

1 REVISÃO DA LITERATURA

1.1 Biomateriais

É crescente a preocupação da população e dos médicos em restabelecer o correto funcionamento de partes do corpo humano, seja por terem sido deterioradas por doenças ou mutiladas devido a acidentes. Antigamente, os cirurgiões preocupavam-se quase exclusivamente em substituir com eficiência a parte do corpo deteriorada, porém, a constante preocupação com a estética vem, durante os últimos anos, contribuindo para alavancar a pesquisa de novos procedimentos cirúrgicos e o desenvolvimento de materiais adequados a trabalharem interagindo com o corpo humano.

Alves (2009) atribui o crescimento na utilização de dispositivos para restauração do corpo humano, ao aumento da expectativa de vida da população mundial.

Apesar das pesquisas em biomateriais serem relativamente novas, a sua história na humanidade é muito antiga. Os Romanos, Chineses e Astecas utilizavam ouro na reconstrução de dentes há mais de 2000 anos. Encontram-se vários relatos pela história da utilização de olhos de vidro e pernas de pau. (RATNER, 1996).

Um grande marco no desenvolvimento da reconstrução do corpo humano ocorreu na década de 1860 com o desenvolvimento da técnica de cirurgia asséptica pelo Dr J. Lister. A utilização deste procedimento permitiu a realização de cirurgias sem riscos de infecções, acarretando em grandes esforços para desenvolvimentos de materiais adequados à utilização no corpo humano, Park (2000). Esses materiais são denominados biomateriais.

Várias definições para biomateriais podem ser encontradas na literatura, e são aceitas no meio científico e acadêmico, tais como:

“Biomaterial é um material usado em um dispositivo médico que está em interação com um sistema biológico”¹ (WILLIAMS apud RATNER, 1996, p. 2, tradução nossa).

“Biomateriais são substâncias, à exceção de alimentos e drogas, que são introduzidas em sistemas terapêuticos ou diagnósticos, os quais estão em contato com tecidos ou fluidos biológicos”² (PEPPAS; LANGER apud BOSS, 2000, p. 1, tradução nossa).

1.1.1 Biocompatibilidade

Entender e mensurar a biocompatibilidade são os principais objetivos da ciência dos biomateriais. Entretanto, não existem definições precisas ou técnicas acuradas para mensurar a biocompatibilidade. (RATNER, 1996).

A biocompatibilidade avalia o grau de aceitação do corpo hospedeiro em relação ao material estranho que foi inserido.

A literatura apresenta algumas definições para biocompatibilidade, tais como:

“Biocompatibilidade geralmente é definida como a habilidade de um biomaterial, prótese, ou dispositivo médico em ter uma performance com uma resposta apropriada do hospedeiro em uma aplicação específica”³ (ANDERSON, 2001, p.82, tradução nossa).

“A habilidade de um material em obter uma performance apropriada do meio hospedeiro em uma aplicação específica.”⁴ (WILLIANS, apud RIGO *et al*, 1999, p. 22; WILLIANS, apud RATNER, 1996, p.2, tradução nossa).

Quanto ao grau de biocompatibilidade, um material pode ser classificado como bioinerte, biotolerável e bioativo. Um material bioinerte é aquele que propicia uma interface material-tecido estável, ou seja, não ocorrem reações químicas nem no material nem no tecido hospedeiro. Biotoleráveis são os materiais que provocam algum tipo de dano, como reações ou inflamação, porém, não são eliminados pelo corpo. Materiais que acarretam uma reação crítica do corpo hospedeiro são considerados bioativos. (BOSS, 2000).

O bom desempenho de um biomaterial depende de vários fatores, tais como: as propriedades do material, a geometria da peça e a biocompatibilidade; assim como fatores que não são controlados pela engenharia de materiais, como: a técnica de

¹ O trecho em língua estrangeira é: “A biomaterial is a nonviable material used in medical device, intended to interact with biological systems.”

² O trecho em língua estrangeira é: “Biomaterials are substances, other than food and drugs, introduced in therapeutic or diagnostic systems which are in contact with the tissues or biological fluids.”

³ O trecho em língua estrangeira é: “Biocompatibility is generally defined as the ability of a biomaterial, prosthesis, or medical device to perform with an appropriate host response in a specific application”.

⁴ O trecho em língua estrangeira é: “Biocompatibility is the ability of a material to perform with an appropriate host response in a specific application.”.

cirurgia utilizada, as condições de saúde do paciente e as atividades desenvolvidas pelo paciente após a implantação do biomaterial. (PARK, 2000).

Vários autores ressaltam que a correta escolha de um biomaterial passa pela análise de propriedades físicas e mecânicas, custos e adequação ao processo de fabricação. Porém, todos são unânimes em ressaltar a importância do estudo da biocompatibilidade, Olivieri et al (2004), Wassell, Walls e Steele (2002), Wataha (2002), Manaranche e Horberger (2007). Anderson (2001) publicou um artigo onde avaliava as diversas reações causadas pelos materiais no corpo humano.

Neisser (1992) avaliou a biocompatibilidade de ligas cromo-níquel através de um estudo histomorfológico das reações teciduais em ratos vivos. Nota-se que a preocupação com a biocompatibilidade de ligas à base de níquel já existe há décadas, entretanto, uma análise completa, associando biocompatibilidade, propriedades físicas, químicas e mecânicas ainda não existe para muitos biomateriais da referida liga.

1.1.2 Tipos de Biomateriais

Seguindo a classificação, normalmente adotada pela literatura para os materiais, Park (2000) classificou os biomateriais em quatro grupos: metais, polímeros, cerâmicos e compósitos.

1.1.2.1 Biomateriais metálicos

Materiais metálicos são combinações de elementos metálicos, utilizando ligação metálica. Esta ligação química resulta em elétrons que não estão ligados a nenhum átomo específico, a este fenômeno denomina-se nuvem eletrônica, que é responsável por diversas propriedades dos materiais metálicos, como a boa condutividade elétrica e térmica. Os metais não são transparentes à luz visível, são altamente resistentes mecanicamente, e podem ser deformados. (ASKELAND; PHULÉ, 2008).

Os metais são utilizados como biomateriais, devido as suas excelentes propriedades mecânicas e condutividades térmicas e elétricas. Possuem diversas aplicações, como juntas de quadril e joelho, placas e parafusos que auxiliam na recuperação de fraturas, dispositivos de fixação da espinha dorsal e implantes

dentários devido, principalmente, a alta resistência mecânica e resistência à corrosão, Park e Kim (2000). Estima-se que quatro em cada dez operações ortopédicas utilizem implantes metálicos (ALEXANDER *et al*,1996).

Segundo Staiger *et al* (2006) os materiais metálicos apresentam melhor desempenho, quando comparados aos cerâmicos e polímeros, em aplicações onde é necessária a aplicação de cargas, devido à combinação de alta resistência mecânica e tenacidade à fratura.

Os principais metais utilizados como biomateriais são: ferro (Fe), cromo (Cr), cobalto (Co), níquel (Ni), titânio (Ti), tântalo (Ta), nióbio (Nb), molibdênio (Mo) e tungstênio (W) (PARK e KIM, 2000). As ligas metálicas mais utilizadas como biomateriais são os aços inoxidáveis, ligas de titânio e ligas de cobalto (ALEXANDER *et al*, 1996).

A liga Ti-6Al-4V, regulamentada no Brasil pela norma NBR ISO 5832-3, Associação Brasileira de Normas Técnicas (1997), é uma das mais utilizadas na fabricação de implantes, contudo, a toxicidade do vanádio gera várias discussões no meio acadêmico. Para solucionar este problema, ligas nas quais o vanádio é substituído por outros elementos têm sido propostas, destacando-se em recentes pesquisas as ligas com presença de nióbio (BATISTA; CONTIERI; CARAM, 2008; BARBOSA *et al.*, 2008).

A dependência da interação entre o corpo hospedeiro e o implante é fortemente afetada pelas propriedades de superfície dos implantes. São várias as metodologias utilizadas para melhorar o desempenho das propriedades de superfície, tais como: jateamento com abrasivos, usinagem e ataques químicos. Estudos recentes avaliam o desempenho da modificação da superfície por feixe de laser, que apresenta como principais vantagens o baixo custo, alta reprodutividade, ser limpo e rápido. Guastaldi *et al.* (2008) obtiveram excelentes resultados na avaliação da osseointegração de implantes com superfície modificada a laser, em estudos realizados utilizando coelhos. Outro tratamento de superfície utilizado recentemente é a nitretação por plasma, Sá *et al.* (2008) obtiveram um bom desempenho na proliferação de células-tronco em superfícies de titânio nitretadas por plasma.

1.1.2.2 Biomateriais poliméricos

Polímeros possuem sua estrutura química baseada no carbono, hidrogênio e outros elementos não-metálicos. Suas propriedades mais marcantes são a baixa densidade, a flexibilidade e a facilidade de processamento (ASKELAND; PHULÉ, 2008).

As propriedades necessárias para um polímero ser considerado um biomaterial são as mesmas que para outros tipos de biomateriais, isto é, biocompatibilidade, possibilidade de ser esterilizado, propriedades físicas e mecânicas adequadas e facilidade de ser manufaturado (LEE; KHANG; LEE, 2000).

As vantagens dos polímeros quando comparados aos metais e cerâmicos são o menor custo, a facilidade de fabricação de peças com geometrias complexas, facilidade de um processamento secundário e disponibilidade de propriedades físicas e mecânicas desejáveis (LEE; KHANG; LEE, 2000).

Diversas são as possibilidades de utilização dos polímeros como biomateriais: acrílico, silicone e policloreto de vinil podem ser utilizados em orelhas; acrílico, polietileno de alto peso molecular e epoxy podem ser utilizados em próteses parciais fixas; acrílico, policloreto de vinil e poliuretano são utilizados em próteses faciais; acrílico, silicone e nylon em tecidos cartilaginosos ou musculares; componentes para coração são fabricados em poliéster, silicone e policloreto de vinil; polietileno e acetatos são matérias primas para marcapassos; polietileno para juntas de joelhos (ALEXANDER et al., 1996).

1.1.2.3 Biomateriais cerâmicos

Materiais cerâmicos são formados pela ligação de um elemento metálico e um não-metálico, utilizando ligações iônicas ou covalentes. São propriedades características dos cerâmicos: a alta resistência em temperaturas elevadas, o isolamento térmico e elétrico e a alta resistência à abrasão. Mecanicamente os cerâmicos são extremamente duros e muito frágeis (ASKELAND; PHULÉ, 2008).

No passado, várias cerâmicas foram testadas para utilização como biomateriais para implantes, porém, poucas alcançaram sucesso clínico. Além dos implantes, as cerâmicas também encontram aplicações em outras áreas médicas

como óculos, instrumentos para diagnósticos e placas para cultura de tecidos. (ALEXANDER et al., 1996).

Próteses dentárias são fabricadas com um núcleo metálico e revestidas com porcelana, para melhorar a biocompatibilidade, a resistência à abrasão e a aparência das ligas metálicas. (ROLLO; ROSSITTI, 1999; ESCADA *et al.*, 2008).

Dentre as diversas cerâmicas utilizadas como biomateriais, destacam-se, a alumina, a zircônia, os carbonos, as cerâmicas de fosfato de cálcio e alumínio (ALCAP), as cerâmicas fosfato tricálcico (TCP) e os vidros. (BILLOTTE, 2000).

1.1.2.4 Biomateriais compósitos

Materiais compósitos são formados pela combinação de dois ou mais materiais, projetado para mostrar as melhores características de cada um dos materiais que o compõe. (ASKELAND; PHULÉ, 2008).

Assim como todos os tipos de biomateriais, um compósito deve ser biocompatível para ser considerado biomaterial, contudo, como um compósito é formado, no mínimo, por dois materiais distintos, aumenta a probabilidade de acontecer alguma reação adversa, Alexander et al (1996). Entretanto, as propriedades mecânicas dos compósitos podem ser ajustadas de acordo com a aplicação, modificando as proporções dos materiais ou mesmo a direção da fibra de reforço, o que não pode ser feito nos outros tipos de materiais (LAKES, 2000; ASKELAND; PHULÉ, 2008).

Os compósitos mais utilizados para componentes biomédicos são fibras de carbono, fibras poliméricas, cerâmicas e vidros, Alexander et al (1996). São usados principalmente em obturações dentárias, reforço de cimentos ósseos, e implantes ortopédicos com superfícies porosas (LAKES, 2000).

1.2 Biomateriais na odontologia

O material ideal para restauração deve satisfazer requisitos funcionais e estéticos, além de prover confiança por um longo tempo. (KELLY, 2002).

Como já foi registrado, existem relatos de que a mais de 2000 anos os Romanos, Chineses e Astecas já utilizavam o ouro na reconstrução de dentes, Ratner (1996), porém, devido ao alto custo deste metal, vários pesquisadores,

dedicaram-se ao desenvolvimento de ligas metálicas de menor custo, como alternativa a utilização do ouro. Esta preocupação é tão remota que em 1915, Roebuck sugeriu a utilização de uma liga de alumínio na reconstrução de dentes, Olivieri (2000), entretanto, atualmente as ligas de baixo custo mais empregadas são à base de níquel, Wassell, Walls e Steele (2002), Araujo et al (2006). Nos dias de hoje, existe uma série de estudos sobre biomateriais que mostram que tanto o alumínio quanto o níquel, dependendo do tipo de utilização, podem causar efeitos deletérios no organismo, tais como alergias e carcinogênese (CANABARRO *et al.*, 2008).

A grande preocupação com o desenvolvimento de técnicas de fabricação, materiais e procedimentos em reconstruções odontológicas justifica-se pelo grande número de pessoas que necessitam destes serviços. Anderson *et al.* (1996) relataram que o procedimento cirúrgico mais frequente realizado em humanos é a extração de dentes, o que justifica o estudo e a busca de soluções para questões relacionadas a dispositivos que restaurem dentes perdidos, tais como pontes móveis, pontes fixas e implantes.

1.2.1 Ligas metálicas

Biomateriais metálicos para aplicação odontológica devem possuir, além de biocompatibilidade, alta resistência mecânica, resistência à corrosão, resistência ao desgaste, e boa soldabilidade, Gil, Fernández e Morenza (2005), Yamakami et al. (2006). Outra importante propriedade para materiais metálicos, em algumas restaurações odontológicas, é a sua característica de adesão ao revestimento cerâmico (GHASSEMIH, 2008).

Com os avanços científicos e tecnológicos, várias ligas estão disponíveis no mercado para utilização na odontologia. Na literatura, diferentes autores classificam estas ligas de diversas formas, subdividindo-as em vários grupos. Uma das classificações mais aceitas divide os biomateriais em dois grandes grupos: ligas nobres, a base de ouro e paládio e ligas não nobres, a base de níquel e cobalto, Morris et al. (1992). Outra classificação largamente utilizada divide as ligas em três grupos: ligas preciosas (a base de ouro), ligas semipreciosas (a base de paládio) e ligas não preciosas (a base de níquel ou cobalto), Wataha (2002). Asgar (1988)

classificou as ligas para uso odontológico em seis diferentes grupos, apresentados na Tabela 01.

Tabela 01 – Grupos de materiais metálicos para uso odontológico.

Grupo	Denominação	Composição
01	96 – 98 % Metais Nobres	84-86% Au; 4-10% Pt; 5-7% Pd; 2-3% Outros metais.
02	80 % Metais Nobres	51-54% Au; sem Pt; 26-31% Pd; 14-16% Ag.
03	Ligas de Pd, sem Au ou Pt	A) 53-60% Pd; 30-37% Ag; 10% Outros metais. B) 79-88% Pd; 4-5% Co; Outros metais. C) 79-81% Pd; 10% Cu; 9% Ga.
04	90% Metais Nobres	45-52% Au; 38-45% Pd; sem Ag.
05	Ligas de Ni	60-82% Ni; 20-11% Cr; 0-9% Mo; 0-2% Be.
06	Ligas de Co	55-64% Co; 25-34% Cr; 2-9%Mo.

Fonte: Asgar, 1988, p. 35.

Considerando o elemento predominante em cada liga, os materiais para aplicações odontológicas podem ser classificados em: Ligas à base de ouro, de prata, de paládio, de cobre, de cobalto e ligas à base de níquel. Esta classificação será considerada nos próximos itens.

1.2.2.1 Ligas à base de ouro

As ligas à base de ouro possuem uma longa história de sucesso em aplicações odontológicas e são consideradas como padrão de utilização. Quando se desenvolve um novo material, o seu desempenho é comparado com as ligas à base de ouro. Coroas, próteses parciais fixas e reconstruções metalocerâmicas são algumas das aplicações odontológicas para este metal nobre. (MORRIS *et al.*, 1992).

As ligas odontológicas à base de ouro, contendo entre 96 e 98 % de ouro, foram desenvolvidas na década de 1950. Em comparação com os demais materiais disponíveis no mercado, essas ligas contêm alta percentagem de ouro, o que resulta em uma coloração amarelada vantajosa para o revestimento cerâmico, possuem baixa resistência mecânica, porém são facilmente fundidas e soldadas. Mais tarde, em 1976, Joseph Tuccillo obteve duas patentes para um segundo grupo de ligas à base de ouro. Quando comparadas com as ligas anteriores, essas ligas possuem

maior quantidade de paládio e a prata foi inserida na composição. Além disso, o teor de ouro, elemento com maior custo, foi reduzido de 84-86% para 51-54%, possibilitando grande redução no preço do material. As ligas desenvolvidas por Joseph são mais resistentes mecanicamente que as anteriores e, ainda assim, possuem boa soldabilidade e fusibilidade, porém, possuem como desvantagens o ocasional aparecimento de uma coloração esverdeada na porcelana, devido à presença de prata e a coloração cinza, que desfavorece a aplicação da porcelana. Poucos anos depois, em 1978, Paul Cascone obteve uma patente para ligas sem presença de platina e prata, contendo 45-52% de ouro e 38-45% de paládio. As propriedades mecânicas, de soldabilidade e fusibilidade destas ligas são boas, porém, o coeficiente de expansão térmica é muito baixo e não compatível com as porcelanas disponíveis no mercado. (ASGAR, 1988).

A *American Dental Association* (ADA) (1972) classifica o grupo de ligas com alto teor de metais nobres em quatro tipos, segundo Tabela 02, estabelecendo critérios de composição química e dureza.

Tabela 02 – Tipos das ligas com alto teor de elementos nobres.

Tipo	Quantidade mínima de ouro e platina	Dureza Vickers (mínimo / máximo)
I – Mole	83 %	50 / 90
II – Média	78 %	90 / 120
III – Dura	78 %	120 / 150
IV – Extradura	75 %	150 / >150

Fonte: American Dental Association apud Mondelli, 1995.

Os principais elementos de liga utilizados nas ligas à base de ouro são a platina, paládio, zinco, cobre e prata, Olivieri (2000). O cobre aumenta a resistência mecânica e dureza, reduz a temperatura de fusão, porém, favorece uma coloração avermelhada, prejudicial para aplicações metalocerâmicas. A prata tende a neutralizar a coloração avermelhada do cobre, reduz a densidade, e em restaurações metalocerâmicas, pode acarretar coloração esverdeada na porcelana. A platina aumenta a resistência à corrosão, a resistência mecânica e a temperatura de fusão. O paládio possui os mesmos efeitos da platina, porém a um custo inferior. O zinco melhora a fusibilidade (OLIVIERI 2000; MORRIS *et al.*, 1992).

Liu e Wang (2007) constataram que as ligas com alto teor de ouro, em particular a liga 86Au – 11Pt – 1,5Zn – 0,5In – 0,7Rh – 0,2Fe – 0,1Ir (percentagens

em peso), sofrem um aumento na resistência mecânica e na dureza após a operação de tratamento térmico para adesão da porcelana, denominada de “queima”.

1.2.2.2 Ligas à base de prata

As ligas odontológicas à base de prata geralmente contêm altos teores de paládio e pequenas quantidades de cobre. Estas ligas possuem alongamento variando de 1 a 6% e resistência à tração entre 100 e 400 MPa (MONDELLI, 1995).

Souza (2000) fundiu uma liga de prata-paládio na temperatura recomendada pelo fabricante e em uma temperatura acima desta. Suas análises micrográficas revelaram que a fusão na temperatura recomendada gerava uma estrutura mais refinada sendo, portanto, mais indicada.

Olivieri (2000) constatou que, após a fusão de uma liga Ag-Pd-Cu pelo processo de centrifugação e cera perdida, ocorria uma perda de 2% na quantidade de cobre, a qual foi atribuída, possivelmente, a uma proteção insuficiente da atmosfera de argônio durante o processo de fabricação.

A microestrutura das ligas fundidas de prata contendo ouro, paládio e cobre, possuem, normalmente, uma morfologia dendrítica e podem apresentar precipitados. Drápal e Pomajbík (1993) analisaram a liga conhecida comercialmente por Aurosa, e constataram que a microestrutura apresentava uma morfologia dendrítica, e a análise química indicou que as dendritas eram ricas em Ag e Pd, e pobres em Cu. Olivieri (2000) estudou a liga conhecida comercialmente por Palliag M, e também encontrou uma microestrutura com morfologia dendrítica, além da presença de precipitados, que não foram identificados.

1.2.2.3 Ligas à base de paládio

As ligas à base de paládio foram desenvolvidas por Clyde Ingersoll em 1975 e contêm grande quantidade de paládio e prata, sem a presença de ouro e platina. Estas ligas possuem boas propriedades mecânicas, são facilmente soldadas e fundidas e possuem menor custo que as ligas a base de ouro, porém, o alto coeficiente de expansão térmica a torna incompatível com a maioria das porcelanas disponíveis no mercado (ASGAR, 1988).

Estas ligas foram originalmente utilizadas em restaurações metalocerâmicas, posteriormente sendo também utilizadas na fabricação de coroas, próteses parciais fixas e próteses parciais removíveis (MORRIS *et al.*, 1992).

O paládio geralmente é utilizado nas ligas odontológicas com o objetivo de diminuir o custo, aumentar a resistência mecânica e a ductilidade, Moffa (1983). Usualmente são adicionadas pequenas quantidades de zinco, índio ou estanho para aumentar a fluidez e a fusibilidade da liga (MONDELLI, 1995).

1.2.2.4 Ligas à base de cobre

As ligas à base de cobre utilizadas na odontologia possuem baixa fusibilidade, não se pode reaproveitar as sobras de fundição, devido à volatilização do zinco durante o processo de fundição, o que acaba modificando a composição química da liga, e possuem baixa resistência à corrosão no meio bucal (MONDELLI, 1995).

Andrade *et al.* (1992) avaliaram o efeito da refundição na resistência à corrosão de duas ligas de cobre comerciais (Duracast e Goldent) e duas ligas experimentais. Os testes de corrosão foram realizados com saliva artificial e sulfeto de sódio, durante 1, 2, 7 e 15 dias, em temperatura controlada de 37°C, e apontaram para grande aceleração na oxidação devido à refundição.

Segalla *et al.* (1998a) testaram o efeito de diversos tratamentos térmicos em cinco ligas de cobre, três experimentais e duas comerciais (Duracast e Goldent), concluindo ser possível aumentar a dureza das ligas em até 40%. Segalla *et al.* (1998a) utilizaram duas temperaturas de aquecimento, 325 e 850°C, combinadas com três diferentes tempos de permanência no forno: 1, 2 ou 3 horas e duas taxas de resfriamento: rápida ou lenta, gerando 12 possibilidades. De modo geral, o aquecimento a 325°C, a maior permanência no forno e o resfriamento rápido, acarretaram em maior dureza.

Segalla *et al.* (1998b) também testaram a influência de outro tratamento térmico na resistência à corrosão das cinco ligas utilizadas no estudo anterior. O tratamento térmico utilizado consistia no aquecimento por 24 horas a 500°C, seguido de resfriamento rápido em água gelada ($\pm 5^\circ\text{C}$), posterior reaquecimento a 900°C por 3 horas, seguido de novo resfriamento rápido em água gelada. Os testes de corrosão foram realizados em saliva artificial e sulfeto de sódio a 1%, separadamente. O tratamento térmico diminuiu a taxa de corrosão em todas as ligas

quando o meio utilizado foi a saliva artificial, porém, em sulfeto de sódio a 1%, algumas ligas apresentaram melhora na resistência a corrosão, enquanto outras pioraram o seu desempenho.

1.2.2.5 Ligas à base de cobalto

As ligas de cobalto foram introduzidas no mercado devido à possibilidade do níquel causar reações adversas ao corpo hospedeiro, contudo, as ligas de cobalto não possuem a mesma soldabilidade, fusibilidade ou adesão à porcelana que as ligas de níquel contendo berílio (ASGAR, 1988).

O cobalto aumenta a resistência mecânica, dureza e resistência à corrosão. A presença do cromo, segundo elemento em percentual nestas ligas, melhora a dureza, resiliência e resistência à corrosão, Morris et al. (1992). O níquel não exerce influência sobre a resistência à corrosão destas ligas, porém, reduz a dureza, Matkovic, Matkovic e Malina (2004), e a temperatura de fundição, além de aumentar a ductilidade, Morris et al. (1992). O molibdênio melhora a resistência à corrosão em ligas Co-Cr-Mo, Metikos-Hukovic et al. (2006). O teor de carbono nas ligas de cobalto desempenha papel fundamental no comportamento da liga, pois o carbono tende a combinar-se com outros elementos, formando carbonetos, repensáveis por aumentar a resistência mecânica e a dureza e diminuir a ductilidade. Em projetos onde é necessária a flexibilidade da peça, como na confecção de braços de retenção dos grampos de próteses parciais removíveis, a baixa ductilidade pode acarretar na falha prematura da peça (VERGANI *et al.*, 1994).

Rivas e Maria (2001) analisaram as descontinuidades de estruturas fundidas com ligas de Co-Cr. No estudo foram realizados dois tipos de ensaios, primeiramente uma inspeção visual e posteriormente ensaio por radiografia. No ensaio de inspeção visual foram reprovadas 25,93% das peças e na radiografia 74,07%, confirmando a baixa fusibilidade das ligas Co-Cr.

Olivieri *et al.* (2000) observaram a influência da temperatura de fundição nas propriedades mecânicas e na dureza de uma liga Co-Cr. A liga foi fundida em duas temperaturas, a recomendada pelo fabricante e acima desta. O alongamento não sofreu alteração com a mudança de temperatura, contudo, a resistência mecânica, o limite de escoamento e a dureza foram maiores, quando a liga foi fundida acima da temperatura recomendada pelo fabricante.

Souza *et al.* (2000), completando o estudo anterior, realizado por Olivieri *et al.* (2000), analisaram o efeito do aumento da temperatura de fundição na microestrutura e na composição química de uma liga Co-Cr. O material, após ser fundido, independente da temperatura, apresentou redução significativa no percentual de magnésio e silício, quando comparada com a condição fornecida pelo fabricante. A microestrutura dos corpos de prova fundidos em temperatura acima da recomendada pelo fabricante apresentou menor segregação interdendrítica e menor quantidade de precipitados.

1.2.2.6 Ligas à base de níquel

Na década de 1950, quando se iniciou a reconstrução metalocerâmica, tentou-se revestir as ligas de níquel com porcelana, porém, devido à baixa estabilidade da porcelana e as técnicas de revestimento disponíveis na época, a tentativa não obteve sucesso. Na década de 1970, com o aumento do preço do ouro e com o desenvolvimento de novas técnicas e materiais, revestimentos cerâmicos em ligas de níquel tornaram-se muito populares. Estas ligas possuem melhores propriedades mecânicas que as ligas a base de metal nobre, porém, são mais difíceis de serem soldadas ou fundidas, Asgar (1988). Alguns autores, como Asgar (1988), apontam a presença de níquel nas ligas odontológicas como um potencial risco à saúde, porém, Setcos *et al.* (2006) após um estudo sobre os riscos das ligas odontológicas de níquel, concluíram que estas ligas possuem uma longa história de sucesso na odontologia, mostrando-se seguras para utilização, apenas podendo oferecer alergias moderadas, não tendo sido constatado nenhum caso de reações significativas por sensibilidade ao contato com o níquel. O níquel pode ser utilizado de forma satisfatória em reconstruções metalocerâmicas, contudo, não se recomenda a utilização em implantes osteointegrados, pois pode acarretar diversas reações indesejáveis (ALI; GROTTI; RISCALA, 1987).

1.2.2 Evolução da Técnica de Fabricação Odontológica

A fundição de metais utilizando a técnica de cera perdida é praticada pelos homens há muitos anos, atribui-se sua origem a algum lugar do oriente entre o Egito e a China. A sua utilização na odontologia foi realizada pela primeira vez em 1891

por Martin. Em 1896, Philbrook e mais tarde, em 1907, Taggart propuseram melhorias à proposta de Martin, dando origem à técnica utilizada nos dias atuais na fabricação de cera perdida e fusão por centrifugação, Asgar (1988). Este processo permite a fabricação de peças sob medida para cada paciente.

A reconstrução de dentes perdidos utilizando materiais metálicos possui propriedades de resistência mecânica e tenacidade à fratura adequadas, porém, esteticamente são indesejáveis. O revestimento da liga metálica com uma camada de porcelana agrega às propriedades dos metais uma superfície idêntica aos dentes e altamente resistente à abrasão. Esta técnica é denominada restauração metalocerâmica. O crédito da primeira produção comercial deste tipo de restauração é concedido ao Dr. Abraham Weinstein, que recobriu com porcelana uma liga de ouro e obteve duas patentes em 1962, nos Estados Unidos (ASGAR, 1988).

1.3 Ligas Níquel-Cromo para Aplicações Odontológicas

As ligas à base de níquel foram introduzidas na odontologia na década de 1930 para aplicação em próteses parciais removíveis, porém, com o aumento do preço do ouro, estas ligas começaram a substituir o metal nobre na fabricação de coroas, próteses parciais fixas e restaurações metalocerâmicas (MORRIS *et al.*, 1992).

Apesar das ligas à base de níquel serem utilizadas há mais de 70 anos, pouco se conhece sobre estes materiais. Várias pesquisas têm sido feitas objetivando caracterizar e melhorar o desempenho das mesmas para uso odontológico.

Segundo Araújo *et al.* (2006), as ligas de níquel apresentam elevada resistência mecânica e dureza, alto módulo de elasticidade, alta resistência à fratura, baixo custo e resistência à deformação. Suas principais desvantagens são baixa resistência à corrosão em ambientes ácidos e biocompatibilidade duvidosa.

1.3.1 Propriedades Mecânicas das Ligas Ni-Cr

Segundo Asgar (1988), as propriedades mecânicas das ligas de níquel podem sofrer grandes variações, de acordo com os elementos de liga presentes, variando seu limite de escoamento de 28 a 870 MPa e o alongamento de 3 a 20%. Porém,

segundo valores fornecidos pelos fabricantes de ligas comerciais, os limites de escoamento variam entre 330 MPa, Bego Dental (2008) e 794 MPa, Nobilium (2008).

Olivieri *et al.* (2004) submetem a liga comercialmente conhecida como Wiron 99, fabricada pela Bego Dental, ao processo de fundição por centrifugação e cera perdida, variando a temperatura de fusão e observaram os efeitos desta variável nas propriedades mecânicas da liga. Segundo o fabricante, a liga deve ser fundida a 1420°C, no estudo, além da temperatura recomendada pelo fabricante, a liga foi fundida a 1520°C. Os resultados apontam pequenos aumentos, não significativos, na resistência mecânica e no alongamento, para o material fundido em 1520°C, enquanto a microdureza e o limite de escoamento permaneceram constantes. Os valores fornecidos pelo fabricante para a liga Wiron 99 são: limite de escoamento 330 MPa, limite de resistência 650 MPa, dureza 180 HV10 e o alongamento não é informado, Bego Dental (2008). Comparando com os resultados obtidos por Olivieri *et al.* (2004), apenas o limite de resistência apresenta diferença significativa, a pesquisa apresenta resultados entre 490 e 510 MPa, contra 650 MPa indicados pelo fabricante.

Bauer *et al.* (2006b) estudaram a influência do processo de fundição utilizado na fabricação de ligas à base de níquel-cromo, na resistência à tração e no alongamento das ligas comercialmente conhecidas como VeraBond, Suprem Cast-V e Tilit Star. Os processos estudados foram assim classificados: 1 - Maçarico gás/O₂ em atmosfera ambiente, 2 - Indução eletromagnética em ambiente controlado com argônio, 3 - Indução sob vácuo, 4 - Indução eletromagnética em atmosfera ambiente. O trabalho concluiu que o processo de fundição com maçarico foi aquele que provocou um aumento da resistência mecânica quando comparado aos outros métodos. Também foi observado que o alongamento do material não sofreu influência do método de fundição empregado. O aumento da resistência mecânica quando a fundição é realizada pelo maçarico foi justificada, no estudo, como um efeito da combinação do carbono, gerado pela chama, com elementos como cromo, titânio, nióbio, silício e molibdênio, formando carbonetos metálicos. As Tabelas 03 e 04 apresentam os resultados obtidos por Bauer *et al.* (2006b).

Tabela 03 – Limite de resistência de ligas Ni-Cr, fundidas por diferentes processos.

	Limite de Resistência (MPa)			
	Maçarico	Indução c/ argônio	Indução a vácuo	Indução s/ atmosfera controlada
VeraBond	650 ± 62	689 ± 127	599 ± 23	577 ± 64
Suprem Cast-V	966 ± 27	824 ± 114	834 ± 50	855 ± 59
Tilite Star	1050 ± 74	958 ± 45	1022 ± 40	1020 ± 48

Fonte: Bauer *et al.*, 2006b, p.85.

Tabela 04 – Alongamento de ligas Ni-Cr, fundidas por diferentes processos.

	Alongamento (%) em 18mm			
	Maçarico	Indução c/ argônio	Indução a vácuo	Indução s/ atmosfera controlada
VeraBond	0,45 ± 0,1	0,49 ± 0,1	0,57 ± 0,1	0,55 ± 0,1
Suprem Cast-V	2,01 ± 0,1	1,59 ± 0,2	1,56 ± 0,2	1,39 ± 0,2
Tilite Star	1,04 ± 0,2	1,07 ± 0,2	1,42 ± 0,1	1,23 ± 0,1

Fonte: Bauer *et al.*, 2006b, p.85.

Bauer *et al.* (2006a) utilizaram o mesmo procedimento descrito anteriormente para analisar a influência na microdureza das três ligas. As ligas fundidas pelos processos de maçarico e indução sem atmosfera controlada apresentaram maior dureza, e todos os processos de fundição resultaram em uma dureza superior a da liga na condição como recebida pelo fabricante. A Tabela 05 mostra os resultados de dureza obtidos no referido estudo.

Tabela 05 – Microdureza de ligas Ni-Cr, fundidas por diferentes processos.

	Microdureza (HV)				
	Maçarico	Indução c/ argônio	Indução a vácuo	Indução s/ atmosfera controlada	Como recebida
VeraBond	423 ± 3,7	406 ± 3,1	413 ± 5,2	418 ± 6,2	392 ± 12
Suprem Cast-V	366 ± 4,6	348 ± 13	356 ± 3,7	366 ± 2,9	311 ± 4,9
Tilite Star	433 ± 2,3	416 ± 1,6	415 ± 2,2	422 ± 2,5	373 ± 1,6

Fonte: Bauer *et al.*, 2006a, p.42.

Lin *et al.* (2008) examinaram o efeito da queima (processo que envolve etapas controladas de aquecimento e resfriamento da liga metálica, muito comumente utilizado por protéticos e com a finalidade de preparar a liga metálica para a colocação de revestimento cerâmico ou porcelana) para adesão da porcelana na dureza das ligas à base de níquel-cromo comercialmente conhecidas como NPXIII e Litecast, com e sem adição de Be, respectivamente. A liga NPXIII apresentou um decréscimo na dureza Vickers de 354,5 para 281,2 HV, após a queima. Entretanto, a liga Litecast obteve um comportamento inverso, aumentando a dureza após a queima da porcelana em 11 HV em relação à condição de apenas fundida, onde a dureza era de 138,5 HV.

1.3.2 Microestrutura das Ligas Ni-Cr

A Figura 01 apresenta o diagrama de equilíbrio das fases das ligas Ni-Cr. Ligas com teores de cromo de até 20% serão monofásicas, e o cromo estará dissolvido na estrutura cristalina do níquel. Para teores de cromo entre 20% e 37% a liga ainda apresentará um comportamento monofásico, porém a fase presente será a fase γ' (Ni_2Cr).

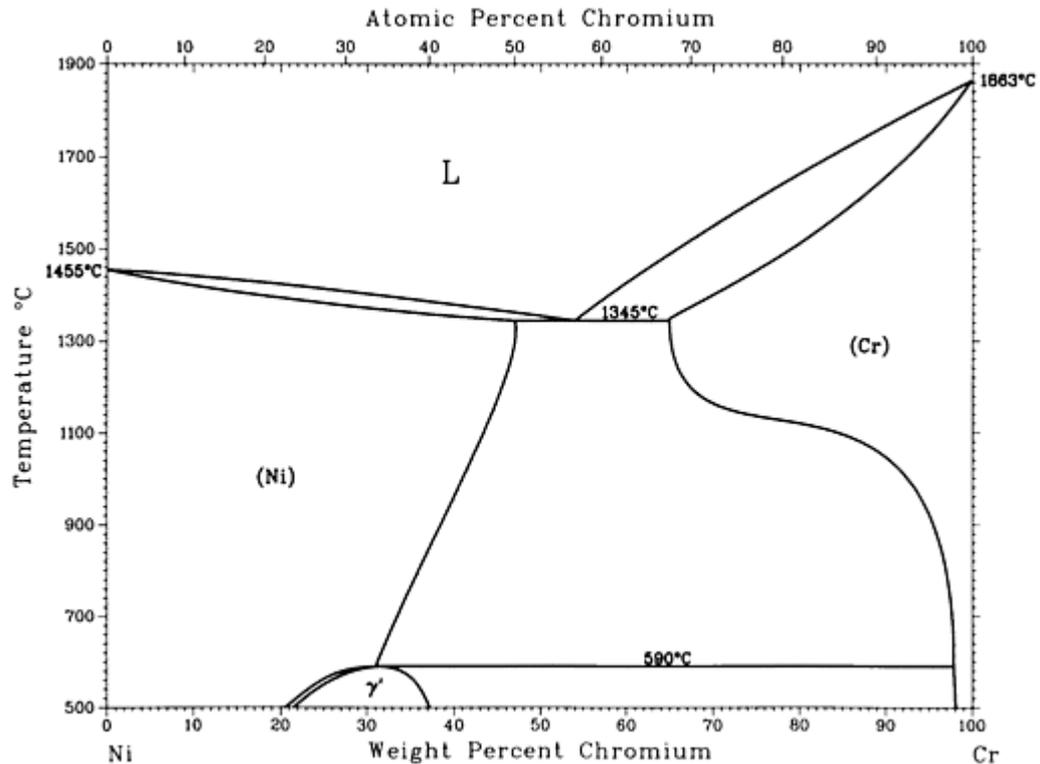


Figura 01 – Diagrama de equilíbrio da liga Ni-Cr. Fonte: Metals Handbook, 1992.

As Figuras 02 e 03 apresentam os diagramas de equilíbrio ternários para as ligas contendo Ni-Cr-Mo, respectivamente, para as temperaturas de 1200°C e 600°C.

As ligas odontológicas do sistema Ni-Cr-Mo, normalmente contém até 10% de molibdênio e até 25% de cromo, para ligas com estes teores, em temperaturas elevadas, 1200°C (Figura 02), a microestrutura será monofásica, contudo, em temperaturas mais baixas, 600°C (Figura 03), nota-se a tendência destes materiais adentrarem uma região do diagrama que apresenta uma estrutura bifásica.

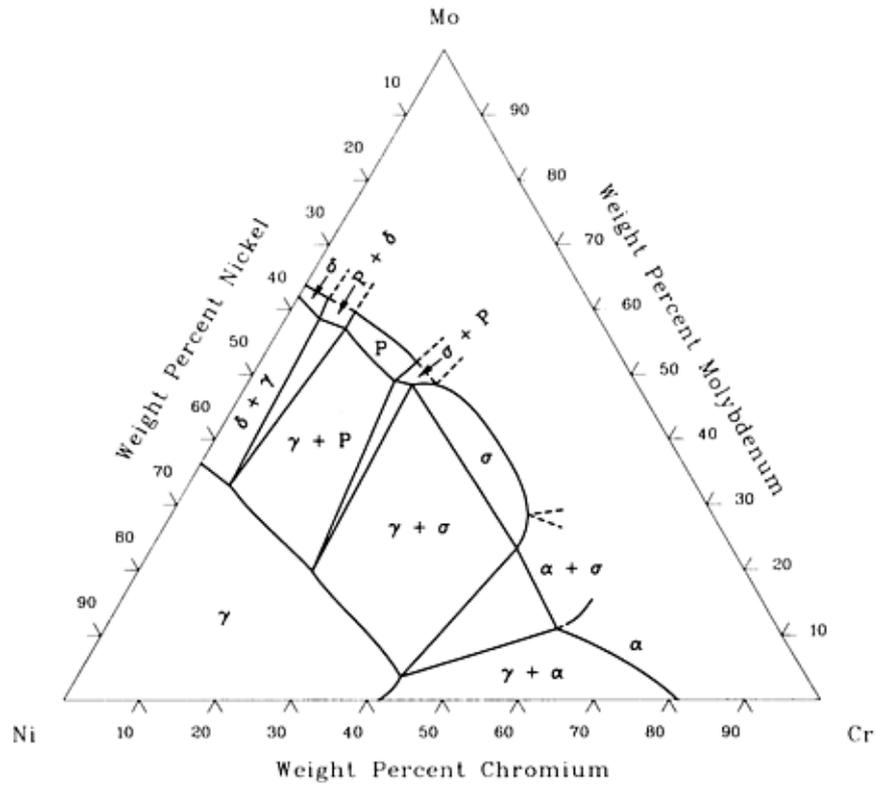


Figura 02 – Diagrama de equilíbrio da liga Cr-Mo-Ni para a temperatura de 1200°C.
Fonte: Metals Handbook, 1992.

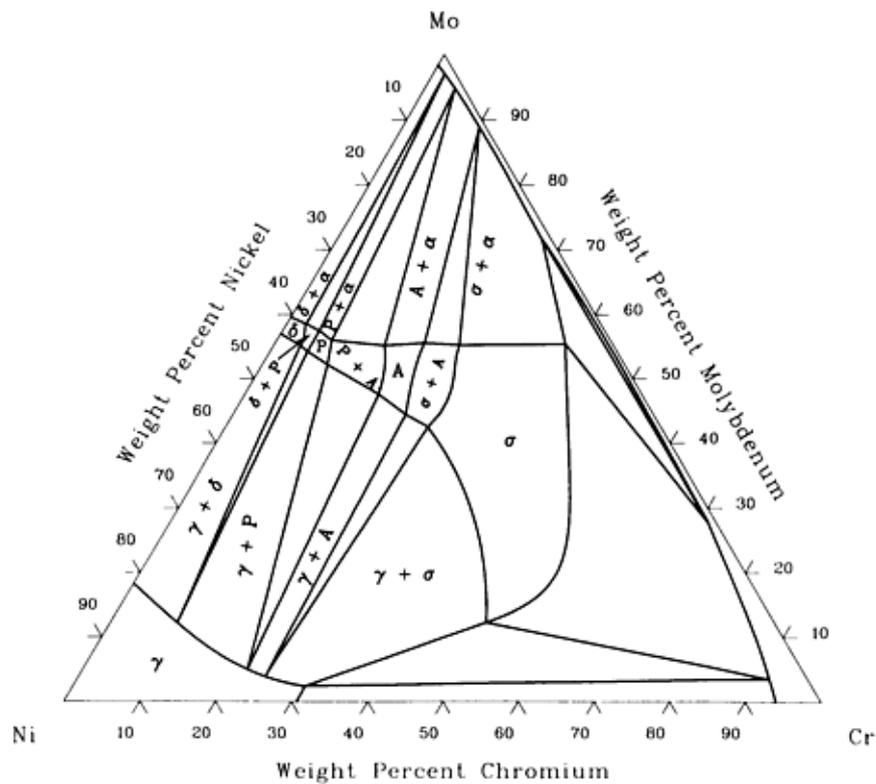


Figura 03 – Diagrama de equilíbrio da liga Cr-Mo-Ni para a temperatura de 600°C.
Fonte: Metals Handbook, 1992.

Devido à variedade de elementos de ligas e diferentes quantidades de níquel e cromo presentes nas ligas odontológicas, diversas microestruturas são apontadas pelos autores para diferentes ligas. Também não existe consenso na literatura sobre qual reagente químico utilizar para revelar a microestrutura das ligas odontológicas à base de níquel. Lin *et al.* (2007) apontam a dificuldade de encontrar um ataque químico adequado para revelar a estrutura das ligas de níquel.

Segundo Bauer *et al.* (2008) as ligas comerciais denominadas VeraBond, Tilite Star e Suprem Cast V, apresentam uma estrutura dendrítica com formação eutética e precipitados, enquanto as ligas denominadas, Wiron 99, VeraBond II e Remanium apresentam uma estrutura similar as anteriores, porém, com ausência da fase eutética.

Sousa (2005) apresentou um estudo em que as ligas denominadas Wiron 99 e Wironia, quando fundidas pelas técnicas de oxi-GLP (oxigênio e gás liquefeito de petróleo - GLP) e indução em forno de alta frequência, revelaram uma microestrutura constituída por duas fases, uma matriz de Ni-Cr-Mo e precipitados ricos em molibdênio. A liga Wironia apresentou maior quantidade de precipitados que a liga Wiron 99.

Em estudo realizado por Olivieri (2000), a liga Wiron 99 apresentou uma estrutura bruta de fusão com muitas dendritas de solidificação e uma microestrutura com precipitados e porosidades. Foram analisadas as microestruturas em três condições: como recebida do fabricante, fundida na temperatura recomendada pelo fabricante (1420°C) e fundida a 1520°C. A amostra fundida a 1520°C apresentou uma estrutura mais refinada dentre as três situações e a como recebida pelo fabricante, a estrutura menos refinada. As Figuras 04 e 05 apresentam os resultados obtidos neste estudo, em que o ataque químico utilizado foi água régia.

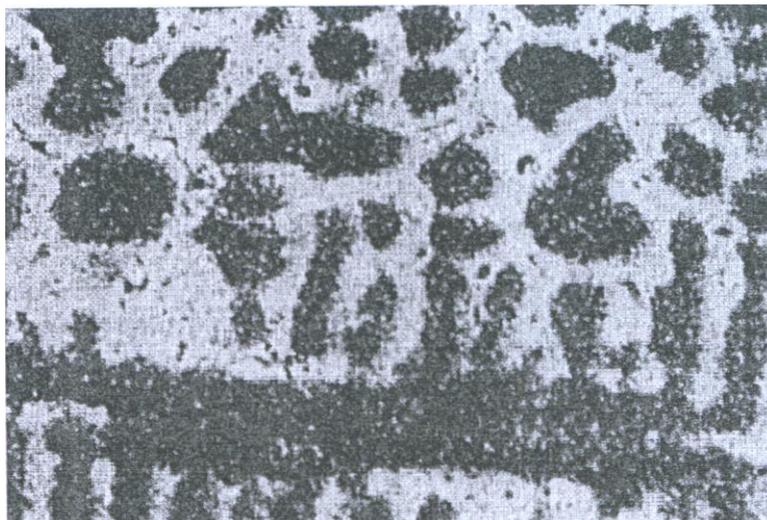


Figura 04 – Microestrutura da liga Wiron 99, como recebida, ataque: água régia, microscopia óptica, 500X. Fonte: Olivieri, 2000, p.124.

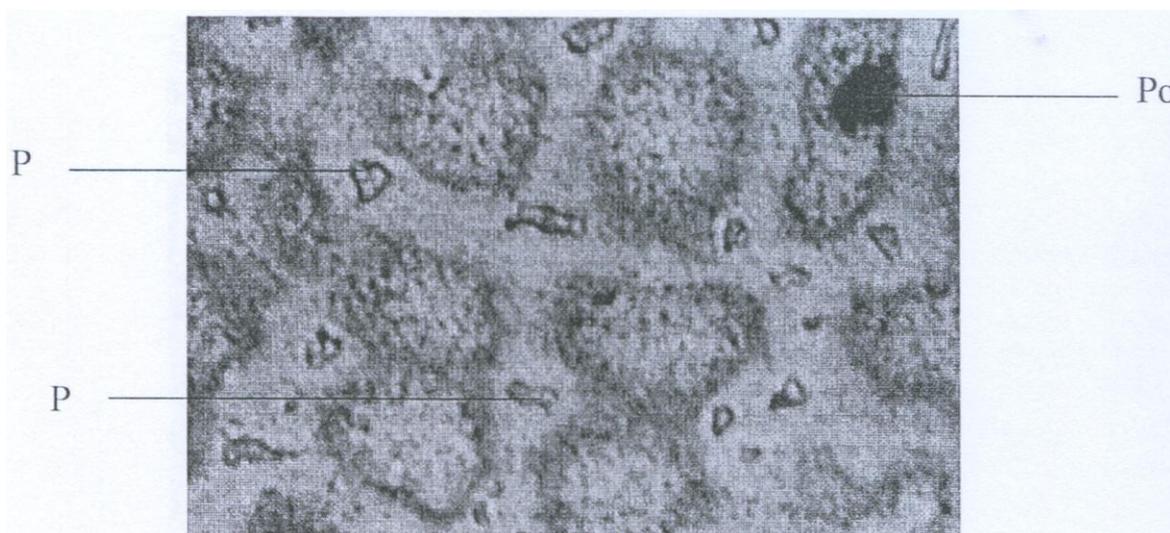


Figura 05 – Microestrutura liga Wiron 99, fundida a 1420°C, ataque: água régia, microscopia óptica, 500X (P = precipitado; Po = porosidade). Fonte: Olivieri, 2000, p.126.

Bauer *et al.* (2006a) realizaram análise através de microscopia óptica em três ligas à base de níquel: VeraBond (Ni-Cr-Mo-Nb), Cast-V (Ni-Cr-Mo-Be) e Tilite (Ni-Cr-Mo-Ti). Todas as ligas apresentaram uma matriz e uma fase com estrutura lamelar, não apresentando variações antes e após a fundição. A liga Ni-Cr-Mo-Be apresentou regiões de composição Ni-Be entre as fases de aspecto dendrítico. A liga Ni-Cr-Mo-Ti apresentou precipitados, que foram considerados, provavelmente, carbeto, no entorno da fase de aspecto dendrítico. As Figuras 06, 07 e 08 apresentam, respectivamente, as microestruturas das ligas VeraBond, Cast-V e Tilite obtidas no estudo.

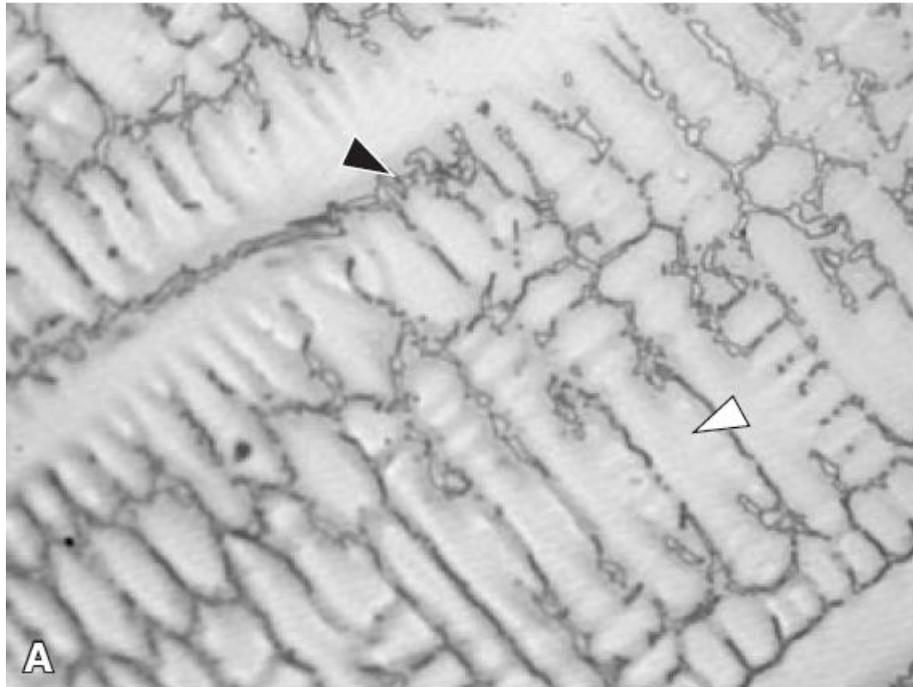


Figura 06 – Microestrutura liga VeraBond, ataque: ácido nítrico e ácido acético proporção 1:1, microscopia óptica, 400X. Seta branca: matriz; seta preta: fase lamelar. Fonte: Bauer *et al.*, 2006a, p.44.

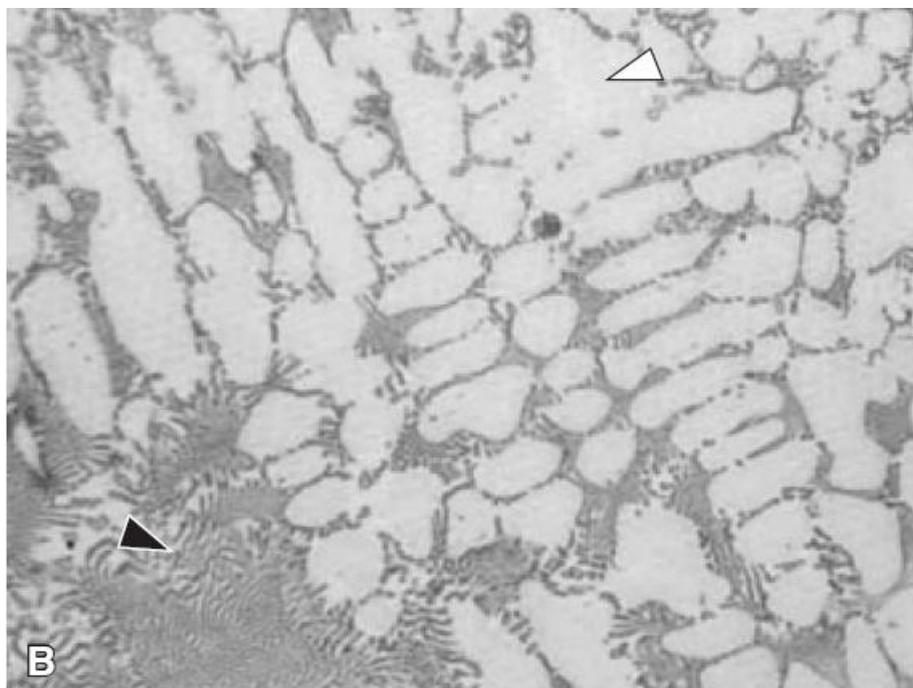


Figura 07 – Microestrutura liga Cast-V, ataque: ácido nítrico e ácido acético proporção 1:1, microscopia óptica, 400X. Seta branca: matriz; seta preta: fase lamelar. Fonte: Bauer *et al.*, 2006a, p.44.

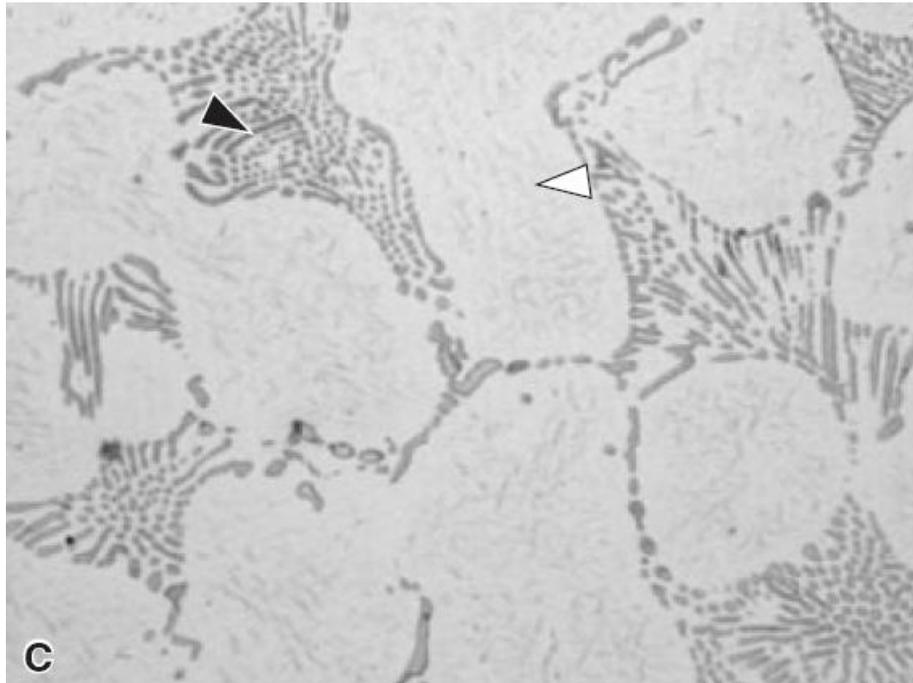


Figura 08 – Microestrutura liga Tilite, ataque: ácido nítrico e ácido acético proporção 1:1, microscopia óptica, 400X. Seta branca: matriz; seta preta: fase lamelar. Fonte: Bauer *et al.*, 2006a, p.44.

Wylie *et al.* (2007) realizaram estudos com o intuito de determinar as modificações microestruturais sofridas pelas ligas de níquel-cromo comercialmente conhecidas como Matchmate e Dsing 10 durante o processo de queima para adesão da porcelana. Os estudos revelaram que a liga Matchmate, antes da queima (Figura 09) apresentava uma microestrutura contendo uma matriz (regiões mais claras) entremeada por uma segunda fase de geometria com aspecto rendilhado (regiões mais escuras) e precipitados escuros. Após a queima, a estrutura bifásica era mantida, porém, a estrutura era “suavizada” (Figura 10). A liga Dsing 10 também apresentou uma microestrutura essencialmente bifásica, porém, formada por uma fase clara, em maior quantidade e outra escura, ao redor da primeira. Esta liga não apresentou alteração antes e após a queima, segundo Wylie *et al.* (2007), conforme Figuras 11 e 12, respectivamente.

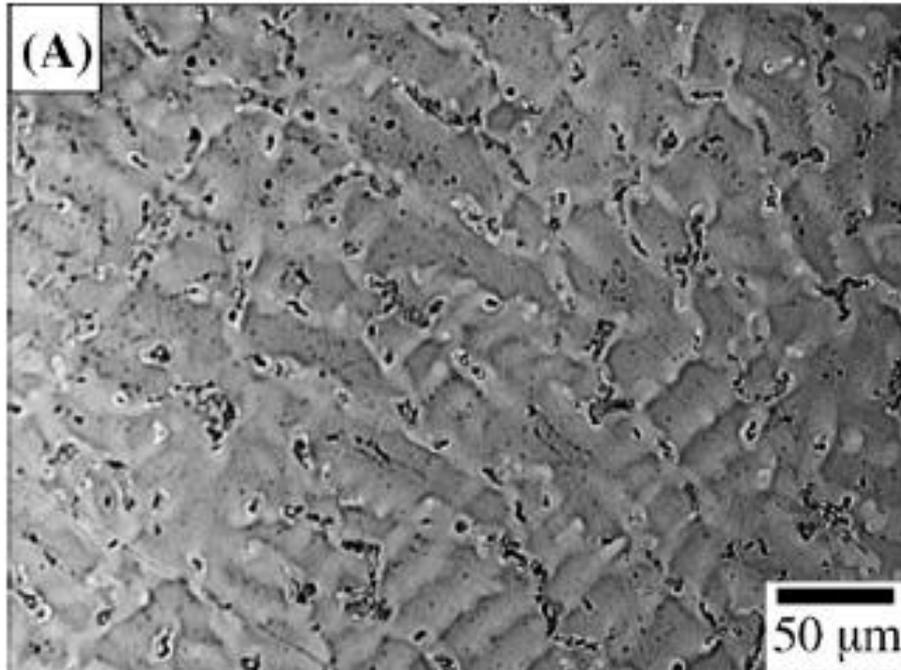


Figura 09 – Microestrutura da liga Matchmate, como fundida, ataque: eletrolítico em ácido sulfúrico 10%, microscopia óptica. Fonte: Wylie *et al.*, 2007, p.716.

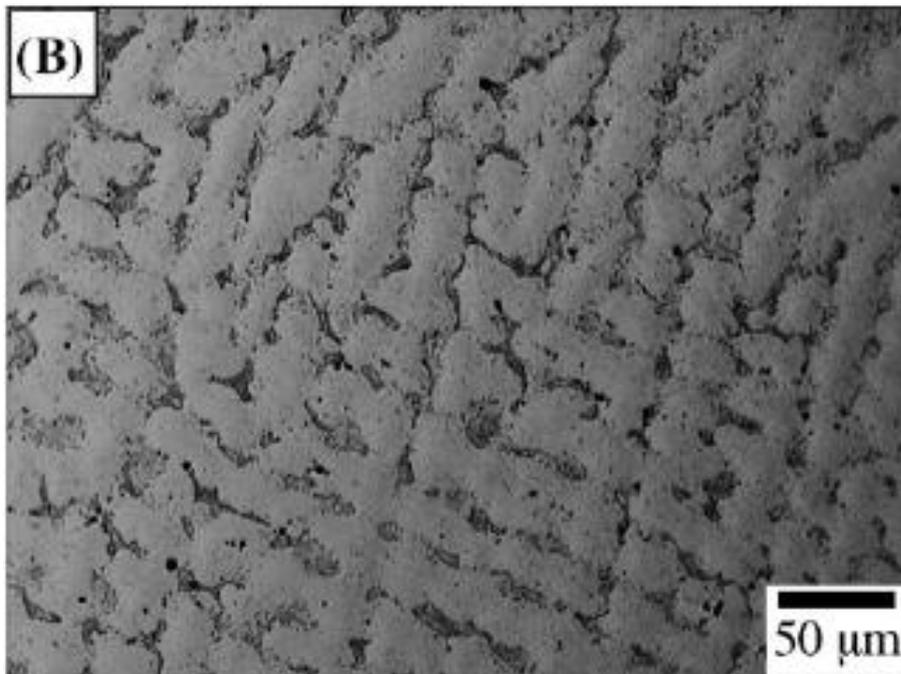


Figura 10 – Microestrutura da liga Matchmate, após a queima para colocação da porcelana, ataque: eletrolítico em ácido sulfúrico 10%, microscopia óptica. Fonte: Wylie *et al.*, 2007, p.716.

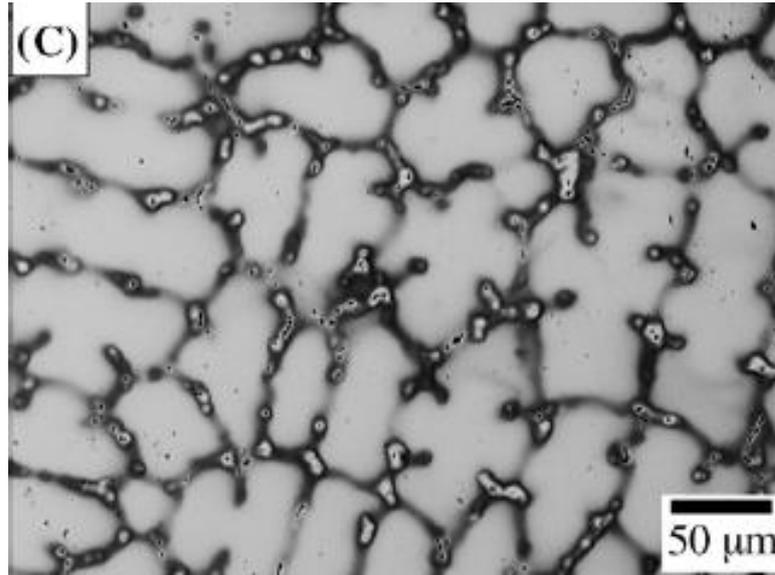


Figura 11 – Microestrutura da liga Dsign 10, como fundida, ataque: eletrolítico em ácido sulfúrico 10%, microscopia óptica. Fonte: Wylie *et al.*, 2007, p.716.

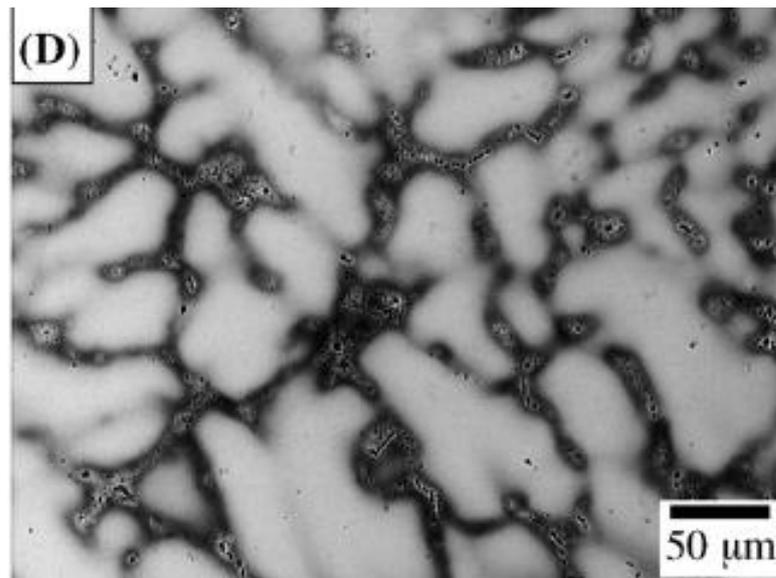


Figura 12 – Microestrutura da liga Dsign 10, após a queima para colocação da porcelana, ataque: eletrolítico em ácido sulfúrico 10%, microscopia óptica. Fonte: Wylie *et al.*, 2007, p.716.

O estudo realizado por Wylie *et al.* (2007) também examinou como a composição química varia ao longo das fases. A caracterização foi realizada em microscópio eletrônico de varredura, equipado com dispositivo para análise pela técnica de Espectroscopia por Dispersão de Energia (*energy dispersive spectroscopy* - EDS). Na liga Matchmate, os precipitados eram ricos em Mo e Si e pobres em Ni e Cr, no contorno dos precipitados havia um aumento no percentual de Cr e um decréscimo de Mo, a matriz era rica em Ni e Cr. Após a queima, os

precipitados foram empobrecidos em Mo e enriquecidos em Ni e a variação da composição química existente nos contornos dos precipitados foi diminuída, acarretando maior uniformidade (Figura 13). Já na liga Dsign10, a fase clara apresentou-se rica em Ni e pobre em Cr e Mo, e a fase escura era rica em Cr, Mo e Si e pobre em Al e Ni. Após a queima, houve o aparecimento de pequenas partículas ricas em Mo e Si na fase escura e as diferenças no teor de Cr foram suavizadas ao longo do material (Figura 14).

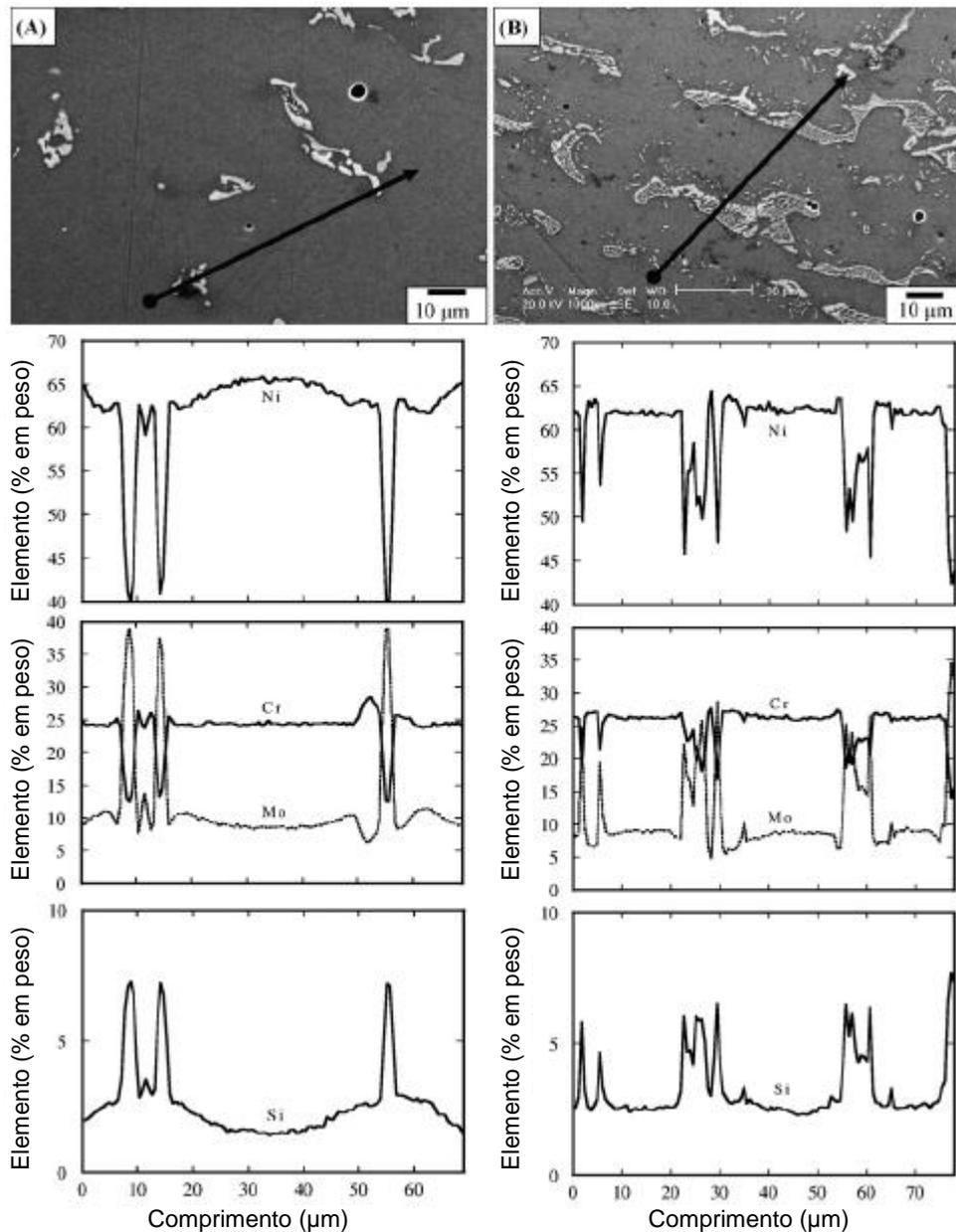


Figura 13 – Micrografias em MEV e EDS correspondente para a liga Matchmate antes (A) e após a queima da porcelana (B). Fonte: Wylie *et al.*, 2007, p.717.

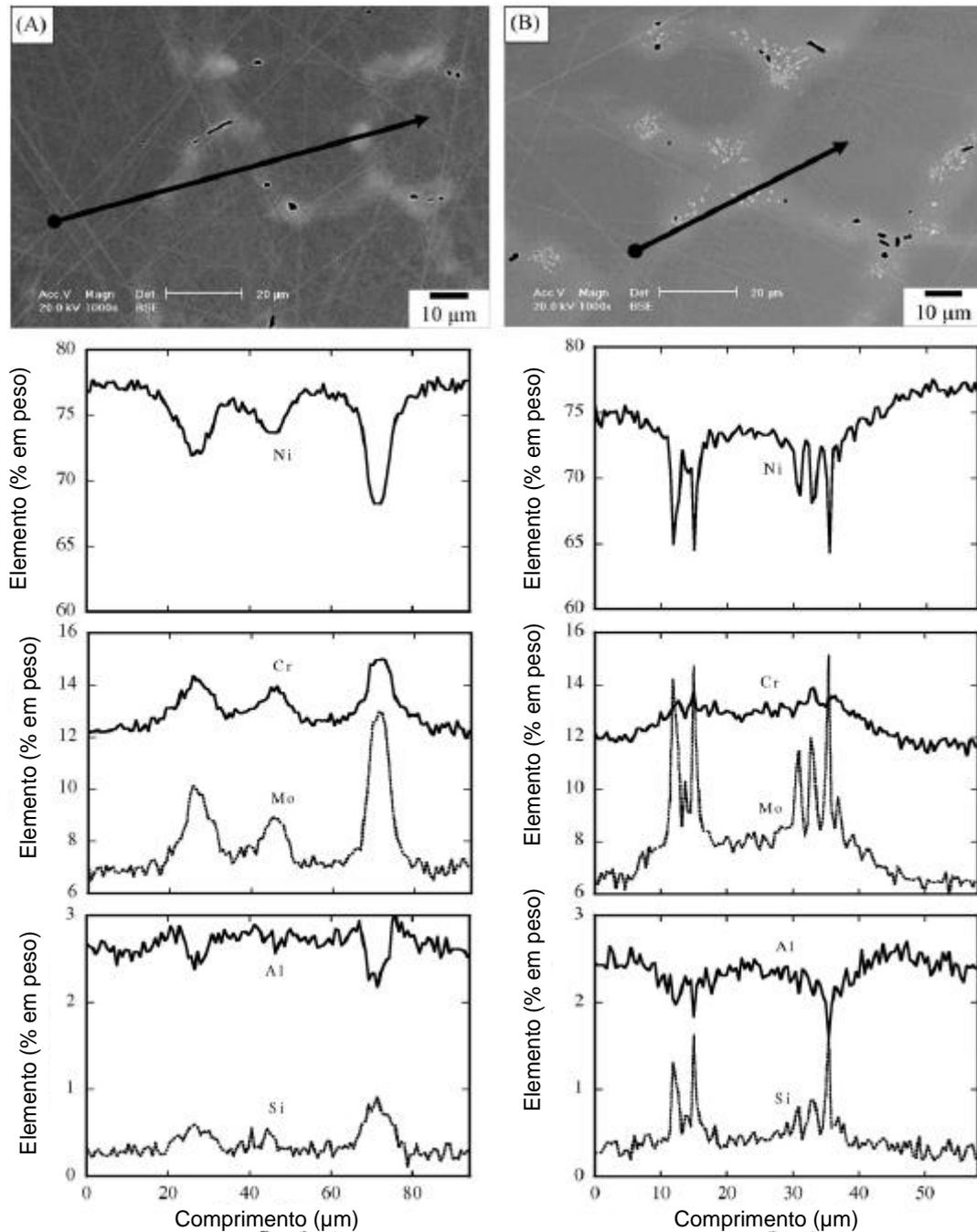


Figura 14 – Micrografias em MEV e EDS correspondente para a liga Dsign 10 antes (A) e após a queima da porcelana (B). Fonte: Wylie *et al.*, 2007, p.718.

Lin *et al.* (2007) ressaltaram a dificuldade em encontrar-se um ataque químico que revele corretamente as microestruturas das ligas de níquel. Em seu trabalho, foi analisada a influência do processo de queima para adesão da porcelana na microestrutura das ligas Litecast e NPXIII, que foram atacadas, respectivamente, com solução de 10 mL HNO_3 e 40 mL de HCL por 20 s e em ataque eletrolítico em solução a 10% ácido oxálico em água destilada por 1 min e 40 s. A liga Litecast

apresentou, antes e após a queima, uma microestrutura monofásica de grãos dendríticos, entretanto, após a queima, apareceram regiões específicas contendo precipitados de tipo não especificados no trabalho. As microestruturas antes da queima da liga Litecast estão apresentadas nas Figuras 15 e 16. Na liga NPXIII, observou-se uma maior quantidade de precipitados na fase que entremeava a matriz (região mais clara na imagem) (Figuras 17 e 18, antes e após a queima, respectivamente).



Figura 15 – Microestrutura da liga Litecast, antes da queima para adesão da porcelana, ataque: HNO_3 e HCL proporção 1:4, microscopia óptica, 500X. Fonte: Lin *et al.*, 2008, p.381.

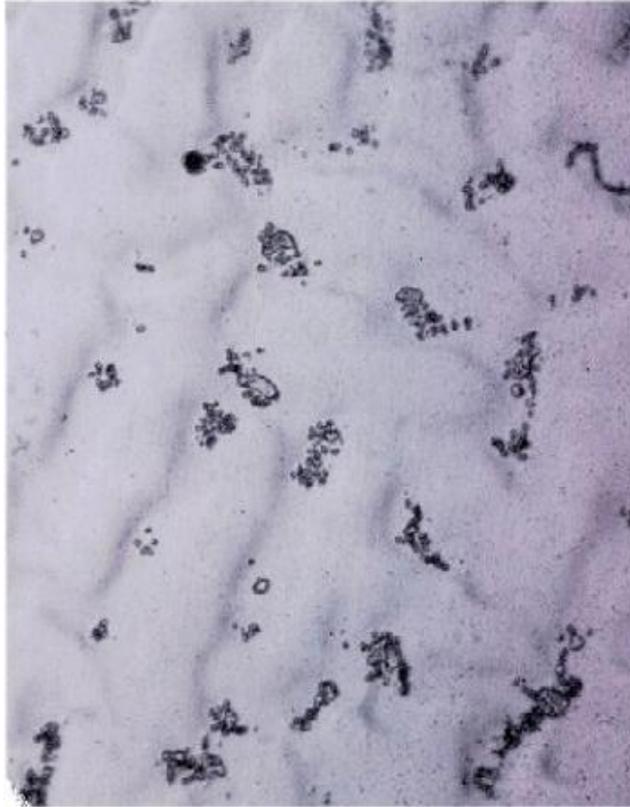


Figura 16 – Microestrutura da liga Litecast, após a queima para adesão da porcelana, ataque: HNO_3 e HCL proporção 1:4, microscopia óptica, 500X. Fonte: Lin *et al.*, 2008, p.381.

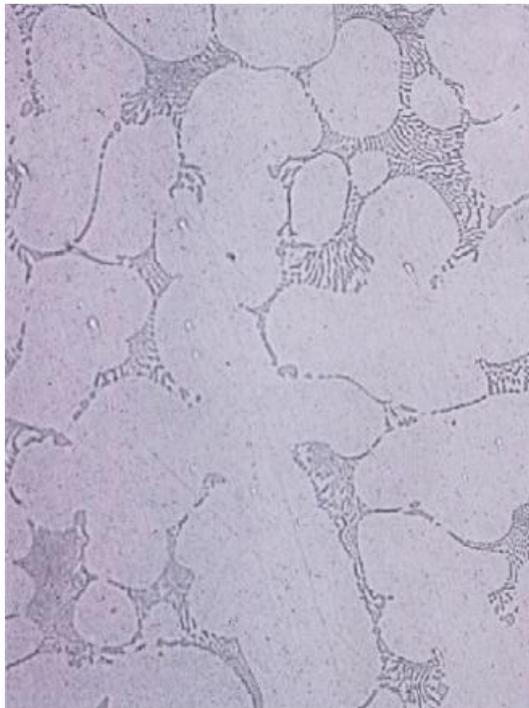


Figura 17 – Microestrutura da liga NPXIII, antes da queima para adesão da porcelana, ataque: eletrolítico em ácido oxálico 10%, microscopia óptica, 500X. Fonte: Lin *et al.*, 2008, p.381.

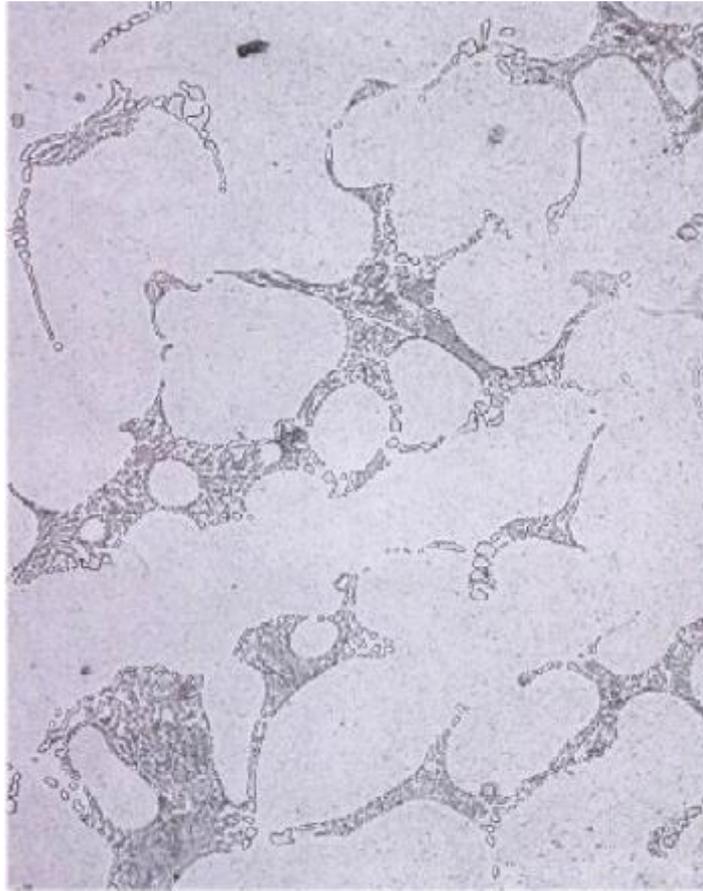


Figura 18 – Microestrutura da liga NPXIII, após a queima para adesão da porcelana, ataque: eletrolítico em ácido oxálico 10%, microscopia óptica, 500X. Fonte: Lin *et al.*, 2008, p.381.

Elementos de liga como Al e Ti combinam-se com o níquel formando fases ordenadas Ni_3Al e Ni_3Ti , estas fases são denominadas γ' . Porém, as fases ordenadas são extremamente finas, necessitando de microscopia eletrônica com grandes aumentos para serem visualizadas, na ordem de 10.000X (BROOKS, 1982).

1.3.3 Influência dos Elementos de Ligas nas Ligas Ni-Cr

Vergani *et al.* (1994) ressaltaram a importância da análise da composição química em ligas odontológicas, pois pequenas variações de elementos críticos podem alterar significativamente as propriedades do material.

1.3.3.1 Cromo

O cromo é o principal elemento responsável pela resistência à corrosão das ligas de níquel. A Figura 19 apresenta a taxa de corrosão destas ligas, de acordo com o percentual de cromo. Para teores de cromo de até 10%, ocorre um aumento da taxa de corrosão, isto pode ser explicado devido aos átomos de cromo atuarem como defeitos na estrutura cristalina do níquel, o que facilita a difusão do oxigênio em comparação com o níquel puro. Para maiores teores de cromo, há um decréscimo na taxa de corrosão devido à formação de uma camada estável de Cr_2O_3 . A resistência à corrosão se estabiliza para teores acima de 30% de cromo (BROOKS, 1982).

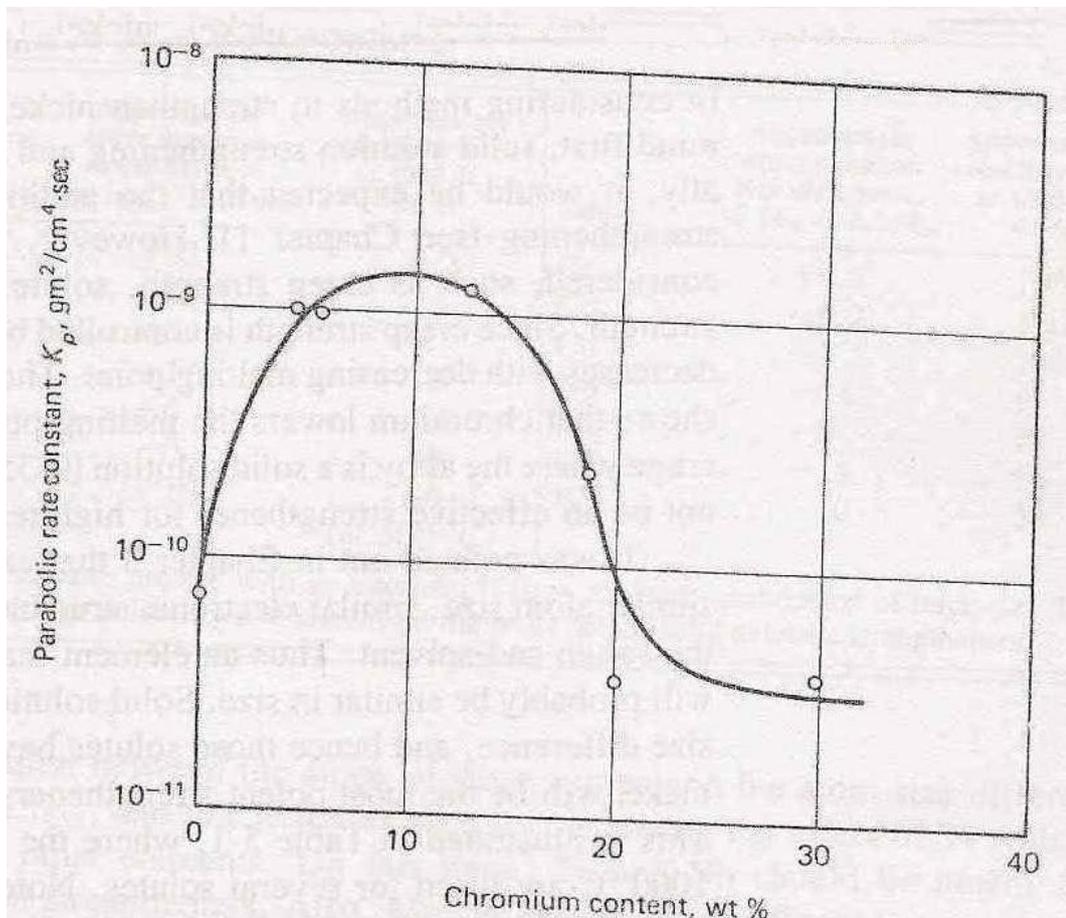


Figura 19 – Taxa de corrosão das ligas níquel-cromo de acordo com o percentual de cromo. Fonte: Brooks, 1982, p.143

Manaranche e Hornberger (2007) realizaram testes de corrosão em duas ligas de níquel para uso odontológico, denominadas Ugirex II e Wiron 99, contendo 13,2% e 25,5% de cromo, respectivamente. O estudo apontou que a liga Ugirex, devido ao seu baixo teor de cromo, era mais suscetível à corrosão, apresentando uma perda de massa cinco vezes maior que a liga Wiron 99. Dutra *et al.* (2006) compararam a resistência à corrosão da liga Wiron 99, utilizada por Manaranche e Horberger (2007), com a liga Wironia, que possui o mesmo percentual de cromo da Wiron 99, e obtiveram resultados similares no desempenho das duas ligas, o que demonstra que o teor de cromo desempenha papel fundamental na resistência à corrosão das ligas à base de níquel.

Wylie *et al.* (2007) demonstraram que a resistência à corrosão da liga Dsing10 varia de acordo com a microestrutura, sendo menor nas regiões com menor concentração de cromo e molibdênio (Figura 20).

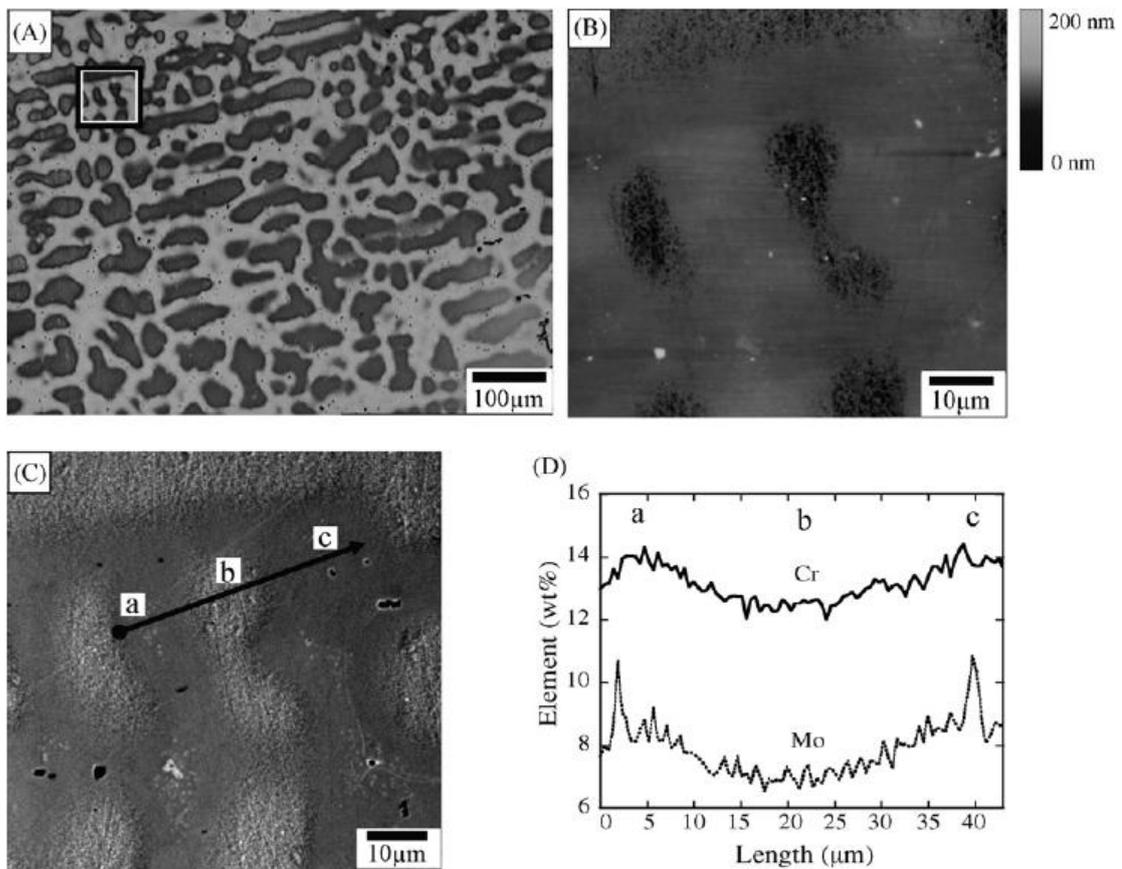


Figura 20 – Diferentes taxas de corrosão na liga Dsing 10, de acordo com o percentual de cromo e molibdênio. Fonte: Wylie *et al.*, 2007, p.721

1.3.3.2 Molibdênio

A adição de molibdênio aumenta a resistência à corrosão das ligas à base de níquel, Lee et al. (1985), principalmente a corrosão classificada como sendo do tipo localizada e galvânica (FRIEND apud WYLIE *et al.*, 2007).

Huang (2002) atribuiu a alta resistência à corrosão das ligas odontológicas à base de níquel a uma camada superficial de óxidos, formada pela presença do cromo e do molibdênio.

1.3.3.3 Berílio

O berílio é adicionado às ligas de níquel para melhorar a fusibilidade e aumentar a força de adesão entre a cerâmica e o metal, em aplicações de restaurações metalocerâmicas, Morris et al. (1992) e Asgar (1988), além de diminuir a temperatura de fusão, Wassell et al. (2002) e Lee et al. (1985). Contudo, a presença do berílio diminui a resistência à corrosão Lin et al. (2008) e Lee et al. (1985), podendo também acarretar reações adversas ao corpo humano (WASSELL *et al.*, 2002).

Pellizzer, Bombonatti e Valerio Filho (1995) avaliaram a fluidez de cinco ligas de níquel-cromo para aplicações odontológicas, e obtiveram desempenhos diferentes para cada liga, atribuindo como um dos fatores de melhoria da fluidez, e, conseqüentemente, da fusibilidade, a presença de berílio como elemento de liga.

1.3.3.4 Carbono

Morris *et al.* (1992) relataram que o carbono é adicionado como elemento de liga em ligas níquel-cromo com o objetivo de aumentar a resistência mecânica, porém, também acarreta aumento de fragilidade. Wataha (2002) e Bauer *et al.* (2006a) atribuem o aumento da resistência mecânica pela adição de carbono à formação de carbonetos metálicos. Wataha (2002) ressalta que pequenas quantidades de carbono, entre 0,1 e 0,5 % em peso, são suficientes para modificar de forma significativa as propriedades mecânicas dos materiais.