



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E DA TERRA**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E
ENGENHARIA DE MATERIAIS**

**Influência do número de refundições da liga Ni-Cr-Mo-Ti
sobre as propriedades de próteses metalocerâmicas.**

CAROLINE DANTAS VILAR

Tese n.º 56 /PPGCEM

Março/2008
Natal - RN

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

CAROLINE DANTAS VILAR

**Influência do número de refundições da liga Ni-Cr-Mo-Ti
sobre as propriedades de próteses metalocerâmicas.**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais da Universidade Federal do Rio Grande do Norte. Como parte dos requisitos para a obtenção do Título de Doutora em Ciência e Engenharia de Materiais.

Orientador: Prof. Dr. Antonio Eduardo Martinelli

Co-Orientador: Prof. Dr. Rubens Maribondo do
Nascimento

NATAL-RN
2008

Divisão de Serviços Técnicos
Catalogação da Publicação na Fonte / Biblioteca Central Zila Mamede

Vilar, Caroline Dantas.

Influência do número de refunções da liga Ni-Cr-Mo-Ti sobre as propriedades de próteses metalocerâmicas / Caroline Dantas Vilar. – Natal, RN, 2008.

137 p.

Orientador: Antonio Eduardo Martinelli.

Co-Orientador: Rubens Maribondo do Nascimento.

Tese (Doutorado) – Universidade Federal do Rio Grande do Norte. Centro de Ciências Exatas e da Terra. Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais.

1. Ligas metálicas – Teses. 2. Refunção – Teses. 3. Sistemas metalocerâmicos – Teses. 4. Prótese dentária – Tese. I. Martinelli, Antonio Eduardo. II. Nascimento, Rubens Maribondo do. III. Universidade Federal do Rio Grande do Norte. IV. Título

RN/UF/BCZM

CDU 669.018



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E DA TERRA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E ENGENHARIA
DE MATERIAIS-PPGCEM

DECLARAÇÃO

Declaramos, para todos os fins, que **CAROLINE DANTAS VILAR**, defendeu sua Tese de Doutorado intitulada "**UTILIZAÇÃO DO NÚMERO DE REFUNDIÇÕES DA LIGA Ni-Cr-Mo-Ti SOBRE AS PROPRIEDADES DAS PRÓTESES METALCERÂMICAS**", em 14 de Março de 2008, no Programa de Pós Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais da Universidade Federal do Rio Grande do Norte, tendo sido Aprovada, com conceito A.

Natal, 14 de Março de 2008.

Prof. Dr. Antonio Eduardo Martinelli
Orientador e Presidente da Banca

Prof. Dr. Rubens Maribondo do Nascimento
Co-Orientador e Examinador Interno

Prof. Dr. Ricardo Peixoto Suassuna Dutra
Examinador Interno

Prof. Dr. Alexandro Diógenes Barreto
Examinador Externo

Prof. Dr. Merlin Cristina Elaine Bandeira
Examinador Externo

VISTO

Prof. Dr. Carlos Alberto Paskocimas
Vice-Coordenador do PPGCEM

Dedico este trabalho a Deus,
porque sem Ele nada posso.
A Nossa Senhora, minha
intercessora.
A meus pais Marley e Guedes,
À minha irmã, Ana Luíza e
A Nininha, com todo amor,
carinho e gratidão.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus pelos dons que me foram dados para que eu pudesse concluir este trabalho;

Ao Professor Antonio Eduardo Martinelli, meu Orientador, pelo incentivo, consideração e orientação neste período de Doutorado;

Ao Professor Rubens Maribondo, meu Co-Orientador, pelas pacientes orientações sempre atenciosas;

Ao Professor Luís Augusto e à Doutora Edith Ariza, pela orientação em Portugal;

Ao Professor Augusto José de Almeida Buschinelli, pelo apoio ao meu Estágio de Doutoramento na Universidade do Minho, Portugal;

Ao Convênio Capes/Grice, pelo financiamento desta pesquisa, desenvolvida na Universidade do Minho, Portugal;

À Talladium do Brasil, por facilitar a compra da liga metálica deste trabalho;

Ao protético Dario, por disponibilizar seu laboratório para a confecção das amostras deste estudo;

Aos amigos Joca, Cecília, Claudius, Gihad, Andrea, Rosângela e Ana Maria pelo especial apoio em Portugal;

Aos meus pais, Marley e Guedes, e à minha irmã Ana Luíza, por sempre estarem ao meu lado e acreditarem no meu estudo;

A Nininha e Juca, pelo carinho e por tornarem minha vida mais organizada;

À minha família, tios, primos e avós, por serem uma família unida e feliz, o que me torna muito mais capaz de conquistar meus objetivos;

A todos os meus amigos que sempre incentivaram o meu trabalho e os colegas do Laboratório da Uminho e da UFRN, pelo convívio harmonioso e amigável durante o meu período no laboratório;

A Delane Maria Rêgo e Marco Aurélio, pelo incentivo, amizade e por estar sempre disposto a ajudar em todos os momentos;

A Rejane, grande amiga de todas as horas e

A Hallison pela compreensão e apoio na etapa final do trabalho.

RESUMO

Uma dificuldade frequente encontrada na prótese dentária está associada com a perda de ligas metálicas durante o estágio de fundição na confecção de sistemas metalocerâmicos. A refundição de alguns materiais pode impedir seu uso na reabilitação oral devido à perdas nas propriedades estéticas, como também, nas químicas, físicas, eletroquímicas e mecânicas. Atualmente a liga Ni-Cr-Mo-Ti é bastante usada em sistemas metalocerâmicos. O fabricante afirma que esse material pode ser refundido sem causar significantes alterações na sua qualidade, no entanto pouco foi estudado quanto às mudanças nas propriedades dessa liga após sucessivas fundições, como é comum na prática nos laboratórios dentários. Com base nisso, o objetivo desse estudo foi avaliar possíveis mudanças estéticas e das propriedades das amostras metalocerâmicas fabricadas com a liga Ni-Cr-Mo-Ti e porcelana odontológica. De três a cinco etapas de fundição foram realizadas. Os resultados revelaram que a liga Ni-Cr-Mo-Ti pode ser usada mesmo após submetida à três fundições. Refundições adicionais afetam significativamente as características da liga e não são recomendadas para a confecção de sistemas metalocerâmicos.

Palavras-chave: refundição; sistema metalocerâmico; prótese odontológica; Ni-Cr-Mo-Ti

ABSTRACT

A frequently encountered difficulty in oral prosthetics is associated with the loss of metallic alloys during the melting stage of the production of metal-ceramic replacement systems. Remelting such materials could impair their use in oral rehabilitation due to loss in esthetics, as well as in the chemical, physical, electrochemical and mechanical properties. Nowadays, the Ni-Cr-Mo-Ti alloy is widely used in metal-ceramic systems. Manufacturers state that this material can be remelted without significant alterations in its behavior, however little has been established as to the changes in the performance of this alloy after successive remelting, which is common practice in oral prosthetics. Therefore, the objective of this study was to evaluate possible changes in the esthetics and associated properties of metal-ceramic samples consisting of Ni-Cr-Mo-Ti and dental porcelain. Three to five remelting steps were carried out. The results revealed that Ni-Cr-Mo-Ti can be safely used even after three remelting steps. Further remelting significantly affect the characteristics of the alloys and should not be recommended for the manufacture of metal-ceramic systems.

Keywords: recasting; metaloceramics system; Tilite Premium; dental prosthesis; NiCrMoTi alloy

LISTA DE FIGURA

Figura 1 Prótese Metalocerâmica	17
Figura 2 Espectro da Reflectividade na Região, Visível para várias Tonalidades	46
Figura 3 Esquema do Espaço de Cor CIE 1976 ($L^*a^*b^*$)	47
Figura 4 Geometria dos Corpos-de-Prova Metalocerâmicos	49
Figura 5 Lâminas-Padrão de Cera para Confeção dos Substratos Metálicos	51
Figura 6 Padrões de Cera Posicionados na Base Formadora de Cadinho. a) Sem Tampa. b) Com Tampa	52
Figura 7 Bloco de Revestimento após Fundição.(a) Vista Superior. Observa o Metal no Interior do Revestimento. (b) Vista Lateral	53
Figura 8 Seqüência de Limpeza das Amostras após retidas do Molde de Revestimento. (a) Amostras após serem removidas do Bloco de Revestimento. (b) Limpeza das Amostras com Jato de Alumina	54
Figura 9 Liga Ni/Cr/Ti/Mo após Aquecimento com Aspecto Laranja Brilhante	55
Figura 10 Metal na Centrífuga para ser Fundido e depois Introduzido no Molde Pré-Fabricado	56
Figura 11 Fundição do Metal com o Auxílio do Maçarico	56
Figura 12 Lâminas Metálicas Limpas	57
Figura 13 Peças Metálicas após a Oxidação no Forno	58
Figura 14 Aplicação da Cerâmica com Auxílio de um Pincel	59
Figura 15 Amostras Metalocerâmicas logo após a Sinterização da Primeira Camada de Porcelana	60
Figura 16 Ajustes no Corpo da Porcelana	61
Figura 17 Amostras Embutidas e Cortadas	62
Figura 18 Esquema das Linhas de Corte da Superfície de Porcelana das Amostras	65
Figura 19 Desenho Esquemático dos Sentidos e Direções da Obtenção das Medidas de Rugosidade das Amostras I-3, I-4, III-3, III-4, V-3, V-4	66

Figura 20 Desenho Esquemático das Medidas de Microrrugosidade Realizadas nas Amostras I-1,2; III-1,2 e V-1,2	67
Figura 21 Tribômetro Plint TE67/R utilizados para os Ensaios de Desgaste	68
Figura 22 Área da Amostra em Contato com Saliva Artificial	68
Figura 23 Esfera de Alumina	69
Figura 24 Lâminas Metálicas das Amostras do Grupo V	72
Figura 25 Lâminas Metálicas das Amostras do Grupo I	73
Figura 26 Lâminas Metálicas das Amostras do Grupo III	73
Figura 27 Microestrutura da Liga Ni-Cr-Mo-Ti com 1 Fundição	74
Figura 28 Microestrutura da Liga de Base Tilitite com 5 Fundições, 20Kv, Ampliação 1600x. Presença de Mo	75
Figura 29 Microestrutura da Liga Ni-Cr-Mo-Ti com 3 Fundições. Presença de Área Rica em Ti-O _x	76
Figura 30 Microestrutura do Metal da Amostra I	77
Figura 31 Microestrutura do Metal da Amostra III	78
Figura 32 Microestrutura do Metal da Amostra V	79
Figura 33 Porosidade na Liga Metálica da Amostra V-8 com (a) 150 x e (b) 1600 x	80
Figura 34 Micrografia dos Restos de Fundição da Liga Metálica das Amostras dos Grupos I (a), III (b) e V (c)	82
Figura 35 Concentração de Ni na Solução em Contato com a Porcelana das Amostras após 8 meses	84
Figura 36 Micromicrodureza do Metal das Amostras I-7, III-7 e V-7	86
Figura 37 Resultados da Colorimetria do Sistema CIELab, referente ao Parâmetro L	88
Figura 38 Resultados da Colorimetria do Sistema CieLab, referente ao Parâmetro a*	89
Figura 39 Resultados da Colorimetria do Sistema CIELab, referente ao Parâmetro b*	90
Figura 40 Amostras dos Grupos V, III, I, respectivamente	91
Figura 41 Resultado da Reflectividade das Amostras. (a) Amostra I-1,6; (b) Amostra I-2,1; (c) Amostra III-1,2; (d) Amostra III-2,1; (e) Amostra V-1,2; (f) Amostra V-2,1	92
Figura 42 Aspecto das Amostras do Grupo V, III e I, respectivamente, após 8 meses de imersão em saliva artificial	93

Figura 43 Gráfico dos Resultados de Colorimetria das Amostras através do Sistema La*b*, durante 8 meses de imersão	94
Figura 44 Micrografia da Amostra I. Presença de Poros na Porcelana	95
Figura 45 Espessuras da Porcelana na Amostra I-7 em dois diferentes cortes. Corte 1 (mais na extremidade da amostra). Corte 2 (mais no centro)	96
Figura 46 Espessuras da Porcelana na Amostra III-7 em dois diferentes cortes. Corte 1 (mais na extremidade da amostra). Corte 2 (mais no centro)	97
Figura 47 Espessuras da Porcelana na Amostra V-7	98
Figura 48 Resultados da Rugosidade das Amostras	100
Figura 49 Rugosidades de seis pontos da Porcelana da Amostra I-1	101
Figura 50 Micrografia das Amostras I-5 (a), I-2 (a1), III-1 (b), III-2 (b1), V-1 (c) e V-2 (c1)	102
Figura 51 Padrão de Difração de Raios X da Superfície das Amostras I-1, I-2, III-1, III-2, V-1, V-2	104
Figura 52 Padrão de Difração de Raios X da Porcelana Dentina Ceramco 3	104
Figura 53 Formação de Microfissuras e Porosidade	106
Figura 54 Área de Desgaste na Superfície da Porcelana	107
Figura 55 Estria na Superfície da Esfera de Alumina	108
Figura 56 Rugosidade das Amostras do Ensaio de Desgaste	109
Figura 57 Gráfico da Variação do Coeficiente de Atrito durante o Ensaio de Desgaste por Deslizamento	110
Figura 58 Micrografia da Amostra V-5 após Ensaio de Desgaste por Deslizamento	111
Figura 59 Micrografia da Amostra a) I-2 (Ensaio de Imersão) e b) I-6 (Ensaio de Desgaste), com 150 x	113
Figura 60 Micrografia da Amostra III-5	114
Figura 61 Micrografia da Interface Metalocerâmica da Amostra I-2	115
Figura 62 Micrografia da Interface Metalocerâmica da Amostra I-6, através do SE (a) e BSE (b)	116
Figura 63 Micrografia da Interface Metalocerâmica da Amostra V-1, através do SE (a) e BSE (b)	117

Figura 64 Micrografia da Amostra I-5 SE (a) e BSE (b)	118
Figura 65 Micrografia da Amostra I-4	118
Figura 66 Micrografia da Amostra III-8 SE	119

LISTA DE TABELA

Tabela 1 Propriedades de Ligas Metálicas	27
---	----

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

Ni-Cr-Mo-Ti	Níquel-Cromo-Molibdenio-Titanio
Co-Cr	Cobalto-Cromo
Ni-Cr	Níquel-Cromo
PPF	Prótese Parcial Fixa
PPR	Prótese Parcial Removível
PT	Prótese Total
Ticp	Titanio comercialmente puro

SUMÁRIO

1.0	Introdução	16
1.1	Objetivos	20
2.0	Revisão Bibliográfica	21
2.1	Restaurações Protéticas	22
2.1.1	Prótese Metalocerâmica	23
2.1.2	Ligas Metálicas	24
2.1.3	Ligas Metálicas de Ni-Cr	28
2.1.4	Porcelana Odontológica	30
2.1.5	Interface Metalocerâmica	33
2.1.6	Processo Laboratorial do Sistema Metalocerâmico	37
2.1.7	Reutilização das Ligas	38
2.2	Biocompatibilidade	42
2.3	Técnicas de Caracterização	44
2.3.1	Colorimetria	45
3.0	Materiais e Métodos Experimentais	48
3.1	Materiais de Partida	49
3.2	Confecção Das Amostras Metalocerâmicas	50
3.2.1	Confecção dos Padrões de Cera	50
3.2.2	Inclusão dos Padrões de Cera e Fundição do Metal	51
3.2.3	Tratamento do Metal	54
3.2.4	Tratamento dos Padrões Metálicos	57
3.2.5	Aplicação da Porcelana	58
3.3	Metalografia	61
3.4	Caracterização dos Sistemas Metalocerâmicos	63
3.4.1	Avaliação Microestrutural das Juntas Metalocerâmicas	63
3.4.2	Microdureza.....	64

3.4.3	Colorimetria	64
3.4.4	Espessura das Camadas de Porcelana (Opaco e Dentina)	65
3.4.5	Rugosidade Superficial	66
3.4.6	Estrutura Química	67
3.4.7	Ensaio de Desgaste	67
4.0	Resultados e Discussão	70
4.1	Liga Metálica	71
4.1.1	Avaliação Macroscópica	71
4.1.2	Avaliação Microscópica	74
4.1.3	Liberação de Elementos Metálicos em Solução	83
4.1.4	Microdureza	85
4.2	Porcelana	87
4.2.1	Colorimetria	87
4.2.2	Estrutura da Porcelana	94
4.2.3	Rugosidade	99
4.2.4	Porosidades e Trincas na Porcelana	101
4.2.5	Análise Cristalográfica	103
4.2.6	Desgaste da Porcelana	105
4.2.7	Rugosidade X Coeficiente de Atrito	108
4.3	Interface Metalocerâmica	111
5.0	Conclusões	120
6.0	Sugestões para Trabalhos Futuros	123
	Referências	125

INTRODUÇÃO

A perda da estrutura dentária é uma preocupação antiga na Odontologia devido aos malefícios estéticos, funcionais, fonéticos, nutricionais, de saúde e até psicológicos, causados ao ser humano, que comprometem a qualidade de vida. Por isso, a busca contínua da Odontologia para desenvolver técnicas e biomateriais restauradores que devolvam as funções, além da estética dos elementos dentários perdidos.

Historicamente, uma grande variedade de materiais tem sido empregada para substituição de dentes naturais, inclusive osso, dentes de animais, dentes humanos, marfim, conchas marinhas, cerâmicas e metais. Atualmente os quatro principais grupos dos materiais dentários utilizados para confecção das próteses são os metais, cerâmicas, polímeros e resinas compostas (ANUSAVICE, 2005).

As próteses dentárias podem ser sustentadas por dentes (prótese parcial fixa e removível, unitária), implantes (prótese total, parcial e unitária) ou apenas por mucosa (prótese total). De acordo com a necessidade clínica e disponibilidade financeira dos pacientes, determina-se o material com que as próteses serão confeccionadas, podendo ser metaloplásticas, metálicas, metalocerâmicas, cerâmicas ou plásticas.

As próteses metalocerâmicas (Figura 1) e as cerâmicas são as mais desejadas pelos pacientes, pelas suas propriedades de biocompatibilidade, estética, estabilidade de cor e resistência ao desgaste, embora a indicação das próteses puramente cerâmicas seja limitada em algumas situações clínicas, pelo custo elevado e menor resistência a fratura que as próteses metalocerâmicas.

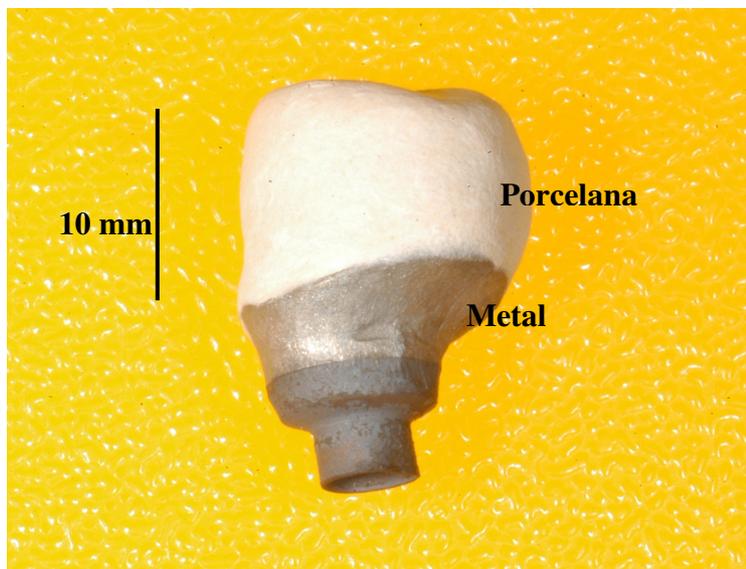


Figura 1 Prótese metalocerâmica.

A confecção das próteses metalocerâmicas é realizada em duas etapas: fundição da liga metálica e aplicação da porcelana. O processo de fundição das ligas metálicas se inicia com a modelagem em cera da peça requerida. Essa peça de cera, através de sua fusão, possibilita, então, a elaboração do molde de gesso, deixando este pronto para a recepção do material metálico líquido, o qual é depositado dentro do molde.

Uma vez injetado o material metálico, aciona-se o dispositivo centrífugo que garante a penetração total do metal no molde. Este é, então, submerso em água para extração da peça metálica. O acabamento e tratamento superficial da estrutura metálica são realizados com jato de alumina, iniciando-se, em seguida, a aplicação da porcelana.

As porcelanas dentárias podem ser classificadas de acordo com a sua temperatura de fusão, aplicação, técnica de fabricação e composição/fase cristalina. As de alto ponto de fusão, por exemplo, utilizam-se para dentes de porcelana de prótese removível. As de média e baixa fusão, por sua vez, são usadas em próteses fixas, coroas, pontes e em sistemas metalocerâmicas. Algumas cerâmicas de ultra-baixa fusão são usadas para restaurações metalocerâmicas com titânio, devido ao seu baixo coeficiente de expansão térmica e baixa temperatura de fusão, que reduz a formação de óxidos (ANUSAVICE, 1996).

Quanto às ligas metálicas para reconstrução dentária, estas são divididas em dois grandes grupos: ligas de metais nobres e preciosos (ligas com Au, Pd, Pt e Ag); e outras ligas metálicas (Ligas de Ni-Cr, CrCo, Ti e aço inoxidável). O uso das ligas de metais nobres, devido ao custo elevado dos elementos e o aprimoramento na qualidade das propriedades dos metais não-nobres, vem tornando-se uma segunda opção nas próteses metalocerâmicas, cedendo lugar aos metais não-nobres (ANUSAVICE, 1996) (WATAHA, 2002).

A liga de Ni-Cr é a liga de metal básico mais usado na Odontologia. A escolha freqüente dessa liga não nobre está associada às suas boas propriedades de dureza, baixa densidade, além de alta resistência a tração, baixo custo e fácil processamento. Outros elementos podem ser acrescentados à liga Ni-Cr para se obterem melhores resultados nas propriedades, como o Ti, Mo, Be, Al, Sn, Fe.

A *Talladium* juntamente com a NASA desenvolveram uma liga metálica para porcelana denominada “tilite”, composta de Ni (60-76%), Cr (12-21%), Mo (4-14%) e Ti (4-6%). Ela surgiu como uma alternativa para substituir as ligas nobres, com um custo bem mais reduzido. É uma liga que apresenta uma excelente biocompatibilidade (CARVALHO

et al., 2002) (STANFORD; AQUILINO, 1999), satisfatórios assentamentos dos componentes protéticos à base de Ni-Cr-Mo-Ti (CARVALHO *et al.*, 2002), características físico-químicas que permitem a combinação com um grande número de porcelanas encontradas comercialmente (HAMMAD; STEIN, 1990), devido aos 5 coeficientes de expansão térmica (tilite P - S - V - Ω - HX).

A resistência mecânica do tilite, segundo o fabricante, é, aproximadamente o dobro de qualquer outra liga metalocerâmica, possibilitando a confecção de estruturas metálicas menores e oferecendo ao paciente maior conforto, higienização adequada e estética natural.

A *Talladium* também afirma que a liga Tilite®, quando refundida, respeitando-se as normas, não apresenta alterações em suas propriedades químicas e físicas que contraindiquem seu uso na odontologia, como perda da fusibilidade (MOSLEH; ABDULGABBAR; FARGHALY, 1995), aumento da taxa de corrosão (KHAMIS; SEDDIK, 1995), resistência a tração e módulo de elasticidade (ISSAC; BHAT, 1998), como ocorre na ligas de metais não-nobres.

Algumas ligas permitem refundições sucessivas sem haver problemas biológicos com a corrosão do material, como a liga de metal nobre Ag-Pd (HORASAWA; MAREK, 2004). A possibilidade de uma liga não-nobre ser submetida a refundições e continuar indicada para o uso odontológico é de grande importância para minimizar os prejuízos causados pelas perdas de metal, como, por exemplo, no caso da não-adaptação das estruturas metálicas ou das sobras das fundições. Para tanto, esta pesquisa visa observar o que ocorre com a liga Ni-Cr-Mo-Ti e com o sistema metal/porcelana após refundições e a possibilidade de utilização dessa liga refundida na odontologia restauradora.

1.1 OBJETIVOS

O Objetivo geral deste estudo é avaliar a influência do número de refundições da liga Ni-Cr-Mo-Ti sobre o comportamento de próteses metalocerâmicas odontológicas. Para tanto, foi realizada uma série de análises químicas, físicas e mecânicas, visando:

- Avaliar macroscopicamente e microscopicamente as ligas metálicas fundidas;
- Identificar os elementos metálicos liberados pelas amostras em saliva artificial;
- Analisar a microdureza do metal;
- Observar a cor através da colorimetria da porcelana;
- Avaliar macroscopicamente e microscopicamente a porcelana;
- Analisar a rugosidade da porcelana;
- Identificar a estrutura química da porcelana;
- Observar as modificações dos sistema metalocerâmico durante o ensaio de desgaste da porcelana e
- Analisar microscopicamente a união metalocerâmica.

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 RESTAURAÇÕES PROTÉTICAS

A perda de elementos dentários pode ser originada por diversos fatores, tais como doença periodontal, má-formação dentinária, traumatismo dental, mutilações severas da boca por doenças e cárie, sendo esta a principal causa no Brasil (PINTO, 1999).

Em face das mutilações, é de significativa importância para a função estética, fonação e auto-estima dos indivíduos a reposição desses elementos dentários perdidos. Para tanto, a odontologia dispõe de alguns artifícios para a resolução desses problemas, através das próteses dentárias, que podem repor não apenas um dente, mas todos.

A prótese pode ser total (PT), parcial removível (PPR), parcial fixa (PPF), e implanto-suportada. Cada tipo de prótese tem suas indicações, contra-indicações, limitações, materiais específicos e particularidades no trabalho laboratorial e clínico (BRASSANTA, D.; BRASSANTA, S., 1997) e (AYKUL; TOPARLI; DALKIZ, 2002).

A força mastigatória é bastante variável em cada região da boca (TORTOPIDIS *et al.*, 1998). Entre os molares, por exemplo, é de 600 N a 750 N (HAGBERG, 1987); entre os incisivos, de 140 N a 200 N (HELLSING, 1980); e entre os caninos, de 120 N a 350 N (LYONS; BAXENDALE, 1990). Para poderem compensar as perdas de dentes, as próteses precisam ser bem planejadas e desenhadas.

A recuperação da eficiência da mastigação dependerá, porém, do tipo de prótese planejada. Esse planejamento deve ser estudado criteriosamente em cada caso clínico, sempre considerando os aspectos de saúde sistêmica e oral do paciente, a extensão da reabilitação oral, as condições clínicas da arcada dentária (remanescente dentário, rebordo alveolar e periodonto), a saúde neuromuscular do sistema estomatognático, a necessidade estética, a higiene oral do paciente e a sua condição socioeconômica.

2.1.1 Prótese Metalocerâmica

A prótese metalocerâmica é o sistema de reabilitação mais versátil e usado na odontologia. Pode ser indicada em diversas situações, como, por exemplo, para dentes anteriores e posteriores, próteses fixas de extensões variadas, em combinação de prótese fixa e removível, através de encaixes, e em coroas sobre implante (PEGORARO, 2002). Esse modelo de prótese é constituído por dois tipos de materiais distintos, a saber: uma liga metálica e uma cerâmica odontológica.

A significativa demanda da prótese metalocerâmica está associada a algumas vantagens que ela oferece às restaurações protéticas, como, por exemplo, a estética superior, grande resistência mecânica, possibilitando as mais variáveis utilizações clínicas, e sua fácil técnica de confecção.

Vale salientar que seu sucesso clínico depende fundamentalmente da obediência a uma série de características técnicas para que se preserve a condição de resistência da estrutura conjunta metal e cerâmica (PEGORARO, 2002), por parte do cirurgião-dentista, do protético e do paciente.

Essa resistência vincula-se a uma série de fatores, tais como: correto planejamento da infra-estrutura metálica; qualidade da liga metálica utilizada (LAVINE; CUSTER, 1966); preparo da estrutura dentária (LAVINE; CUSTER, 1966), compatibilidade entre a cerâmica e a liga metálica escolhida (LAVINE; CUSTER, 1966); integridade estrutural e/ou funcional exercida sobre as restaurações; manutenção apropriada; controle de placa realizado pelo paciente, bem como a precisão com que o técnico e o profissional trabalham em todos os passos de sua confecção (SANTOS, 2003).

Numa prótese metalocerâmica, a cerâmica não deve ter espessura inferior a 1 mm ou superior a 2,5 mm, e a subestrutura metálica, uma espessura deve ser entre 0,3 mm e 0,5 mm (PEGORARO, 2002).

2.1.2 Ligas Metálicas

As ligas metálicas fundidas têm tido um uso significativo na odontologia restauradora. Para tanto, elas devem proporcionar boa fusibilidade; facilidade de fundição e soldagem; formação de camadas de óxidos com espessura controlada; alta resistência à corrosão e ao manchamento; baixa contração de solidificação; mínima reatividade com o material de revestimento; alta resistência mecânica; alta dureza e resistência à flexão; boa resistência ao desgaste; adesão à porcelana; coloração facilmente mascarável pela porcelana; biocompatibilidade; baixo custo; fácil acabamento e polimento; baixa condutibilidade térmica e compatibilidade com muitos sistemas cerâmicos (ANUSAVICE, 1998), (SCHILLINGBURG, 1998), (ROLLO; ROSSIT, 1999).

Existe um grande número de ligas metálicas para a reconstrução dentária, as quais são divididas em dois grandes grupos: ligas de metais nobres e preciosos; e outras ligas metálicas.

As do primeiro tipo comportam os elementos Au, Pt, Ag, Pd. Dentro desse grupo, é ainda possível distinguir as ligas de alto teor em Au; ligas de médio/baixo teor em Au e as de Ag-Pd. Em termos gerais, o uso dessas ligas produz peças de boa qualidade e bom ajuste, e de fácil acabamento superficial. A sua resistência à corrosão e ao “embaçamento” é excelente, assim como a sua biocompatibilidade. Contudo o seu custo tende a ser o fator negativo (ANUSAVICE, 1996), (WATAHA, 2002).

As denominadas “Outras ligas metálicas” comportam as ligas de Co-Cr, as de Ni-Cr, as de Ti e as de aço inoxidável. No geral, as ligas desse grupo apresentam propriedades mecânicas bastante superiores às das ligas de metais nobres, além de elevada resistência ao desgaste. Para o protético, esse tipo de liga é consideravelmente mais difícil de manusear, porque exige elevadas temperaturas de fusão.

Devido à sua dureza, as ligas de Co-Cr e Ni-Cr são difíceis de serem polidas mecanicamente. O fator responsável por isto é a adição de Cr, que, embora aumente a resistência à corrosão (CRAIG, 1996), aumenta a dureza (MOFFA, 1977). O seu baixo custo, comparativamente ao das ligas de metais nobres, é, porém, um fator decisivo para a escolha desse material para a maioria dos profissionais da Odontologia.

Quanto às ligas de Ti, estas possuem uma série de aspectos positivos, dentre os quais, elevada resistência mecânica, baixa densidade e excelente biocompatibilidade (ANUSAVICE, 1996) (WATAHA, 2002). Apesar disso e do fato de ser o tipo de liga mais utilizado para implantes maxilofaciais, sobretudo pela sua osseointegração, a sua utilização ainda encontra bastante resistência dos protéticos, devido a aspectos particulares do seu método de fusão.

As propriedades ideais que a subestrutura metálica de uma coroa metalocerâmica deve possuir são: a) alto módulo de elasticidade, o que reflete a rigidez do material. Qualquer deformação, mesmo que seja elástica, gera tensões destrutivas na porcelana; b) estrutura de grãos finos: tal fato é importante para uma estabilidade mecânica da área marginal, para a resistência a corrosão e para a dureza do material. Em geral, quanto menor for o tamanho do grão do metal, melhor serão suas propriedades. Quanto mais rápido o estado líquido for transformado em sólido, menores e mais finos serão os grãos. O resfriamento lento da liga metálica resulta em maiores grãos (PHILLIPS, 1998); a

fusibilidade; a liga deve facilmente ser fundida; Potencial de adesão; a liga tem que proporcionar um bom molhamento e ser termicamente compatível com a porcelana (RILEY, 1977).

A mudança de escolha das ligas metálicas nobres para as não-nobres tem sido influenciada por alguns fatores, como o econômico, no caso das ligas de metais nobres (SILVA FILHO e MUENCH, 1989), (WATAHA, 2002), e a procura por melhores propriedades físicas.

Propriedades mecânicas como dureza, ductibilidade e resistência à tração se tornaram preocupações importantes (VAN NOORT, 1994), além da resistência à corrosão e a biocompatibilidade (WATAHA, 2002). Tais fatores incentivaram os pesquisadores a buscar ligas odontológicas alternativas que possuíssem propriedades mecânicas iguais ou melhores que as do Au (ALEXANDRE, 2000). A Tabela 1 compara as propriedades das ligas de metais altamente nobres com as do tipo Co-Cr, Ni-Cr e Ti-cp.

Tabela 1 Propriedades de Ligas Metálicas (ANUSAVICE, 2005).

Propriedades	Ligas Nobres	Co-Cr	Ni-Cr	Ticp
<i>Biocompatibilidade</i>	Excelente	Excelente	Regular	Excelente
<i>Densidade (g/cm³)</i>	14	7,5	7,5	4,5
<i>Módulo de Elasticidade (rigidez) (GPa)</i>	90	145 - 220	210	103
<i>Sensibilidade Técnica</i>	Mínima	Alta	Alta	Extremamente alta
<i>União à Porcelana</i>	Excelente	Regular	Boa	Regular
<i>Custo do Metal</i>	Alta	Baixo	Baixo	Baixo

Comparadas com outras ligas para restaurações metalocerâmicas, as ligas de metais básicos geralmente têm maiores valores de dureza, módulo de elasticidade. Contudo, embora sejam mais resistentes à deformação em elevadas temperaturas, podem ser mais difíceis de serem fundidas e pré-soldadas que as ligas de Au-Pd e Pd-Ag. Além do mais, diferenças relativamente pequenas na composição podem produzir grandes variações na resistência coesiva do metal à cerâmica (PHILLIPS, 1998).

As ligas de Ni-Cr fornecem às restaurações metalocerâmicas uma maior resistência a fratura que as de metais nobres. BARGHI *et. al* (1987), em seus estudos, encontraram mais uma vantagem das ligas de metais não-nobres. Mostraram que as restaurações metalocerâmicas construídas com liga de Ni-Cr apresentaram maior resistência à fratura que as construídas com metais nobres. Sendo assim, com as ligas de Ni-Cr, pode-se

confeccionar uma subestrutura metálica mais fina, entre 0,1 mm e 0,2 mm de espessura a menos (PANTALÉON; BATISTA; BONFANTE, 1997).

2.1.3 Ligas Metálicas de Ni-Cr

A liga de Ni-Cr é a mais usada como metal-base das próteses metalocerâmicas na Odontologia. A escolha freqüente desse tipo de liga está associada às suas boas propriedades de dureza, baixa densidade, além de alta resistência à tração, baixo custo e fácil processamento.

A grande maioria das ligas de Ni-Cr é formada por Ni (68% a 89%) e Cr (11,9% a 26,3%), além de percentagens menores de outros elementos como Mo, Be, Si, Al e Ti. O elemento Cr, embora desempenhe papel fundamental na capacidade passivadora da liga, tende a aumentar a dureza e a temperatura de fusão, sendo esta última importante característica para aumentar a margem de segurança durante a queima da cerâmica (MOFFA, 1977). Já o Mo melhora a resistência a corrosão (ANUSAVICE, 1998).

O Molibdênio (Mo) é um metal refratário que se oxida lentamente, mas o óxido produzido (ex. MoO_3) é facilmente volatilizado se a temperatura for superior a 700 °C (HUANG *et. al*, 2005).

Um estudo para avaliar a influência da composição química de uma liga de Ni-Cr, bem como sua adesão com porcelanas odontológicas, fundiu 6 ligas de Ni-Cr de marcas comerciais diferentes e aplicou porcelana em cima. Concluiu-se, através do teste de flexão de 3 pontos, que a composição química de suas ligas não teve influência na localização e fratura da porcelana e que as ligas de Ni-Cr possuem boas propriedades mecânicas, como elevada dureza, baixa densidade e alta resistência à tração (HUANG *et al.*, 2005).

Em um estudo comparativo entre ligas de Ni-Cr-Ti e Ag-Pd, para avaliar a desadaptação de supra-estruturas implanto-suportadas fundidas em monobloco e a resistência da união metalocerâmica, observou-se que a liga de Ni-Cr-Ti possibilita a obtenção de supra-estruturas de próteses sobre implante, em monobloco. Essas ligas apresentaram um grau de desadaptação menor que a obtida com a liga Ag-Pd, classicamente indicada para essa situação, além de proporcionarem a obtenção de resistência de união à cerâmica IPS significativamente mais alta que a liga Ag-Pd (COSTA, 2002).

A presença do alumínio como contaminante da liga Tilitite® foi observada por PEREIRA (2006), quando este analisou que a composição da liga *Tilitite premium*, fornecida pelo fabricante, não condizia com a composição dessa liga analisada por fluorescência de raios-X.

Nessa análise foi observado o aparecimento de teor baixíssimo de Ti (0,53%), bastante inferior ao anunciado pelo fabricante (4%), e teores elevados de alumínio (Al) e cobalto (Co), considerados como impurezas.

Mudança de coloração é um fator indesejável nas restaurações protéticas, pois pode comprometer a harmonia estética do sorriso. Em um estudo para avaliar a estabilidade de cor da cerâmica, foi observado que, nas ligas de metais altamente nobres, esse parâmetro mostrou-se excelente, o que não se deu com as ligas de Pd-Ag e Ni-Cr, cujo resultado apresentou significativa alteração de cor da dentina. Com as ligas Pd-Ag, inclusive, ocorreu acentuada mudança de cor, com grande saturação amarelo-esverdeado. A liga de Ni-Cr, entretanto, não provocou alteração significativa de cor, resultando apenas em uma sombra na cerâmica, com redução da luminosidade (CRISPIN *et al.*, 1991).

2.1.4 Porcelana Odontológica

Os materiais cerâmicos têm sido utilizados em medicina dentária há mais de 200 anos. São biocompatíveis devido à sua estabilidade química. Esse tipo de material inclui as porcelanas dentárias (neste trabalho denominadas somente de *porcelanas*) e os vidros-cerâmicos.

Os cerâmicos dentários são utilizados para fabricar coroas, próteses de dentes, facetas, *inlays* e *onlays*. Uma característica desejável neles é a sua aparência, que pode ser otimizada para simular a cor, translucidez e fluorescência dos dentes naturais. São materiais biológica e quimicamente inertes, com uma boa resistência a abrasão (VAN NOORT, 2004) (CRAIG; POWERS, 2004).

Convencionalmente, a porcelana dentária é uma cerâmica vítrea com base numa matriz de sílica (SiO_2) e feldspato potássico ($\text{K}_2\text{O}.\text{Al}_2\text{O}_3.6\text{SiO}_2$), ou feldspato sódico ($\text{Na}_2\text{O}.\text{Al}_2\text{O}_3.6\text{SiO}_2$), ou ambos. Esse tipo de porcelana é composto essencialmente de misturas de finas partículas de feldspato e quartzo.

O feldspato funde-se primeiro, fornecendo uma matriz vítrea para o quartzo, o qual fica em suspensão nela, sendo a sua temperatura de fusão muito elevada (CRAIG; POWERS, 2004). A massa fundida esfria rapidamente para formar a porcelana, que posteriormente pode ser aquecida para anexar óxidos metálicos, com o intuito de obter as cores e tons necessários para imitar a estrutura dental natural (CRAIG; O'BRIEN; POWERS, 1999). Os pigmentos básicos utilizados para conseguir os diferentes tons são: amarelo, azul, rosa, marrom e gris (CRAIG; O'BRIEN; POWERS, 1999).

A porcelana nas próteses metalocerâmicas é utilizada recobrando-se a estrutura metálica, com a finalidade de esconder ou disfarçar o metal, proporcionando, assim, a estética (SIMONPAOLI, 1975).

Devido, porém, à natureza frágil da porcelana feldspática das próteses metalocerâmicas, utiliza-se a técnica de fundi-la sobre o metal (CRUIKSHANKS, 1981). Costuma-se afirmar que essas coroas suportam, de forma satisfatória, os esforços mastigatórios, embora falhas não sejam incomuns, manifestando-se geralmente como fraturas (CHAVES FILHO, 2001).

A cerâmica ideal deve reunir um conjunto de qualidades, como adesão do metal sobre o qual é fundida e conservação dessa aderência; resistência a agentes físicos e químicos; tolerância dos tecidos orais; capacidade de reprodução de detalhes anatômicos; técnica de aplicação simples; estética agradável e preço acessível. (SIMONPAOLI, 1975)

Na composição da cerâmica opaca Ceramco 3®, obtida através da difração de raios-X, constatou-se a presença dos compostos SnO_2 (cassiterita), KAlSi_2O_6 (leucita) e ZrSiO_4 (Zircão), todos com estrutura tetragonal e com presença de partículas muito finas e estreitas.

A distribuição do tamanho das partículas do pó opaco foi realizada com a técnica de difração laser e confirmada pela micrografia eletrônica de varredura, que identificou uma heterogeneidade no tamanho dessas partículas, a saber: 2,6 μm , 17 μm e 36 μm (PEREIRA, 2006).

A grande amplitude de tamanhos de partículas permite que estas se compactem mais e melhor do que se fossem todas de igual dimensão. Sendo assim, as diferentes granulometrias existentes no pó de opaco são úteis para prensagem, posterior condensação e sinterização, uma vez que as partículas menores difundem e vão ocupar os espaços entre

as partículas maiores, tornando assim o opaco mais denso, compacto e resistente. Isto reflete na quantidade de defeitos que a cerâmica exibe e, conseqüentemente, na qualidade da restauração metalocerâmica (PEREIRA, 2006).

A fundição da porcelana sobre o metal recebe o nome de *sinterização*, que é a consolidação do produto. O processo ocorre quando o feldspato é misturado com vários outros óxidos metálicos e queimado em alta temperatura, o que pode, então, dar origem a uma fase cristalina chamada *leucita*, juntamente com uma outra fase vítrea líquida, denominada *fase eutética*.

Essa fase eutética promove a coalescência das partículas do pó cerâmico quando sinterizadas no estado sólido, isto é, a fase líquida envolve as partículas remanescentes, formando um sólido denso através de um processo que é chamado de *sinterização por fase líquida* (NÓBREGA; JOÃO; LA CROIX, 2002).

Tal consolidação significa que as partículas do material cerâmico vão ser unidas propriamente num agregado, para formar uma restauração dental desejada. Algumas reações químicas ocorrem durante a sinterização. De particular importância, são observadas mudanças no teor de leucita em porcelanas dentais (NÓBREGA; JOÃO; LA CROIX, 2002).

Um estudo para quantificar a concentração de leucita, através de difração de raios-X, analisou a composição química das porcelanas incisais Ceramco 2, Finesse e Empress, misturando-as, em seguida, com uma parte de cobre. A composição química encontrada foi quase exclusivamente de leucita, apresentando apenas um pico de cobre, devido à adição desse elemento na porcelana (ONG *et. al*, 2000).

A sinterização é feita, normalmente, em fornos contínuos, caracterizados por três zonas de operação: pré-aquecimento, manutenção da temperatura e resfriamento. Na

sinterização ocorre, em geral, uma deformação do compactado, que se contrai, podendo chegar a uma redução de 40% do seu volume inicial, ou a uma redução linear de cerca de 16% (METALURGIA, 2006).

Em um trabalho sobre fratura de porcelana, suas causas, prevenções e técnicas de reparo, observou-se que falhas mecânicas nas restaurações metalocerâmicas são usualmente relatadas como sendo devido a deficiências na infra-estrutura metálica, procedimentos laboratoriais impróprios, excessiva carga oclusal, trauma e inadequação dentária (TRUSHKOWSKY, 1992).

Num outro estudo sobre fratura da porcelana, foi encontrado homogeneidade do tipo de fratura ocorrido após a realização de testes de cisalhamento sobre corpos metalocerâmicos. As fraturas eram do tipo adesivas (SCOLARO, 2001). Essas falhas ocorrem inicialmente como microtrincas causadas pelas tensões internas na cerâmica ou pelo ataque corrosivo, na interface metal-cerâmica, pela saliva (FISHER, 2002). A deformação da estrutura metálica também pode ser uma causa de fratura na porcelana (YAMAMOTO, 1985b).

2.1.5 Interface Metalocerâmica

O estudo da união metalocerâmica é de grande interesse da comunidade odontológica há diversos anos, desde que se iniciou o tratamento reabilitador com próteses metalocerâmicas (BRECKER, 1956); (JOHNSTON; DYKEMA; CUNNINGHAM, 1958).

Esse fato se deve à relevância dessa união para o sucesso e longevidade das restaurações metalocerâmicas (DEKON, 1999), já que a união funciona como transmissor de carga do metal para porcelana e vice-versa. Qualquer força atuando na cerâmica fundida

sobre o metal resultará em tensões na restauração. Se a força externa é direcionada ao metal, a tensão resultante internamente ao metal será transferida pela união para a cerâmica ou vice-versa (LAVINE; CUSTER, 1966).

Na maioria das vezes, a união de dois materiais diferentes não é fácil. Os átomos, moléculas ou íons das diferentes classes de materiais, como os metais e cerâmicas, são bastante diferentes e podem ser unidos de diferentes modos. Essa união é caracterizada por uma combinação de propriedades físico-químicas e mecânicas (NASCIMENTO, 2001); (HOWE, 1993). Porém, um grande número de estudos vêm ao longo do tempo demonstrando sucesso tanto entre a porcelana e as ligas metálicas nobres (JOHNSTON; DYKEMA; CUNNINGHAM, 1956), (SMITH *et. al.*, 1959), como as não-nobres.

A chave para o sucesso de uma tecnologia de união de dois materiais com naturezas tão distintas está na capacidade de gerar uma interface que consiga acomodar diferentes tipos de ligações químicas (NASCIMENTO; MARTINELLI; BUSCHINELLI, 2003). Na verdade, existe um consenso entre os estudiosos que a união do metal com a porcelana deve-se a três tipos de união: química (fonte de união primária), que diz respeito às ligações iônicas, covalentes e metálicas. Sendo essa a principal forma pela qual se dá a união metal/cerâmica, qual seja: por troca de óxidos formados entre o metal e os seus elementos oxidáveis na cerâmica; física (fonte de união secundária), promovida pelas ligações de Van der Waals, que são forças de atração entre dois átomos polarizados em contato íntimo, mas sem troca de elétrons, como visto na união química; e mecânica, que depende da forma de contorno, do estado da superfície e de forças de compressão originadas pela diferença de coeficientes de expansão térmica da cerâmica e do metal (SCOLARO, 2000).

A união mecânica entre o metal e a porcelana ocorre durante a fusão da cerâmica, a água de cristalização é eliminada a 500 °C enquanto a contração e a condensação do

volume de substâncias argilosas como o caulín, feldspato e quartzo ocorrem a 871 °C. Quando a cerâmica e a subestrutura metálica atingem o máximo de expansão durante o processo de fusão, os poros do metal são consideravelmente alargados.

Certas substâncias presentes na cerâmica, principalmente agentes fundentes, tornam-se liquefeitas e preenchem os múltiplos poros alargados, mesclando-se ao metal e interpenetrando a estrutura cristalina da liga, o que resulta numa forte união mecânica. (SILVER; KLEIN; HOWARD, 1956). Isto se deve ao fato de que as ligas e os sistemas cerâmicos apresentam diferenças em seus coeficientes de expansão térmica. Como o coeficiente das ligas é ligeiramente maior, durante o resfriamento da cerâmica, o metal contrai-se mais rapidamente do que a cerâmica, promovendo tensões de compressão residuais nesta, ocasionando, assim, uma resistência de união adicional, por compressão (SCOLARO, 2000).

A faixa de diferença considerada “segura”, entre as expansões do metal e da porcelana varia entre 0,21% e 0,02%, havendo o risco de fratura por compressão excessiva da cerâmica. Abaixo de 0,02%, há o risco de fratura, por tração da porcelana. Destaca-se, porém, que como a expansão térmica varia dependendo da manipulação dos materiais, poderão ocorrer trincas se eles não forem manuseados corretamente, ou se utilizados em condições impróprias, mesmo estando dentro da faixa de diferenças seguras (YAMAMOTO, 1985a) do coeficiente de expansão.

O calor latente liberado pela solidificação inicial do metal eleva a temperatura nas proximidades das áreas de solidificação e a condição se torna favorável ao crescimento dendrítico, resultando em grãos denominados *grãos colunares*. Na região dos contornos de grãos, pode-se encontrar muitas impurezas, além de ser uma região facilmente atacada por substâncias químicas (PHILLIPS, 1998).

A adesão entre o metal e a cerâmica é determinada pelas propriedades das diferentes fases que emergem da zona de difusão durante o processo de sinterização. A formação e o crescimento dessas fases indicam que reações complexas de oxidação-redução correm na interface. Essa camada de oxidação desempenha um papel fundamental na aderência (HEGEDUS *et al.*, 2002); (SHILLINGBURG; HOBBO; WHITSETT, 1981).

A oxidação prévia à aplicação da cerâmica já era preconizada há alguns anos, pois acreditava-se que esse processo promovia uma reação química mais efetiva entre o metal e a cerâmica (LANDEZ, 1975). O processo de oxidação prévia consiste no aquecimento da peça metálica a uma temperatura inicial de 750 °C e uma final de 1040 °C, com velocidade de aquecimento de 40 °C/min, mantendo a temperatura final por 30 s, sob vácuo.

Um estudo para avaliar as alterações ocorridas na superfície metálica, durante a cocção da cerâmica, observou que se deu a formação de uma camada de SnO₂ sobre essa superfície; o íon Sn é responsável por promover o mecanismo de aderência entre o metal e a cerâmica; e que a estrutura dos grãos da liga não foi afetada pela queima da cerâmica, enquanto as redes dendríticas dos grãos de metal foram eliminadas (VON RADNOTH; LAUTENSCHLAGER, 1969).

Nas ligas à base de Ni-Cr, os óxidos metálicos são facilmente produzidos quando submetidos a altas temperaturas. A espessura dessa camada de óxido depende do grau de oxidação dos elementos metálicos da liga. Se a camada for muito fina, ela poderá ser rompida durante a sinterização da porcelana (PRESTON, 1988). Todavia, uma camada muito grossa de óxido pode causar tensões internas, devido à diferença no coeficiente de expansão térmica entre a camada de porcelana e a camada de óxido, resultando em fraca adesão entre o metal e a porcelana (HUANG, 2003).

2.1.6 Processo Laboratorial do Sistema Metalocerâmico

O processo laboratorial da confecção das próteses metalocerâmicas inicia-se com a confecção em cera (enceramento) sobre o modelo de gesso enviado pelo dentista da porção da restauração que será transformada em estrutura metálica.

Em seguida a cera é incluída em material de revestimento refratário. A etapa seguinte é a queima do revestimento para que a cera evapore, gerando um modelo negativo e caracterizando a técnica da cera perdida.

A fundição das ligas pode ser realizada tanto com maçarico a gás, quanto em máquina elétrica de fundição. Com a utilização do maçarico, torna-se impossível controlar precisamente a temperatura empregada na fusão da liga. O processamento de cada liga deve seguir as normas do fabricante.

Partículas contaminadoras promovem o aprisionamento de gases durante a sinterização, resultando no aumento da porosidade da porcelana. As áreas de porosidade servem como concentradores de tensões residuais, influenciando negativamente na união metal-porcelana.

Para evitá-las, utiliza-se o jateamento com alumina em pó da infra-estrutura já acabada, que serve para remover impurezas superficiais. A área apresenta-se com maior energia superficial, o que melhora a molhabilidade e facilita a aplicação da porcelana.

O jateamento gera microporosidades que aumentam a área superficial de contato metal-porcelana (HOFSTEDE *et al.*, 2000). Na sequência, as camadas de porcelana são aplicadas, estruturando os contornos e cores finais do trabalho.

2.1.7 Reutilização das Ligas

A reutilização das ligas metálicas após fundições não é um fato raro nos laboratórios de prótese dentária, devido aos fatores econômicos. A grande questão é até que ponto esse hábito poderá causar danos ao sucesso do trabalho protético. Vários estudos estão sendo desenvolvidos para testar a utilização do metal refundido nas restaurações metalocerâmicas (MOFFA *et. al.*, 1973); (HESBY *et. al.*, 1980); (FERNANDES NETO, 1982); (NELSON *et. al.*, 1986); (HAMMAD; STEIN, 1990); (RIBEIRO, 1998); (FERNANDES, 2002); (HORASAWA, 2004); (AL-HIYASAT; DARMANI, 2005); (SÁ, 2006).

Uma pesquisa sobre a influência da refundição do metal em relação à resistência da união entre uma liga de metal básico e a porcelana Ceramco promoveu a confecção das amostras metálicas - utilizando-se ligas novas e reutilizadas - adicionada de 25% a 50% de liga nova. Através de testes de resistência ao cisalhamento, os autores não encontraram diferenças que comprometessem a união entre metal virgem e reutilizado e cerâmica (MOFFA *et. al.*, 1973).

A influência da reutilização de ligas de Ni-Cr foi estudada através da utilização de ligas 100% novas e 50% refundidas, seguindo-se da aplicação de dois tipos de opacos diferentes sobre elas. Os resultados indicaram que, quando se aplicou o opaco tipo Paint-on 68 com a liga 50% refundida, obteve-se uma menor resistência. Já, com uma outra marca de opaco - a Paint-on 88 -, a resistência da liga 50% refundida foi maior que a da 100% nova (FERNANDES NETO, 1982)

Outro estudo visou analisar o efeito de 10 fundições nas propriedades físicas e clínicas de uma liga de Ni-Cr, sendo que o excesso do metal dos botões e do conduto de alimentação foi recombinação com liga virgem. Todo o procedimento teve por finalidade

simular as situações dos laboratórios protéticos. 101 corpos-de-prova foram fundidos a uma temperatura de 1550 °C, sendo 11 em forma de barra e 90 em forma de armação metálica para prótese removível. Como o excesso do material contido no conduto de alimentação era pesado, adicionava-se então liga nova, de forma que 50% da mistura seria de liga reutilizada e 50% de liga virgem. Com relação à resistência a tração, percentual de alongamento e módulo de elasticidade, houve uma diferença mínima entre a primeira e a décima refusão. Quanto aos resultados da dureza *Vickers*, variaram de 335 HVS até 390 HVS. Esses resultados, porém, não foram aumentando continuamente à medida que a liga ia sendo refundida.

Analisando-se a microestrutura da primeira à décima fundição, observou-se que não houve diferenças marcantes na estrutura básica. Uma estrutura dendrítica típica das ligas de Ni-Cr foi encontrada em todos os espécimes. Os resultados deste estudo indicaram que não há diferença marcante entre as dez gerações de refundição, embora as pequenas variações que ocorreram mereçam considerações (NELSON, 1986).

Em um estudo para avaliar o efeito de vários ciclos de queima, tipos de ligas e marcas de porcelana em relação a cor e resistência da união metalocerâmica, na interface metal-camada de opaco e junção opaco-opaco de porcelana, foram selecionadas duas ligas e duas marcas de porcelana. As ligas foram *Olympia* (liga de alta nobreza) e *Talladium* (liga de metal). As marcas das porcelanas foram *Vita VMK 68* e *Ceramco II* (cor B2).

Após o estudo, foi observado que: a elevação da temperatura aumentou a força de união em todas as combinações liga-porcelana testadas ($p < 0,001$); em todos os grupos testados, o aumento do número de queimas diminuiu a resistência da união, embora não tenham sido encontradas diferenças significativas na união das amostras com cinco, sete e nove tempos de queima; não ocorreu alteração estatisticamente considerável entre a camada

de opaco e o corpo da porcelana, com o aumento da temperatura e o número de queimas; a combinação dos materiais *Talladium-Ceramco II* mostrou resistência na união significativamente maior que a combinação *Olympia-Ceramco II* ($p < 0,001$), indicando que a *Ceramco II* é mais compatível com a liga *Talladium*; a resistência de união para as duas ligas testadas com a porcelana *Vita* não foi significativamente diferente. Embora a liga *Talladium* tenha mostrado melhor união com a porcelana *Ceramco II* do que com a porcelana *Vita*, a diferença não foi estatisticamente significativa (HAMMAD; STEIN, 1990).

A avaliação do comportamento de ligas Co-Cr, frente à reutilização de sobras, foi realizada, desde a primeira fusão, com uma condição de 100% de sobra e em incrementos de 25% (em peso). Os resultados obtidos mostram que as ligas têm níveis adequados de resistência, mesmo quando refundidas totalmente, oferecendo segurança para seu emprego clínico, fato verificado principalmente em função dos valores observados para o limite de proporcionalidade. A análise conjunta dos valores de resistência (limite de proporcionalidade, limite de resistência à tração), alongamento percentual e dureza superficial, sugeriu que a utilização de sobras da primeira fusão, desde que não haja contaminação pelo revestimento nem queima da liga, não altera de maneira substancial o comportamento observado (RIBEIRO, 1998).

As boas qualidades de resultados mecânicos para as ligas *Tilite* com refundição foram encontradas no estudo que avaliou a resistência mecânica da liga *Tilite* pura e refundida, com e sem acréscimos da liga pura. Não foram encontrados dentro dos parâmetros utilizados, diferença estatisticamente significativa entre os três grupos. Verificou-se assim que as ligas virgens e refundidas apresentam resistência mecânica compatível (FERNANDES, 2002).

Um outro estudo para analisar o efeito de sucessivas refundições de ligas metálicas foi realizado fundindo-se, em até 5 vezes, uma liga comercial de Ag-Pd-Cu-Au. Testes eletroquímicos foram realizados para se analisar o efeito do reaproveitamento nos parâmetros de polarização, assim como a corrosão em saliva artificial, verificou-se um pequeno aumento na curva de polarização e uma elevação da corrosão, principalmente após a 5ª refusão. Quanto à dureza, esta aumentou com o número de refusões, enquanto, na microestrutura, os grãos cresceram. Transformações químicas na liga também ocorreram, como a diminuição de cobre e zinco, além de ter ocorrido acréscimo de impurezas (HORASAWA, 2004).

A possibilidade de alterarem-se as propriedades químicas, afetando a liberação dos elementos de liga e subseqüentemente a citotoxicidade, foi o motivador de estudos sobre refundição de ligas metálicas básicas odontológicas. Para um desses estudos, foram confeccionados corpos-de-prova de vários tipos de liga, os quais foram divididos em três grupos.

No primeiro grupo, os corpos-de-prova foram preparados utilizando-se ligas novas. O segundo foi composto por 50% de liga nova e 50% de liga refundida. O terceiro grupo consistiu de espécimes 100% reaproveitados. Estes foram embebidos em água destilada esterelizada e limpos em ultra-som, por 5 minutos, verificando-se, ao final, que a reutilização de ligas odontológicas aumenta a liberação de elementos da liga e a citotoxicidade delas (AL-HIYASAT; DARMANI, 2005).

Um estudo sobre modificações das propriedades químicas de liga metálica, durante a fundição do metal, indica que um aquecimento intenso e prolongado durante a fusão do metal poderá produzir a evaporação de componentes secundários, ocasionando, assim, a formação de uma liga com propriedades diferentes (GARBIN *et. al*, 2003).

A influência da refundição do metal sobre a adesão metal-porcelana em ligas Ni-Cr foi avaliada em um estudo sistemático, através de ligas com diferentes graus de reaproveitamento. A liga foi refundida em 1 e 2 vezes e comparada com aquela fundida uma única vez. Os resultados indicaram que não houve diferença em diferentes estágios de fusão na interface entre as ligas e a porcelana. A microdureza do metal não foi alterada com o número de refusões (SÁ, 2006).

2.2 BIOCAMPATIBILIDADE

É considerado um material biocompatível qualquer substância que não seja um medicamento e que possa ser usado durante qualquer período, como parte de um tratamento, estimulando a reparação de tecidos, órgão ou função.

Requisitos fundamentais dos biomateriais são: não gerar produtos de corrosão prejudiciais, tóxicas ao organismo, não conter agentes sensibilizantes e não apresentar potencial carcinogênico. No caso dos materiais odontológicos, o meio hospedeiro é especialmente delicado, devido à presença de microorganismos e resíduos alimentares na cavidade oral, e devido às propriedades corrosivas da saliva e demais fluidos orais (ANUSAVICE, 1998).

A saliva é uma secreção exócrina clara, mucosserosa e ligeiramente ácida, proveniente de três pares de glândulas salivares maiores (parótidas, submandibulares e sublinguais) e inúmeras glândulas menores dispostas na base e dorso da língua, soalho da boca, palato duro, palato mole e mucosa jugal das bochechas e lábio inferior (GARDNER, GRAY, O'RAHILY, 1964); (SAMPAIO, 2001); (DIAZ-ARNOLD; MAREK, 2002);

(PEREIRA *et. al*, 2003). A composição da saliva é basicamente aquosa (99%), acrescida de bicarbonatos, fosfatos, uréia, macromoléculas proteicas, mucinas, eletrólitos de cálcio e fosfato, imunoglobulinas, proteínas e enzimas. O seu pH varia de 6,0 a 7,4, podendo variar de 2 a 11, durante e logo após o período mastigatório (AMEER; KHAMIS; Al-MOTLAQ, 2004).

Verificar a biocompatibilidade é um complexo processo que envolve a realização de testes *in vitro* e *in vivo*, contribuindo para o entendimento das respostas biológicas ao contato com materiais. Esse processo é relevante na prática protética, devido ao contato íntimo dos materiais com tecidos vivos, por longos períodos de tempo (WATAHA, 2001).

A maior preocupação do uso de restaurações odontológicas à base de Ni é a reação alérgica. Foi realizada uma avaliação médica em pacientes, com idades entre 24 e 44 anos, que possuem prótese fixa com liga de Ni. Os resultados mostraram que 9,7% das mulheres e 0,8% dos homens apresentaram reação positiva ao sulfato de níquel a 2,5%. A incidência da hipersensibilidade ao Ni, para todas as idades, foi de 4,5%, para as mulheres, e 1,5%, para os homens. Das reações positivas ao Ni, mulheres com orelhas furadas representaram 90% do total. Nenhum dos homens com orelhas furadas apresentou reações positivas. Nenhuma correlação entre a incidência da hipersensibilidade ao Ni e a presença de restaurações com ligas de Ni foi descoberta (MOFFA *et. al*, 1982).

Um outro estudo para avaliar a sensibilidade alérgica causada pelo Ni foi realizado em cobaias. Observou-se que, após exposição oral destas ao Ni e ao Cr, por meio de aparelhos fixos ou dietas que continham elementos como pós metálicos ou sais, esses metais não induziam a uma reação alérgica. Ainda mais significativa foi a observação de que os animais pré-expostos ao metal geralmente não apresentaram qualquer reação,

enquanto os que não o foram apresentavam uma incidência mais alta de sensibilidade (VREENBURG *et. al.*, 1984).

Os riscos de potencial carcinogênico do Ni, em pacientes odontológicos portadores de restaurações à base de Ni, existem. Porém, eles são menos prováveis em pacientes odontológicos e dentistas, quando comparados aos técnicos de laboratório, por causa da exposição por tempo prolongado ao pó e ao vapor do Ni e do Be (ANUSAVICE, 2005).

2.3 TÉCNICAS DE CARACTERIZAÇÃO

Diversas técnicas de caracterização foram utilizadas neste trabalho para o estudo das amostras, tais como: difração de raios-X, microscopia óptica e eletrônica, microdureza, rugosidade, colorimetria, análise química da solução e ensaio de desgaste.

A Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) foi a técnica de caracterização mais utilizada neste trabalho para a avaliação microestrutural das amostras. Porém, por se tratar de uma técnica de caracterização corriqueira e bem conhecida para a comunidade da engenharia de materiais, não serão dadas explicações sobre ela. Apenas algumas considerações sobre a colorimetria será apresentada, para facilitar a análise dos resultados desse parâmetro.

2.3.1 Colorimetria

Uma técnica usada para avaliar especificamente a cor é realizada através da espectrocolorimetria, onde um espectrofotômetro de luz visível busca posicionar a cor no

espaço. Este é definido por uma combinação de coordenadas cilíndricas e cartesianas, onde um ponto está associado a uma cor única.

O processo psicológico de percepção da cor, pelo sistema visual humano, é tridimensional e associa-se, em geral, a três atributos independentes: tonalidade (“*hue*”), saturação (“*saturation*”) e brilho (“*brightness*”).

A tonalidade é o atributo que usamos no dia-a-dia para fazer referência às “cores”, sendo, por isso, o primeiro critério para se discriminar uma cor. A saturação está relacionada com a pureza desta, indicando a sua “intensidade”. Este atributo da cor está associado à distribuição espectral relativa: quanto mais pronunciado for o pico da reflectividade, mais saturada é a cor. Na Figura 2, o azul é mais saturado que o verde, mas menos que o vermelho.

O brilho está relacionado com a aparente luminância ou fluxo do estímulo, sendo, para uma mesma cor, proporcional à intensidade total da luz reflectida que chega aos olhos.

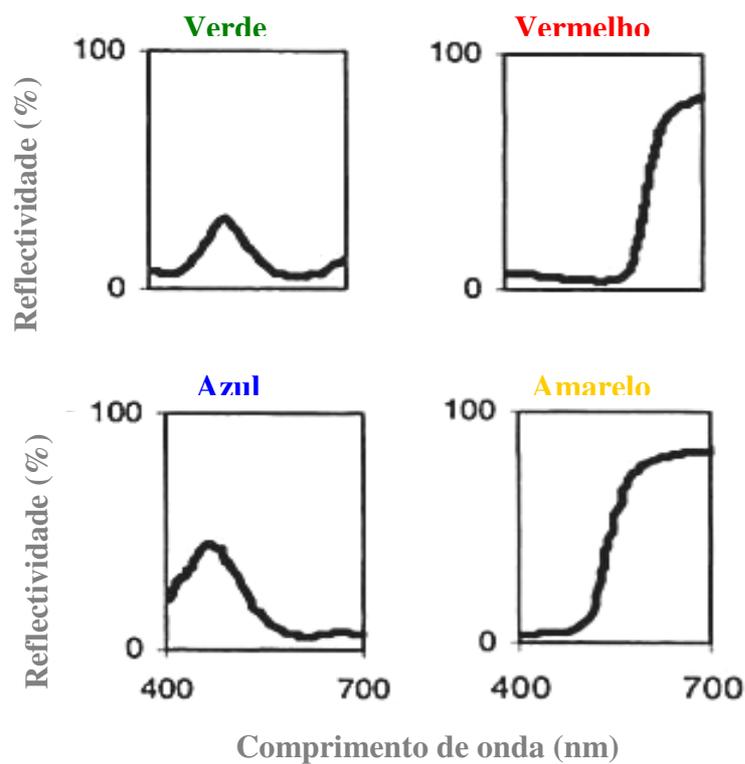


Figura 2 Espectro da reflectividade na região visível para várias tonalidades. (GABRIELI, 2001).

O sistema utilizado para análise de cor foi o $L^*a^*b^*$ (Figura 3). O parâmetro L^* traduz a luminância ou brilho, o qual varia de 0 (preto) a 100 (referência branco). Os eixos horizontais correspondem às coordenadas de cromaticidade, as quais estão associadas aos atributos tonalidade (H) e saturação (C).

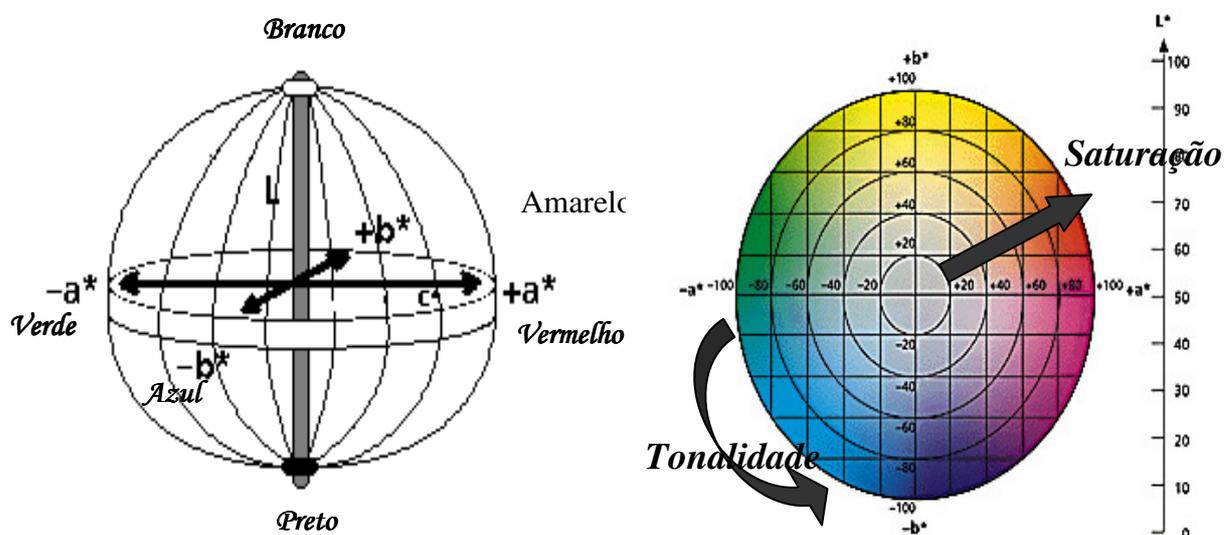


Figura 3 Esquema do espaço de cor CIE 1976 ($L^*a^*b^*$).

A magnitude, a partir do centro, indica a saturação e o sinal dá indicações quanto à tonalidade. O eixo vermelho e verde é designado pelo termo **a**. Quando o valor for positivo, esse eixo mostrará o desvio no sentido da tonalidade vermelha; quando for negativo, mostrará o desvio no sentido do verde. O eixo amarelo e azul é designado pelo termo **b**. Quando o valor for positivo, esse eixo mostrará o desvio no sentido da tonalidade amarela; quando for negativo, mostrará o desvio para a tonalidade azul. A escala de luminosidade está situada no centro, perpendicularmente aos eixos **a*** e **b***.

MATERIAIS E MÉTODOS EXPERIMENTAIS

3.1 MATERIAIS DE PARTIDA

Neste estudo utilizou-se uma liga de níquel-cromo-molibidênio-titânio (60-76%)Ni, (12-21%)Cr, (4-14%)Mo e (4-6%)Ti (Tilite Premium (P) - Talladium do Brasil) e um sistema cerâmico: Ceramco 3 (Ceramco Inc., Burlington, NJ, USA) cor A3, para a confecção das juntas metalocerâmicas. A liga foi fornecida pelo fabricante em formas de tarugo, com 12 mm de diâmetro e 6 mm de altura. Já a cerâmica foi obtida em forma de pó em duas embalagens distintas, uma contendo pó cerâmico opaco e outra, pó cerâmico dentina.

Foram confeccionadas 24 juntas metalocerâmicas a partir da deposição de Ceramco 3® sobre substratos metálicos fundidos da liga Ni-Cr-Mo-Ti (Figura 4).

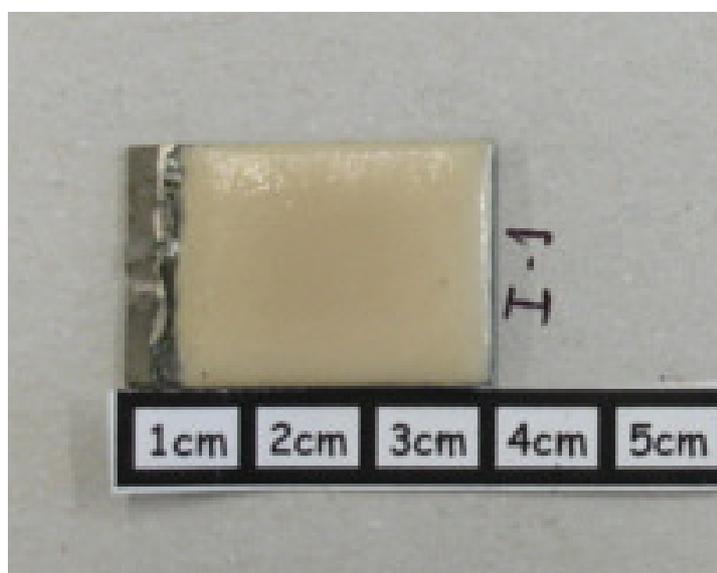


Figura 4 Geometria dos corpos-de-prova metalocerâmicos.

As amostras foram divididas em grupos, em função do número de fundições da liga de base. Para as amostras do Grupo I, foi realizada apenas 1 fundição no metal. Para as do Grupo III, o metal foi submetido a 3 fundições. Finalmente, para as amostras do Grupo V, a liga foi submetida a 5 fundições.

Para cada grupo, foram confeccionadas 8 amostras, numeradas de 1 a 8. Assim, na nomenclatura adotada, a amostra I-7 corresponde, por exemplo, à amostra 7 do grupo I, submetida a apenas 1 fundição.

3.2 CONFECÇÃO DAS AMOSTRAS METALOCERÂMICAS

3.2.1 Confeção dos Padrões de Cera

Os substratos metálicos foram confeccionados a partir de padrões de cera de 0,5 mm de espessura. A cera apresentava-se em forma de lâmina, de onde outras lâminas menores, com 30 mm de comprimento e 20 mm de largura, foram obtidas (Figura 5).

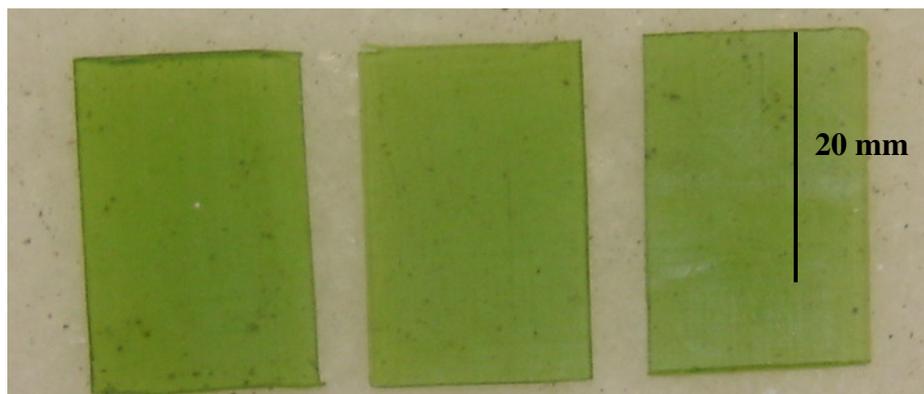


Figura 5 Lâminas-padrão de cera para confecção dos substratos metálicos

3.2.2 inclusão dos padrões de cera e fundição do metal

Os padrões de cera foram posicionados em uma base formadora de cadinho e presos por condutos de alimentação (Figura 6). Para a inclusão dos padrões foi usado o revestimento micro-fine 1700 Casting Investimento (Talladium Inc., Valencia, USA). As proporções indicadas pelo fabricante para fundição - 11 mL de líquido e 11 mL de água destilada (22 ml de líquido total) para um pacote de 90 g de pó - foram obedecidas.

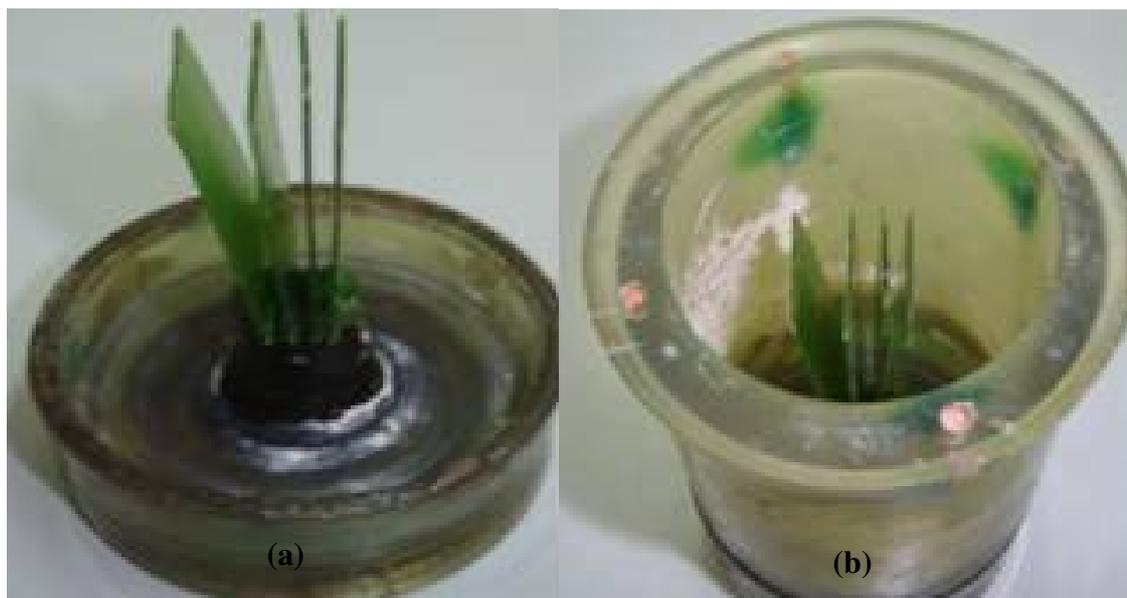


Figura 6 Padrões de cera posicionados na base formadora de cadinho. a) Sem tampa. b) Com tampa.

O líquido foi colocado na cuba de borracha e em seguida o pó, o qual foi inicialmente espatulado manualmente por 15s para sua incorporação na fração líquida. Depois, foi realizada a espatulação mecânica a vácuo por 60 s, sendo então invertido o revestimento dentro do anel sob vibração mecânica.

Decorridos 30 min para a presa do revestimento, a base formadora de cadinho foi retirada e o revestimento levado ao forno elétrico Vulcan A 550 da NEY, a 950 °C, por 20 min. Em seguida, a temperatura foi reduzida para 850 °C.

O procedimento de fundição foi realizado com uma centrífuga sob pressão de 0,14 mbar. Após a fundição, o bloco de revestimento foi mantido no material de revestimento em temperatura ambiente, até atingir o resfriamento total (Figura 7).

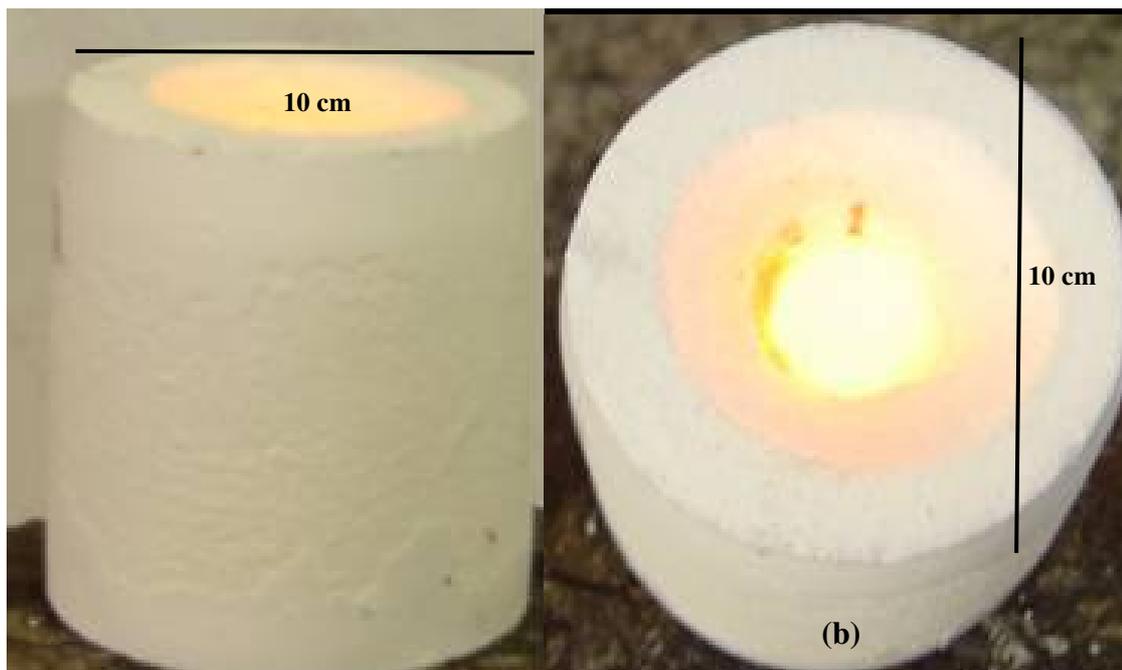


Figura 7 Bloco de revestimento após fundição.(a) Vista superior. metal fundido. (b) Vista lateral.

Por fim, utilizou-se uma serra para dividir o bloco de revestimento sem comprometer o metal em seu interior. Os resíduos de revestimento foram removidos com espátulas de Holleback, Le Cron, brocas de aço e pontas de óxido de alumina (Figura 8). Os materiais tiveram seus condutos de alimentação cortados com discos de carbonudum, em motor de baixa rotação.



Figura 8 Seqüência de limpeza das amostras, após retiradas do molde de revestimento. (a) Amostras após serem removidas do bloco de revestimento. (b) Limpeza das amostras com jato de alumina.

3.2.3 Tratamento do Metal

Na fundição e refundição do metal, o cadinho de quartzo, juntamente com os anéis da liga metálica, foi inicialmente pré-aquecido em forno por 20 min, a 950°C. Em seguida, a temperatura foi reduzida para até 850°C. O cadinho com o metal foi retirado do forno e levado para a centrífuga. Nesse momento, a liga apresentava uma superfície laranja brilhante (Figura 9).

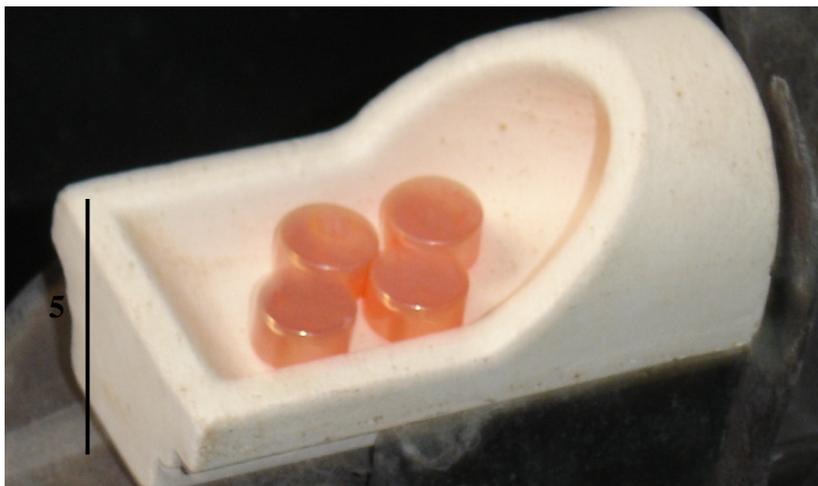


Figura 9 Liga Ni-Cr-Ti-Mo após aquecimento com aspecto laranja brilhante.

Na sequência, o anel foi colocado no berço da centrífuga (Figura 10). O maçarico foi aproximado, a chama, liberada, e a fundição foi então concluída (Figura 11). Para o metal que iria ser submetido a refundições, o processo foi refeito. Com relação à liga submetida apenas a uma fundição, esta foi imediatamente introduzida no molde pré-fabricado.



Figura 10 Metal na centrífuga para ser fundido e depois introduzido no molde pré-fabricado.



Figura 11 Fundição do metal com o auxílio do maçarico.

3.2.4 Tratamento dos Padrões Metálicos

Após o acabamento, os substratos metálicos foram limpos em banho ultrassônico, lavados em água corrente, jateados com óxido de alumínio, para homogeneização da rugosidade superficial, limpos e secos. A aparência de um grupo de amostras submetida ao procedimento descrito acima está ilustrada na Figura 12.

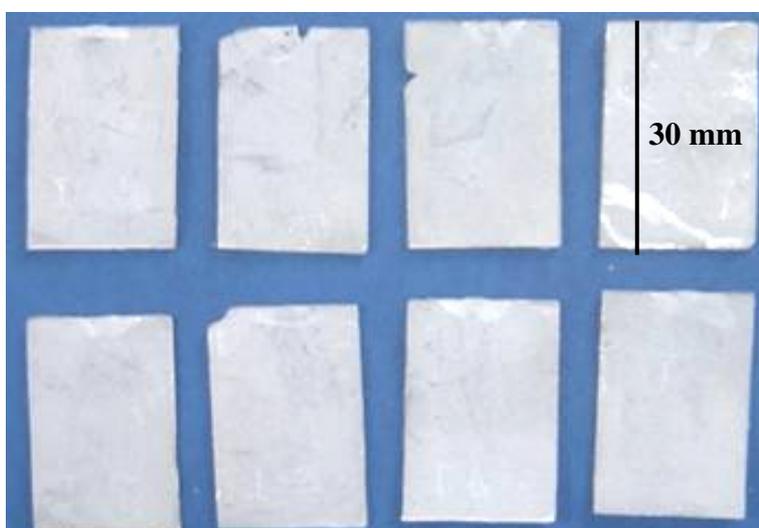


Figura 12 Lâminas metálicas limpas.

Em seguida, os substratos metálicos foram submetidos à oxidação. Para isto, eles foram levados ao forno, com temperatura de 540 °C. Esta foi aumentada, sob vácuo, a uma taxa de 55 °C/min, até atingir 970 °C. As amostras, retiradas imediatamente após atingir essa temperatura, apresentavam coloração azulada, típica de oxidação, como se pode observar na Figura 13.



Figura 13 Peças metálicas após a oxidação no forno.

3.2.5 Aplicação da Porcelana

O sistema cerâmico foi aplicado de acordo com as instruções do fabricante para preparo das massas, respeitando-se as exigências quanto a condensação, temperatura e tempo de cocção.

Inicialmente, foi aplicado, cuidadosamente, o opaco, sob forma de pó/líquido, com o auxílio de um pincel.

Os padrões metálicos foram segurados com o auxílio de uma pinça metálica hemostática, para facilitar a apreensão. Com a utilização do pincel de pêlos macios, o opaco foi, então, aplicado em pequena quantidade, de forma a molhar a superfície do metal com cerâmica, garantindo, assim, uma perfeita aderência entre esta e a liga. Em seguida, procedeu-se à queima de ambos.

Após o resfriamento, uma segunda camada foi aplicada, de forma semelhante à primeira, mas agora com uma espessura maior e com o objetivo de mascarar o metal. Essas queimas das camadas de cerâmica foram feitas no forno Phoenix (Ceramco Inc., Burlington, NJ, USA).

Para a dentina também foram aplicadas 2 camadas da respectiva porcelana. A primeira foi composta de aproximadamente 75 g, enquanto a segunda camada constituiu-se de 25 g.

Para esse procedimento, foram utilizadas espátulas de cerâmica, para levar a massa até à amostra, e pincéis para deixar a superfície mais lisa (Figura 14). Os excessos de água foram removidos com lenços absorventes e a condensação da cerâmica foi feita com pressão manual.



Figura 14 Aplicação da cerâmica com auxílio de um pincel.

Em seguida à aplicação, os corpos-de-prova foram levados ao forno para serem queimados de acordo com as instruções do fabricante (Figura 15). Foram realizados os ajustes e acabamentos do corpo da porcelana, com o auxílio de fresas e discos, para acabamento montados em uma peça de mão (Figura 16). Então foi aplicada a camada de *glazer Finegrain strains* (Dentsply Ceramco) nas amostras. O *glazer* foi fornecido sob forma de pó/líquido em dois frascos diferentes.



Figura 15 Amostras metalocerâmicas logo após a sinterização da primeira camada de porcelana.



Figura 16 Ajustes no corpo da porcelana.

Após a conclusão de todos os corpos-de-prova, iniciou-se a etapa de caracterização da união metalocerâmica, do metal e da porcelana.

3.3 METALOGRAFIA

A preparação metalográfica das amostras é uma etapa importante para a análise microscópica destas. Os restos da liga metálica fundidos e as juntas metalocerâmicas preparadas neste trabalho foram embutidos em resina e, posteriormente, submetidos a corte (Figura 17), lixamento e polimento, seguido de limpeza em ultrassom.



Figura 17 Amostras embutidas e cortadas.

O embutimento das amostras foi realizado utilizando-se a resina Epofix, da Struers. Após cura de 24 h, as amostras foram cortadas em máquina Isometer 1000, da Buehler, com disco diamantado Buehler, série 15 HC (0,3 mm de espessura), com carga aplicada constante de 150 g e sob refrigeração. O lixamento das amostras foi automático, tendo sido utilizado lixas com granulometrias variando entre 185 até 2400 mesh. Utilizou-se a pasta de diamante de 3 μm para obter-se o polimento desejado. A limpeza das amostras foi realizada após o polimento com um auxílio do ultrassom Sonorex, imersas por 10 min em água destilada, 10 min em acetona e, em seguida, mais 10 min em água destilada. Por fim, as amostras foram secas com ar quente.

3.4 CARACTERIZAÇÃO DOS SISTEMAS METALOCERÂMICOS

3.4.1 Avaliação Microestrutural das Juntas Metalocerâmicas

A microestrutura dos substratos metálicos, das camadas de porcelana e das interfaces metalocerâmicas foi avaliada com o auxílio de um microscópio eletrônico de varredura Philips XL 30 ESEM.

Em especial, foi avaliada a porosidade das cerâmicas, a microestrutura do substrato metálico em função do número de refundições e a aderência entre metal e cerâmica.

3.4.2 Análise da Solução de Saliva Artificial

A análise para investigação dos elementos Ni, Cr, Mo e Ti foi realizada na saliva artificial através do método de chama pelo Espectrofotômetro de Absorção Atômica, modelo GBC 904A de 1990, pertencente à Universidade do Minho – D.E.M. – Laboratório de Metalurgia.

As soluções de saliva artificial foram obtidas de duas fontes, após o ensaio de desgaste e após 8 meses de contato com a amostra no ensaio de imersão.

3.4.3 *Microdureza*

As medições de microdureza foram realizadas no substrato metálico das amostras, cortadas transversalmente com o auxílio do microdurômetro modelo Micro Hardness Test (Shimadzu Corp., Kyoto, Japão), com aplicação de carga de 100 g sobre as amostras. Foram realizadas 5 indentações em cada amostra.

3.4.4 *Colorimetria*

A caracterização da cor nas amostras foi realizada na superfície da porcelana em 6 pontos de cada amostra, seguindo o mesmo esquema da análise da rugosidade. As amostras foram submetidas a 3 análises de cor, durante os 8 meses de imersão em saliva artificial. A primeira medida foi realizada antes da imersão, a segunda, 4 meses após a imersão e a última, ao final de 8 meses.

Os resultados foram computados através de um espectrofotômetro portátil comercial MINOLTA CM-2600d (comprimento de onda entre 400 nm e 700 nm), usando-se iluminação difusa até o 8° ângulo de visão.

O espectrofotômetro foi equipado com uma esfera integrada de 52 mm de diâmetro e 3 lâmpadas xenon. A especificação da cor foi computada abaixo do iluminante D65 padrão CIE (Colorimetry, 1971) e representado na CIELAB 1976 Space color.

3.4.5 Espessura das Camadas de Porcelana (Opaco e Dentina)

A avaliação da espessura das camadas de porcelana foi realizada com o auxílio de uma lente milimetrada adaptada a um microscópio óptico, ajustado para aumentos de 50x e 100x . Foram observados cortes transversais polidos de amostras dos 4 grupos preparados.

Os cortes foram feitos a 5mm da borda das amostras, conforme esquematicamente ilustrado na Figura 18. Nas amostras dos Grupos I e III, foram necessários dois cortes. O primeiro causou o desprendimento de parte da camada de porcelana do metal, causando diminuição da área de estudo para quantificar os resultados de espessura. Na amostra V-7, apenas um corte foi necessário, pois a camada de cerâmica continuou completamente aderida ao metal.

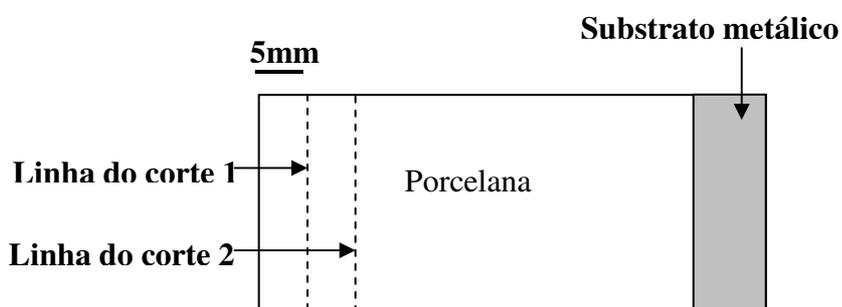


Figura 18 Esquema das linhas de corte da superfície de porcelana das amostras.

3.4.6 Rugosidade

A rugosidade da porcelana foi avaliada pelo parâmetro Ra, com o auxílio do rugosímetro Per-Hometer S5P, da marca “Mahr Perthen”. As amostras I-3, I-4, III-3, III-4, V-3 e V-4 foram avaliadas segundo o esquema da Figura 19.

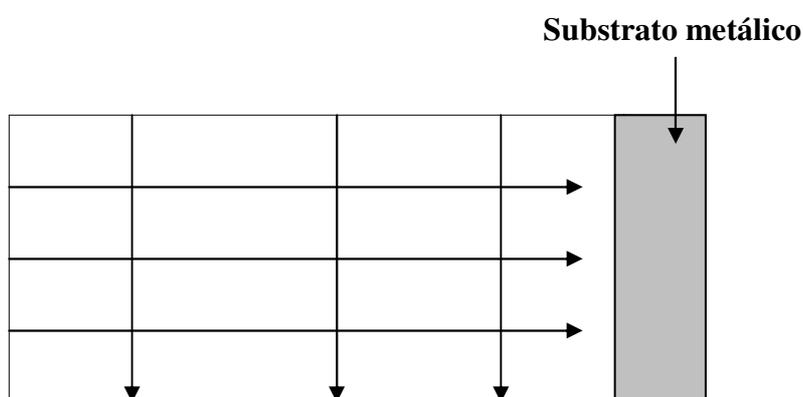


Figura 19 Desenho esquemático dos sentidos e direções da obtenção das medidas de rugosidade das amostras I-3, I-4, III-3, III-4, V-3, V-4.

As amostras I-1, I-2, III-1, III-2, V-1 e V-2, que serão avaliadas a mudança de coloração devido à imersão em saliva artificial, a rugosidade foi avaliada em seis pontos da amostra. Em cada ponto foram feitas duas medidas, uma em sentido longitudinal e outra em sentido transversal (Figura 20).

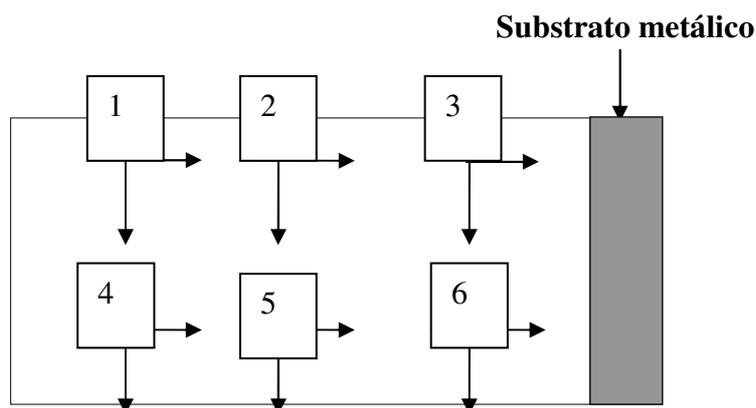


Figura 20 Desenho esquemático das medidas de rugosidade realizadas nas amostras I-1, I-2; III-1, III-2, V-1 e V-2.

3.4.7 Estrutura Química

A estrutura química das superfícies de porcelana das amostras foram analisadas através da difração de raios-X, com o auxílio do Difratorômetro Philips Analytical, variação do ângulo de 2° a 65° , tamanho das medições: 0,02 s; velocidade de varredura: $0,01600^\circ/\text{s}$ e tempo de cada medição: 1,25 s.

3.4.8 Ensaios de Desgaste

Os ensaios de desgaste foram realizados em um tribômetro Plint TE67/R (Figura 21). As amostras foram colocadas em um aparato, de forma que só a porcelana teve contato com a saliva artificial (Figura 22). Em seguida, foram submetidas a deslizamento recíproco, utilizando-se uma esfera de alumina (Figura 23), com 10 mm de diâmetro e frequência de 1 Hz. A distância de deslizamento foi de 2 mm e a carga aplicada de 159,9 N. O período total de medida foi de 2 h.

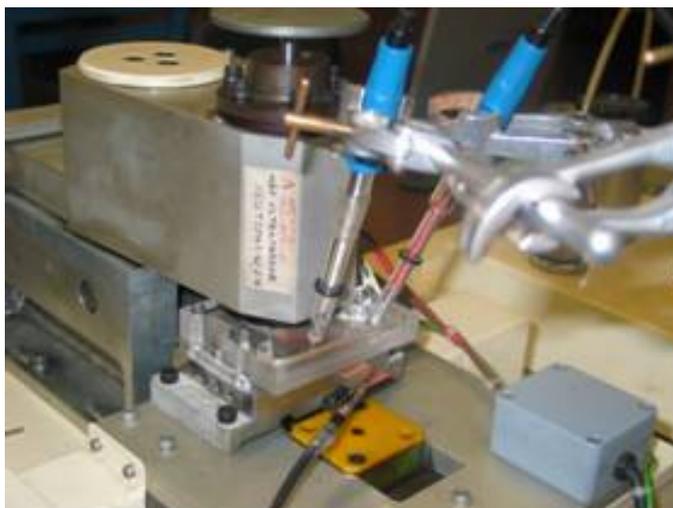


Figura 21 Tribômetro Plint TE67/R utilizados para os ensaios de desgaste.



Figura 22 Área da amostra em contato com saliva artificial.

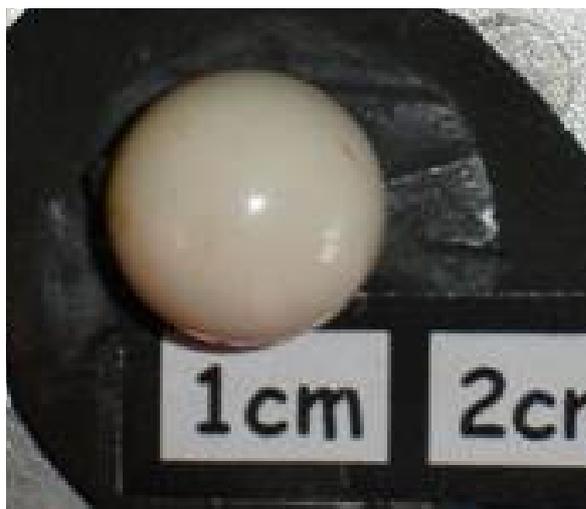


Figura 23 Esfera de alumina.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

A apresentação dos resultados e discussões deste estudo está organizada pelas análises dos materiais constituintes dos sistemas metalocerâmicos (liga metálica e porcelana) e da interface metal/porcelana.

4.1 LIGA METÁLICA

4.1.1 Avaliação Macroscópica

O aumento do número de fundições do metal causa modificações macroscópicas na liga metálica. O metal torna-se opaco, escurecido, podendo até apresentar falhas estruturais com o aumento do número de fundições.

Essas falhas, como vistas no metal das amostras do Grupo V (Figura 24), comprometem a qualidade do trabalho e contra-indicam o uso deste na Odontologia, visto que poderiam causar fragilidade em áreas da restauração metalocerâmica, danos nas terminações dos trabalhos protéticos, conseqüente má adaptação da prótese, retenção de placa bacteriana e baixa longevidade do trabalho na boca.

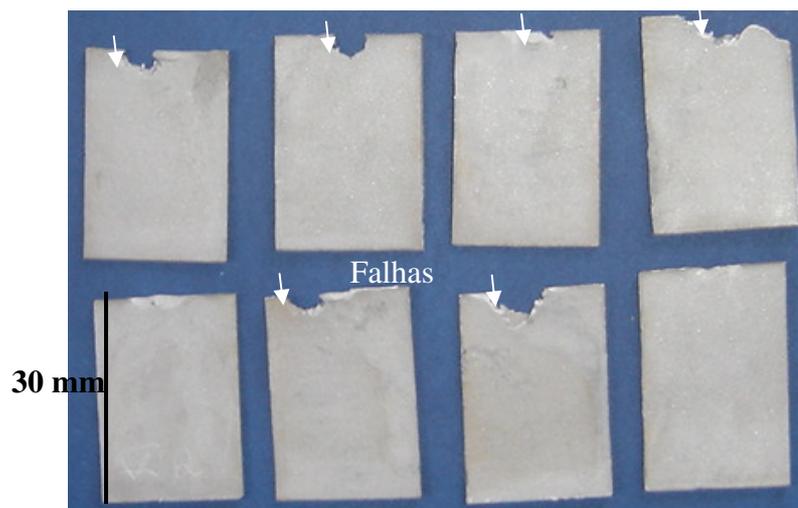


Figura 24 Lâminas metálicas das amostras do grupo V.

As amostras do Grupo I apresentam aspecto brilhante (Figura 25) e são mais claras que as dos Grupos III (Figura 26) e V (Figura 24). À medida que as ligas metálicas são refundidas, elas perdem o brilho e tornam-se mais escuras. Isto é, as amostras do Grupo I (Figura 25) são mais claras e brilhantes que as dos Grupos III (Figura 26) e V (Figura 24), respectivamente. Essas mudanças na coloração poderão causar comprometimento estético da restauração protética metalocerâmica, caso a porcelana aplicada sobre o metal não consiga mascarar essa condição.

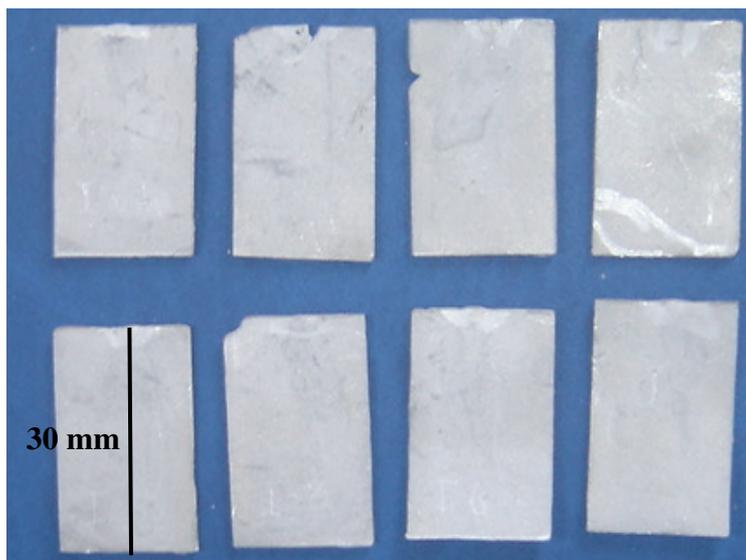


Figura 25 Lâminas metálicas das amostras do grupo I.

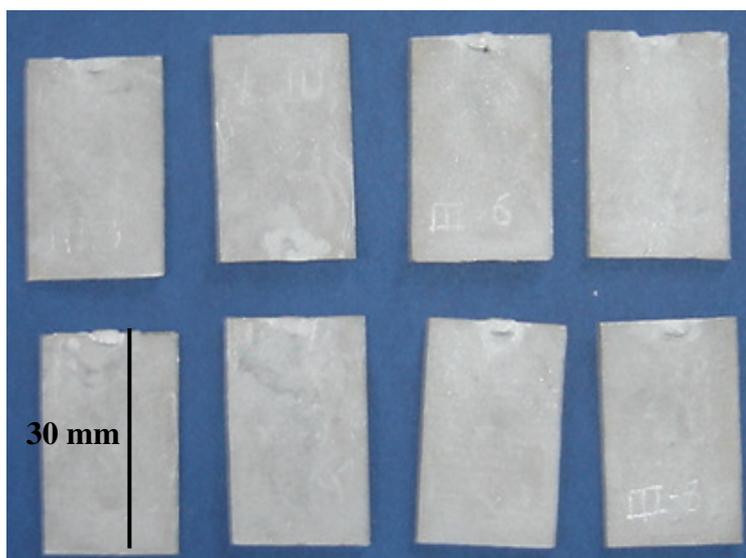


Figura 26 Lâminas metálicas das amostras do grupo III.

4.1.2 Avaliação Microscópica

A microestrutura da liga Ni-Cr-Mo-Ti revela a existência de duas fases, independentemente do número de fundições. Uma fase mais clara em maior quantidade, apresentando estruturas maiores, e uma segunda, mais escura, com estruturas menores e dispersas na fase clara, caracterizando uma fase eutética do metal.

A Figura 27 mostra a micrografia de uma amostra do Grupo I, isto é, o metal submetido apenas a 1 fundição, em que se pode observar claramente a existência das duas fases. Essas fases também foram encontradas na microestrutura da liga Ni-Cr-Mo-Ti sem fundição industrial (PEREIRA, 2006).

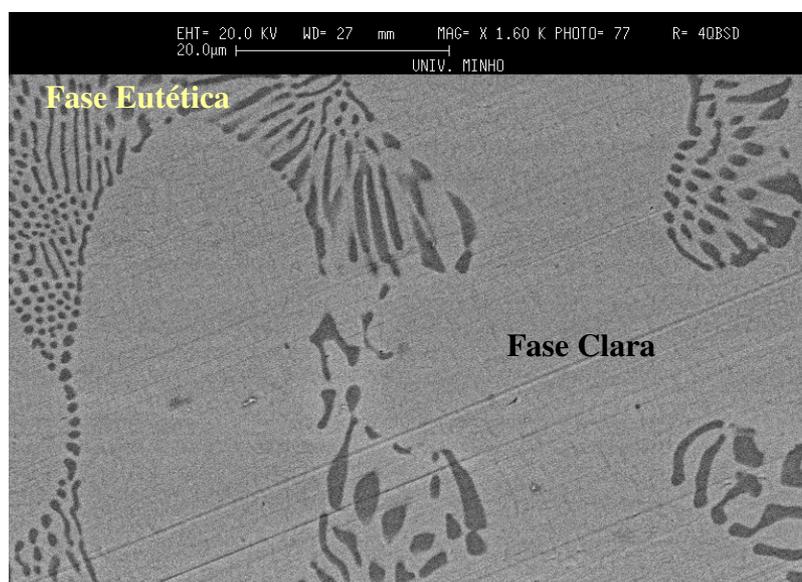


Figura 28 Microestrutura da liga Ni-Cr-Mo-Ti com 1 fundição.

Na fase clara das amostras, foi identificada a presença de Ni, Cr, Mo e Ti. Na fase escura, os maiores picos no EDS eram referentes ao Ni. Esse dado, encontrado no estudo de Pereira (2006), confere com a identificação dos componentes metálicos da liga Ni-Cr-Mo-Ti sem fundição.

A Figura 28 apresenta a micrografia da porção metálica de uma amostra do Grupo V, isto é, onde o metal foi submetido a 5 fundições. Nessa amostra, percebe-se a presença das duas fases (clara e escura), além de áreas ricas em Mo.

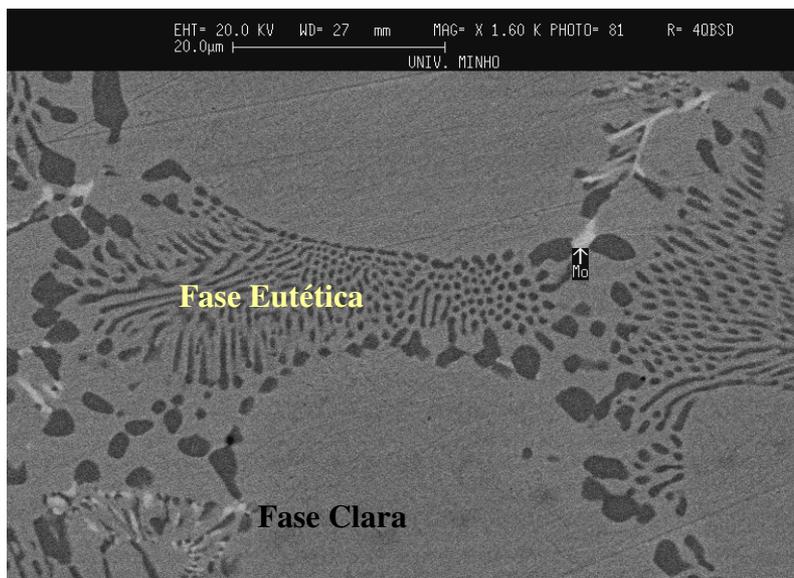


Figura 28 Microestrutura da liga Ni-Cr-Mo-Ti com 5 fundições.

Em algumas amostras, a presença de $Ti-O_x$ foi identificada como uns pontos enegrecidos na fase clara. Na Figura 29, observando-se a micrografia de uma amostra do Grupo III, isto é, o metal após 3 fundições, verificou-se a presença de duas fases (clara e

escura), como nas amostras dos demais Grupos (I e V), Observou-se também nessa amostra, uma área rica em óxido de Ti.

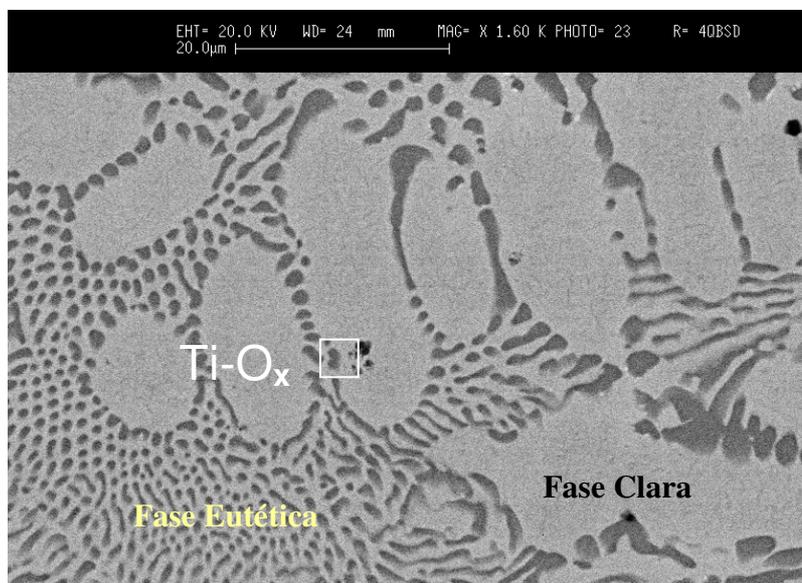


Figura 29 Microestrutura da liga Ni-Cr-Mo-Ti com 3 fundições.

A microestrutura da liga Ni-Cr-Mo-Ti sofre influência do número de fundições a que é submetida. Com o aumento desse número, ocorre alteração na composição química da liga, o que causa uma tendência a diminuição da fase eutética. Porém, a microestrutura até à 3ª fundição não apresenta nenhuma evidência de perda de propriedades para a utilização da liga na Odontologia, observando-se apenas uma variação quantitativa das fases, não sendo constatado nenhuma fase nova ou desaparecimento de fases em função do número de fundições.

O efeito da refundição sobre a liga Ni-Cr-Mo-Ti observado neste estudo foi diferente do encontrado por HORASAWA; MAREK (2004), nas ligas de Ag-Pd, em que

houve o aparecimento de microestruturas na terceira refundição. Os autores explicaram esse fenômeno, afirmando que a refundição compromete a ressolidificação da liga.

A Figura 30 apresenta a micrografia da liga metálica Ni-Cr-Mo-Ti submetida a apenas 1 fundição (Grupo I). Observou-se uma fase clara, sob forma de estruturas pequenas, irregulares, e a presença da fase eutética, entre as estruturas na fase clara.



Figura 30 Microestrutura do metal da amostra I.

Já na micrografia da amostra do Grupo III (3 fundições), observou-se um aumento das estruturas claras e uma conseqüente diminuição da fase eutética (Figura 31).

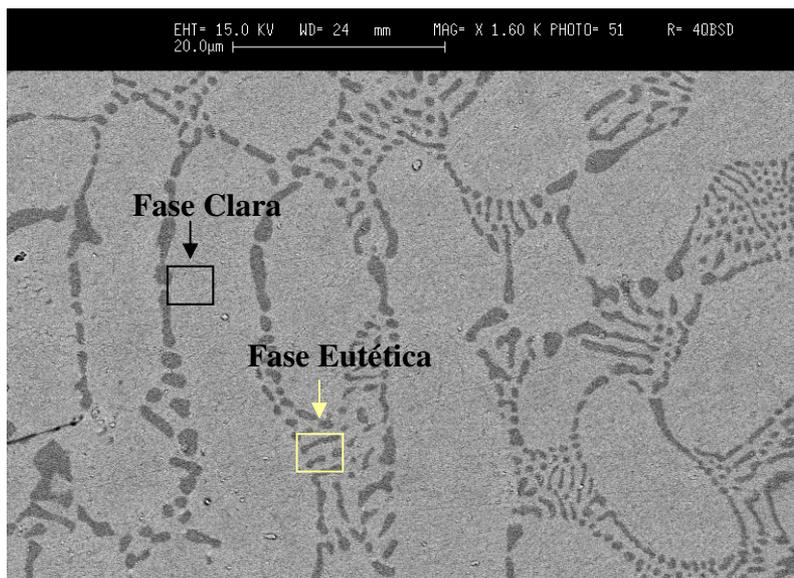


Figura 31 Microestrutura do metal da amostra III.

Nas amostras com 5 fundições (Figura 32), a fase clara aparece maior e com formato arredondado. A fase escura, por sua vez, aparece em menor quantidade que os resultados encontrados nas amostras do Grupo III. Essa modificação nos tamanhos das fases pode estar relacionada às modificações nos tamanhos dos grãos da liga. Sendo assim, a refusão também influenciou o tamanho dos grãos em liga comercial de Ag-Pd-Cu-Au, no estudo de Horasawa (2004), tornando-os maiores.

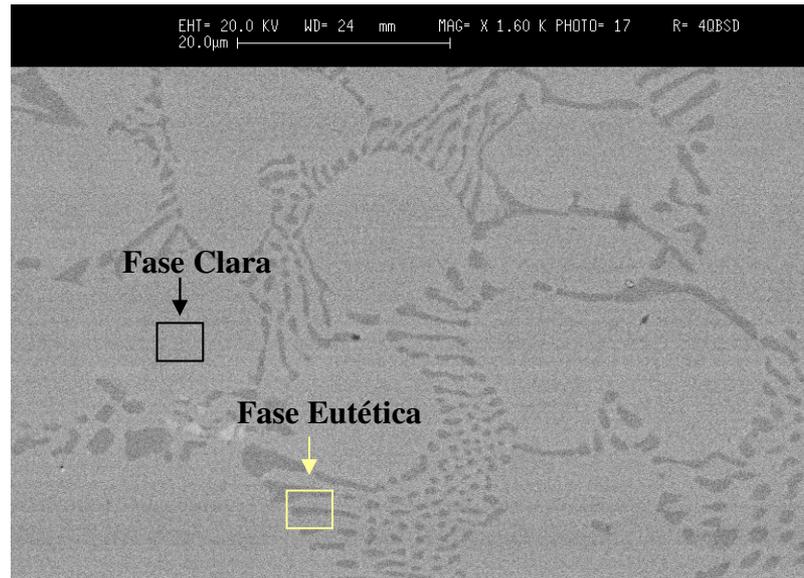


Figura 32 Microestrutura do metal da amostra V.

Um outro fato observado nas refunções das ligas metálicas foi o aparecimento de porosidade somente nas amostras do Grupo V. A Figura 33 apresenta a micrografia de uma amostra, cujo metal foi submetido a 5 fundições, mostrando a presença de poros.

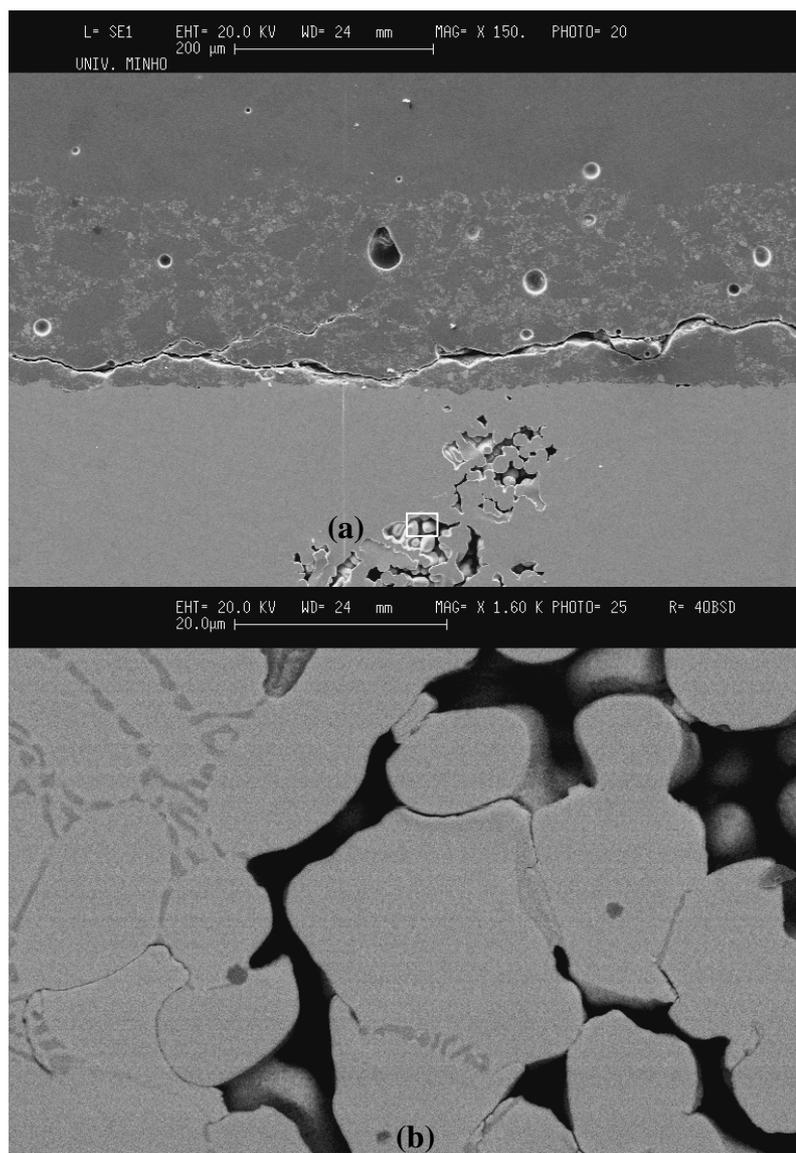


Figura 33 Porosidade na liga metálica da amostra V-8 com (a) 150 x e (b) 1.600 x.

O aumento do número de fundições promoveu modificações microestruturais, o que aumentou a propensão do metal das amostras a apresentar porosidades e falhas. Resultados semelhantes a este foram obtidos por Nelson (1986), num estudo sobre refundição de liga Ni-Cr., quando foi visto que a refundição causava o aparecimento de contaminação,

porosidade e inclusões no metal. Um possível fator causal do aparecimento de poros na estrutura metálica é a evaporação de elementos metálicos com o aquecimento sucessivo do metal (GARBIN *et. al*, 2003); (HORASAWA, 2004).

As porosidades são falhas indesejáveis das estruturas na liga metálica para o uso odontológico porque podem tornar o material mais frágil e causar falhas na união metalocerâmica, como também na terminação cervical das restaurações. Terminações cervicais defeituosas servem como focos de retenção de alimentos e bactérias, o que pode desencadear um quadro de doença.

Na Figura 34, podemos confirmar a propensão ao aumento do número de fundições causar porosidade no metal. Essa Figura apresenta micrografias dos restos de fundição das amostras dos Grupos I (1 fundição), III (3 fundições) e V (5 fundições).

Na Figura 34a, observa-se numa amostra do Grupo I a presença de poros de forma discreta. Já nas Figuras 34b (Grupo III) e 34c (Grupo V), identificou-se uma quantidade de poros mais significativa, sendo bem mais evidentes no Grupo V. Apesar dessa porção metálica estudada após a fundição ser preparada para receber toda a porosidade do metal fundido, esses resultados confirmam a propensão das amostras de ligas metálicas com cinco fundições apresentarem quantidade e tamanho dos poros consideravelmente maiores que as amostras com uma e três fundições.

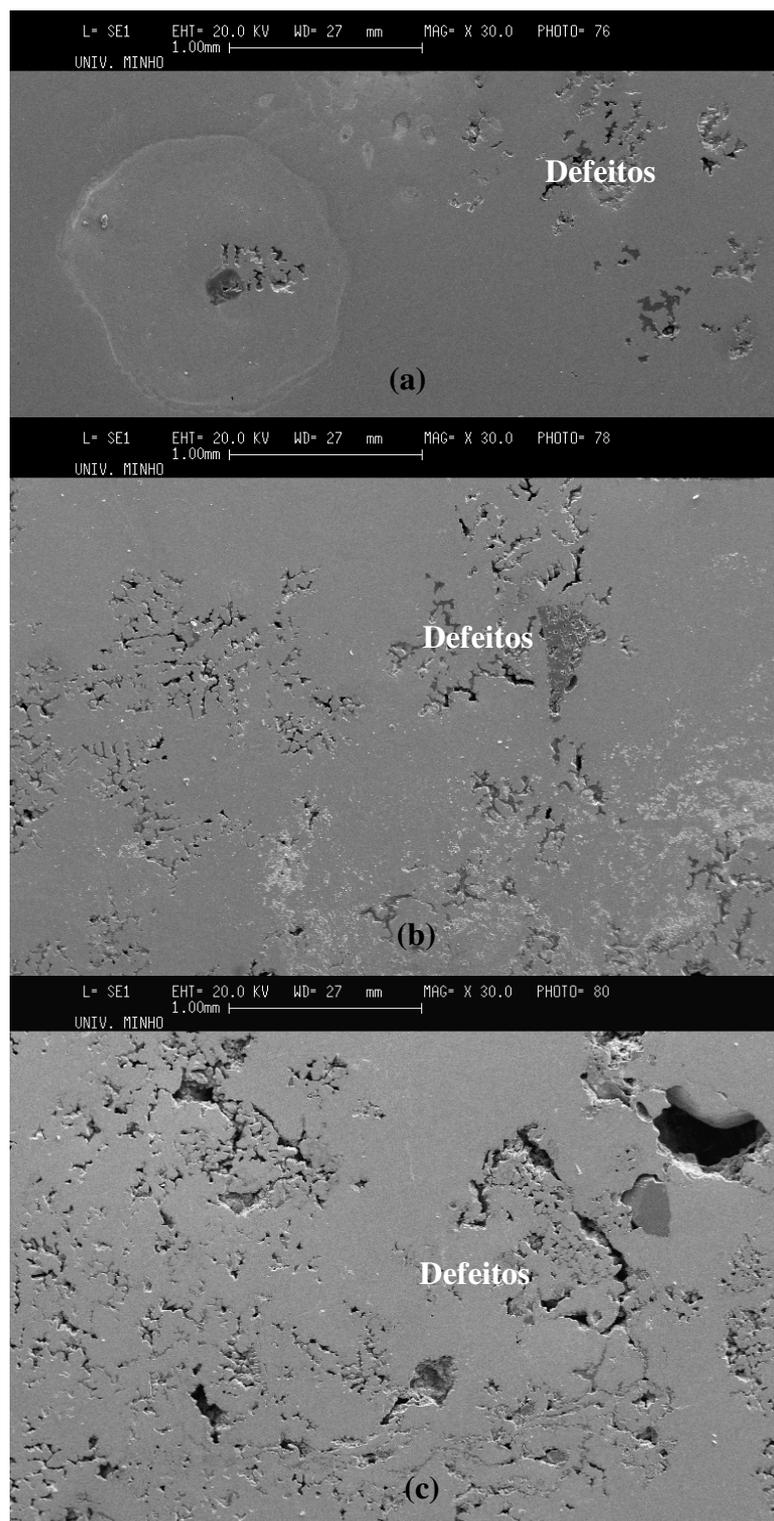


Figura 34 Micrografia dos restos de fundição da liga metálica das amostras do grupo I (a), III (b) e V (c).

A quinta refundição da liga Ni-Cr-Mo-Ti prejudica a qualidade das propriedades desta para uso como subestrutura metálica de uma coroa metalocerâmica.

Nessa condição, o metal apresenta falhas estruturais representadas por poros. Em geral, quanto menor for o tamanho do grão do metal, melhores serão suas propriedades, já que os grãos finos são importantes tanto para uma estabilidade mecânica da área marginal, quanto para resistência a corrosão e micromicrodureza do material. Como o tamanho dos grãos está relacionado com a velocidade do resfriamento do metal, então, quanto maior o número de fundições, maior a propensão de alterações ocorrerem durante a transformação do metal da forma líquida para a sólida. E, segundo Phillips (1998), quanto mais rápido o resfriamento do metal, menores e mais finos serão os grãos.

4.1.3 Liberação de Elementos Metálicos em Solução

Após pesquisar a presença dos elementos Ni, Cr, Mo e Ti na solução da saliva artificial, em contato com a porcelana das amostras metalocerâmicas submetidas a imersão por 8 meses e ao ensaio de desgaste, observou-se que havia liberação de elementos metálicos através da porcelana e que o único elemento em concentrações possíveis de detectar neste estudo fora o Ni.

A Figura 35 apresenta o gráfico da concentração de Ni encontrado na solução das amostras dos Grupos I, III e V, após 8 meses em contato com a saliva artificial. Esse resultado mostrou que, em todos os Grupos de amostra, houve liberação de Ni. Porém, nas amostras do Grupo I (1 fundição), a liberação foi maior que a encontrada nos Grupos III (3 fundições) e V (5 fundições), respectivamente. Tal fato indica que o aumento do número de fundições diminui a liberação de Ni das amostras.

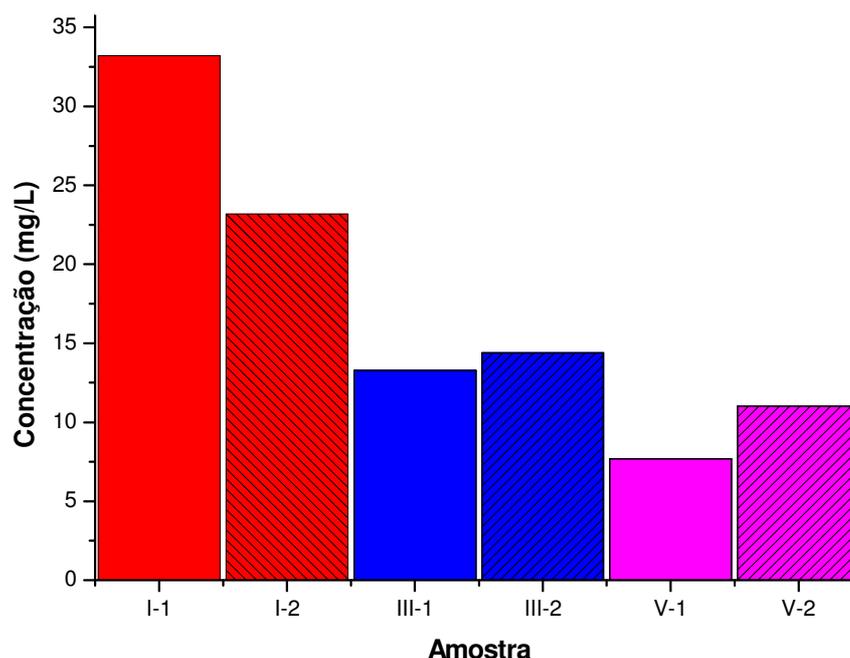


Figura 35 Concentração de Ni na solução em contato com a porcelana das amostras, após 8 meses.

No ensaio de desgaste, o único elemento encontrado na saliva artificial também foi o Ni, e apenas nas amostras do Grupo I, I-4 (0,121 mg/l) e I-6 (0,126 mg/l). Nas amostras imersas em saliva artificial por 8 meses, este foi encontrado em todas, embora em menor quantidade nos sistemas metalocerâmicos cujos metais foram submetidos a um maior número de fundições. Esses resultados indicam que as amostras com uma fundição liberam mais elementos que poderiam causar danos à saúde que as amostras com 3 e 5 fundições. Esse resultado é diferente dos resultados encontrados por Al-hiyasat; Darmani (2005), que indicaram ocorrer, na refundição de ligas metálicas, um aumento da liberação de elementos da liga, entre eles o Ni, e a citotoxicidade delas.

Porém, apesar do Ni ser considerado um elemento com potencial carcinogênico e alergênico, até agora, os níveis deste encontrados nas restaurações dentárias não têm indícios de causar tais problemas para os usuários (MOFFA *et. al*, 1982), (VREENBURG *et. al*, 1984), (ANUSAVICE, 2005).

4.1.4 Microdureza

A microdureza do metal para uso odontológico é de significativa importância. As restaurações metalocerâmicas necessitam de um metal com microdureza elevada para suportar as cargas oclusais submetidas a elas, embora um metal com maior microdureza dificulte alguns procedimentos, como acabamento e o polimento das restaurações, requerendo ocasionalmente mais tempo clínico e laboratorial.

No estudo em questão, os resultados revelaram que a micromicrodureza *Vickers* das amostras variou de 268 a 318 (Figura 36). Esses valores são inferiores aos valores de micromicrodurezas de outras ligas à base de Ni-Cr (330 a 400 *Vickers*) (ANUSAVICE, 2005) e superiores aos valores de algumas ligas altamente nobres (235-270 *Vickers*) (ANUSAVICE, 2005).

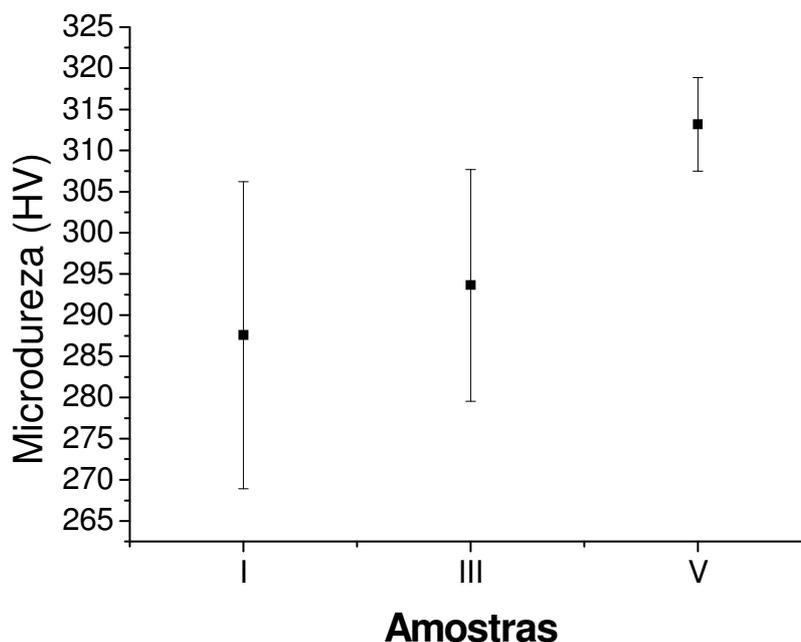


Figura 36 Micromicrodureza do Metal das Amostras I-7, III-7 e V-7.

Apesar de não haver diferenças estatisticamente significantes entre os três grupos, há uma tendência para a micromicrodureza do metal aumentar, à medida que se aumentam os números de fundições (Figura 36), isto é, a amostra do Grupo I apresenta menor micromicrodureza *Vicker* que as amostras dos Grupos III e V, respectivamente.

Esse resultado corrobora com o estudo de Horasawa; Marek (2004), sobre a refundição da liga Ag-Pd, constatando que a micromicrodureza do metal aumentava com o número de refundição. Estes autores justificaram esse fato pelo aumento da concentração de impurezas, como óxidos, nitretos e carbeto, que dificultavam a movimentação de dislocações na estrutura metálica.

A boa qualidade de resultados mecânicos para as ligas Ni-Cr-Mo-Ti com refundição também foi encontrada por Fernandes (2002). O estudo avaliou a resistência mecânica da liga Ni-Cr-Mo-Ti pura e refundida com e sem acréscimos de liga pura, não encontrando, dentro dos parâmetros utilizados, diferença estatisticamente significativa entre os três grupos. Verificou-se assim que as ligas virgens e refundidas apresentam resistência mecânica compatível.

4.2 PORCELANA

4.2.1 Colorimetria

O estudo da cor da porcelana foi realizado através de análise visual e espectrocolorimetria. A análise visual da cor e a colorimetria através da espectrofotometria apresentaram resultados bem semelhantes entre a porcelana de todas as amostras, apesar do metal refundido apresentar diferentes colorações.

Com o estudo da colorimetria através do sistema Lab, sabendo-se que a letra L do sistema CIALab representa a variação dos tons de cinza, isto é, traduz a luminância ou brilho, o qual varia de 0 (preto) a 100 (referência branco), obteve-se os seguintes resultados: as amostras apresentaram brilho e luminescência semelhantes, considerando-se erro experimental/dispersão dos resultados. Contudo as amostras dos Grupos III apresentam brilho levemente superior (Figura 37).

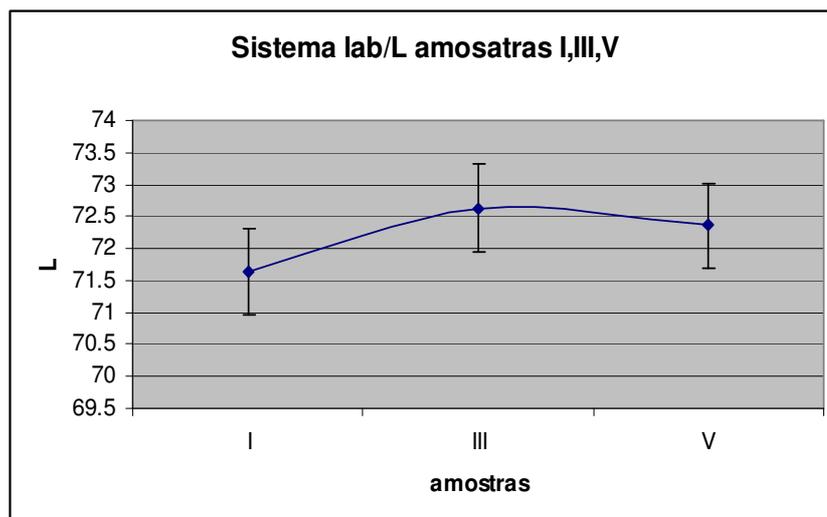


Figura 37 Resultados da colorimetria do sistema CIELab, referente ao parâmetro L.

O parâmetro a^* designa informações sobre a coloração vermelha e verde, isto é, o parâmetro $a^* < 0$ está associado a cores na direção verde e o parâmetro $a^* > 0$ às tonalidades vermelhas. Este estudo revela que as amostras têm tonalidades vermelhas, apresentando todas coloração bem semelhante (Figura 38). O Grupo I, todavia, apresenta uma leve indicação de uma diminuição da presença dessa coloração, embora tal fato não seja significativo.

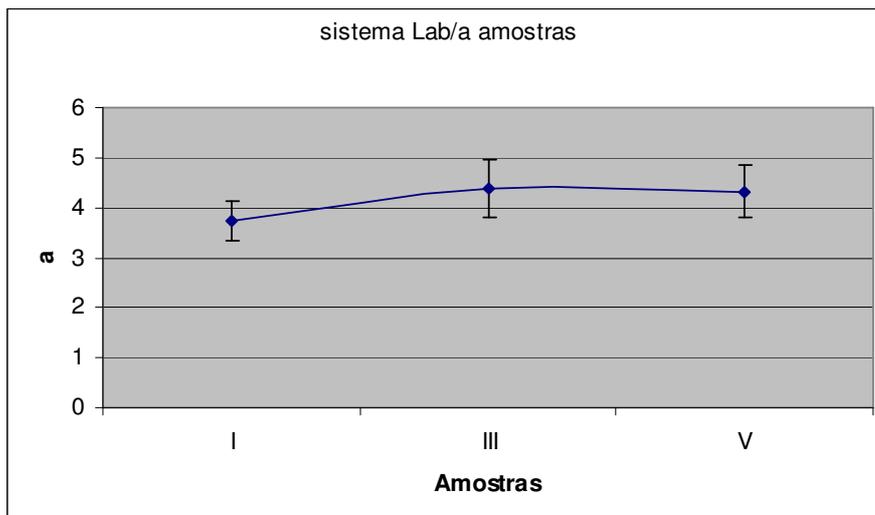


Figura 38 Resultados da colormetria do sistema CieLab referente ao parâmetro a*.

O parâmetro b^* , por sua vez, revela informações acerca das tonalidades azuis e amarelas, isto é, $b^* < 0$ está associado a tonalidades azuis e $b^* > 0$ está associado a tonalidades amarelas. Esses resultados indicam que as amostras apresentam tonalidades amarelas, confirmando o que percebemos no exame visual destas (Figura 39). Não diferentemente dos demais parâmetros, as amostras apresentam resultados bem semelhantes.

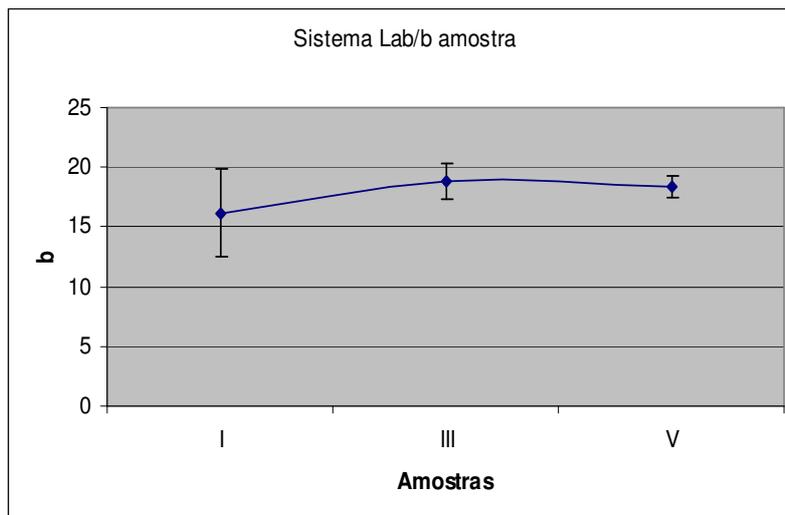


Figura 39 Resultados da colorimetria do sistema CIELab referente ao parâmetro b^* .

Após avaliação dos resultados da coloração, pelo sistema $L^* a^* b^*$, observou-se que todas as amostras apresentaram tonalidades semelhantes avermelhadas e amareladas (Figura 40). Observou-se também que a variação de cor do metal, causada pelas sucessivas fundições, não influenciou a coloração das restaurações metalocerâmicas. A porcelana conseguiu mascarar a variação de cor dos metais dos Grupos I, III e V.



Figura 40 Amostras dos grupos V, III, I, respectivamente.

A reflectividade do material está relacionada com a saturação da cor, isto é, a intensidade. As amostras apresentaram picos de reflectividade bem semelhantes, variando entre 52% e 58% (Figura 41). Isso revela que as amostras apresentam, além de uma mesma coloração, semelhança na intensidade das cores.

A nomenclatura das amostras usadas nesses gráficos específicos sofreu uma alteração, qual seja, a de um número depois da vírgula. Esse número informa em que posição da amostra foram obtidos esses resultados. Por exemplo, a amostra I-1,6 significa que a análise foi realizada na amostra pertencente ao grupo sem refundição, com numeração 1 e na posição 6.

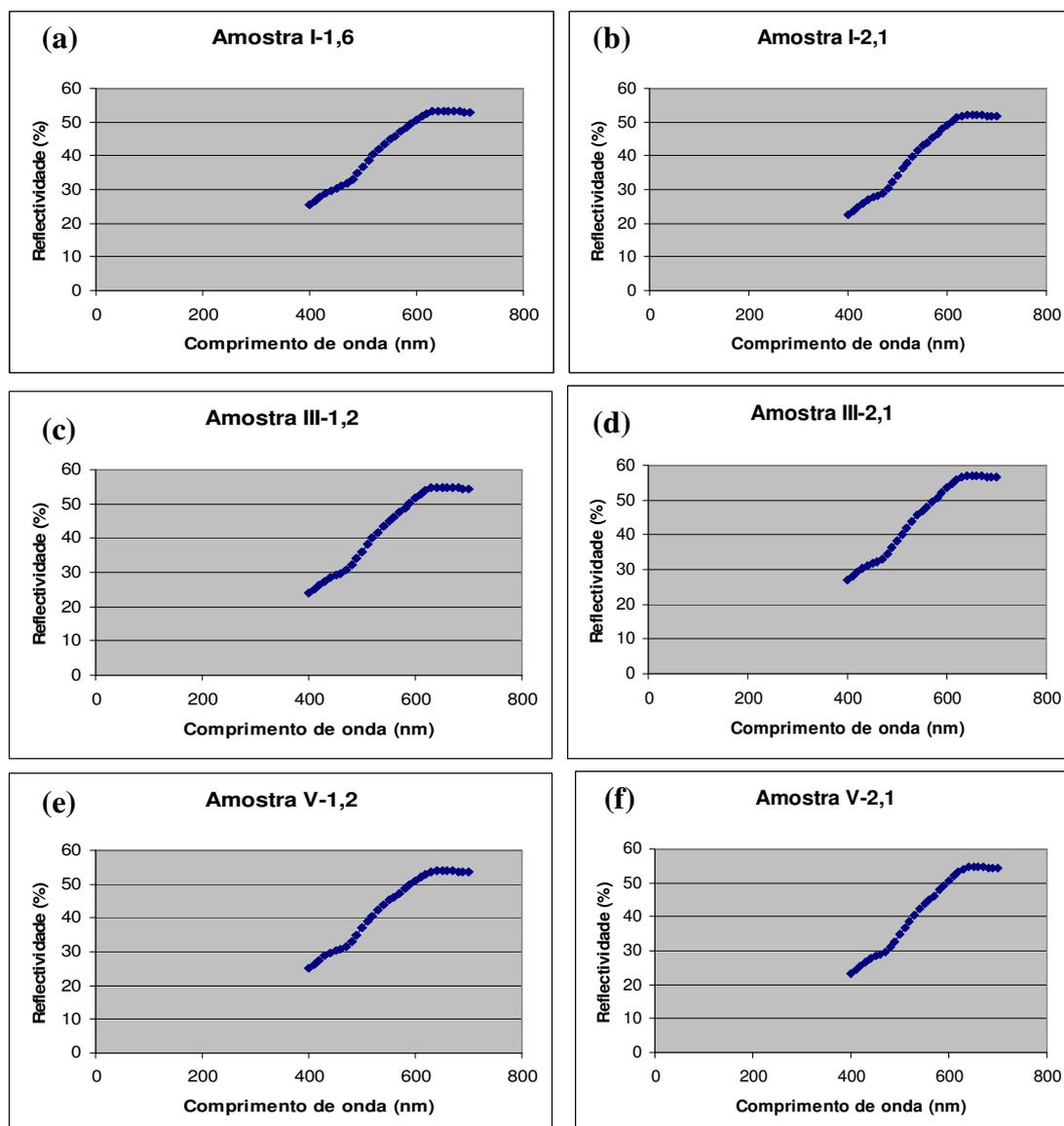


Figura 41 Resultado da reflectividade das amostras. (a) Amostra I-1,6; (b) Amostra I-2,1; (c) Amostra III-1,2; (d) Amostra III-2,1; (e) Amostra V-1,2; (f) Amostra V-2,1.

O contato da porcelana dos sistemas metalocerâmicos com a saliva artificial, pelo período de 8 meses, causou modificações visuais na sua coloração (Figura 42). As variações no centro das amostras (área em contato com saliva artificial) ocorreram em todas

as amostras independentes do número de refundições a que o metal do sistema metalocerâmico foi submetido. Esse resultado indica que a porcelana sofreu modificação de cor, possivelmente por liberação de componentes da liga metálica ou por absorção dos constituintes da solução, e que a presença de estruturas porosas e trincas parece ser um fator de significativa importância para essas alterações de cor ocorrerem.

A falta de estabilidade da cor da porcelana é uma variável indesejável na odontologia, já que prejudica a estética das restaurações metalocerâmicas ao longo do tempo. Resultado semelhante foi encontrado por Cispin *et. al* (1991), quando estes, estudando as modificações de cor das restaurações metalocerâmicas com ligas de Ni-Cr e Ag-Pd, observaram alteração da cor e perda de luminosidade da cerâmica.



Figura 42 Aspecto das amostras do grupo V, III e I, respectivamente, após 8 meses de imersão em saliva artificial.

A análise dos resultados de colorimetria da porcelana das amostras pelo Sistema Lab* indicou que, até o oitavo mês de imersão, os parâmetros a e b (Lab) permaneceram

praticamente constantes para todas as amostras. O parâmetro L (Lab), porém, diminuiu a intensidade, indicando que as amostras estavam mais escuras e opacas (Figura 43).

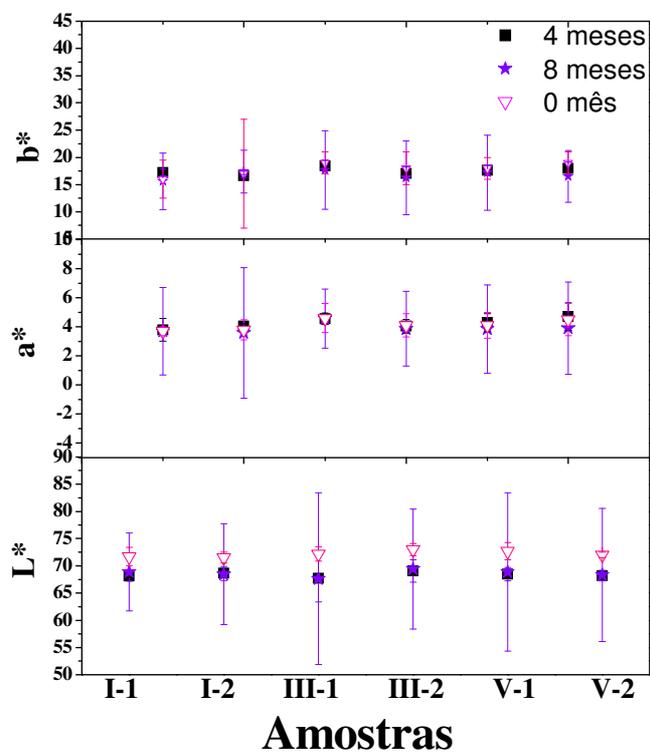


Figura 43 Gráfico dos resultados de colorimetria das amostras através do sistema La^*b^* , durante 8 meses de imersão.

4.2.2 Estrutura da Porcelana

Na análise do corte transversal da porcelana, através da microscopia, observa-se duas camadas. Uma mais interna (em contato com o metal), que é o opaco, e outra mais externa, a dentina. (Figura 44).

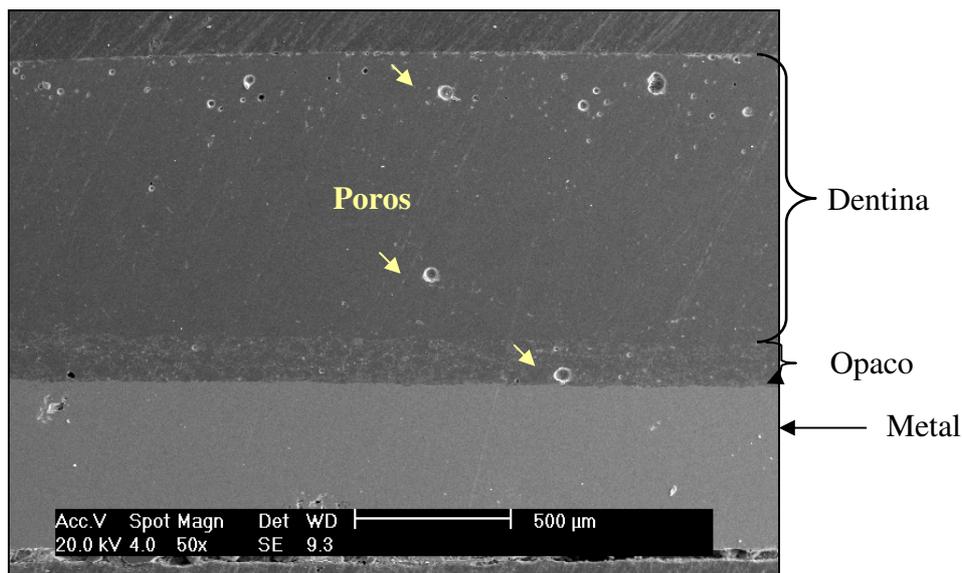


Figura 44 Micrografia da amostra I. presença de poros na porcelana.

Como podemos observar no gráfico da Figura 45, na Amostra I-7, a espessura do opaco não variou muito entre um corte e outro, nem dentro de um mesmo corte. A variação foi entre 0,12 mm e 0,18 mm. Já a espessura da dentina no corte 1 foi entre 0,51 mm e 0,56 mm, sem muitas variações dentro de um mesmo corte.

Quando se observou a espessura da dentina no corte mais interno (corte 2), percebeu-se uma variação mais acentuada tanto entre cortes como dentro da mesma linha (0,68 mm - 0,84 mm).

A variação na espessura da dentina foi a responsável pelas variações de espessuras da camada de porcelana total (dentina + opaco) dentro da amostra. No corte 1, essa variação foi de 0,67 mm - 0,70 mm, no corte 2, foi de 0,84 mm - 1,03 mm. (Figura 45).

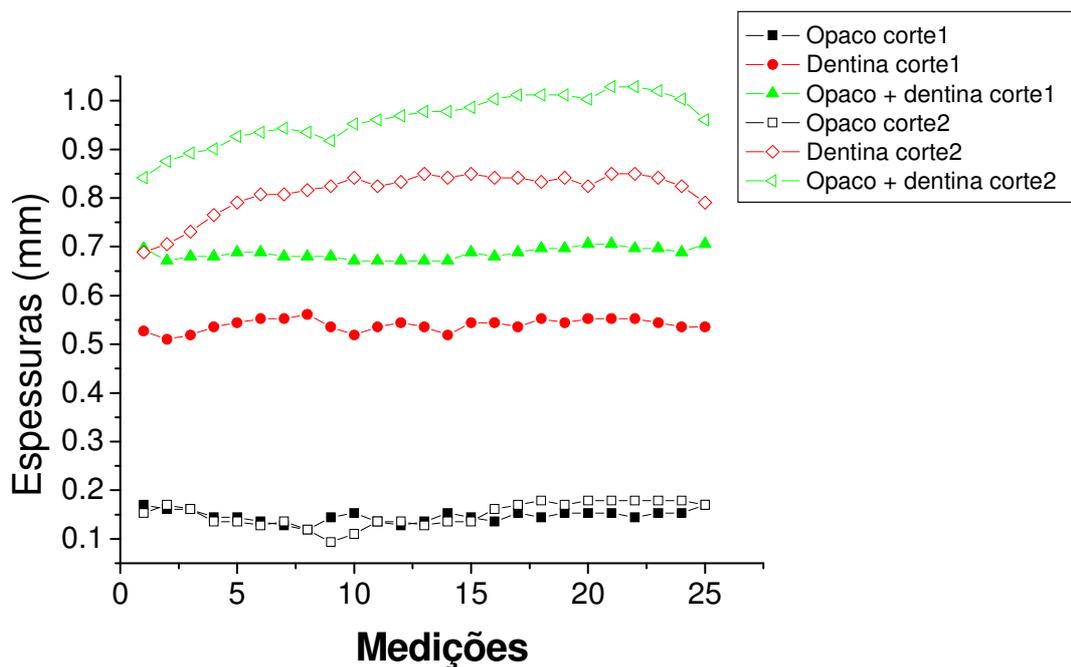


Figura 45 Espessuras da porcelana na amostra I-7 em dois diferentes cortes. corte 1 (mais na extremidade da amostra). corte 2 (mais no centro).

Na Amostra III-7, houve variações das espessuras de opaco (corte 1: 0,21 mm - 0,36 mm; corte 2: 0,12 mm - 0,21 mm), de dentina (corte 1: 0,39 mm - 0,63 mm; corte 2: 0,41 mm - 0,62 mm) e do total (corte 1: 0,59 mm - 0,9 mm; corte 2: 0,62 mm - 0,79 mm), entre os dois cortes. (Figura 46). Nessa amostra, as camadas de porcelana mantiveram-se mais uniformes no corte 2 e mais variáveis no corte 1, diferentemente do que ocorreu na Amostra I-7.

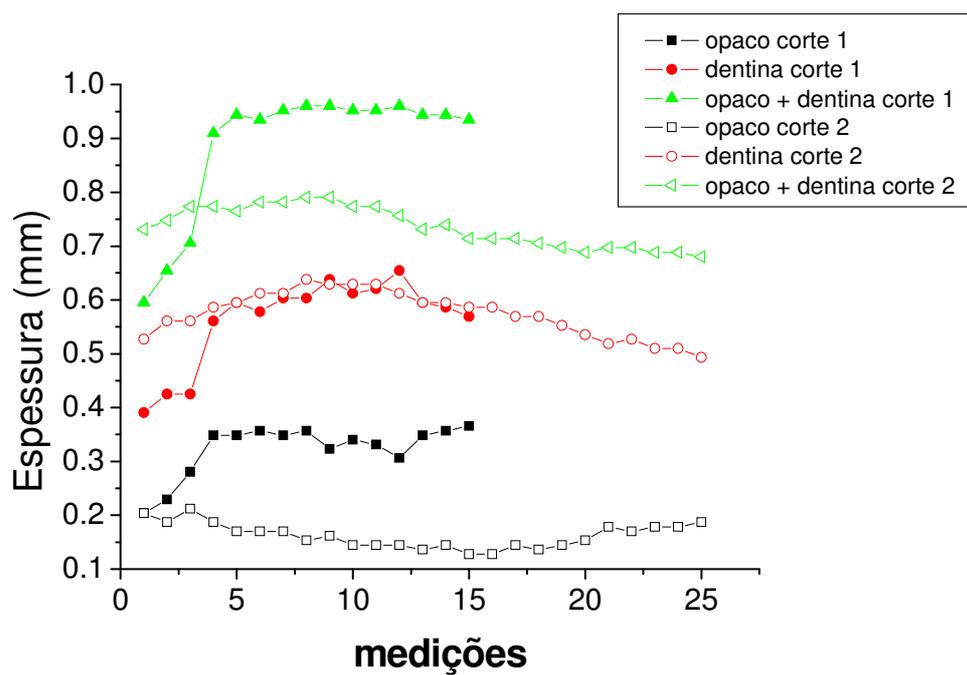


Figura 46 Espessuras da porcelana na amostra III-7 em dois diferentes cortes. corte 1 (mais na extremidade da amostra). corte 2 (mais no centro).

Na Amostra V-7, a espessura da camada de opaco apresentou uma variação entre 0,2 mm até 0,34 mm; a dentina variou de 0,54 mm até 0,97 mm; a quantidade total da porcelana ficou entre 0,74 mm e 1,1 mm (Figura 47). A variação dessas camadas foi significativa.

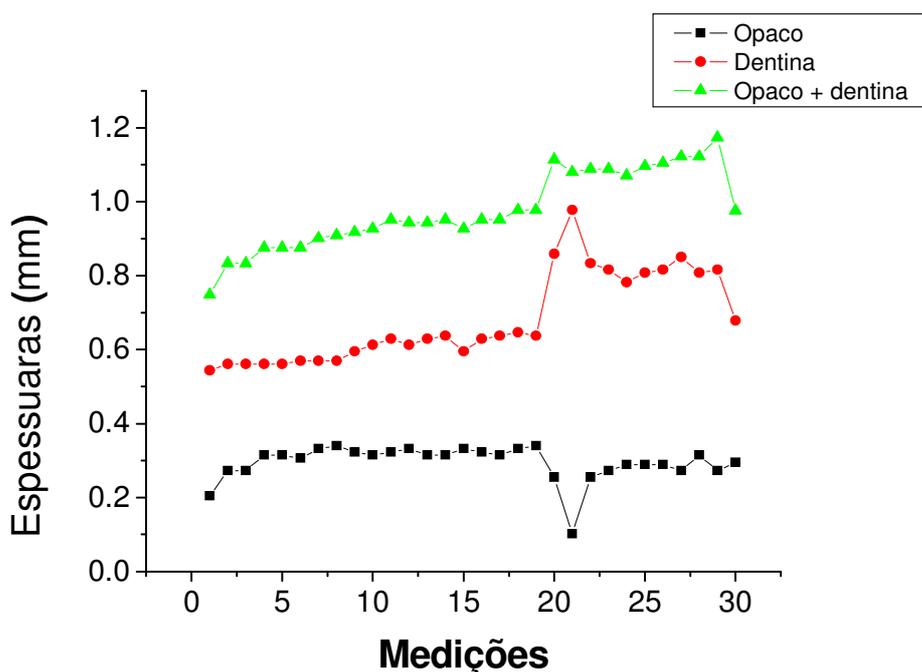


Figura 47 Espessuras da porcelana na amostra V-7.

Com base nos dados da espessura da porcelana, pode-se observar que sempre o opaco apresenta uma dimensão menor que a dentina, não ultrapassando os 0,36 mm de espessura e variando em 0,2 mm de espessura.

Isto deve-se ao fato de a aplicação ser realizada através de pinceladas do pó do opaco dissolvido em água destilada com uma fluidez acentuada. Já a dentina teve uma variação de espessura, entre as amostras, de 0,58 mm.

Essas variações de espessura das camadas encontradas nessas amostras estão relacionadas a aplicação manual do material, retratando o mais próximo possível o procedimento executado nos laboratórios dentários. Todavia, isso dificulta o controle da quantidade e a distribuição do material aplicado.

A variação da espessura total (opaco + dentina) foi de 0,59 mm a 1,1 mm. Essa não-uniformidade das espessuras da camada de porcelana dificulta a correlação desses dados com os demais resultados obtidos.

4.2.3 Rugosidade

Uma restauração dentária deve apresentar superfície lisa, com o mínimo de rugosidade, para dificultar o acúmulo de placa bacteriana e facilitar a higienização, evitando, assim, o desenvolvimento de doenças intra-orais e de pigmentos que comprometam a estabilidade da cor durante o tempo de uso.

A Figura 48 apresenta o gráfico com os resultados da média da rugosidade nas amostras dos Grupos I, III e V. Observa-se que a média da rugosidade das amostras dos Grupos I e III são semelhantes e maiores que as do Grupo V. Essa tendência das amostras com a subestrutura metálica submetida a 5 refundições apresentarem uma rugosidade menor que os demais grupos e pode estar associada aos elementos voláteis presentes na superfície da porcelana. Como foi visto anteriormente, as amostras do Grupo I e III liberam mais Ni que as do Grupo V em saliva artificial. Essa liberação de elementos pela superfície da porcelana pode influenciar a rugosidade das amostras.

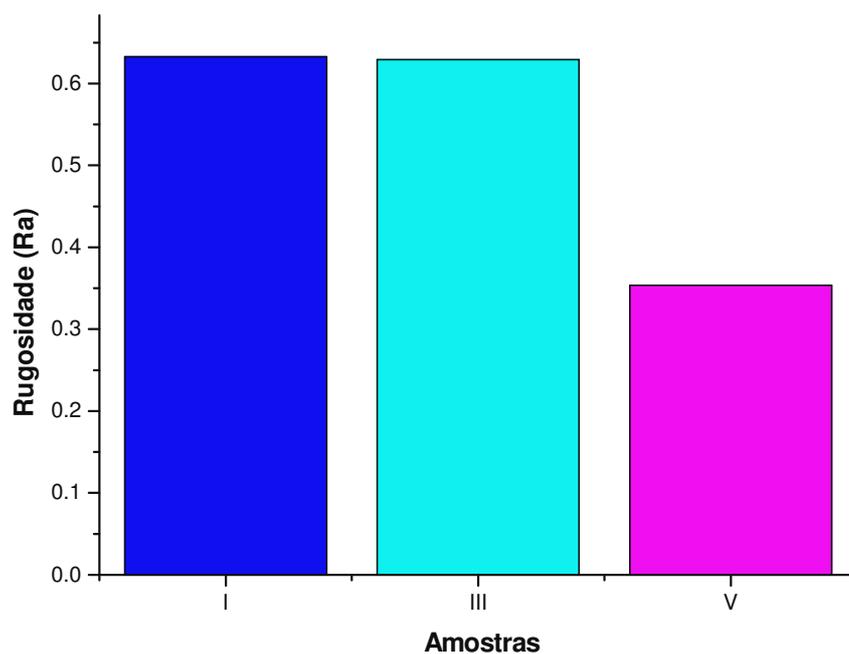


Figura 48 Resultados da rugosidade das amostras.

Um outro aspecto na rugosidade é a sua variação dentro de uma mesma amostra, como se pode observar na Figura 49. Esta apresenta um gráfico das medidas de rugosidade obtidas em seis pontos distintos da porcelana da Amostra I-1, na qual identificam-se áreas com variação de rugosidade desde $Ra = 0,3$ até $Ra = 0,9$. Esse fato nos leva a considerar a condensação da porcelana, como o fator principal na rugosidade das superfícies cerâmica das amostras.

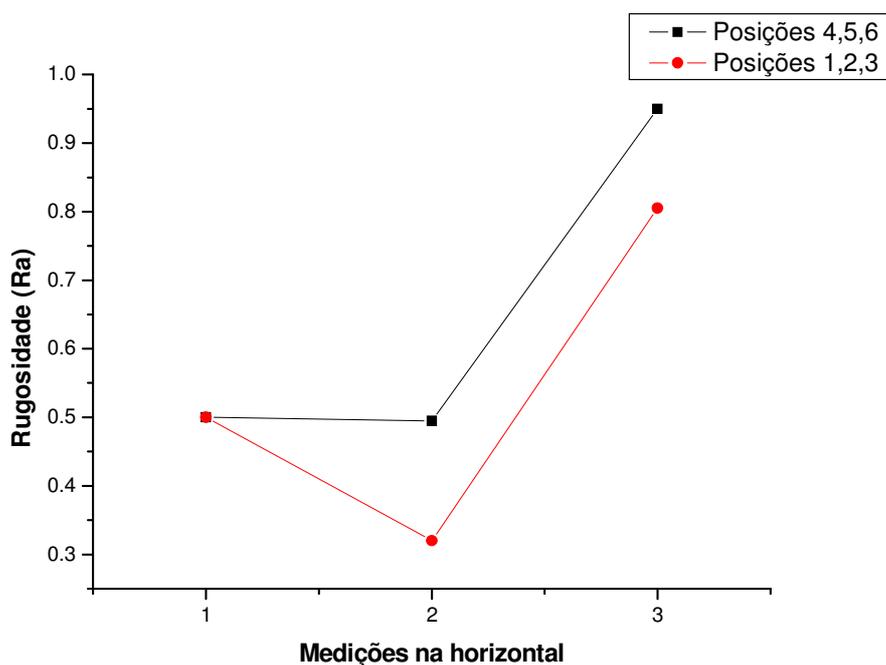


Figura 49 Rugosidades de seis pontos da porcelana da amostra I-1.

4.2.4 Porosidade e Trincas na Porcelana

As trincas e porosidade na porcelana são falhas freqüentes encontradas nas amostras deste estudo independentemente do grupo (Figura 50). A presença dessas falhas na porcelana de sistemas metalocerâmicos também foi relatada por Chaves Filho (2001).

A Figura 50 apresenta uma série de micrografia das amostras dos Grupos I, III e V, nos quais tanto havia amostras com a presença acentuada de porosidades e trincas na porcelana (Figura 50 a, b e c) quanto outras em que, praticamente, inexistiam essas falhas. Com base nesse resultado, observa-se que a refusão do metal não parece influenciar a formação de poros e trincas na porcelana.

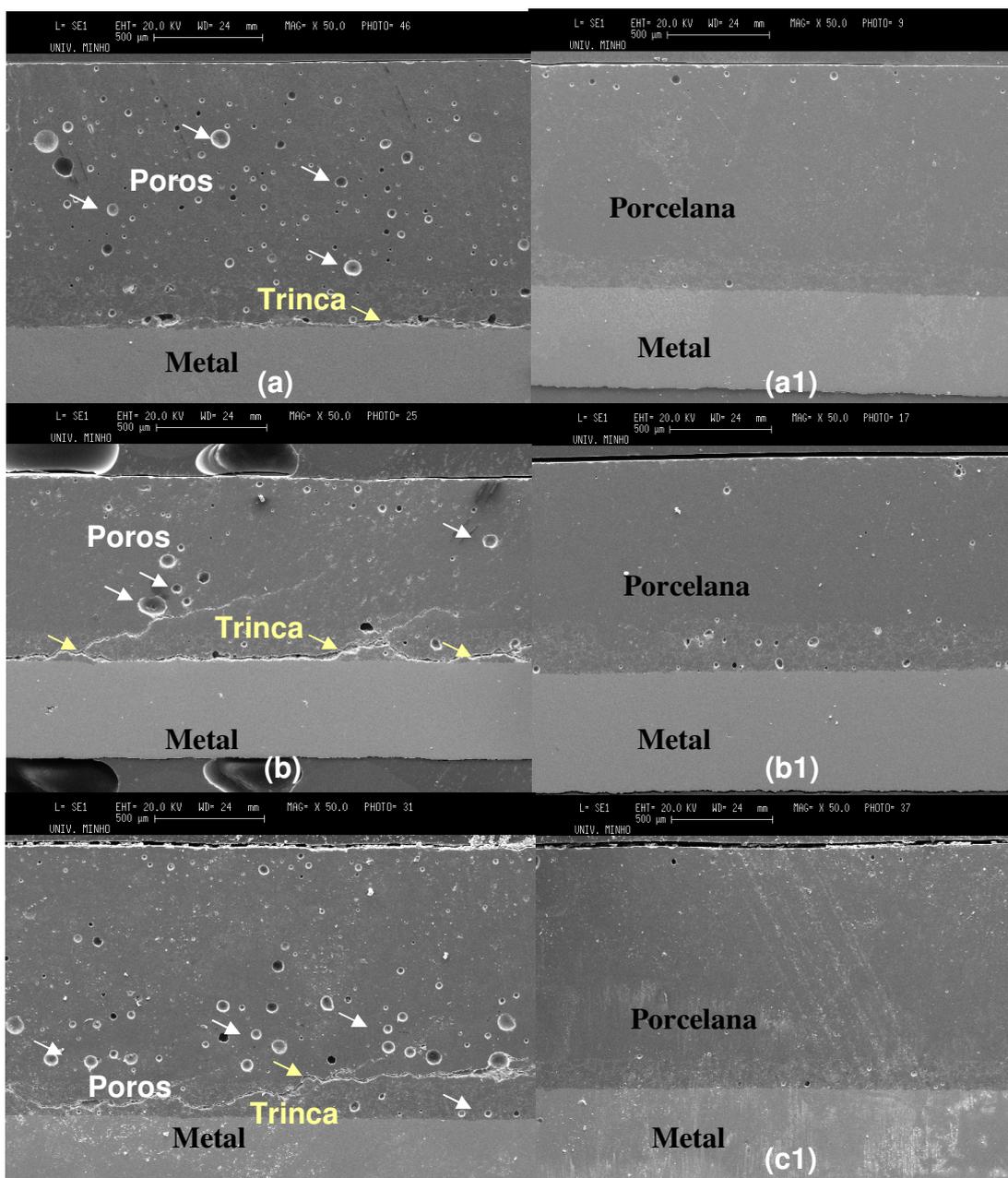


Figura 50 Micrografia das amostras I-5 (a), I-2 (a1), III-1 (b), III-2 (b1), V-1 (c) e V-2 (c1).

Estruturas, tais como: modificação da cor da cerâmica, infiltrações e quebra da porcelana são indesejáveis em trabalhos odontológicos, já que podem comprometer a qualidade e longevidade das reabilitações orais.

O fator determinante para a formação de trincas e porosidade está relacionado principalmente à confecção e ao manuseio das amostras de forma artesanal, uma vez que, segundo Trushkowsky (1992), Yamamoto (1985a), Nóbrega; João; La Croix (2002), Metalurgia (2006), Bertolotti (1980) e Fisher (2002), o manuseio incorreto da cerâmica ou realização dos procedimentos em condições impróprias causam variações da expansão e contração térmica durante a sinterização da porcelana, propiciando, como consequência, o desenvolvimento de estados de tensões residuais na interface metal/porcelana que podem levar ao trincamento do material cerâmico.

4.2.5 Análise Cristalográfica

A análise cristalográfica das amostras foi realizada na superfície da porcelana (Figura 51). Observou-se que elas apresentavam quase exclusivamente o composto KAlSi_2O_6 (leucita) (ficha 38-1423 ICDV), condizente com a composição da dentina em pó antes da sinterização (Figura 52). Esse resultado também foi observado no estudo de ONG *et al.* (2000).

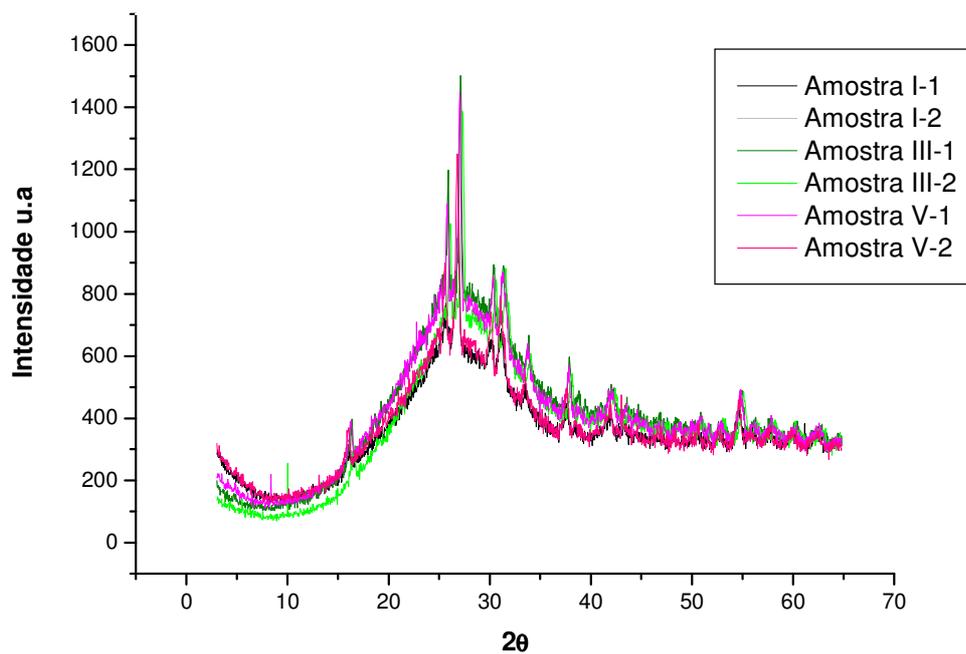


Figura 51 Padrão de difração de raios X da superfície das amostras I-1, I-2, III-1, III-2, V-1, V-2.

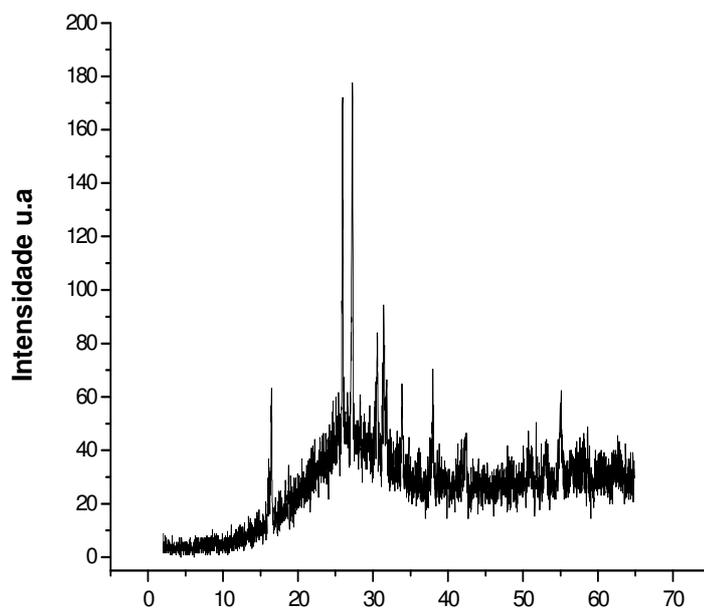


Figura 52 Padrão de difração de raios X da porcelana dentina Ceramco 3.

No Gráfico da Figura 51, observou-se uma banda amorfa, localizada entre os ângulos 20° e 30° (2θ) (Figura 51), o que pode ser decorrência da mistura da dentina com a água, que forma alguns compostos, os quais tornam a estrutura da dentina amorfa.

4.2.6 Desgaste da Porcelana

O ensaio de desgaste por deslizamento, sobre a porcelana das juntas metalocerâmicas, foi realizado sob carga (149 N), por um período de 2 h seguidas. A utilização dessa carga teve o objetivo de tornar as condições do teste semelhantes às da força de mastigação humana encontradas nos estudos de Tortopidis *et. al* (1998); Hagberg (1987); Hellsing (1980) e Lyons; e Baxendale (1990).

Durante esses ensaios, foram criadas microfissuras e porosidade na porcelana, decorrentes das tensões ocasionadas sobre a superfície do material. A Figura 53 apresenta uma micrografia da região submetida à ação da esfera de alumina, onde se observa a formação de microfissuras.

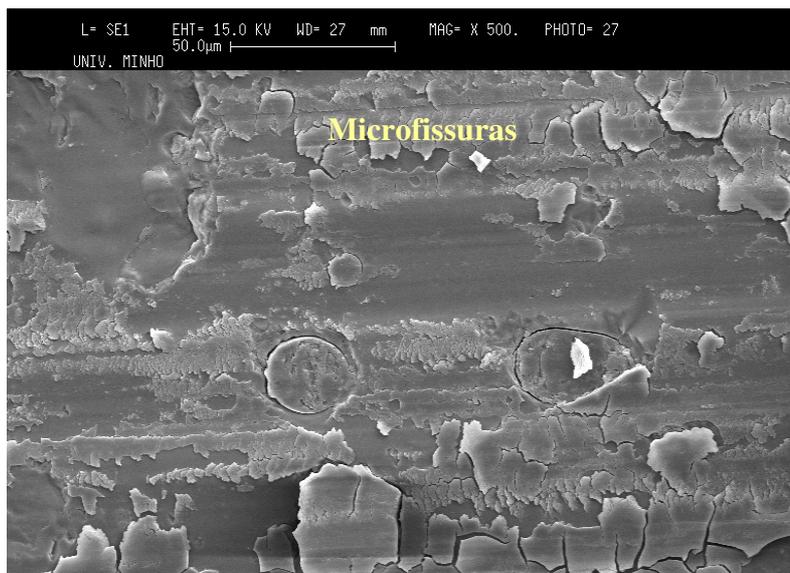


Figura 53 Formação de microfissuras e porosidade.

As microfissuras indicadas na Figura 53, sob ação das tensões do ensaio, transformaram-se em macrofissuras, o que culminou com a remoção do material, causando o abaulamento da superfície da amostra, além da exposição de poros (Figura 54). Esse processo de desgaste de material foi explicado por Silva (2002).

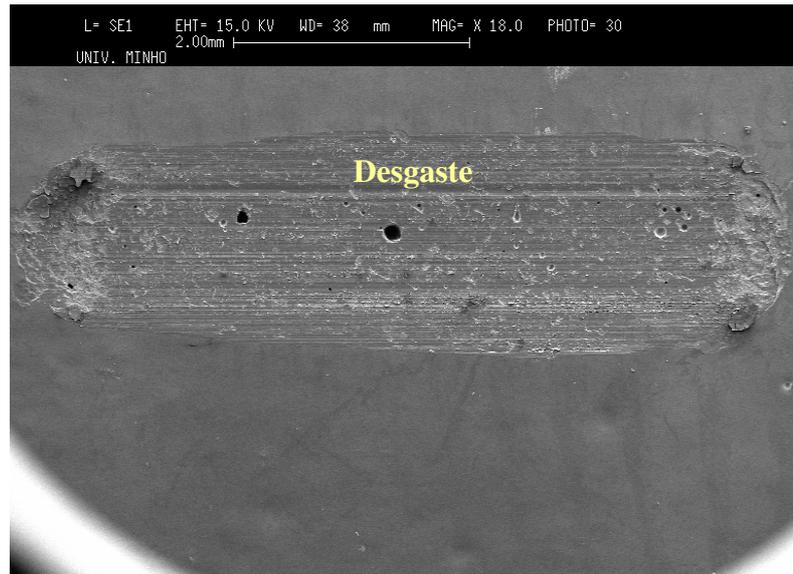


Figura 54 Área de desgaste na superfície da porcelana.

A camada mais superficial da porcelana é o local onde, em geral, concentra-se um maior número de poros nas amostras deste trabalho. Como, segundo Silva (2002), os poros causam diminuição exponencial da resistência mecânica, então a ação das tensões trativas, durante o deslizamento, passa a ser facilitada no desgaste do material, com uma conseqüente exposição de mais porosidade.

Nas restaurações odontológicas, a presença de poros é indesejável. Eles causam fragilidade do trabalho, facilidade do acúmulo de placa bacteriana, fator causal principal de enfermidades orais, e aumento da absorção de substâncias pigmentadas que promovam mudanças na cor das restaurações.

O desgaste por deslizamento dessas amostras é bem caracterizado pelas estrias paralelas observadas nas superfícies da porcelana (Figura 54) e da esfera de alumina (Figura 55).

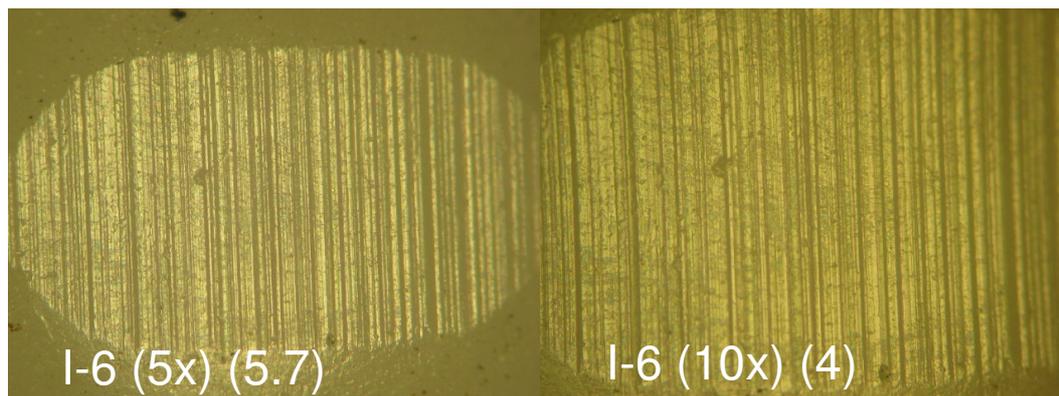


Figura 55 Estria na superfície da esfera de alumina.

4.2.7 Rugosidade x Coeficiente de Atrito

Os resultados da rugosidade da porcelana das amostras submetidas ao ensaio de desgaste estão representados graficamente na Figura 56. Os dados revelam uma semelhança na rugosidade das amostras dos Grupos I e III, já a rugosidade do Grupo V foi inferior. Porém, vale ressaltar os resultados obtidos anteriormente, que as variações da rugosidade ocorreram dentro de uma mesma amostra e entre amostras de um mesmo grupo de refundição.

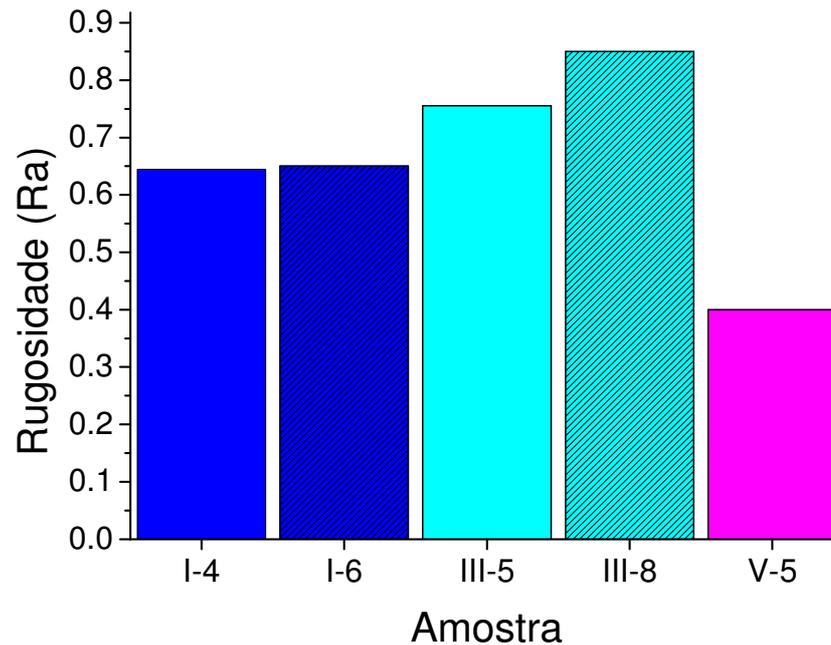


Figura 56 Rugosidade das amostras do ensaio de desgaste.

Sabe-se também que o atrito existente entre dois corpos pode causar o desgaste nas extremidades das asperezas mais elevadas de um deles. Este fato leva a crer que, quanto mais rugosa for a superfície de um corpo, maior será a perda de massa durante o desgaste por atrito, em relação a outros de mesmo material, e menor será o coeficiente de atrito entre as amostras e a esfera de alumina, durante o ensaio de desgaste por deslizamento. Todavia, a variação de rugosidade da porcelana das amostras deste estudo dificulta a correlação entre os resultados de coeficiente de atrito e rugosidade.

O coeficiente de atrito da superfície das amostras com a esfera de alumina, durante o ensaio de desgaste, foi entre 0,45 e 0,58, e essa discreta variação ocorreu entre amostras do mesmo grupo (Figura 57). Acredita-se que esse resultado pode estar relacionado às variações de rugosidade entre as amostras e dentro de uma mesma.

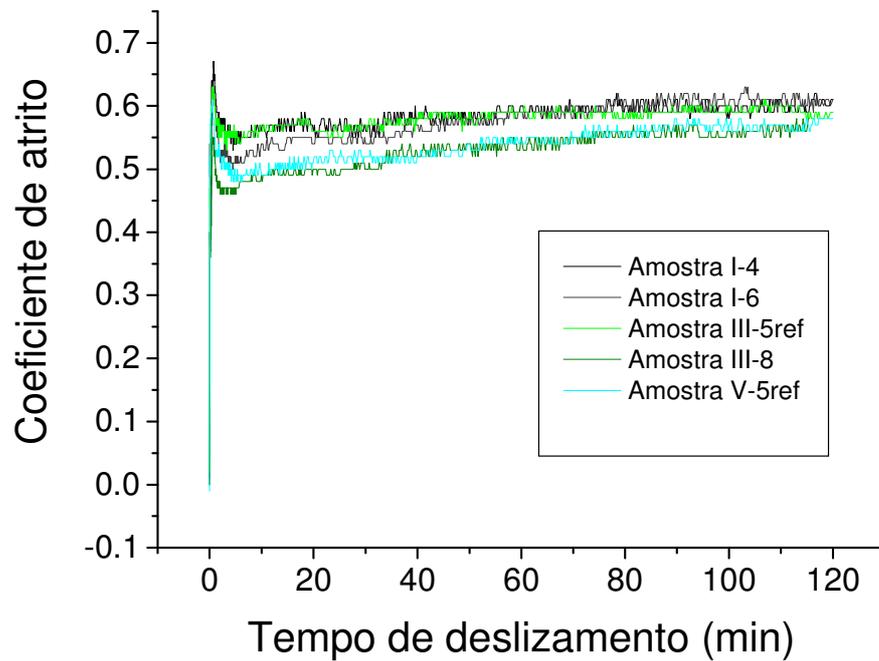


Figura 57 Gráfico da variação do coeficiente de atrito durante o ensaio de desgaste por deslizamento.

O desgaste ocorrido durante o ensaio de deslizamento afetou apenas a camada mais superficial da porcelana dentina, onde havia a presença de uma maior quantidade de poros (Figura 58).

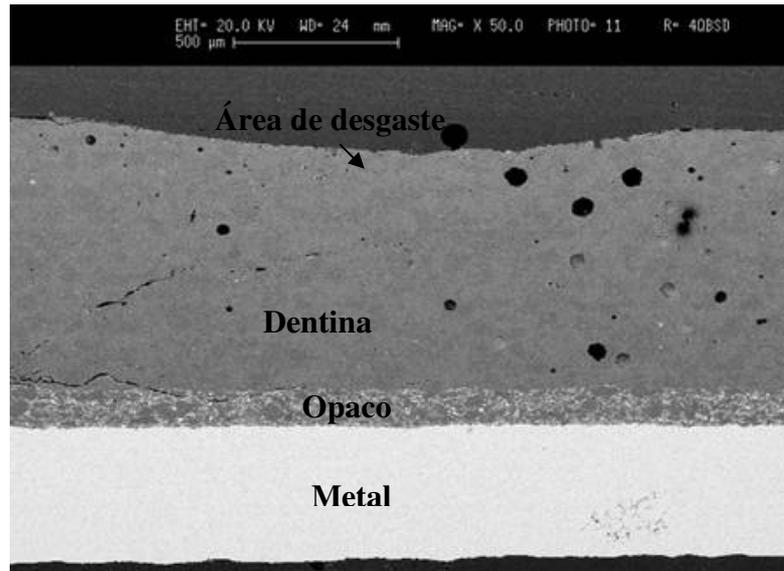


Figura 58 Micrografia da amostra V-5, após ensaio de desgaste por deslizamento.

4.3 INTERFACE METALOCERÂMICA

A resistência da união metalocerâmica é um dos fatores determinantes para a longevidade do trabalho protético. Dada a sua fundamental importância para as restaurações odontológicas, o estudo dessa união realizado há tempos em trabalhos como o de Brecker (1956), de Johnston *et. al* (1958) e o de Dekon (1999), possibilitou uma análise qualitativa da interface metalocerâmica por meio de microscopia eletrônica de varredura.

Na Figura 59, pode-se realizar a análise da união metalocerâmica de duas amostras do Grupo I, sendo uma delas submetida ao ensaio de imersão em saliva artificial, e a outra à ação de tensões durante o ensaio de desgaste.

Notou-se, nesse processo, uma satisfatória união entre o metal e a porcelana das amostras, sem descontinuidade, apesar de Pereira (2006) ter apresentado um trabalho indicando que a liga Tilitite® revelava um percentual de Ti menor que o indicado pelo fabricante.

Como o Ti é um elemento de fundamental importância na união química da interface da metalocerâmica, devido à sua alta capacidade de formação de óxidos e conseqüente melhor ligação entre o metal e a porcelana, essa condição poderia prejudicar essa união, o que não ocorreu, pois, como se pode perceber, a interface das amostras desse estudo não apresentou descontinuidade.

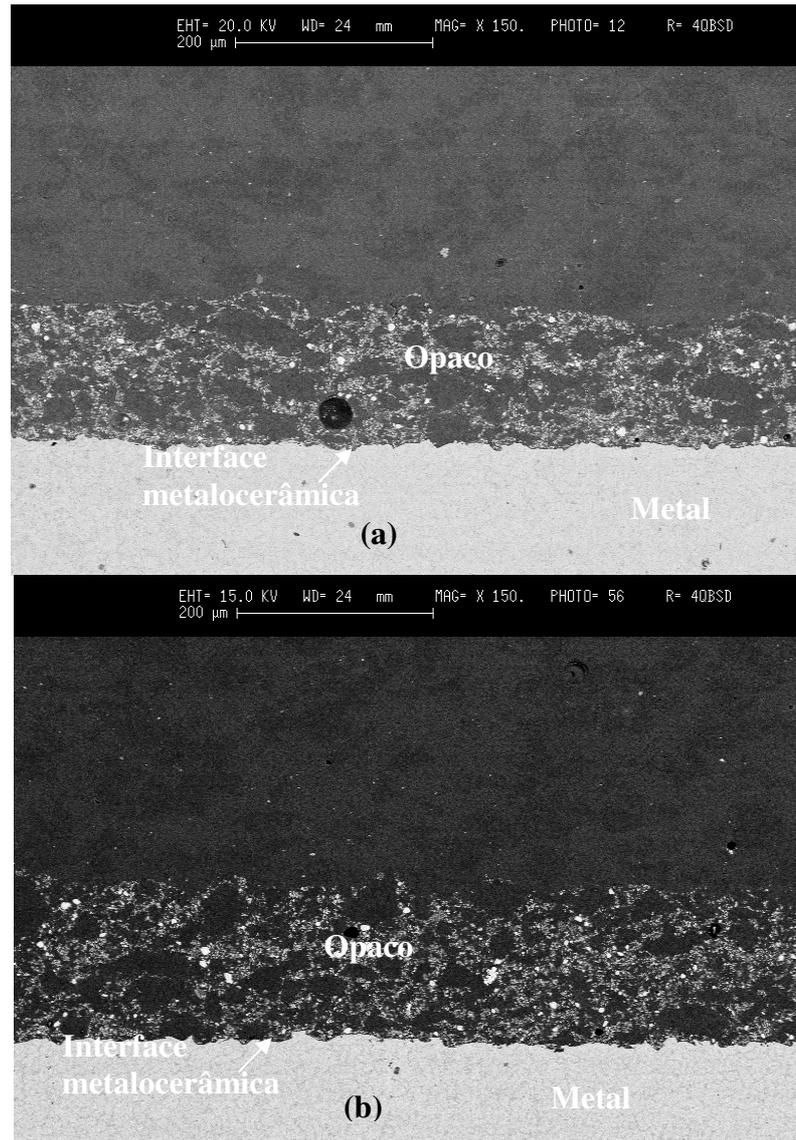


Figura 59 Micrografia da amostra a) I-2 (ensaio de imersão) e b) I-6 (ensaio de desgaste), com 150 x.

A refusão do metal não influenciou qualitativamente a união metalocerâmica das amostras. As dos Grupos I, III e V, por exemplo, submetidas ao exame microscópico, apresentaram uniões metalocerâmicas satisfatórias semelhantes. Essas uniões são marcadas pela quase inexistência de fendas entre o metal e a porcelana. A Figura 60 apresenta uma

micrografia de uma amostra do Grupo III, na qual se pode notar um contato entre o metal e a porcelana.

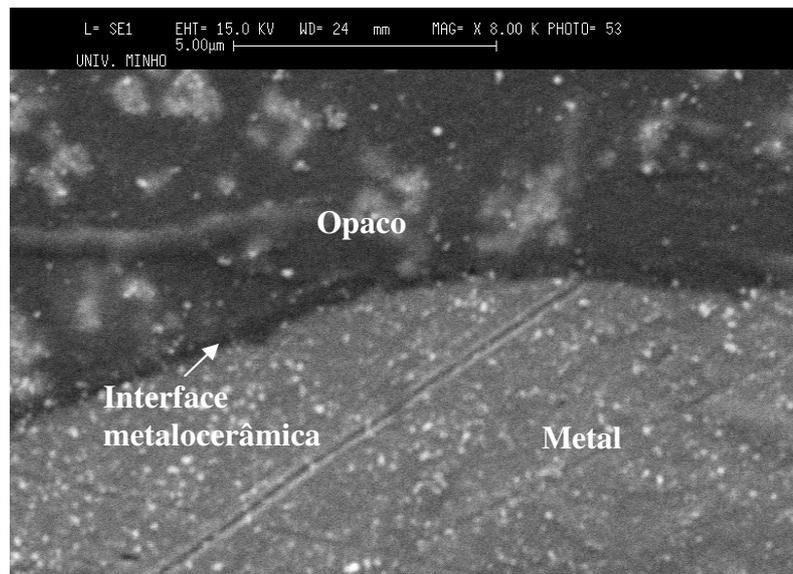


Figura 60 Micrografia da amostra III-5.

O estudo de Sá (2006) demonstrou que a refundição da liga de Ni-Cr não modificava a união metalocerâmica das amostras. Porém, nesse mesmo estudo Sá afirmou que a interface das amostras apresentava falhas independentemente do número de fundições a que a liga metálica foi submetida, confirmando, assim, a superioridade da união metalocerâmica da liga Ni-Cr-Mo-Ti, estudada neste texto, sobre a liga de Ni-Cr.

Uma outra fonte de união do metal com a porcelana ocorre através do embricamento mecânico, situação essa apresentada na Figura 61. Como se pode observar, o metal apresenta-se com irregularidades na superfície, com a cerâmica preenchendo os espaços.

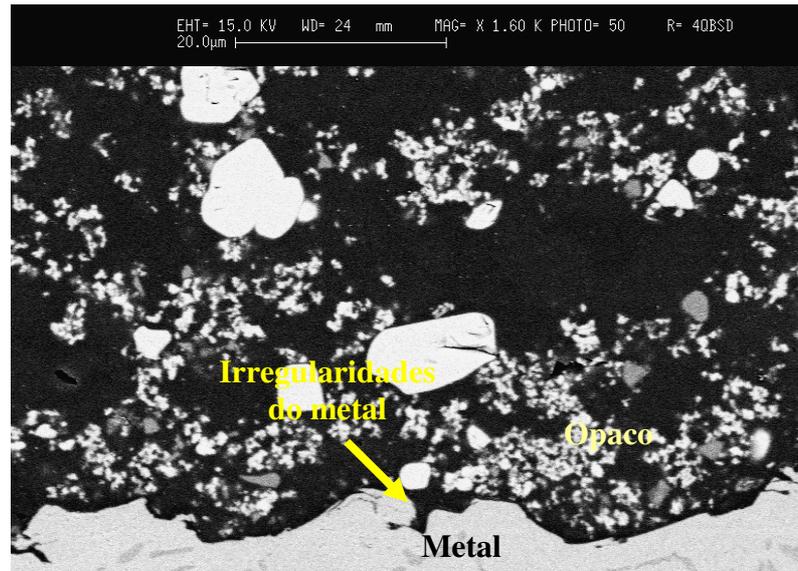


Figura 61 Micrografia da interface metalocerâmica da amostra I-2.

O embricamento mecânico da porcelana com o metal ocorre durante a sinterização da cerâmica. A água de cristalização é eliminada a 500°C, enquanto a contração e a condensação do volume de substâncias argilosas como o caulim, feldspato e quartzo ocorre a 871°C.

Quando a cerâmica e a subestrutura metálica atingem o máximo de expansão durante o processo de fusão, os poros do metal são consideravelmente alargados. Certas substâncias presentes na cerâmica, principalmente agentes fundentes, tornam-se, então, liquefeitas e preenchem os múltiplos poros alargados, interpenetrando a estrutura da liga, o que resulta em forte união mecânica (SILVER; KLEIN; HOWARD, 1956).

A presença de Trincas próximas da interface metalocerâmica independe do número de refundições do metal, parecendo estarem relacionadas com a presença dos poros com a

contração da cerâmica durante a sinterização ou ainda terem sido produzidas durante o corte das amostras.

A Figura 62 apresenta micrografias da Amostra I-6, onde se pode observar a presença de uma trinca bem próxima à união metalocerâmica, porém sem haver o comprometimento desta.

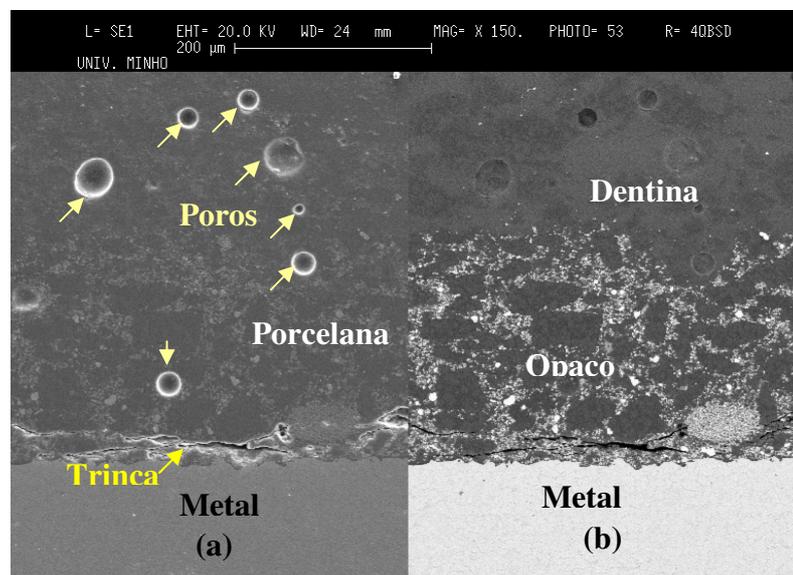


Figura 62 Micrografia da interface metalocerâmica da amostra I-6 através do SE (a) e BSE (b).

Já a Figura 63 mostra a presença de uma trinca próxima da união metalocerâmica em uma amostra do Grupo V.

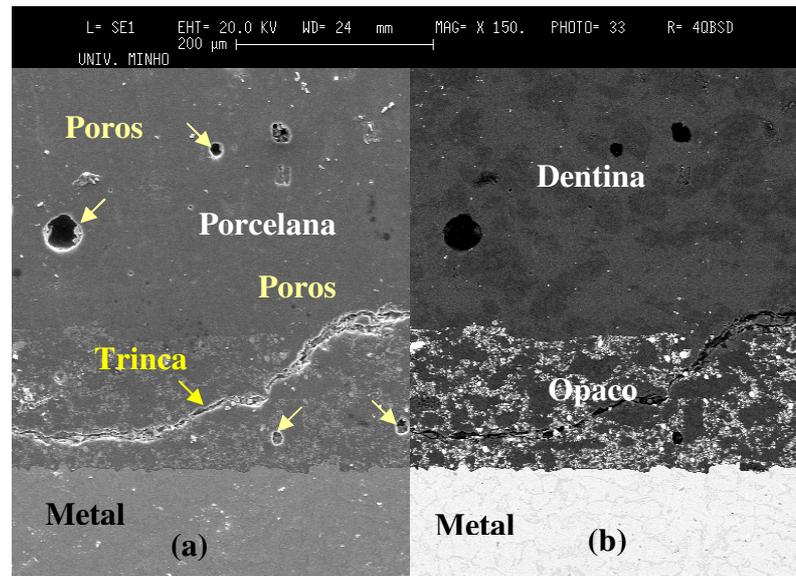


Figura 63 Micrografia da interface metalocerâmica da amostra V-1 através do SE (a) e BSE (b).

A união qualitativa entre a liga metálica e a camada de opaco da porcelana é satisfatória, porque, mesmo havendo presença de trinca ou poros próxima da interface metal e cerâmica, a linha metalocerâmica é preservada. Na Figura 64, observa-se um poro e uma trinca muito próximos da interface, porém sem causarem problemas a esta.

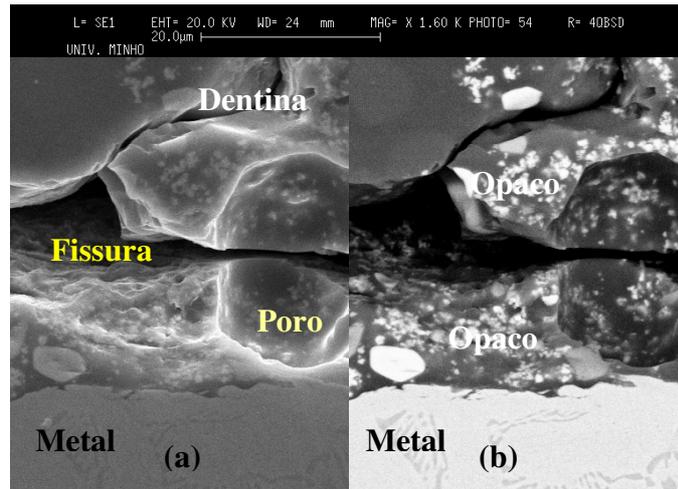


Figura 64 Micrografia da amostra I-5 SE (a) e BSE (b).

Neste estudo, apenas em algumas áreas bem restritas de amostras isoladas podem ser observadas falhas na união metalocerâmica. Estas, segundo Fisher (2002), são causadas pela evolução de tensões internas das trincas na porcelana. Um exemplo de ocorrência desse tipo de falha pode ser identificado na Figura 65, em uma área bem restrita da interface da Amostra I-4.

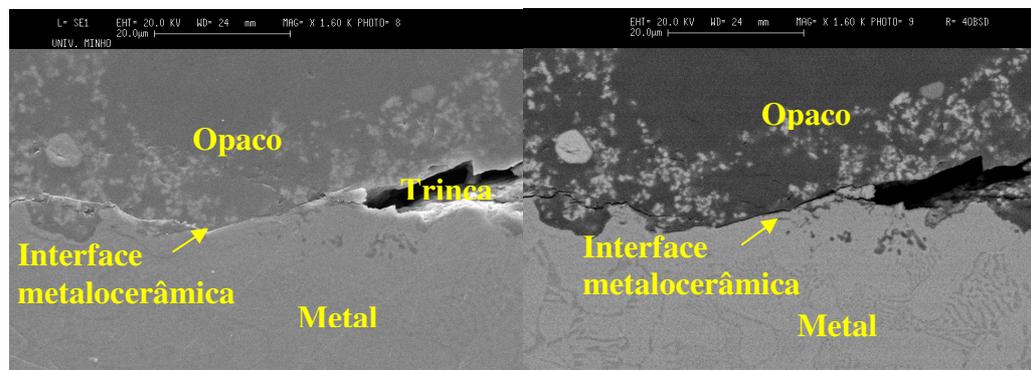


Figura 65 Micrografia da amostra I-4.

Nas amostras que foram submetidas ao ensaio de desgaste apareceu um maior número de trincas na porcelana, em especial na camada opaca (Figura 66). Apesar desses defeitos estarem bem próximos da união metalocerâmica, de um modo geral, a ligação entre o metal e a porcelana permaneceu estável.

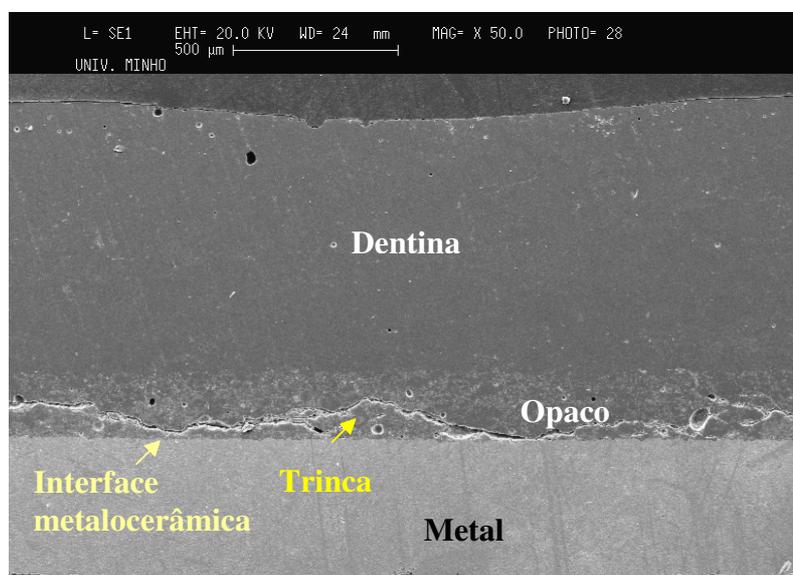


Figura 66 Micrografia da amostra III-8 SE.

CONCLUSÕES

A avaliação da influência do número de refundições da liga Ni-Cr-Mo-Ti no comportamento de próteses metalocerâmicas odontológicas, realizadas neste estudo, permitiu concluir que a fundição do Tilitite em até 3 vezes não causa prejuízo estético, de biocompatibilidade e da microestrutura das juntas metalocerâmicas.

Esse fato é de grande importância para a odontologia, pois parece possibilitar uma maior economia nos laboratórios dentários através da reutilização da liga Tilitite, sem prejuízo na qualidade das restaurações protéticas metalocerâmicas. Além de contribuir para diminuir a degradação do meio ambiente através da reciclagem de material.

Essa conclusão foi obtida através das seguintes observações:

Metal

- A refundição do metal causa aumento de opacidade e escurecimento do metal;
- A microestrutura da liga Tilitite sofre influências das refundições;
- A microestrutura da liga Tilitite com ou sem fundição revela claramente a existência de duas fases;
- O metal fundido 5 vezes apresenta falhas macroscópicas e microscópicas na estrutura e é contra-indicado para o uso odontológico;
- O aumento do número de fundições causou aumento da microdureza do metal;

Porcelana

- A porcelana em contato com saliva artificial sofre mudanças na coloração, com o decorrer do tempo, em todos os grupos de amostras;
- As espessuras das camadas de porcelana não eram uniformes dentro de uma mesma amostra.
- A presença de trincas e porosidade na porcelana parece estar associada à fabricação artesanal das juntas metálicas;
- As amostras do Grupo I liberam mais Ni que as amostras dos demais grupos;
- Há variação de rugosidade dentro de uma mesma amostra e

Interface metalocerâmica

- As interfaces metalocerâmicas apresentaram-se satisfatórias em todas as amostras independentes do número de refundições do metal.

SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Algumas questões foram levantadas durante a pesquisa que necessitariam de outros estudos para respondê-las. Para tanto, sugerimos alguns temas, como:

- Teste de molhabilidade sobre a liga Ni-Cr-Mo-Ti com 1, 2 e 3 fundições, durante a aplicação de porcelana. Esse teste permitirá observar-se a influência das refunções da liga na capacidade de espalhamento do opaco sobre esta;

- Identificar quantitativamente a influência da refunção metálica sobre a interface metalocerâmica, através de testes mecânicos, união entre a liga Ni-Cr-Mo-Ti com 1, 2 e 3 fundições e porcelana odontológica;

- Realizar teste de dilatométrica na liga Ni-Cr-Mo-Ti submetidas a 1, 2 e 3 fundições para identificar a influência da refunção sobre a dilatação da liga durante a fundição do metal;

- Realizar teste “in vitro” da liga metálica Ni-Cr-Mo-Ti submetida a 1, 2 e 3 fundições, para avaliar a influência da refunção sobre a biocompatibilidade dessa liga.

REFERÊNCIAS

ALEXANDRE, V. G. **Avaliação comparativa da desadaptação marginal das coroas metalo-cerâmicas de ligas áuricas, não áuricas e titânio após a primeira e última fases de queima da porcelana.** 2000. Monografia (Especialista em prótese Dental) – Pontifícia Universidade Católica, Rio de Janeiro, 2000.

AL-HIYASAT, A. S.; DARMANI, H. The effects of recasting on the cytotoxicity of base metal alloys. **J. Prosthet Dent.**, v.93, n. 2, p. 158-63, Feb 2005.

AMEER, M. A.; KHAMIS, E.; Al-MOTLAQ, M. Electrochemical behaviour of recasting Ni-Cr and Co-Cr non-precious dental alloys. **Corrosion Science**, v. 46, n.2 p. 825-36, 2004.

ANUSAVICE, K. J. **Science of Dental Materials.** 10. ed. Philadelphia, W.B. Saunders Company, 1996.

_____. **Materiais dentários de Philips.** 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.

_____. _____. 11. ed., Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.

_____. Buonocore Memorial Lecture. Materials of the future: preservative or restorative. **Oper. Dent.**, v. 23, n. 4, p. 162-7, Jul-Aug. 1998.

AYKUL, H.; TOPARLI, M.; DALKIZ, M. A calculation of stress distribution in metal-porcelain crowns by using three-dimensional finite element method. **Journal of oral rehabilitation.**, v.29, p. 381-386, 2002.

BARGHI, N; MCKEEHAN-WHITMER, M; ARANDA, R. Comparison of fracture strength of porcelain-veneered-to-high noble and base metal alloys. **J. Prosthet. Dent.**, v.57, n. 1, p. 23-6, Jan. 1987.

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

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

BRECKER, S. C. Porcelain baked to gold – a new medium in prosthodontics. **J. prosth, Dent.**, v. 6, n.6, p. 801-10, Nov. 1956.

CARVALHO, M. C. A. et al. Avaliação Microscópica entre a adaptação dos pilaresa Gold UCLA à plataforma do implante e UCLA de Teflon fundidos em titânio e liga de Níquel-Crômio-Titânio. Estudo In Vitro. **BCI. Revista Brasileira de cirurgia e implantodontia**, v.9, n.34, p. 105-110, 2002.

CHAVES FILHO, A. R. **Estudo comparativo da resistência à compressão entre coroa metalocerâmica fraturada e reparada com resina composta, com coroa**

metalocerâmica íntegra e dente natural permanente. 2001. Tese (doutorado em dentística) - Faculdade de São Paulo, 2001.

COSTA, H. M. F. Estudo comparativo entre ligas de Ni-Cr-Ti e Ag-Pd. Avaliação da desataptação de supra-estruturas implanto-suportadas fundidas em monobloco e da resistência da união metalocerâmica. 2002. f. 121. Tese (doutorado) – Faculdade de odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2002.

_____._____. 2002. f. 96. Tese (doutorado) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão preto, 2002.

CRAIG, R. G. Restorative Dental Materials. 10. ed. St. Louis: Mosby, 1996. p. 408-36.

CRAIG, R. G.; O'BRIEN, W. J.; POWERS, J. M. Materiais dentales. 6.ed. Barcelona: Harcourt Brace, 1999. cap. 14, p. 226-279.

CRAIG, R. G.; POWERS J. M. Materiais dentários restauradores. 11. ed. São Paulo: Livraria Santos Editora, 2004.

CRISPIN, B. J.; SEGHI, R. R.; GLOBE, H. Effect of different metal ceramic alloys on the color of opaque and dent porcelain. **J. Prosthet. Dent.**, v. 65, n. 3, p. 351-6, 1991.

CRUICKSHANKS-BOYD, D. W. Alternatives to gold porcelain bonding alloys. **Dental Update.**, v. 8, n. 3, p. 111-119, Mar. 1981.

DEKON, S. F. C. **Avaliação da resistência de união metalocerâmica em função de diferentes ciclos de oxidação prévia.** 1994. 89f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 1994.

DEKON, S. F. C.; VIEIRA, L. F.; BONFANTE, G. Avaliação da resistência de união metalocerâmica em função de diferentes tempos de oxidação prévia. **Rev. odontol. univ.**, São Paulo, v.13, n.(1), p. 57-60, 1999.

DIAZ-ARNOLD; MAREK; DIAZ-ARNOLD, A. M.; MAREK, C. A. The impact of saliva on patient care: a literature review. **J. prosthet dent.**, v.88, p. 337-43, 2002.

FERNANDES NETO, A. J. **Efeito da refundição na resistência de união com a porcelana em uma liga de níquel-cromo.** 1982. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, 1982.

FERNANDES, K. L. B. **Avaliação da resistência mecânica da liga cerâmica Tilitte.** Salvador, 2002, 67f. Monografia (Especialização) – Escola de aperfeiçoamento profissional da Associação Brasileira de Odontologia – Seção Bahia, 2002.

FISHER, J. Ceramic bonding to a dental gold-titanium alloy. **Biomaterials**, v. 23, p. 1303-11, 2002.

GARBIN et al. Ligas do sistema cobre-alumínio. Avaliação das propriedades microestruturais. **Revista Brasileira de Prótese clínica e laboratorial**, v.5, n.27, 2003.

GARDNER, GRAY, O'RAHILY; GARDNER, E.; GRAY, D. J.; O'RAHILLY, R. **Anatomia**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, RJ. p. 747-762, 1964.

HAGBERG, C. The amplitude distribution of electromyographic activity in painful masseter muscles during unilateral chewing. **J. Oral Rehabil.**, v. 14, n. 6, p. 531-40, Nov. 1987.

HAMMAD, I. A.; STEIN, R. S. A qualitative study for the bond and color of ceramometals. Part I. **J. Prosthet. Dent.**, v. 63, n. 6, p. 643-53, 1990.

HEGEDUS, C. et al. Comparative microestrutural study of the diffusion zone between Ni-Cr alloy and different dental ceramics. **J. Dent Res.**, v. 81, p.334-7, 2002.

HELLSING, G. On the regulation of interincisor bite force in man. **J. Oral Rehabil.**, v.7, n.(5), p. 403-11. Sep.1980.

HESBY, D. A. et al. Physical properties of a repeatedly used nonprecious metal alloy. **J Prosthet Dent.**, v. 44, n. 3, p. 291-93, Sep. 1980.

HOFSTEDDE, T. M. et al. Influence of metal surface finishing on porcelain porosity and beam failure loads at the metal-ceramic interface. **J. prosthet dent.**, n. 84, p. 309-17, 2000.

HORASAWA, N.; MAREK, M. The effect of recasting on corrosion of a silver-palladium alloy. **Dental Materials.**, v. 20, p. 352-357, 2004.

HUANG, H. H. Surface characterization of passive film on NiCr-based dental casting alloys. **Biomaterials**, v.24, n.1, p. 575-82, 2003.

HUANG, H. H. et al. Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal. **Journal of Oral Rehabilitation.**, v. 32, p. 206-12, 2005.

ISSAC, L.; BHAT, S. Effect of re-using nickel-chromium alloy on its ultimate tensile strength, yield strength and modulus of elasticity. **Indian J. Dent. Res.**, v. 9, n. 1, p. 13-7. Jan-Mar. 1998.

JOHNSTON, J. F; DYKEMA, R. W; CUNNINGHAM, D. M. Porcelain veneers fused to cast gold crowns. **J. Am. Dent Assoc.**, v.57, n. 1, p. 48-53, Jul. 1958.

_____. Porcelain veneers fused to cast gold crowns. **J. Amer. Dent. Ass.**, v.57, p. 48-53, 1958.

_____. The use and construction of gold crowns with a fused porcelain venner. A progress report. **J. Prosth. Den.**, v.6, n.6, p. 811-21, Nov. 1956.

LANDEZ, C. Le point de vue du céramiste. **Actualités odontostomat.**, v.109, n.3, p. 36-53, mar. 1975.

LAVINE, M. H.; CUSTER, F. Variables affecting the strength of bond between porcelain to gold. **J. dent. Res.**, v.45, n.1, p. 32-6, Jan./Feb. 1966.

LYONS M. F.; BAXENDALE, R. H. A preliminary electromyographic study of bite force and jaw-closing muscle fatigue in human subjects with advanced tooth wear. **J. Oral Rehabil.**, v.17, n.4, p. 311-8, Jul. 1990.

METALURGIA. <Disponível em:
<http://www.bibivirt.futuro.usp.br/textos/tem_outros/cursoprofissionalizante/tc2000/processos/65proc.pdf>. Acesso em: 3 mar. 2006.

MOFFA, J. P. **Physical and mechanical properties of gold and base metal alloys. Alternatives to gold alloys in dentistry.** Bethesda: National Institutes of Health. Department of Education and Welfare, p. 81-93, 1977.

_____. Biological effects of nickel-containing dental alloys. Concil on Dental Material, Instruments, and Equipment, **J. Am. Dent. Assoc.**, p. 104-50, 1982.

MOFFA, J. P. et al. An evaluation of nonprecious alloys for the use with porcelain veneers. Part I: Physical properties. **J. Prosthet. Dent.**, v. 30, n. 4, p. 424-31, Oct. 1973.

MOSLEH, I. ; ABDUL-GABBAR, F. ; FARGHALY, A. Castability evaluation and effect of recasting of ceramic-metal alloys. **Egypt Dent J.** v.41, n.4, p. 1357-62, Oct.1995.

NASCIMENTO, R. M. **Metalização mecânica de Al₂O₃ para brasagem metalcerâmica**. 2001. Tese (doutorado) – Universidade Federal de Santa Catarina, Santa Catarina, 2001.

NASCIMENTO, R. M.; MARTINELLI, A.E.; BUSCHINELLI, A. J. A. **Review Article:** Recent advances in metal-ceramic brazing, *Ceramic*, v. 49, p.178-198, 2003.

NELSON, D. R. et al. Recasting a nickel-chromium alloy. **Research and Education**. v. 55, n. 1, p. 122-27, Jan. 1986.

NÓBREGA, M. C.; JOÃO, M.; LA CROIX, S. P. **Prensagem uniaxial de cerâmica dental**. 2002. Disponível em: <http://www.odontologia.com.br/artigos.asp?id=162&idesp=3&ler=s>. Acesso em: 3 ma. 2006

ONG, J. L.; FARLEY, D.W.; NORLING; B. K. Quantification of leucite concentration using X-ray diffraction. **Dental Materials**, v.16 p. 20–25, 2000.

PANTALEÓN, D. S.; BATISTA, J .G.; BONFANTE, G. Características da infra-estrutura da restauração metalocerâmica através da técnica de fundição secundária. **Odonto POPE**, Bauru, v.1, n. 4, p. 219-34, 1997.

PEGORARO, L. F. **Prótese fixa**. São Paulo: Artes médicas, 2002.

PEREIRA, A. C. et al. **Odontologia em saúde coletiva: planejando ações e promovendo saúde.** São Paulo: Artmed, 2003.

PEREIRA, J. P. **Interfaces metal-porcelana dentária: estudos de molhabilidade em novos sistemas de ligação.** 2006. Dissertação (Mestrado) - Universidade do Minho, Portugal, 2006.

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

PINTO, V. G. Promoção de saúde bucal. In:_____. **Epidemiologia das doenças bucais do Brasil.** 2. ed. São Paulo: Artes médicas, ABOPREV, 1999. cap.2, p. 27-42.

PRESTON, J. D. **Perspectives in dental ceramics. Proceedings of the fourth international symposium on ceramics.** Chicago, USA: Quintessence, 1988. p. 415-431.

RIBEIRO, R. F. **Avaliação do comportamento de ligas de cobalto-cromo submetidas a diferentes condições de reaproveitamento.** 1998. Tese (doutorado) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Maio, 1998.

_____. **Avaliação de alguns efeitos de refundições sobre ligas de cobalto-cromo, acrescidas ou não de liga virgem.** 1993. Dissertação (mestrado) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 1993.

RILEY, E. J. Ceramo-metal restoration state of the science. **Dent Clin N Amer**, v.21, n.4, p. 669-82, oct. 1977.

ROLLO, J. M. D. A.; ROSSITTI, S. M. Restauração metalocerâmica: um estudo comparativo da compatibilidade térmica de ligas Ni-Cr e porcelanas odontológicas. **Rev Odontol Univ São Paulo**, São Paulo, v.13, n.1, Jan./Mar1999.

SÁ, J. C. **Efeito das variáveis laboratoriais protéticas na adesão da porcelana com ligas de níquel-cromo**. 2006. Dissertação (mestrado) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 2006.

SAMPAIO, G. **Anatomia aplicada à odontologia**, Edupe, p. 365-367, 2001.

SANTOS, C. N.; KATO, M. T.; CONTI, P. C. Avaliação das condutas adotadas por profissionais na utilização de coroas metalo-cerâmicas. **J. Appl. Oral Sci.**, Bauru, v.11, n. 4, Oct./Dec 2003.

SCHILLINGBURG JR, H. T. et al. **Fundamentos de Prótese Fixa**. 3. ed. 1998.

SHILLINGBURG, H. T.; HOBBS, S.; WHITSETT, L. D. **Fundamentos de prostodontia fija**. Chicago: Quintessence, 1981. 324 p.

SCOLARO, J. **Resistência de união entre 3 sistemas cerâmicos de uso odontológico com uma liga de paládio-prata**. 2000. Monografia (especialização em Prótese Dental) - Pontifícia Universidade Católica, Rio de Janeiro, 2000.

SCOLARO, J. M. **Resistência de união entre três sistemas cerâmicos de uso odontológico com uma liga de paládio-prata.** 2000. 100f. Dissertação (Mestrado) - faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2000.

SHILLINGBURG, H. T.; HOBBS, S.; WHITSETT, L. D. **Fundamentos de prótese dentária fixa.** Chicago: Quintessence, 1981. 324 p.

SILVA FILHO, C. E.; MUENCH, A. Propriedades mecânicas, físicas e de corrosão, e custo relativo de uma liga com baixo conteúdo de ouro (46%). **Rev. Odontol Univ S Paulo**, v.3, p. 390-3, 1989.

SILVA, J. G. da. **Estudo da estrutura e comportamento tribológico de revestimentos duros e ultra-duros executados no vácuo.** 2002. Tese (doutorado) – Universidade de Uminho, Portugal, Uminho PT, 2002.

SILVER, M.; KLEIN, G.; HOWARD, M. C. Platinum-porcelain restorations. **J. prosthet. Dent.**, v.6, n.5, p. 695-705, Sep.1956.

SIMONPAOLI, Y. Le point de vue de clinicien. Les céramo-nickels. Rugosités de surface des infrastructures métalliques ou mini-épaulements. **Actualités odontostomat.**, v.109, p. 27-35, mar. 1975.

SMITH, D. L. et al. Porcelain fused to gold. **J dent. Res.**, v.38, n.4, p. 759, 1959.

STANDFORD, C. M.; AQUILINO, S. A. **Final Report To Talladium Inc.** California, Valencia: University of Iowa, 1999. p. 1-10.

TALLADIUM DO BRASIL. Ligas cerâmicas. In:_____. **Manual da Talladium do Brasil**, Curitiba, p. 99-11, agosto 2000.

TORTOPIDIS, D. et al. The Variability of Bite Force Measurement Between Sessions, In Different Positions Within The Dental Arch. **Journal of Oral Rehabilitation**. v.25, p. 681-686, 1998.

TRUSHKOWSKY, R. Porcelain fracture: causes, prevention, and repair techniques. **J. Mass Dent Soc.** Boston, v. 41, n. 1, p. 29-34, 1992.

VAN NOORT R. **Introdução aos materiais dentários**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed Editora, 2004.

_____. **Introduction of dental materials**. 3.ed. London: Mosby, 1994.

VON RADNOTH, M. S.; LAUTENSCHLAGER, E. P. Metal surface changes during porcelain firing. **J. dent. Res.**, v. 48, n. 2, p. 321-4, 1969.

VREEBURG, K. J. et al. Induction of immunological tolerance by oral administration of nickel and chromium. **J. Dent. Res.**, v. 63, p. 124, 1984.

WATAHA, J. C. Alloys for prosthodontic restorations. **J. Prosthet. Dent.**, Apr. 2002.

_____. _____. **J Prosthet Dent.** v. 87, n. 4, p. 351-62, April 2002.

_____. Principles of biocompatibility for dental practioners. **J. prosthet dent** v. 86, p. 203-9, 2001.

YAMAMOTO, M. **Metal ceramics:** principles and methods of Makoto Yamamoto. Chicago: Quintessence, 1985a. p.15-202.

_____. _____. Chicago, Quintessence, 1985b. p.106-57.

Livros Grátis

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

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

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

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

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