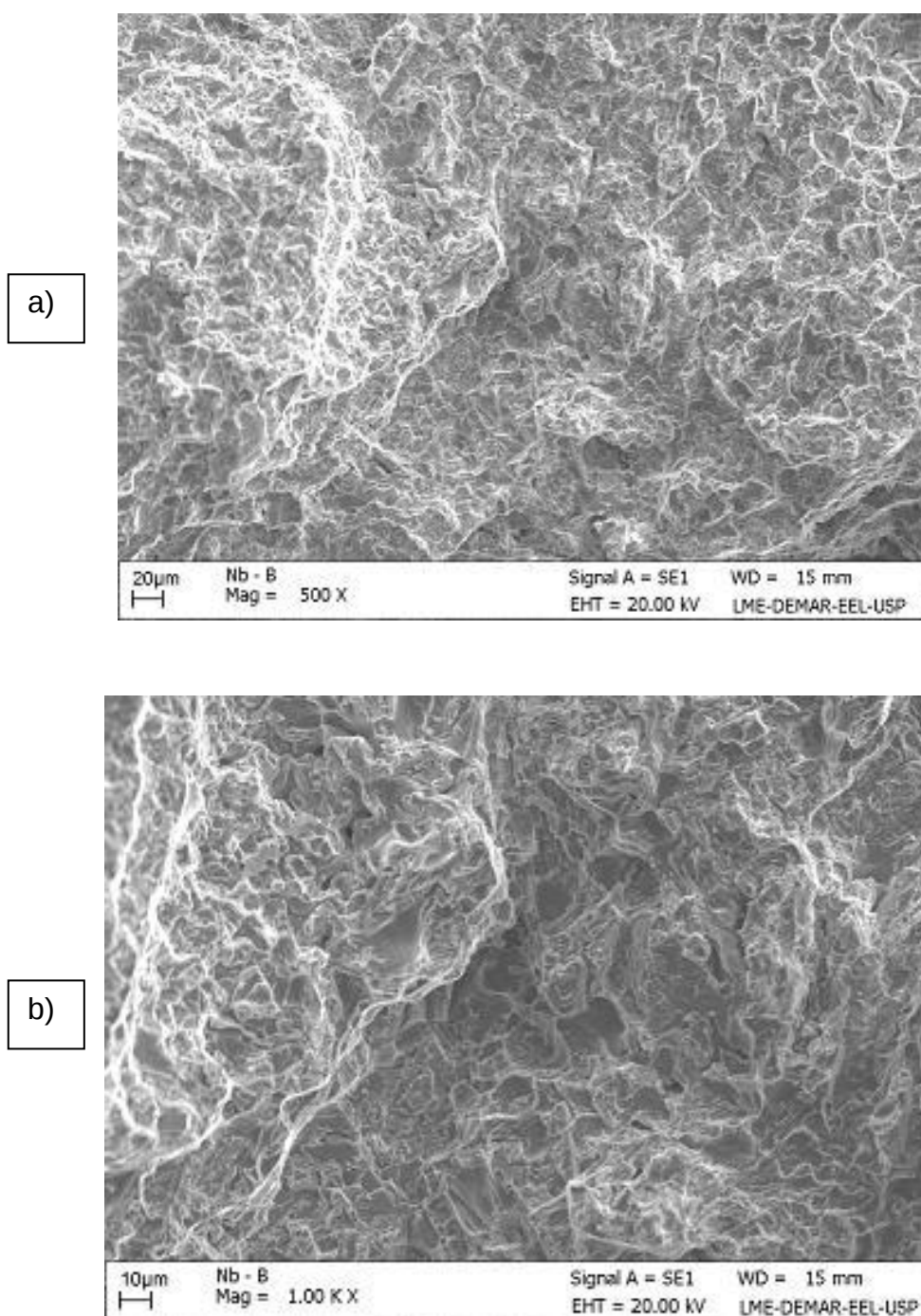
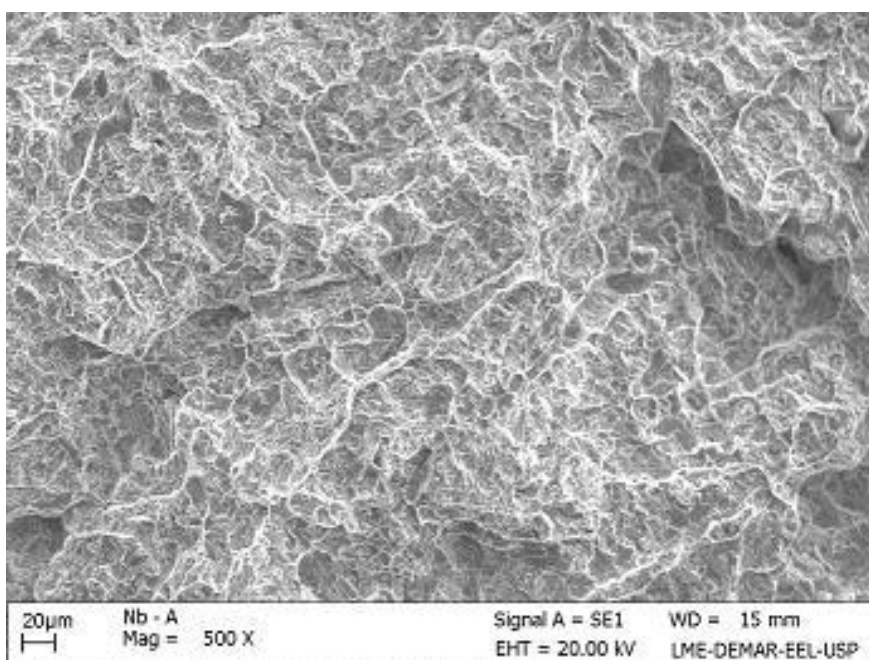


Figura 56 – Fractografia após ensaio de tração da liga Ni-22Cr-10Nb com aumento de 500x (a) e aumento de 1000(b).

As Figuras 57 (a) e 57 (b) mostram uma fratura mista, predominantemente frágil. Dimples rasos de vários tamanhos e presença de clivagem e facetas de quasi-clivagem.

a)



b)

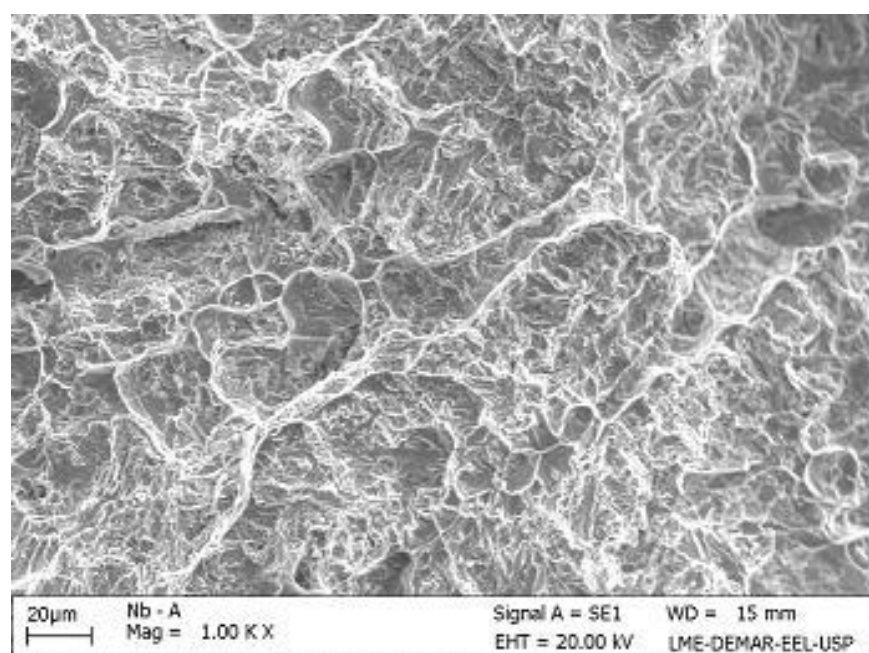


Figura 57 – Fractografia após ensaio de tração da liga Ni-20Cr-12Nb com aumento de 500x (a) e 1000x (b).

As Figuras 58, 59 e 60, mostram respectivamente as ligas Ni-24Cr-8Nb, Ni-22Cr-10Nb e Ni-20Cr-12Nb.

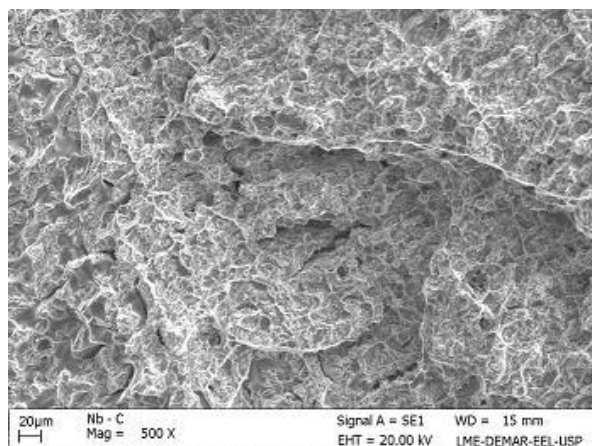


Figura 58 – Fractografia da liga Ni-24Cr-8Nb

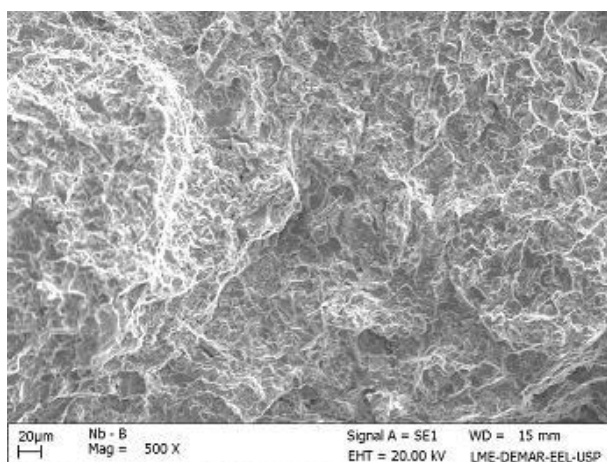


Figura 59 — Fractografia da liga Ni-22Cr-10Nb

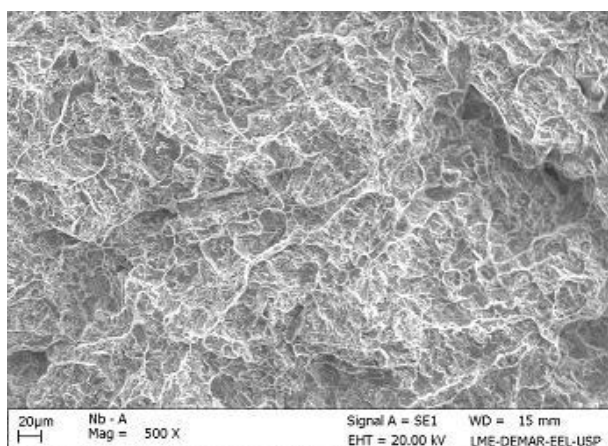


Figura 60 – Fractografia da liga Ni-20Cr-12Nb

4.6 Análise Química

A Tabela 19 mostra os teores elementares das ligas Ni-Cr-Mo e Ni-Cr-Nb produzidas neste trabalho, as quais foram obtidas por ICP-AES. Quando comparado com a técnica por fusão com gás de arraste, foram encontrados nos resultados, teores similares de C, S e N. Os teores de Si e Mn ficaram inferiores àqueles observados na liga de Ni comercial. Os teores de Mo e Nb ficaram próximos da composição nominal das ligas, indicando que as perdas de massa ocorridas durante a preparação das barras compactadas foram minimizadas. Não foi realizada a análise química na liga comercial Nickron por essa técnica (ICP-AES). Esta análise foi realizada para observar a perda de massa durante o processo de preparação das barras.

Tabela 19 – Teores elementares das ligas Ni-Cr-Mo e Ni-Cr-Nb.

Elemento/ Liga	Ni-20Cr-12Nb	Ni-22Cr-10Nb	Ni-24Cr-8Nb	Ni-20Cr-10Mo
C	0,027	0,036	0, 032	0,014
S	0,012	0,015	0, 012	0,011
N	0,021	0,021	0,019	0,016
Al	0,001	0,001	0	0,002
Si	0,170	0,210	0,220	0,170
P	0,003	0,003	0,003	0,004
Ti	0,162	0,136	0,113	0,011
V	0,007	0,006	0,006	0,003
Cr	20,08	22,04	24,29	21,92
Mn	0,010	0,010	0,030	0,010
Ni	65,30	66,20	66,30	69,00
Cu	0,023	0,018	0,018	0,003
Nb	11,52	9,840	8,090	0,010
Mo	0,006	0,011	0,045	9,110

5.CONCLUSÕES

- O método utilizado neste trabalho, a partir de pós elementares de Ni, Cr, Mo e Nb mostrou-se eficiente para a fabricação das ligas. Os teores dos elementos ficaram próximos ao da composição nominal, mostrando que a perda de massa durante a compactação das barras foi mínima.
- Os valores de dureza, bem como o módulo de elasticidade, limite de escoamento e resistência à tração foram aumentados, enquanto a deformação total foi reduzida com adição de Nb até 12% em peso.
- As ligas com Nb apresentam limite de escoamento e limite de resistência à tração equivalentes à liga comercial Nickron, e a liga Ni-22Cr-10Nb apresentam resistência à tração similar.
- A análise microestrutural da liga Ni-Cr-Mo caracteriza-se por uma matriz de Ni_{ss} (solução sólida), NiMo e Cr(Mo), com regiões dos tipos eutética ou peritética ternária $L \leftrightarrow Ni_{ss} + NiMo + Cr(Mo)$ e da liga Ni-Cr-Nb caracteriza-se por matriz de Ni_{ss} com precipitados de Ni_3Nb .
- Na determinação dos teores de gases verificou-se valores baixos, mostrando que houve pouca contaminação durante o processo de preparo das amostras.
- A análise fractográfica da liga Ni-22Cr-10Mo mostrou predominância de dimples e clivagem, contendo facetas de quase-clivagem. A Figura como um todo, aparenta distribuição não uniforme de tipo de fratura, podendo ser atribuída à estrutura bruta de fusão. As ligas Ni-24Cr-8Nb, Ni-22Cr-10Nb e Ni-20Cr-12Nb apresentaram fratura predominantemente frágil.

6. Sugestão para trabalhos futuros

- Determinar as características de resistência à oxidação/corrosão de ligas Ni-Cr-Mo e Ni-Cr-Nb.
- Investigar o efeito da adição de outros elementos de liga na estrutura e propriedades mecânicas de ligas baseadas no sistema Ni-Cr.
- Produzir ligas Ni-Cr-Mo e Ni-Cr-Nb por outras técnicas como, por exemplo, por técnicas de fundição.
- Realizar ensaios de citotoxicidade para determinar o efeito da adição de elementos de liga nas características de biocompatibilidade destes materiais.
- Realizar ensaios de análise térmica para verificar a expansão térmica das ligas Ni-Cr-Nb para utilização em coroas metalocerâmicas.

REFERÊNCIAS

AMERICAN SOCIETY FOR METALS. **Alloy Phase Diagrams**. ASM Handbook, 1992; V.3. 2.314/321.

AMERICAN SOCIETY FOR METALS. **Fractography**. ASM Handbook, v.12,1987.

ANUSAVICE, K. J. Noble metal alloys for metals-ceramic restorations. **Dentals Clinics of North America**, Philadelphia, v.29, n.4, p. 789-803, Oct. 1985.

ARAÚJO, M. A.; FICHMAN, D. M. Ligas alternativas para incrustações metálicas fundidas. **Revista Paulista de Odontologia**, v.6, p.50-55, 1985.

ARAÚJO, P. A.; ABREU, D. **Materiais Dentários II(Metálicos)**, Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru-USP, 1978, 8 ed., 177p.

BANIA, P. J. Beta titanium alloys and their role in the titanium industry. **Journal of Metals**, v. 46, n.7, p.16-19, 1994.

BAUER, J. R.; REIS, A.; LOGUERCIO, A. D.; FILHO, L. E. Resistência à tração e alongamento de ligas de Ni-Cr fundidas sob diferentes condições, **RPG Rev.Pós Grad**, USP, 2006. 13(1) 83-8.

BERTOLOTTI, R. L.; MOFFA, J. P. Creep rate of porcelain bonding alloys as a function of temperature. **Journal of Dental Research**, v.59, n.12, p. 2062-2065, Dec. 1980.

BERTOLOTTI, R. L. Alternative casting alloys for todays Crown e Bridge restorations. Part I: All-Metal restorations. **CDA Journal**, 11 (8): 37-43, August 1983.

BEZZON, O. L. ET AL. Effect of beryllium on the castability and resistance of ceramometal bonds in nickel-chromium alloys. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St Louis, v.80, n.5, p.570-574, 1998.

BRÄNEMARK et al. Protesis Tejido – integrados. La oseointegracion em La Odontologia clínica, c. 1. **Introducción a Osseointegración**, p.11.1985.

COMERIO, C.; STOLF, W.L. Estudo das propriedades físicas das ligas não-preciosas para metalo-cerâmica Dureza Superficial. **Revista da Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas**. vol.45, n.6, nov/dez 1991.

COSTA, E. M.; MURAKAMI, R. H.; BOTTINO, M. A.; JÓIAS, R. M.; ALVES, G. P. Utilização de ligas alternativas em próteses metalocerâmicas. **Rev Odonto**, ano 14, n.27/28, jan.dez.2006. São Bernardo do Campo, SP, Metodista.

CRAIG, R.G.; POWERS, J.M. **Restorative dental materials**. 11th ed. St. Louis: Mosby; 2002.

DALE, J.W.; MOSER, J.B. Semiprecious alloys for cast restorations: A preliminary report. **J. prosthet. Dent.**, **38** (6): 627-631, December, 1977.

DUE, Y et al. **Computer coupling of Phase Diagrams and Thermochemistry**. 29(2005) 140-148.

FERNANDES NETO, A. J. et al. **Ligas metálicas de uso odontológico**. Univ Fed Uberlândia, 2004.

GUIVANTE-NABET C et al. Active and inactive caries lesions in a selected elderly institutionalised French population. **Int Dent J**, 48:111, 1998.

LUBOVICH, R. P.; KOVARIK, B.S.; KINSER, D. L. A quantitative and subjective characterization of tarnish in low-gold alloys. **J. prosth. Dent**, **42** (5): 534-538, November, 1979.

MISCH, C. E. **Implante odontológico contemporâneo**, São Paulo: Pancast, c 20, p. 421-445, 1996.

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

MUENCH, A. Contribuição ao estudo de ligas de ouro economicamente mais vantajosas, para fins odontológicos. I – Resistência à corrosão. **Ver. Fac. Odont. S.Paulo**, **7** (2): 237-247, jul./dez. 1969.

PEGORARO et al. **Prótese fixa**, Artes Médicas, c.1, p. 1-22, 1998.

PHILLIPS, R. W. **Materiais Dentários de Skinner**. Trad. Dioracy Fonterrada Vieira. 8 ed. Rio de Janeiro. Interamericana, 1984.

PHOENIX, R.; CAGNA, D.; DEFREEST, C. **Prótese Parcial Removível**. 3 ed. Quintessense, 2007.

PONTE, A.; VINHA, D.; GONÇALVES, R. A.; MELLO, J. D. Ligas de Ni-Cr e de Aço Inox contendo Nióbio. **RGO**, **35** (6): 441-444, Nov/dez, 1987.

POURBAIX, M. **Atlas of electrochemical equilibria in aqueous solutions**. 2. ed. Houston: National Association of Corrosion Engineers, 1974.

RAPER, A. R.; RHODES, E. C. A method of improving the properties of dental casting alloys. **British Dental Journal**, London, v.61, p.204-211, 1936.

RIBAS, D. T.; RIBEIRO, M. Indicação e utilização das ligas alternativas para próteses fixas unitárias. **RBO**, v.58, n.4, Jul./Ago. 2001.

ROSENSTIEL, S. F.; LAND, M. F.; FUJIMOTO, J. **Prótese Fixa Contemporânea**. 3.ed.São Paulo: Editora Santos, 2002. 868p.

ROLLO, J.M.; ROSSITTI, S.M. Restauração metalocerâmica: um estudo comparativo da compatibilidade térmica de ligas Ni-Cr e porcelanas odontológicas. **Revista Odontol Univ São Paulo**, vol.13, n1 São Paulo Jan/Mar. 1999.

SILVA, H. M.; SCHNEIDER, S. G.; NETO, C. M. Estudo das propriedades mecânicas das ligas Ti-8Nb-13Zr e Ti-18Nb-13Zr para aplicação como biomaterial. **Revista Brasileira de Aplicações de Vácuo**, v.22, n.1, 5-7, 2003.

TODESCAN et al., **Atlas de prótese parcial removível**, 2 ed.São Paulo: Santos, 1998.

WANG, K. The use of titanium for medical applications in the USA. **Materials Science and Engineering**, v. A213, p. 134-137, 1996.

WATAHA, J. C. Biocompatibility of dental casting alloys. A review **J Prosthetic Dentistry**. 87: 351-363, 2002.

WIKIPÉDIA, www.wikipédia.org/wiki/nióbio, 2009.

WWW.dentes.info/proteses.htm, 2009.

WWW.infomet.com.br, 2009.

BIBLIOGRAFIAS CONSULTADAS

BAUER, J. R. et.al. Microhardness of Ni-Cr alloys under different casting conditions **Braz Oral Rev.** 2006; 20(1):40-6.

BARAN G. Casting effects on carbon contents of Ni alloys [abstract 413]. **J Dent Res** 1979. 58:196.

BARAN G. R. The metallurgy of Ni-Cr alloys for fixed prosthodontics. **J. Prosthet Dent**, 1983. 50(5): 639-50.

BEZZON, O. L.; MATTOS, M.G.; ROLLO, J.M.; PANZERI,H. Desenvolvimento de uma liga experimental de Ni-Cr para restaurações metalocerâmicas:ensaios de Dureza e resistência mecânica. **Rev Odontol Univ São Paulo**, v.9, n.2, p. 145-149, abr./jun.1995.

BOTTINO, M. A. et al. Mechanical properties and micro structural analyses of a Ni-Cr alloy cast under different temperatures. **Braz J Oral Sei** 2004; 3:414-419.

CALLISTER, W. D. **Fundamentos da Ciência e Engenharia de Materiais**. 2. ed. Rio de Janeiro : LTC, 2006. 702p.

COLL, C. S., SZTRUM, A.A., HERKOVITS, J. Nickel tissue residue as a biomarker of sub-toxic exposure and susceptibility in amphibian embryos, **Chemosphere**, vol 74, Issue 1, 2008, p. 78-83.

DINIZ, M. G.; PIMENTA, A. R.; SAMPAIO, C.A.F.; MIRANDA, M. S. Propriedades Mecânicas e Aspectos de Fratura da liga Fitcast-SB. **17º Cbecimat** , Foz do Iguaçu-PR Nov. 2006.

EFTEKHARI, A. Fractal study of Ni-Cr-Mo alloy for dental applications: effect of beryllium. **Applied Surface Science**, 2003, p. 343-348.

ELIAS, L. M.; SCHNEIDER, S. G., SCHNEIDER, S., SILVA, H. M., MALVISI, F. **Materials Science and Engineering**, vol. 432, Issues 1-2, 2006, p. 108-112.

HUANG, H. H. Surface characterization of passive film on Ni-Cr based dental casting alloys. **Biomaterials**, England. v.24, n.9, p.1575-1582, Apr.2003.

KNEWITZ, F. L., LUNA, W. H., ROCHA, A. S., SCHAEFFER, L. Estudo comparative de amostras de NiTi produzidas por metalurgia do pó. **Estudos Tecnológicos**, vol. 4, n° 1: 44-54, jan/abr 2008.

LAURENT, F., GROSGOGEAT, B., RECLARU, L., DALARD, F., LISSAC, M. Comparison of corrosion behaviour in presence of oral bacteria. **Biomaterials**, vol 22, Issue 16, 2001, p. 2273-2282.

LIMA, B. B., RAMOS, A.S., NUNES, C.A., CONTE, A. Ni-65wt% Nb alloy by aluminothermic reduction process, **International Journal of Refractory Metals e Hard Materials**, 2000, p. 267-271.

MACKERT, J. R., PARRY E. E., FAIRHURST, C. W. Oxide adherence to a Ni-Cr-Mo ternary alloy. **Dent Mater**, 1985:1: 111-114, USA.

MATKOVIC, T., MATKOVIC, P., MALINA, J. Effects of Ni and Mo on the microstructure and some other properties of Co-Cr dental alloys. **Journal of Alloys and Compounds**, Croatia; 2004, p. 293-297.

MOFFA, J. P. Alternative dental casting alloys, **Dent Clin North Am** 1983. 27:733-46.

NAG. S., BANERJEE, R., PRASER, H.L. A novel combinatorial approach for understanding microstructural evolution and its relationship to mechanical properties in metallic biomaterials. **Acta Biomaterials**, USA. vol 3, Issue 3, Maio 2007, p. 369-376.

PADILHA, A. F.; FILHO F. A. **Técnicas de Análise Microestrutural** cap.4. p.85.
SILVA, R.C. **Obtenção e fundição de ligas do sistema Ti-Cu para utilização em Odontologia**. 2007.

RAMTEKE, P. W., KANNAN, A. Toxicity of Nickel (II) in microbial test systems. **Asian Journal of Microbiology and Environmental Sciences**, vol5, Issue 1, 2003, p. 77-80.

RIGATELLI, G., CARDAIOLLI, P., GIORDAN, M., AGGIO, S., CHINAGLIA, M., BRAGGION, G., RONCON, L. Nickel allergy in interatrial shunt device-based closure patients. **Congenital Heart Disease**, Itália, vol.2, Issue 6, Nov. 2007, p. 416-420.

SÁ, J.C., GALVÃO. N. K.; ALVES, M. B.; MENDES, M. B.; JÚNIOR, C.A. Efeito de consecutivas refusões de ligas Ni-Cr utilizadas em prótese fixa. **Cienc Odontol Brás** 2008 abr./jun.; 11 (2): 49-57.

SOUSA, L. L. **Caracterização microestrutural e resistência à corrosão de ligas NiCrMo refundidas utilizadas em próteses dentárias**. 2005. 140f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica na área de Projetos e Materiais) – Faculdade Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2005.

WATAHA, J. C., ODELL, N. L., SINGH, B. B., GHAZI, M., WHITFORD, G. M., LOCKWOOD, P. E. Relating nickel-induced tissue inflammation to nickel release in vivo, **Journal of Biomedical Materials Research**, vol 58, Issue 5, 2001, p. 537-544.

YIM, H. C., XU, D., JOHNSON, W. L. Structures and properties of bulk glass forming Ni-Nb-Sn alloys and Ni-Nb-Ta-Sn alloys. **Materials Science and engineering**, vol.449-451, 2007, p. 134-138.