

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PELOTAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA RESTAURADORA

**COMPONENTES E CARACTERÍSTICAS DAS LIGAS METÁLICAS**

Simone Gomes Dias de Oliveira

Rogê Ferruda Bolek

Guilherme Guimarães

Guilherme B. Camacho

Renato F. A. Waldemarin

1<sup>a</sup>. Ed. 2010, Rev. 2015

## **Introdução**

Atualmente, mesmo havendo uma busca por estética e mesmo havendo uma melhoria nas propriedades das cerâmicas favorecendo as restaurações metal free, as ligas metálicas são preferidas em determinadas situações clínicas como, por exemplo, em reabilitações de dentes posteriores e próteses parciais fixas. Algumas das vantagens do uso das ligas metálicas seriam melhores propriedades, longevidade, menor necessidade de desgaste dental comparado com as metálicas e menor risco de fraturas (Wataha & Messer, 2004). No mercado há uma grande quantidade de ligas metálicas de uso protético, dando ao cirurgião dentista várias opções de trabalho (Géis-Gerstorfer, 1994). A escolha do material deve ser realizada levando-se em consideração riscos e benefícios, entre esses citam-se: economia, propriedades físicas e biológicas. Porém, sabe-se que essa escolha geralmente baseia-se na cor e no custo apenas (Wataha & Messer, 2004).

As ligas odontológicas são formadas basicamente pela combinação de dois ou mais metais, ou metais e não metais, geralmente contêm quatro metais e frequentemente apresentam em torno de seis tentativas de melhoras das propriedades das ligas (Wataha, 2000). Porém, independente da composição das ligas alguns requisitos devem ser atendidos como não provocar intoxicações, propriedades químicas que promovam resistência a corrosão e as mudanças físicas da cavidade oral, propriedades físicas e mecânicas satisfatórias, que sejam relativamente baratas e disponíveis (Craig, 1993). A fusibilidade da liga também é uma consideração importante, pois conhecendo qual a faixa de fusão e qual a temperatura de trabalho pode-se determinar a qualidade de adaptação da restauração metálica.

A reação de corrosão pode produzir compostos químicos que resultarão em manchas na superfície do metal e até a pigmentação dos tecidos que permeiam a prótese (Géis-Gerstorfer, 1994). Sabe-se que materiais não preciosos apresentam propriedades mecânicas interessantes, porém a susceptibilidade a corrosão e os efeitos biológicos devem ser levados em consideração. Essa reação de corrosão sofrida pelos materiais que compõem as ligas pode ser descrita como sendo um processo químico ou eletroquímico pelos quais elementos na liga ionizam, resultando em dissolução,

deteriorização, refletindo na estética, resistência, e biocompatibilidade das ligas (Anusavice 2005). A resistência a corrosão é extremamente importante porque dela deriva a resistência a fratura e a estética da reabilitação protética (Bayramoglu et al 2000).

É importante ressaltar que não existe metal inerte e que todos os metais sofrem alterações no meio em que se encontram. Estes materiais estão sujeitos a biodegradação no meio oral, destruição físico química, desgaste e erosão, mastigação e atividade bacteriana (Lygre,2002).

Um fator importante a ser levado em consideração quando se trata de ligas odontológicas é a função de biomaterial que essas exercem, já que são aplicadas em contato com o epitélio oral por longos períodos de tempo, sendo assim, há a necessidade de que provoquem pouca ou nenhuma reação biológica (Lygre, 2002).

O estudo dos efeitos tóxicos das substancias constituintes das ligas odontológicas torna-se importante já que esses componentes podem ser absorvidos no trato gastrointestinal, na mucosa oral, na pele, ou no sistema respiratório. Não há relatos de intoxicações por uso de coroas protéticas, porém ao se pensar em toxicidade local, a concentração necessária para se ter efeito adverso pode ser muito mais baixa do que para a sistêmica (Lygre,2002)

Anusavice (2005), afirma que a utilização das ligas odontológicas não esta livre de riscos e nem apresentam 100% de segurança, mas requer uma análise criteriosa de risco e beneficio.

### **Ligas metálicas**

<b>Ligas (base)</b>	<b>Componentes</b>
Ouro	Ag, Au,Cu, In,Pd,Pt,Zn
Paladio	Ag, Pd, Ga, Cu
Prata	Ag, Pd
Cobalto	Co,Cr,Mo,Fe,C,Si,Mn
Níquel	Co, Ni,Mo, Fe, C, Be, Mn
Titânio	Ti,O, N, C, Fe, H

Por volta de 1975, as ligas metálicas odontológicas eram classificadas de acordo com o seu uso, assim haviam as ligas para metálicas totais, metalocerâmicas, entre outras, sendo a maioria destas a base de ouro. Hoje essas ligas são classificadas em dois critérios separados: composição e propriedades físicas.

Segundo a composição, elas podem ser ditas como, altamente nobres, nobres ou de metais básicos, sendo que as primeiras devem possuir pelo menos 40% de ouro e 60% de elementos nobres na composição; nas nobres o mínimo é de 25% de metais nobres e as de metais básicos, menos de 25% (Wataha, 2002).

As primeiras ligas metálicas odontológicas eram principalmente a base de ouro. Estas ligas, pesquisadas desde o início do século XX possuíam diferentes composições para diferentes tipos de empregos (Baran,2004).Porém, as ligas áureas mostravam-se insatisfatórias por possuírem coeficiente de expansão térmica muito maior que as porcelanas e também tinham o alto custo como desvantagem de uso (Winkler et al 1984). O ouro isoladamente ou associado a metais nobres (prata, paládio, platina) é considerado uma referencia porque , independentemente de seus valores de resistência mecânica, são insuperáveis quanto a resistência a corrosão e é por isso que ele é chamado de metal nobre.

As ligas de metais básicos subdividem-se em subclasses: ligas a base de níquel cromo e ligas a base de cobalto cromo. O titânio e suas ligas não entram nessa classe e são classificados em separado (Anusavice,2005)

As fases de uma liga diferem em ligas de simples fase e múltipla fase. As ligas de simples fase apresentam composição mais ou menos similar em sua estrutura, enquanto as ligas de múltipla fase têm em algumas áreas composição diferentes. Em geral, as ligas de múltipla fase são mais propensas a corrosão e menor biocompatibilidade do que as de simples fase (Lockwood & Nelson, 1999, Wataha, 2000).

O níquel é um dos metais mais importantes usado como elemento de liga em aços e outras ligas. O níquel puro e suas ligas tem características importantes, como boa resistência mecânica e elevada ductilidade , mesmo a temperaturas básicas o que é responsável a sua grande utilização.

As ligas de níquel cromo apresentam mais de 60% de níquel e são sempre de múltipla fase. Já o cromo pode estar presente em mais ou menos de 20% de sua composição, quando é menos de 20% ele pode ou não apresentar 1 ou 2% de berílio, este componente é responsável pela redução da temperatura líquida de fundição facilitando esse processo. No entanto, há evidências que o berílio aumenta a corrosão dessas ligas liberando o próprio berílio e também níquel, havendo controvérsias em relação a sua utilização. Porém, alguns estudos apontam para essa adição provoca uma melhora na fusibilidade das ligas e aumento na resistência a união metalocerâmica (Bezzon et al 1998).

O cromo é o terceiro material mais duro da natureza, só perdendo para o boro e o diamante. Esse metal confere a essa liga resistência a corrosão, tendo como característica básica a formação de uma camada de óxido, camada passivadora, na sua superfície. Passivação é o processo pelo qual uma superfície é caracterizada pelo baixo coeficiente de corrosão em uma região potencial que é fortemente oxidante para o material (Anusavice, 2005; Cascone, 2005). Porém, se a liga possuir uma quantidade maior, em peso, do que 30% deste elemento, dificultará a fundição e durante a solidificação da liga ocorrerá a formação indesejável de fase  $\delta$  (sigma) que tornará a liga quebradiça. Se esse elemento for proporcionado corretamente promoverá também o aumento da resistência mecânica da solução sólida obtida durante a fusão desses elementos (Mondelli, 1995).

As ligas de níquel cromo podem variar também pela adição ou não de outros compostos como o molibdênio (4 a 10%), alumínio (2 a 4%), manganês (0,2 a 1%), titânio (0,1 a 2%), carbono (0,5 a 1,5%), silício (0,5 a 1,5%), Cobalto (0,5 a 2,5%), ferro (0,5 a 2,5%).

O elemento carbono é um dos mais críticos constituintes da liga. Se este elemento estiver presente em mais que cerca de 0,2% diminuirá a resistência mecânica e tornará a liga friável (Morri et al 1992). Já em pequenas proporções se combina com outros constituintes presentes nas ligas odontológicas formando carbeto metálico, principalmente durante o resfriamento da liga (Morri et al 1992). Durante tratamentos térmicos ou quando a liga é submetida a esforços mecânicos estes carbeto dão origem a outros carbeto. O carbono é geralmente adicionado quando se usa essa liga para fundir

estruturas metálicas de próteses parciais removíveis, já que essa adição aumenta a dureza e resistência a tensão da estrutura (Whitters et al. 1999).

O molibdênio comporta-se como um endurecedor efetivo da solução sólida. Quando é incorporado a liga na proporção de 3 a 6% causa um aumento na propriedade de resistência mecânica e contribui com a resistência a corrosão (Baran, 2004).

O alumínio confere a super liga de Ni-Cr resistência mecânica, resistência a fluência em altas temperaturas, aumento na resistência máxima a tração e o limite de proporcionalidade bem como a dureza superficial (Morri set al 1992).

O manganês aumenta a fusibilidade e também a resistência à corrosão, e com a presença do silício há o reforço nessa propriedade (Mondelli 1995)

O silício promove nessas ligas uma maior fluidez, fusibilidade e desoxidante. Quando incorporado em até 3,5% pode aumentar a ductibilidade, além de participar como endurecedor da solução sólida, assim como o ferro, incorporado em pequenas quantidades (Anusavice 2005).

A incorporação de titânio a essas ligas níquel cromo confere a elas resistência mecânica e resistência a fluência em altas temperaturas, melhora a resistência a tração, limite de proporcionalidade e dureza superficial (Craig, 1993).

Nas diferentes composições da liga Ni-Cr podem-se ainda encontrar outros elementos adicionados. O magnésio, por exemplo, é adicionado como agente endurecedor e desoxidante, tal qual a sílica. O boro também poderá ser adicionado e atuar como desoxidante, melhorador de fluidez e fusibilidade. Já o nióbio, além de formar carbeto também forma óxidos superficiais e assim controla a formação dos óxidos de cromo, o que em quantidade excessiva diminuirá a adesão da porcelana, em se tratando de ligas indicadas para peças estéticas.

O maior atrativo dessas ligas (Ni-Cr) seriam a fácil fundição, usinagem e acabamento, além de propriedades mecânicas superiores aos demais sistemas de ligas. Além disso, possui coeficiente de expansão térmica similar a cerâmica e alto ponto de fusão, o que permite a cocção de porcelanas de baixa fusão sem sofrer deformação

(Anusavice, 2005). Essas ligas níquel cromo são utilizadas em metálicas totais, metalocerâmicas e estruturas de próteses parciais removíveis (Wataha, 1998). Essas ligas são apontadas como as mais susceptíveis aos efeitos dos ácidos e da escovação (Wataha, 2003).

Já as ligas de cobalto cromo contem pelo menos 60% de cobalto em sua composição e são sempre de múltipla fase. O conteúdo do cromo é geralmente menos de 30% e o carbono é adicionado frequentemente para reforçar a liga. Podem ser usadas em restaurações metálicas totais, metalocerâmicas, e estruturas metálicas de próteses parciais removíveis, além de ser uma alternativa para pacientes alérgicos ao níquel (Wataha, 1998). Essas ligas têm as mais altas temperaturas de fusão e por conseqüência dificuldades de fundição, acabamento e polimento.

O titânio é um dos elementos mais abundantes encontrados na natureza. Na condição de metal é semelhante ao aço inoxidável pois apresenta densidade baixa, alta resistência a corrosão e ótima compatibilidade com os tecidos vivos, além disso é um excelente endurecedor , inclusive quando associado ao ouro (Lee 1971). O titânio é um metal que apresenta elevado índice de resistência a corrosão, que semelhante ao cromo é baseado no processo de passivação. Esse processo vai ocorrer devido a presença de ar levando a formação de uma camada de oxido aderente a superfície de 1 mm de espessura, que confere resistência a corrosão em temperatura ambiente (Borelli, 1991). As ligas de titânio necessitam de maquinas de fundição e revestimentos especiais, sendo necessário destreza pelo laboratório que manipula esse material. São usadas para restaurações totais , metaloceramicas e estruturas metálicas de próteses parciais removíveis(Wataha, 2002). Essas ligas podem apresentar variação nas propriedades mecânicas dependendo da composição da liga (Wataha et al 1998).Biocompatibilidade favorável, boa resistência a corrosão e propriedades físicas vantajosas são algumas das características determinantes para o aumento do uso do titânio na odontologia, porem a alta temperatura de fusão continua sendo um desafio (Ligre, 2002).

Quando fala-se das ligas não nobres, citam-se os principais constituintes das tais: níquel, cobalto, cromo; e como elemento minoritário: silício, berílio, manganês, molibdênio, tungstênio e irídio.Cada um desses componentes minoritários representam uma melhoria para a liga metálica. O silício melhora a fusibilidade e a ductilidade da liga. O berílio melhora a fusibilidade e determina a formação de óxidos que favorecem a união

metalocerâmica. Os compostos, manganês, molibdênio, tungstênio e irídio são responsáveis por aumentar a resistência a corrosão. As propriedades mecânicas dessas ligas são superiores, possui maior módulo de elasticidade e de dureza, maior adesão a cerâmica quando comparadas as nobres. Porém algumas características negativas podem ser observadas como, por exemplo, alta corrosão em meio ácido, dificuldade de acabamento e polimento, camadas de óxidos finas e escuras, risco de alergia, dificuldade de soldagem, dificuldade de fundição e dificuldade de adaptação marginal (Wataha et al 1998).

## **Biocompatibilidade**

A biocompatibilidade é um dos principais requisitos dos biomateriais. O termo biocompatibilidade envolve dois fenômenos associados na mesma situação: o implante do material não pode ser afetado pelo meio fisiológico e os tecidos na proximidade do implante ou distantes não podem sofrer danos pela presença do material. A complexidade e diversidade das ligas metálicas odontológicas explicam a dificuldade da biocompatibilidade pois, idealmente, nenhum elemento da composição deve ser liberado e influenciar o organismo. Contudo com a rápida evolução nem todas as propriedades biológicas da liga são conhecidas.

As ligas dentais são comumente descritas por sua composição e normalmente tem-se 2 formas de expressar isto: percentual de peso ou número atômico. A primeira é a mais utilizada, contudo a segunda permite entender melhor as propriedades biológicas. Outra forma de descrever a liga é pela fase estrutural. Fases são áreas dentro da liga que têm a mesma composição e estrutura de cristal. Fase única tem praticamente a mesma estrutura já quando as fases são múltiplas há diferenciação de uma fase para outra. Por isso a liga não é homogênea em toda a estrutura podendo isto ser observado facilmente em microscopia eletrônica. A fase estrutural de uma liga é crítica para as propriedades de corrosão e de biocompatibilidade.

O fenômeno corrosão, já discutido anteriormente, é extremamente complexo e depende de uma variedade de fatores físicos e químicos. Por exemplo, a combinação de 2 ligas diferentes num ponto de solda deve acentuar a corrosão. Talvez o mais importante do ponto de vista da biocompatibilidade é identificar e quantificar os elementos que são liberados pois estão relacionados aos efeitos biológicos adversos como: toxicidade,



alergia ou mutagenicidade. A resposta biológica para o elemento liberado depende de qual elemento foi liberado, da quantidade liberada, da duração de exposição aos tecidos, etc.

Há uma diferença entre exposição e toxicidade. Quando ocorre a exposição não necessariamente haverá um efeito tóxico a um organismo (Lygre, 2002). Para haver efeitos biológicos adversos, é necessário que a liga perca elementos através da corrosão, no entanto, a corrosão não é determinante para a ocorrência de efeitos adversos. Esses efeitos estarão relacionados com a quantidade e composição dos elementos liberados, a duração do contato. Porém há casos em que a reação ocorre sem ocorrer a corrosão.

Wataha (2002) faz algumas referências sobre a toxicidade dos metais das ligas odontológicas:

- Metais liberados não podem entrar no organismo. Este fato é verdade tanto para toxicidade local como sistêmica. Elementos que são liberados pela liga na cavidade oral ganham acesso para dentro do organismo pelo epitélio do intestino, pela gengiva ou outros tecidos orais; para elementos que formam vapor como o mercúrio o meio de entrada é o pulmão. Em contraste elementos que são liberados pelos implantes dentais dentro do tecido ósseo em volta dos implantes estão, por definição, dentro do organismo. É por esta razão que elementos liberados pelos implantes são mais críticos biologicamente do que elementos liberados pelas ligas dentais usadas em restaurações protéticas.

- Efeito biológico dos metais depende da rota de acesso no corpo. Um bom exemplo disto é a toxicidade sistêmica dos íons de paládio. Uma pesquisa feita com ratos mostrou que se administrado oralmente para ratos terá uma dose letal de 1000mg /kg de peso, se administrado dentro do peritônio do rato a dose letal vai para 87mg/Kg e a dose para administração intravenosa é de maior magnitude, aproximadamente 2mg/Kg.

- Metais que entram no corpo podem ser largamente distribuídos. Dentro do corpo, os íons metálicos podem ser distribuídos para muitos tecidos. Essa distribuição pode ser por difusão pelos tecidos, sistema linfático e corrente sanguínea. Partículas metálicas de (0.5 a 10.0 micrômetros) deve também ser ingerido por células como os macrófagos que são transportados para os vasos sanguíneos e linfáticos. O estado de oxidação e estruturação química do metal influenciará significativamente na absorção, distribuição, retenção de meia vida (tempo decorrido para que uma substância perca metade da capacidade ativa que tinha quando foi introduzida no organismo) e excreção. A distribuição do elemento metálico é também crítica pela habilidade de causar toxicidade

sistêmica. O organismo geralmente elimina metais pela urina, fezes ou pulmão. A eliminação do elemento dependerá da rota de acesso dentro do corpo. Por exemplo, se íons de paládio forem introduzidos em ratos por via intravenosa, 20% permanecerá no organismo depois de 40 dias, entretanto se for administrado oralmente, somente 1% estará presente depois de 3 dias.

O padrão de eliminação é único para cada elemento metálico. Geralmente ligas com fases múltiplas devem liberar mais volume, mas isto não é regra. Elementos como prata, cobre, níquel, gálio e zinco tem maior tendência para ser liberado comparado com elementos como ouro e paládio, por esta razão ligas altamente nobres ou nobres sofrem menor influência da corrosão. Certos elementos apresentam maior tendência para se liberarem da liga dental indiferentemente da composição que a liga tem e esta tendência é referida como instabilidade. O cobre, níquel e gálio são elementos instáveis. Cádmi e zinco também têm instabilidade considerável. Prata tem moderada instabilidade e terá menor tendência para ser liberado. Ouro, paládio e platina tem baixa instabilidade e são improváveis de serem liberados em alto nível.

Sabe-se que estudos demonstram que há uma tolerância significativa a baixos níveis de metais liberados das ligas avaliados a curto prazos, já as respostas a longo prazo ainda não foram totalmente esclarecidas e o risco de irritações locais deve ser avaliado contra os benefícios do uso dos materiais.

Anusavice (2005) afirma que níquel, cobre e berílio são compostos mutagenicos.

Todas as ligas fundidas, exceto o titânio puro, possuem potencial para geral reações adversas em indivíduos sensíveis.

Para avaliar a biocompatibilidade de metais e ligas odontológicas, testes de citotoxicidade in vitro tem sido utilizados (Watanabe et al.,2004; Hornez et al.,2002).

Alguns autores vem estudando a biocompatibilidade das ligas metálicas. Kansu & Aydin (1996) pesquisaram a biocompatibilidade de sete ligas metálicas. Para isso usaram uma analise histopatológica e as ligas utilizadas foram de alto e baixo conteúdo de ouro, á base de paládio, paládio – prata, níquel – cromo, cobalto – cromo e ouro 22 quilates. A resposta tecidual mais severa foi as de níquel – cromo e a mais leve foi a de ouro 22 quilates. A liga de cobalto – cromo, mesmo sendo metal básico, apresentou respostas

menos severas que a liga de níquel – cromo, sendo recomendando pelos autores o não uso do níquel.

Para Henstem – Pettersen (1992) próteses parciais removíveis confeccionadas com ligas de metais básicos possuem o potencial de gerar reações adversas em pacientes alérgicos ao cobalto, cromo e níquel, embora a incidência seja incerta. Com relação a utilização de próteses fixas, a reação parecia ser proporcional ao numero de dentes restaurados e ao tempo de uso.

Wataha (2002) afirma que a quantidade de liberação de algumas ligas é diretamente proporcional ao número de fundições presentes na boca. Entretanto, níquel liberado da prótese é de aproximadamente 400 µg/ dia de ingestão se a liga é submetida a um meio ácido. Em um pH neutro a liberação é um pouco menor. Outra evidência tem mostrado que a liberação de níquel é altamente dependente da quantidade de cromo. Se o cromo é menor do que 20% do peso, o níquel liberado durante todas as condições aumenta.

### **Comparações entre as ligas metálicas**

Quando comparadas a resistência a corrosão de varias ligas odontológicas, alguns autores concluíram que o titânio e a liga níquel cromo são mais resistentes, mas elementos como cobre, estanho, prata e ferro aumentam a corrosão das ligas, enquanto que metais nobres, cobalto e molibdênio aumentam a resistências a corrosão (Bayramoglu et al 2000).

Tabela 1- Comparação de algumas propriedades das ligas básicas de fundição (VAN NOORT, 2004)

<b>Propriedade</b>	<b>Liga Cr-Co</b>	<b>Titânio</b>	<b>Ti-Al 6%-V 4%</b>
Densidade (g.cm-3)	8,9	4,5	4,5
Temperatura de fusão (°C)	~1500	~1700	~1700
Contração de fusão (%)	2,3	3,5	3,5
Resistência à tração (MPa)	850	520	1000
Limite proporcional (MPa)	550-650	350	920
Módulo de elasticidade (Gpa)	190-230	110	85-115
Dureza (NDV)	360-430	200	-
Ductibilidade (%)	2-8	20	14

Tabela 2 – Propriedades Mecânicas das Ligas para Próteses Parciais Removíveis

Tipo de Ligas	Limite de escoamento (MPa/Ksi)	Resistência à tração (MPa/Ksi)	Alongamento (%)	Dureza Vickers	Módulo de Elasticidade (GPa/Ksi x 10 <sup>3</sup> )
Co-Cr (A)	710/103	870/120	1,6	432	224/32,4
Ni-Cr (B)	690/100	800/116	3,8	300	182/26,4
Co-Cr-Ni (C)	470/68	685/99	8,0	264	198/28,7
Fe-Cr (D)	703/102	841/122	9	309	202/29,3
Ouro tipo IV <sup>+</sup>	493/71,5	776/112	7	264	90/13
Ti CP	344/50	345/50	13	210	103/14,9
Ti-6V-4Al	870/126	925/134	5	320	117/17

(A,B,C e D: Dados de Morris HF et al.: J Prosthet Dent 41:388, 1979).

\* Resfriada sobre a bancada dentro do revestimento após a fundição.

+ Endurecimento por envelhecimento

A tabela 2 mostra as propriedades de ligas para próteses parciais removíveis à base de níquel e a base de cobalto comparadas com ligas altamente nobres, Ti CP, e a liga Ti-6V-4Al. A maior vantagem das ligas de Ti CP é a biocompatibilidade. Acredita-se que o titânio é o metal mais biocompatível entre todos os metais. Contudo, é bastante sensível à técnica quando fundido, no que se refere à adesão à porcelana e a soldagem. Como observado anteriormente, máquinas especiais são requeridas para a fundição do titânio, para a qual um arco voltaico e uma fundição em atmosfera de argônio são tipicamente empregados.

Como dito anteriormente, as ligas Ni-Cr, Co-Cr e Co-Cr-Ni são amplamente utilizadas para a confecção de próteses parciais removíveis. As ligas Co-Cr, Ni-Cr e Fe-Cr possuem um alto módulo de elasticidade o que sugere que a espessura das próteses parciais removíveis podem ser mais finas que aquelas confeccionadas com ligas de ouro Tipo IV, Ti CP, e ligas de Ti-6V-4Al. A ductibilidade do Ti CP é significativamente maior do que a das outras seis ligas apresentadas na tabela 2. O baixo limite de escoamento e resistência à tensão, e o alto percentual de alongamento do Ti CP, sugere que grampos fundidos podem ser mais facilmente ajustados. As vantagens das ligas à base de níquel são seus altos módulos de elasticidade( comparadas com ouro Tipo IV) e seu baixo custo. O ponto polêmico está na alta dureza de algumas ligas, comparadas com a estrutura do

esmalte, que pode causar desgasta *in vivo*, assim como a necessidade de equipamentos especiais para polimento nos laboratórios de prótese e a tendência dessas ligas em sofrer um rápido endurecimento por trabalho mecânico.

Quando se ajustam os grampos fundidos, cuidados devem ser tomados para evitar fratura, mesmo com ligas utilizadas em próteses parciais que exibem altos valores percentuais de alongamento. O rápido endurecimento por deformação ou trabalho mecânico é associado às microestruturas complexas dessas ligas, que surgem de sua complexa composição de elementos. Em função de ausência de refinadores de grãos, as microestruturas da liga fundida são dendríticas, com zonas que facilitam a propagação de trincas. Alguns autores descobriram que o tratamento térmico não foi, em geral, efetivo para promover melhoria das propriedades mecânicas das ligas (tabela2), que são recomendadas para uso clínico na condição que se encontra após fundição (Anusavice, 2005).

### **Considerações Finais**

Um componente metálico por si só não é suficiente para conceder qualidade a próteses que utilizem metais em sua estrutura. A partir do momento em que se começou a utilizar uma mistura de metais, formando ligas metálicas, várias qualidades foram incrementadas á composição devido à característica individual de cada metal. As ligas metálicas são muito utilizadas, ainda, devido as suas propriedades, relação custo benefício e utilidade. No entanto, por terem características ou propriedades diferentes entre si, elas acabam sendo indicadas para casos em que cabe ao cirurgião dentista decidir a melhor liga e cabendo ao laboratório utilizar a técnica adequada para a confecção dela, pois se feita de forma inadequada e houver falha não quer dizer que foi mal indicada e vice versa.

## Referências Bibliográficas

ANUSAVICE, K.J. Materiais dentários de Philips. 11ªed., Rio de Janeiro, Elsevier, 2005.

BAYRAMOGLU, G., ALEMDAROGLU, T., KEDICI, S., AKSUT, A.A. The effect of pH on the corrosion of dental metal alloys. *Journal of Oral Rehabilitation*, v.27., n.7., p. 563-575, 2000.

BEZZON, O.L., MATTOS, M.G.C., RIBEIRO, R.F.; ROLLO, J.M.D.A. Effect of beryllium on the castability and resistance of ceramometal bonds in nickel-chromium alloys, *Journal of Prosthetic Dentistry*, v-80, p.570-574, 1998.

CRAIG, R.G. Restorative Dental Materials. 9ed. St Louis, Mosby – Year Book Inc, 1993.

GEIS – GERSTORFER, J. In vitro corrosion measurements of dental alloys. *Journal of Dentistry*, v.22, p.247-251, , 1994.

HENSTEN – PETTERSEN, A. Casting alloys: side effects. *Advance Dental Research*, v.6., p.38-43, sep. 1992

HORNEZ, J.C., LEFREVE,A., JOLY, D., HILDEBRAND, H.F. Multiple parameter cytotoxicity index on dental alloys and pure metals. *Biomolecular Engineering*, v.19, p.103-117, 2002

KANSU, G., AYDIN, A.K. Evaluation of the biocompatibility of various dental alloys: *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, v.4, n.3, p.129-136, 1996.

LYGRE, H. Prosthodontic biomaterials and adverse reactions: a critical review of the clinical and research literature. *Acta Odontology Scandinavian*, v.60, p.1-9, 2002.

WATAHA, J.C. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v.83, n.2, p.223-234, Feb. 2000

WATAHA, J.C., LOCKWOOD, P.C, METTENBURG, D., BOUILLAGUET, S. Toothbrushing causes elemental release from dental casting alloys over extended intervals. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* , v.65, n.1, p.180-185, Apr.2003

WATAHA, J.C., MESSER, R.L.; Casting Alloys. *Dental Clinics of North America*, v.48, p.499-512, 2004.

WATAHA, J.C. Alloys for prosthodontics restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v.87, n.4, p.351-363, Apr. 2002

WATAHA, J.C, LOCKWOOD, P.E., KHAJOTIA, S.S., TURNER, R. Effect of pH on element release from dental casting alloys. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v.80., n.6., p.691, dec. 1998.

WATANABE, I., WATAHA, J.C., LOCWOOD, P.E., Elemental release from dental casting alloys into biological media with and without protein. *Dental Materials*, v.17, n.5, p.409-414, Sep, 2004