

WOLNEY LUIZ STOLF

Cirurgião Dentista

ESTUDO DE LIGAS METÁLICAS ALTERNATIVAS EMPREGADAS NA
ODONTOLÓGIA: ANÁLISE QUÍMICA QUALITATIVA E QUANTITATIVA,
DUREZA SUPERFICIAL, MANCHAS E OXIDAÇÃO

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia
de Piracicaba da Universidade Estadual de
Campinas, para obtenção do Título de
Professor Livre-Docente-MATERIAIS DENTÁRIOS

PIRACICABA

1993



1150054822



T/UNICAMP St68e

WOLNEY LUIZ STOLF

Cirurgião Dentista

ESTUDO DE LIGAS METÁLICAS ALTERNATIVAS EMPREGADAS NA
ODONTOLÓGIA: ANÁLISE QUÍMICA QUALITATIVA E QUANTITATIVA,
DUREZA SUPERFICIAL, MANCHAS E OXIDAÇÃO

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia
de Piracicaba da Universidade Estadual de
Campinas, para obtenção do Título de
Professor Livre-Docente-MATERIAIS DENTÁRIOS

PIRACICABA

1993

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

BIBLIOTECA

2.880

DEDICO

À minha esposa MARI ZILMA,
companheira de todas horas
e minha maior incentivadora.

A meus filhos MAURICIO E GIOVANA,
que justificam todo esforço realizado.

Ao Prof. Dr. LUIZ ANTONIO RUHNKE, Titular da Área de Materiais Dentários desta Faculdade, mestre incansável e idealista, amigo sincero e incomparável, pessoa a quem muito estimo, cujos ensinamentos foram essenciais para a minha carreira universitária.

Ao Prof. Dr. SIMONIDES CONSANI, Titular da Área de Materiais Dentários desta Faculdade, pela amizade, apoio, e colaboração no transcorrer da elaboração deste trabalho de pesquisa.

AGRADECIMENTOS

Ao colega da Área de Materiais Dentários, MARIO FERNANDO DE GOES, pela amizade, espírito de coleguismo e atenção em todas as horas durante todos esses anos de feliz convivência.

À Direção da Faculdade, na pessoa de seu Diretor, Prof. Dr. RENATO ROBERTO BIRAL e seu Assosicado, Prof. Dr. OSVALDO DI HIPOLITO JUNIOR.

Ao Centro de Energia Nuclear na Agricultura da Escola Superior de Agricultura "Luiz de Queiroz" da Universidade de São Paulo, na pessoa do Prof. Dr. ANTONIO OCTAVIO JACINTO, que realizou as análises quêmica das ligas.

Ao Prof. Dr. ROBERTO SIMIONATTO DE MORAES, do Departamento de Matemática e Estatística da Escola Superior de Agricultura "Luiz de Queiroz" da Universidade de São Paulo, pelos cálculos estatísticos realizados.

A Prof^a Dra MARINEIA DE LARA HADDAD do Departamento de Entomologia da Escola Superior de Agricultura "Luiz de Queiroz", pela confecção dos gráficos computadorizados.

A Sra SUELI DUARTE DE OLIVEIRA, bibliotecária da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP pela colaboração no capítulo de Referências Bibliográficas.

Aos funcionários Sr. ADARIO CANGIANI e SELMA APARECIDA BARBOSA DE SOUZA da Área de Materiais Dentários, pela disposição e solicitude em todas as horas no decorrer dos anos de convivência.

ÍNDICE

1 - INTRODUÇÃO01
2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.06
3 - PROPOSIÇÃO42
4 - MATERIAIS E MÉTODO44
4.1 - Confeção dos corpos de prova.45
4.2 - Análise química qualitativa e quantitativa48
4.3 - Ensaio de dureza superficial.49
4.4 - Ensaio de manchas e oxidação.50
5 - RESULTADOS53
5.1 - Análise química qualitativa e quantitativa55
5.2 - Dureza superficial56
5.3 - Manchas e oxidação60
6 - DISCUSSÃO DOS RESULTADOS64
6.1 - Análise química qualitativa e quantitativa65
6.2 - Dureza superficial67
6.3 - Manchas e oxidação71
7 - CONCLUSÃO.77
8 - RESUMO.80
9 - SUMMARY83
10 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS86
11 - APÊNDICE102

Introdução

1 - INTRODUÇÃO

Em 1896, ALEXANDER⁽¹⁾ introduziu na clínica odontológica as restaurações fundidas, utilizando platina em folha adaptada às paredes do preparo do dente, que funcionava como um capuz para a cera a ser esculpida. Posteriormente, a cera esculpida era removida da boca para a respectiva fundição.

Desde 1907, quando TAGGART⁽⁷⁷⁾ divulgou o processo de fundição conhecido como o da "CERA PERDIDA", as técnicas de fundição vêm sofrendo aprimoramento progressivamente. Assim, em 1909, LANE⁽³⁴⁾ fez uma série de considerações sobre fundições da cera, capacidade do revestimento em compensar a contração de solidificação, tipos de máquinas usadas na fundição, pressão de centrifugação, polimento da peça fundida e tipo de cimento usado para cimentação.

Mais tarde, PRICE⁽⁵⁶⁾, 1911, descrevendo os métodos de utilização do ouro e de suas ligas fez referências à técnica de ALEXANDER⁽¹⁾, indicando as causas mais comuns de erros numa fundição e, também, as possíveis falhas da técnica direta de obtenção do modelo de cera, utilizada por TAGGART⁽⁷⁷⁾, em relação as variações de temperatura.

VAN HORN⁽⁸⁵⁾, em 1912, alegando que seu estudo foi orientado pelos trabalhos de TAGGART⁽⁷⁷⁾, PRICE⁽⁵⁶⁾ e LANE⁽³⁴⁾, concluiu que os processos de fundição existentes eram empíricos e ineficientes, o que tornou imperativo a introdução de modificações tanto nos processos de fundição como nos equipamentos utilizados na época.

Assim, ao longo desses anos todos, graças as contribuições de inúmeros pesquisadores, atualmente o processo de fundição está em lugar de destaque dentre os trabalhos protéticos utilizados na Odontologia.

Entretanto, a elevação desenfreada do custo do ouro contribuiu para que os trabalhos com ligas desse metal passassem a ser exclusivo de uma minoria de pacientes. Essa situação proporcionou o aparecimento de grande número de novas ligas não áureas, denominadas de substitutivas das ligas de ouro. Infelizmente, a maioria dos fabricantes dessas novas ligas não fornecem aos profissionais nenhuma informação específica ou orientação quanto ao seu uso, obrigando os mesmos a utilizar, muitas vezes, materiais e técnicas empregadas na fundição do ouro, quase sempre não compatível com suas características.

Os pacientes que requerem o uso de uma restauração metálica fundida mas não possuem condições financeiras para custear a confecção em ligas de ouro, obrigam o profissional a optar pelo uso de liga de menor custo, tentando solucionar o problema. Apesar dos cuidados do profissional, essas ligas podem apresentar falhas por razões bastante diversas, às vezes, associadas a falta de melhor conhecimento de suas propriedades.

A possível minimização desse problema talvez fosse obtida por meio de maior compreensão das características físico-químicas-técnicas de uso dessas ligas, possibilitando, dessa forma, a obtenção de melhores resultados.

Felizmente, inúmeros estudos sobre essas ligas estão sendo divulgados, fornecendo informações mais detalhadas sobre suas propriedades, composição e comportamento biológico.

Assim, EASTON⁽¹²⁾ fazendo referências sobre as ligas substitutivas concluiu que uma liga para substituir as de ouro deveria possuir propriedades físicas e mecânicas similares e apresentar custo economicamente aceitáveis.

PEYTON⁽⁵³⁾, considera que as ligas substitutivas para serem lançadas no comércio especializado e aceitas pelos profissionais deveriam preencher uma série de requisitos, tais como:

- 1 - não ser tóxica, tanto para o paciente como para o profissional.
- 2 - apresentar propriedades físicas e químicas que não permitem corrosão, desintegração, oxidação ou perda de brilho no meio bucal.
- 3 - não apresentar dificuldades técnicas na obtenção das restaurações, usando os recursos habituais de um laboratório de prótese
- 4 - possuir boas propriedades físicas apropriadas a qualquer tipo de restauração
- 5 - a matéria prima para fabricação das ligas deveria ser de baixo custo e de fácil aquisição.

Em vista do exposto por EASTON⁽¹²⁾ e PEYTON⁽⁵³⁾ não seria surpresa se as ligas substitutivas não preenchessem todos esses requisitos. O simples fato de apresentar um baixo custo não é suficiente para justificar a substituição pura e simples das ligas de ouro convencionais. Entretanto, novas ligas continuam sendo lançadas no comércio especializado e usadas pelos profissionais apesar da ausência de maiores informações.

Mesmo com poucas informações, as ligas alternativas ou substitutivas das ligas de ouro continuam sendo utilizadas sem maiores critérios, razão pela qual propomos a estudar algumas

ligas procurando contribuir para o melhor conhecimento desses materiais odontológicos.

Revisão Bibliográfica

2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Verificando a Literatura Odontológica notamos que a mesma é ampla e diversificada no que se relaciona ao complexo processo de fundição de ligas de ouro. Assim, no início do século, em 1907, TAGGART⁽⁷⁷⁾ divulgou o método da cera perdida como técnica de fundição a ser empregada pela classe odontológica.

Em 1909, LANE⁽³⁴⁾ verificou que os blocos obtidos eram menores que o modelo, atribuindo o fato à contração de solidificação. Em vista disso, idealizou uma maneira de verificar a contração de solidificação das ligas de ouro, utilizando um padrão de cera com dimensão pré-determinadas e um molde de revestimento contendo sílica, aquecido à 650°C. Assim pode determinar a contração linear da liga de ouro, estimada em 1,64%.

No ano seguinte, VAN HORN⁽⁸⁴⁾, utilizando a técnica de LANE⁽³⁴⁾, descobriu que a expansão térmica do revestimento não era suficiente para compensar a contração da liga de ouro. Para obter a compensação, desenvolveu um artifício que provocava a expansão do padrão de cera após inclusão, utilizando um revestimento com grande teor de sílica. Com isso, apregoava que conseguia fundições com dimensões corretas.

Em 1911, PRICE⁽⁵⁶⁾, após medir a contração do ouro pelo método indireto e não ter conseguido resultados satisfatórios, utilizou uma câmara de quartzo fundido onde era colocada barras de ouro ou suas ligas, obtendo contração do ouro pelo método direto, que era da ordem de 2,2%.

Em 1923, SHELL⁽⁶⁷⁾ divulgou uma pesquisa sobre restauração fundida em ouro, relacionando a contração e a expansão dos

materiais usados no processo de fundição. idealizou um aparelho capaz de medir as dimensões de uma fundição com suficiente precisão para determinar as pequenas alterações ocorridas durante o processo de preparo de coroa. O autor concluiu que a expansão e a contração ocorrida durante o processo de fundição não correspondem em magnitude aos erros encontrados. Esta discrepância pode ser aplicada pela manipulação insatisfatória do padrão de cera ou pelos métodos incorretos de fundição. Fundições imperfeitas devido às distorções da cera podem ser prevenidas mantendo a cera resfriada. Fotomicrografias foram obtidas para destacar alguns dos possíveis erros com referência especial às ligas, método de fundição e impurezas introduzidas no metal.

Em 1927, SHELL⁽⁶⁸⁾, ainda estudando algumas propriedades das ligas de ouro chegou as seguintes conclusões: 1 - As ligas que sofreram processo de soldagem apresentam uma estrutura cristalina diferente das ligas fundidas, indicando que as propriedades não são as mesmas. 2 - As soldagens modificam a estrutura cristalina e também algumas propriedades físicas das ligas fundidas que tenham sofrido tratamento térmico. 3 - A forma de resfriamento das ligas com menos de 4% de cobre tem pequeno efeito sobre elas. 4 - As ligas de ouro de 18 quilates com 6% de cobre apresentam aumento de dureza de 13 a 15%, quando sofrem tratamento térmico. 5 - As ligas ternárias ouro-prata-cobre, com menos de 5% de cobre, não são endurecidas com tratamento térmico.

Em 1932, TAYLOR, PAFFENBARGER e SWEENEY⁽⁷⁶⁾, estudando as ligas de ouro utilizadas nas fundições odontológicas, analisaram os resultados qualitativamente e quantitativamente, relacionando-os com temperatura de fusão, dureza Brinell, resistência limite à tração e percentagem de alongamento. Com relação à composição das ligas, concluíram que os metais preciosos aumentavam o ponto de fusão enquanto que o cobre abaixava. Em relação à dureza Brinell, classificaram as ligas de ouro em três tipos: moles, médias e duras; e, quando amaciadas, apresentavam uma relação direta tão acentuada com outra propriedade que poderiam servir como padrão ou ponto de partida para analisar suas características. Em relação à composição química, estas se mostraram importante como indicativo das propriedades de resistência à manchas e corrosão, e também quanto à cor das ligas.

Nesse mesmo ano, CROWELL⁽⁷⁸⁾ publicou um estudo em que fazia alusão a necessidade de padronizar os testes dos materiais dentários e a importância de realizar os testes nas condições mais próximas da realidade clínica. Alegava, ainda, que a padronização beneficiaria tanto os profissionais como os fabricantes, possibilitando a escolha dos materiais de acordo com as propriedades necessárias. Apresentou também uma classificação para materiais dentários e metais preciosos, assim como fórmulas para calcular os resultados obtidos e as respectivas unidades de medida.

Ainda em 1932, SCHEU⁽⁶⁵⁾ verificou que os gessos apresentavam uma expansão de presa maior quando imersos ou em contacto com água. Utilizou essa expansão, denominada por ele de higroscópica, para desenvolver uma técnica de fundição para compensar as contrações das ligas.

Em 1940, EASTON⁽¹²⁾ defendeu a tese de que as ligas substitutivas das ligas convencionais de ouro deveriam possuir propriedades físicas e mecânicas perfeitamente similares e apresentar baixo custo. Esse autor estudou uma liga de cobre e berílio contendo de 2 a 2,5% de berílio. Apesar de algumas propriedades, tais como tratamento térmico, coloração, polimento, resistência, elasticidade, eliminação e temperatura de fusão, serem consideradas quase comparáveis com muitas das do ouro trabalhado, outras como refusão e soldagem não são satisfatórias. A operação de sondagem não ocorre tão facilmente como quando na soldagem das ligas de ouro. Estas ligas não podem ser usadas repetidamente devido a perda de berílio pela oxidação à altas temperaturas e, conseqüentemente, amaciamento.

Em 1942, SOUDER e PAFFENBARGER⁽⁷⁴⁾ publicaram um resumo de todos os trabalhos realizados no National Bureau of Standards, incluindo descrições minuciosas, ilustrações de testes, condensados em especificações. Em relação às ligas de ouro, apresentaram estudo sobre composição, estruturas metalográficas, temperatura de fusão, resistência à manchas e corrosão, microestrutura e tratamento térmico. Com referência às ligas de metais básicos, disseram que vários tipos de ligas têm sido usadas para fundições, sendo raras as descartadas. Entre essas descartadas, que não se apresentaram satisfatórias, figuram as ligas do cobre-níquel, cobre-alumínio, estanho-antimônio, níquel-cromo e algumas ligas ricas em prata. Algumas ligas de aço inoxidável foram consideradas satisfatórias e entre elas a mais apropriada para a odontologia foi a conhecida liga 18/8. Apesar das boas propriedades físicas desta liga, alguns inconvenientes tais como dureza, temperatura de fu-

são e processo de obtenção fizeram com que essas ligas fossem usadas apenas para fins específicos em Odontologia.

PAFFENBARGER, CAUL e DICKSON⁽⁵¹⁾, em 1943, estudaram as propriedades de ligas de metal básico para restaurações e chegaram as seguintes conclusões: as ligas de metais básicos devem ser iguais ou melhores em relação as ligas de ouro ou de metais nobres. As ligas de cobre-prata-estanho não se mostraram satisfatórias para fundições dentais. As ligas de aço inoxidável provaram ser satisfatórias para trabalhos de prótese e aparelhos ortodônticos. As ligas de cromo-cobalto para aplicações e fundições não foram em geral superiores às ligas de ouro nas propriedades estudadas, com a desvantagem de não permitir em ajuste.

Em 1946, HOLLENBACK e SKINNER⁽²⁸⁾, utilizando um aparelho para medir com precisão a contração de fundição do ouro e de suas ligas, determinaram uma contração de $1,67 \pm 0,02\%$ para o ouro puro e de $1,50\%$ para a liga 22 quilates. Concluíram também que a temperatura de fusão das ligas não tem nenhum efeito sobre a contração, mas que o revestimento e a composição das ligas têm influência na contração. O diâmetro da barra não tem efeito aparente sobre a contração de fundição mas a forma descontínua em direção às extremidades de uma peça fundida pequena reduziu a contração de fundição. Entretanto os dados nos quais esta conclusão foi baseada são questionáveis devido a inadequação do aparelho.

Em 1957, JOHNSON⁽³⁰⁾ estudou algumas propriedades de ligas de ouro branco, tais como limite proporcional, resistência à tração, alongação e dureza Vickers. O autor concluiu que as ligas de ouro branco ansaiadas mostraram muitas deficiências nas propriedades em relação ao padrão das ligas de ouro amarelo. Em par-

ticular, elas possuem valores baixos para limite proporcional e alongação. Assim, não foram consideradas totalmente satisfatórias para fundições, nem quanto ao tratamento térmico recomendado pelos fabricantes.

Nesse mesmo ano, HAMPSON⁽²²⁾ estudou as propriedades das ligas de cromo-cobalto usadas como substitutivas das ligas de ouro em dentisteria. O autor descobriu que o baixo alongamento dessas ligas exigia uma exatidão perfeita de fundição e que o revestimento utilizado para essas ligas necessitaria de maiores estudos.

Em 1958, SWARTZ, PHILLIPS e EL TANNIR⁽⁷⁶⁾ estudaram uma maneira de determinar a natureza química das manchas produzidas nas ligas tanto *in vivo* como *in vitro*. Concluíram que o quilate de ligas de ouro era importante, pois ligas de baixo quilate apresentavam corrosão pelos sulfetos, o que não ocorria com as ligas de ouro de alto quilate.

Nesse mesmo ano, KANATAKE⁽³¹⁾ apresentou um estudo sobre a resistência à corrosão de 22 ligas usadas no Japão. Essas ligas eram submetidas aos ensaios de corrosão após serem polidas e pesadas. Ligas de ouro de 14 quilates mesmo sem platina resistiram a contração mas algumas vezes alteravam a cor. As de prata-paládio resistiram à corrosão, as de níquel-cromo, cromo-cobalto e de aço inoxidável 18.8, foram estáveis em alguns elementos. Ligas de prata foram passíveis de corrosão em alguns elementos e tem um potencial negativo alto na saliva. Ligas de cobre, estanho antimônio e amálgama de prata foram inferiores às outras ligas em relação à corrosão.

DIANA⁽¹¹⁾, em 1959, estudando as composições das ligas

para fundições salientou que uma liga para apresentar alta resistência à manchas e corrosão no meio bucal deveria ter em sua composição quantidades suficientes de ouro e platina. Verificou que em vista do alto custo desses metais preciosos, novas ligas foram lançadas no comércio odontológico como substitutivas das ligas convencionais, apresentando custo inferior. Entretanto, algumas dessas ligas, cromo-cobalto, ouro-prata, ouro-paládio, ouro-níquel, ouro-zinco, etc., apresentavam deficiências durante o processo de fundição e soldagem. Tendo em vista essas considerações, o autor produziu uma nova liga com o nome de Aurodin, cuja composição continha 65% de ouro, 4% de platina, 5% de índio e 26% de cobre, com ponto de fusão ao redor de 815,0C; tendo dureza, resistência e durabilidade iguais e elasticidade superior às ligas de ouro convencionais, além de apresentar custo 25% inferior. Essa liga é extremamente resistente à corrosão e apropriada para próteses parciais ou base para próteses.

Nesse mesmo ano de 1959, HEDEGARD, SKINNER e EARNSHAW⁽²³⁾ estudaram a percentagem de erros em fundições de cromo-cobalto, simulando barras e celas, que eram comparadas com padrão de aço inoxidável. Demonstraram que a principal fonte de erros é atribuída a expansão higroscópica do modelo de revestimento, duplicado por meio de hidrocolóide reversível. As análises das fundições indicaram que alterações significativas ocorrem após a remoção dos pinos, alterações essas atribuídas às forças resultantes da remoção dos pinos. Alterações menores são encontradas quando o revestimento é confinado em anél metálico. Concluíram que a contração da liga de ouro é compensada pela expansão do revestimento, mas que essa expansão não é suficiente

para compensar a contração das ligas de cromo-cobalto.

Em 1960, PEYTON et al.⁽⁵³⁾ apresentaram um estudo sobre materiais restauradores e, em relação às ligas metálicas, evidenciaram que as ligas de ouro são as que melhores se prestam à odontologia, reconhecendo, entretanto, que outras ligas não aureas também são usadas para fins odontológicos. Essas ligas que utilizam metais como cromo, cobalto, níquel, aço ou cobre, prata, alumínio, magnésio, etc., deveriam ser melhor desenvolvidas a fim de obter propriedades físicas químicas satisfatórias para uso odontológico. Ligas de prata, prata-níquel, prata-estanho, estanho-antimônio, também são usadas, mas apesar de algumas apresentarem propriedades mecânicas satisfatórias, falham quanto a resistência à manchas e corrosão. Outra liga que teve destaque especial foi a liga conhecida como Metal K, que era indicada para incrustações, coroas e pontes fixas. Essa liga apresentava aparência e propriedades mecânicas semelhantes as da liga de ouro tipo II, sendo desenvolvida para substituí-la em relação ao custo. Apresentava uma composição de 67% de cobre, 12% de prata, 20% de zinco e 1% de silício, com coloração amarela e temperatura de fusão semelhante a liga de ouro para fundições. Suas propriedades mecânicas eram satisfatórias, semelhantes as das ligas de ouro tipo II mas devido a sua baixa resistência à manchas e corrosão não eram recomendadas para o uso bucal. Outra liga focalizada pelos autores foi a liga binária de prata-paládio, onde entre outras considerações alegavam que pequenas quantidades de paládio elevava a temperatura do "líquido" tornando essas ligas mais flexíveis e dúcteis, mas a maior dificuldade encontrada para se obter fundições perfeitas é por sua tendência em absorver gases.

Nesse mesmo ano, PANZERI et al.⁽⁵²⁾ estudaram algumas propriedades de uma liga comercial a base de prata. Analisaram a composição química qualitativa e quantitativa, a dureza superficial e o coeficiente de expansão térmica linear. Após obtenção dos resultados chegaram as seguintes conclusões: 1) A liga é constituída basicamente de prata tendo ainda estanho, zinco, cobre e traços de ferro e alumínio. A análise da liga após fundida apresentou menor quantidade de zinco do que a da liga virgem; 2) A dureza encontrada com ponta Vickers, foi semelhante a da liga de ouro tipo I, e os corpos de prova obtidos com anel a 650°C; 3) O coeficiente de dilatação térmico-linear encontrado foi próximo da quele do amálgama odontológico.

Ainda nesse ano, FUSAYAMA e IDE⁽¹⁴⁾ desenvolveram um método para verificar com exatidão a contração de fundição, em espécimes com forma e tamanho semelhantes as coroas e restaurações usadas na clínica odontológica. Neste estudo também verificaram o efeito da temperatura do molde e a pressão de fundição. Concluíram que a contração de solidificação foi maior em restaurações do tipo O e MO. Essa contração foi menor quando usaram ligas com ponto de fusão mais baixo e com menor coeficiente de expansão. A baixa temperatura do molde reduziu a contração nas restaurações oclusais mas não nas coroas. Variações de pressão não alteram a contração de fundição tanto para restaurações oclusais como para coroas.

RYGE, FOLEY e FAIRHUST⁽⁵⁹⁾ também em 1961 estudaram a dureza das ligas metálicas utilizando testes de micro-penetração Knoop e Brinell, introduzido por HODGE⁽²⁷⁾ para comparar a dureza dos materiais em relação à dureza da dentina. Neste estudo utili-

zaram cargas variando de 1, 5, 10, 25, 50, 100, 500, 1000 e 10.000 grs, nos seguintes materiais: resina acrílica, ouro em folha, ouro 22 quilates, ligas de ouro tipo II e IV, dentina, esmalte, cimento de silicato e amálgama. Os autores concluíram que ambas as durezas Knoop e Brinell aumentaram com cargas até que o valor máximo foi atingido, ou seja, de 100 a 500g. Um pequena decréscimo no valor da dureza resultou de carga além desse valor máximo. A reproducibilidade de resultados melhorou com o aumento das cargas, dentro dos limites citados anteriormente, e por isso os autores defendem o ponto de vista que deve ser relatado tanto os valores de micropenetração como também a carga usada para as mesmas.

Em 1963, FUSAYAMA, KATAYORI e NOMOTO⁽¹⁵⁾ estudando a corrosão eletrolítica que ocorre quando a restauração de amálgama entra em contacto com a de ouro, verificaram que esse contacto com amálgama antigo não causa corrosão eletrolítica significativa, mas quando em contacto com amálgama recente apresenta manchas prateada, formando uma película fina e insignificante de corrosão. Os autores chegaram a conclusão final que a corrosão eletrolítica que ocorre na boca é leve e causa uma rugosidade na superfície de contacto, que é eliminada por um bom polimento, não ocorrendo nova corrosão no local.

Em 1964, a ASSOCIAÇÃO DENTÁRIA AMERICANA⁽⁰²⁾ no capítulo referente as Especificações para ligas de ouro, apresenta um estudo da dureza Brinell para ser comparada com as de outras ligas metálicas. Os números de dureza Brinell apresentados foram: tipo I = 40 a 75 - amaciada; tipo II = 70 a 100 - amaciada; tipo III = 94 a 140 e tipo IV = 130 acima.

No ano seguinte, FUSAYAMA et al.⁽¹⁶⁾ fizeram um estudo comparativo entre ligas de ouro convencionais e uma nova liga de cobre, denominada de Pregold. Em testes de laboratório, esta nova liga apresentou resistência limite à tração e alongação comparável à liga de ouro tipo III (dura). Nos trabalhos clínicos, mostrou que poderia ter razoável sucesso quando usada em restaurações simples e em próteses fixas. Em relação à corrosão eletrolítica, quando em contacto com outras ligas metálicas mostrou ser de boa resistência, pois não causava corrosão de natureza significativa. Quando em contacto com amálgama de prata mostrou ser semelhante ao ouro. Sua contração de fundição também foi semelhante a do ouro, sendo que a técnica de fundição usada para as ligas de ouro podem ser usadas com sucesso, somente variando a temperatura de aquecimento do molde (600°C), porque essa liga apresenta uma temperatura de fusão inferior a do ouro (860 a 890°C). Verificaram que a adição de metais preciosos à liga tornavam-na escura na boca. Indicaram também o uso de fundente durante a fusão da liga para evitar oxidação e facilitar a fusão, e que essa liga não era possível de ser soldada, pois apresentava manchas após soldagem e que as fundições de peças inteiras, sem necessidade de solda se apresentavam melhores.

Em 1967, VIEIRA⁽⁸⁷⁾ considerava que o desenvolvimento de ligas metálicas tinha de melhorar as propriedades dos metais puros, visto que esses não correspondem, em alguns casos, as necessidades odontológicas. Citou também que essas ligas deveriam apresentar zona de fusão limitada (pequena), afim de evitar segregação e corrosão. Teceu ainda considerações sobre a contração de fundição que ocorre em três etapas distintas: a contração que

ocorre quando a liga líquida inicia a solidificação (liquidus), a contração que ocorre entre o liquidus e o solidus e a contração que ocorre entre solidus até a temperatura ambiente (contração sólida). Diz ainda que as contrações de 1ª e 2ª etapa podem ser em parte compensada através de recursos técnicos e a 3ª etapa ou seja, a contração do solidus até a temperatura ambiente é compensada pela técnica de fundição pelo método de cera perdida.

Ainda em 1967, MONDELLI⁽⁴¹⁾ estudou as propriedades das ligas chamadas de baixa fusão, procurando com isso melhorar as informações sobre as mesmas, visto que pouco ou quase nada se sabia sobre elas. Esse autor analisou as seguintes propriedades: composição química qualitativa e quantitativa, temperatura de fusão, resistência limite à tração estática, percentagem de alongação, dureza, contração de fundição e compatibilidade com os tecidos vivos. Apresentou uma série de conclusões sendo que as ligas constituídas basicamente de estanho e antimônio apresentavam dureza Brinell e Vickers bem inferior a exigida para as ligas de ouro tipo II. Por outro lado, as ligas de prata e estanho e aquelas que além da prata e estanho possuíam quantidades razoáveis de cobre e zinco apresentaram dureza comparáveis as das ligas de ouro tipo II.

Em 1969, MUENCH⁽⁴⁴⁾ iniciou série de estudos sobre ligas de ouro, procurando obter ligas economicamente mais vantajosas e com as mesmas propriedades das ligas de ouro convencionais, visando torná-las acessíveis a um maior número de pacientes. Neste estudo, o autor verificou a corrosão de três tipos de ligas, contendo respectivamente 35%, 45% e 55% de ouro, concluindo que a liga com 55% de ouro não foi inferior as ligas de ouro convencio-

nais em relação à corrosão e que dentre os meios corrosivos usados, o ácido acético com gás sulfídrico foi o mais enérgico.

GARONE NETTO e STEAGALL⁽¹⁸⁾, em 1970 estudaram a corrosão do amálgama em estudo *in vivo* comparando com estudo *in vitro*, utilizando como meio corrosivo para o estudo *in vitro* a saliva artificial segundo a fórmula de VIEIRA e MARCHI⁽⁸⁸⁾. Concluíram que essa saliva artificial é um meio corrosivo satisfatório, podendo obter resultados *in vitro* semelhantes aos obtidos *in vivo*.

Em 1971, WALD e COCKS⁽⁹⁰⁾ estudando quatro ligas do sistema Cu/Mn/Ni analisou a praticabilidade de fundição em laboratório de prótese comum, a corrosão eletrolítica em saliva artificial a 37°C e a dureza. Obtiveram resultados que indicavam a possibilidade de desenvolver ligas de metais não nobre, tendo como base Cu/Mn/Ni, com ponto de fusão ao redor de 1000°C. Todas essas ligas analisadas mostraram resultados satisfatórios nas fundições em laboratório de prótese comum. O uso de fundente a base de fluoretos possibilitou a realização de fundições com maçarico gás/ar. Não ocorreu nenhuma aderência de revestimento no metal, apesar de que em casos de fundição com alta temperatura (1000 a 1200°C) o revestimento aderido pode ser facilmente eliminado com aparelho de jato de areia. As propriedades de adaptação e preenchimento do molde foi muito bom. A corrosão eletrolítica em saliva artificial à 37°C foi baixa, da mesma maneira que a dureza também foi relativamente baixa. Finalmente, concluíram que o estudo dessas ligas foi muito proveitoso, particularmente por abrir perspectivas à novas investigações, uma vez que os resultados iniciais foram encorajadores.

Nesse mesmo ano, CARRASCO⁽⁰⁶⁾ fez um estudo da corrosão

de algumas ligas metálicas não áureas para fundição, usando como meio corrosivo uma solução à base de sulfeto de amônia. Os resultados obtidos indicaram que a imersão das ligas estudadas em saliva artificial provocou uma perda de brilho bem definida. Em consequência, o brilho superficial se apresentou diferente do que possuíam antes da imersão.

Ainda nesse ano, TUCCILLO e NIELSON⁽⁷⁹⁾ estudaram corrosão das ligas de ouro em solução de saliva artificial e em solução de sulfeto de sódio. Através do uso de microscópio eles conseguiram detectar manchas nas ligas mesmo antes de conseguir vê-las a olho nú.

Em 1972, SIMONETTI⁽⁷⁰⁾ estudou sete ligas a base de prata (80%) e estanho (20%) procurando analisar suas propriedades mecânicas, afim de desenvolver um processo de fundição que melhor compensasse a contração de fundição, sem comprometer as outras propriedades. Partindo de uma dessas ligas analisadas que passou a denominar de M1, produziu duas outras em que variava o teor de estanho sendo que em uma usou 16% (M2) e na outra 19,5% (M3). Realizou ensaios de dobramento, ensaios de tração e de dureza Brinell e utilizou para fundição as técnicas de expansão térmica e higroscópica. Após os ensaios, apresentou as seguintes conclusões: as três ligas ensaiadas, M1, M2 e M3 não apresentaram diferença entre si em relação a contração de fundição. As ligas M2 e M3 apresentaram propriedades mecânicas superiores a liga comercial M1. A técnica de expansão térmica com revestimento a base de gesso/quartzo foi o que conseguiu melhor compensação de contração de fundição. Nesta técnica, o autor observou os seguintes procedimentos: o padrão de cera foi confeccionado e incluído na mesma

temperatura; o forno aquecido lentamente até 600°C e aí permaneceu por 60 minutos, antes de fundir; a chama usada foi a redutora e a centrífuga armada com três voltas. O anel metálico após a fundição foi levado ao forno já desligado para resfriamento lento até a temperatura ambiente.

Em 1973, BARTON, EICK e DICKSON⁽¹⁰³⁾ apresentaram um estudo que demonstraram a proporcionalidade entre o número de dureza Brinell e o número de dureza Vickers através de equação linear, como também por equações de alto grau. O coeficiente de variação para o teste de dureza Brinell foi ao redor de 1% menor do que o da dureza Vickers.

Nesse mesmo ano, VALERA e MONDELLI⁽⁸³⁾ estudaram a temperatura de fusão, resistência à tração, alongamento, dureza Vickers e contração de fundição, de três ligas a base de prata-estanho. em relação a dureza Vickers concluíram que elas são diferentes entre si e são comparáveis a da dureza da liga de ouro tipo II.

MOFFA et al.⁽⁴⁰⁾ nesse mesmo ano realizaram estudo comparativo entre propriedades físicas de uma liga de ouro convencional e duas ligas não preciosas. Essas ligas não preciosas, uma a base de Ni/Cr/Co/Pd e outra de Ni/Cr mostraram que as propriedades estudadas, dureza, rigidez, resistência à tração, deformação permanente, resistência à compressão, união à porcelana foram semelhantes às das ligas de ouro convencional.

Em 1974, LAUTENSCHLAGER et al.⁽³⁷⁾ fizeram um estudo para determinar a composição da liga Acolite. Esta liga continha aproximadamente 77% de estanho, 23% de antimônio e ainda traços de chumbo. Verificaram, ainda, algumas propriedades tais como

fragilidade, resistência à corrosão e resistências mecânicas. Concluíram que essa linha apresentou baixas resistências mecânicas, fragilidade, tendência à fratura durante o acabamento e baixa resistência à corrosão.

Em 1975, SANTOS JR. e PACCES⁽⁶¹⁾ estudaram o efeito do jato de areia sobre a dureza superficial das ligas do sistema prata/estanho. O teste de dureza foi realizado com cinco penetrações para cada corpo de prova, com carga de 300 gramas. A média das cinco leituras era considerada a dureza final. Após os ensaios, apresentaram as seguintes conclusões: 1 - Quando foi efetuado polimento convencional sem jato de areia, a dureza superficial apresentou uniformidade de resultados. 2 - A ação do jato de areia sobre a superfície anteriormente polida aumentou significativamente sua dureza. 3 - Quando o jato de areia atuou sobre a superfície do corpo de prova somente lixada, a dureza superficial apresentou melhores resultados.

Nesse mesmo ano, GOURLEY⁽²¹⁾ fez estudo comparativo entre a liga de ouro tipo III e a liga de metalo-cerâmica (ouro/prata/paládio) com as ligas de baixo e médio teor de ouro, liga semipreciosa de adaptação e resistência à corrosão, apresentou as seguintes conclusões: 1 - As ligas de baixo teor de ouro são aceitáveis em relação a precisão de adaptação e resistência à corrosão, para incrustações, coroas e pontes (semelhantes ao ouro tipo III). 2 - As ligas de médio teor de ouro e semipreciosas, mesmo com cuidados extras na confecção e elaboração da fundição apresentaram falhas que exigiram repetição do trabalho. 3 - As ligas não preciosas necessitam de mais estudos para que num futuro próximo possam ser consideradas clinicamente semelhantes ou comparáveis

às ligas de ouro convencional.

Em 1976, SCHULMAN, MUKHERJEE e JOHNSON⁽⁶⁶⁾ desenvolveram uma liga do sistema ouro/níquel (77%/23%) fundida em uma atmosfera inerte, para ensaios físicos, mecânicos e clínicos. Essa liga foi testada clinicamente na confecção de próteses parciais, coroas e pontes. Em 32 meses de teste na boca não apresentou reação tecidual e nenhuma mancha e corrosão foi detectada.

Nesse mesmo ano, SIMONETTI⁽⁷¹⁾ estudou as propriedades biológicas da liga de cobre/alumínio, segundo as normas estabelecidas por especialistas em ligas metálicas, que redigiram um documento para o caso específico dessas ligas. Esse documento, aprovado pela organização da Comunidade Européia (Comite de Coordenação das Insústrias de Metais Não Ferrosos da Comunidade Européia), define teores máximo e mínimo permitidos em peso, ou seja: Cobre = 70% no mínimo; Alumínio = 12% no máximo; Níquel = 7% no máximo; Ferro = 6% no máximo; Estanho = 5% no máximo; Manganês = 3% no máximo; Cobalto = 2,5% no máximo; Silício = 2,5% no máximo e Zinco = 1% no máximo. Esse Comitê apresentou ainda justificativa em que dizia "A ciência médica moderna nunca conseguiu um caso de envenenamento do homem pelo cobre. Este é um microconstituente indispensável ao organismo humano, que necessita ingerir diariamente uma quantidade mínima de 3 miligramas de cobre. A concentração média de cobre no organismo humano é de 2,5 mlgr/kl., mantendo-se constante nos indivíduos sadios. A eliminação natural é compensada pela ingestão de cobre através da água e dos alimentos naturais. Não há acúmulo de cobre no organismo". Após os ensaios de biocompatibilidade, o autor concluiu que as ligas de cobre-alumínio, produzidas de acordo com esse Documento (Especificação) e nas con

dições em que foram ensaiadas não consideradas seguras para o uso odontológico.

Também, nesse ano de 1976, NITKIN e ASGAR⁽⁴⁹⁾ fizeram estudo comparativo entre a liga de ouro tipo III e as ligas de Ni/Cr, Ag/Pd e Au/Ag/Cu/Pd sendo esta com 50% de ouro, em relação a adaptação de fundição e integridade marginal. Após os ensaios os autores concluíram que as fundições com ligas de metais não preciosos, mesmo feitas com todos os requisitos de técnica tendem a se apresentarem muito justos e sem adaptação nas margens, mostrando ser inferiores a liga de ouro tipo III. Fundições com liga de baixo teor de ouro (50%) são comparáveis aquelas do tipo III e as ligas de Ag/Pd produziram fundições quase comparáveis com a da liga de ouro tipo III.

Ainda nesse ano MOON e MODJESKI⁽⁴²⁾ estudaram a propriedade de polimento de diversas ligas de baixo teor de ouro (40%) Au/Ag/Pt/Pd, Ag/Pd e de metais não preciosos. Essas ligas pretendem substituir as ligas de ouro convencionais tendo em vista o alto custo do ouro atualmente. Lembraram os autores, que essas ligas apresentaram propriedades diferentes daquelas especificadas pela ADA, para ouro e que seu emprego na boca necessita da aceitação e compreensão do paciente. As propriedades físicas e mecânicas podem ser consideradas positivas clinicamente, mas o trabalho de obtenção, acabamento e ajuste é mais difícil. Finalmente, os autores concluíram que todas essas ligas estudadas apresentaram dificuldades no acabamento e polimento após fundidas.

Em 1977, SIMONETTI⁽⁷²⁾ estudou as propriedades mecânicas de ligas do sistema Cu/Al, produzidas de acordo com o Documento do Comitê de Coordenação das Indústrias de Metais Não Ferrosos

da Comunidade Européia. Neste estudo, o autor verificou o limite de escoamento, resistência à tração, dureza Brinell e alongamento de nove ligas de cobre-alumínio podendo ter ainda na composição ferro, níquel e manganês. Após os ensaios, o autor concluiu que algumas composições não apresentam propriedades indicadas para uso odontológico e que de uma maneira geral achou válidas as seguintes conclusões: o aumento do teor de alumínio aumenta a dureza e prejudica o alongamento. A adição de ferro na liga melhora o alongamento e em alguns casos de discernimento entre a dureza e alongamento, a adição de manganês e níquel parece ser a solução adequada.

Nesse mesmo ano, VINCENT, STEVENS e BASFORD⁽⁸⁹⁾ verificaram a fusibilidade de cinco ligas, sendo duas com metais preciosos. Nesses estudos os autores observaram que as ligas apresentavam diferenças quanto a sua fusibilidade e que essa variação foi devido a densidade, mas que os problemas causados pela baixa densidade pode ser em parte resolvido, aumentando a pressão de fundição. A liga Thermocraft, com metais preciosos, foi a que mostrou ser a mais satisfatória. Observaram ainda que equipamentos, revestimentos e técnica de fundição comumente usadas para fundição de ligas e que algumas modificações e melhoramentos técnicos devem ser introduzidos para que essas novas ligas possam ser usadas satisfatoriamente na Odontologia.

Também nesse ano de 1977, DALE e MOSER⁽⁹⁰⁾ fizeram estudo comparativo entre cinco ligas semi-preciosas e a liga de ouro tipo III. Observaram que essas ligas semi-preciosas podem ser fundidas da maneira semelhante à do ouro tipo III, apresentavam boa adaptação exigindo ajuste mínimo, sua dureza era semelhante a do

ouro estudado. Entretanto, concluíram que essas ligas podem ser consideradas satisfatórias para restaurações depois de melhor estudadas, em relação à resistência, resistência à manchas e corrosão, adaptação marginal e facilidade de brunimento.

Os mesmos autores⁽¹⁰⁾ estudaram adaptação marginal, facilidade de polimento e resistência à manchas e corrosão de cinco ligas semi-preciosas. Verificaram que os resultados obtidos foram satisfatórios em fundições simples, comparáveis ao das ligas de ouro tipo II e IV. Entretanto, quando comparadas com as da liga de ouro tipo III foram inferiores. As ligas semi-preciosas parecem menos ativas que as ligas básicas, sugerindo com isso que a corrosão seria aceitável na cavidade oral. Essas ligas podem ser usadas com sucesso na confecção de espiga e pinos.

ESPEVIK⁽¹³⁾, em 1978, estudou a corrosão de ligas não preciosas (Cr-Cr-Ni-Mo-Mn) em meio corrosivo, a saliva superficial. Após dois meses de ensaios verificaram a concentração dos íons metálicos encontrados na saliva artificial e concluíram que os íons metálicos estão relacionados com o conteúdo de cromo da liga. Quando o cromo excede a 16%, muito pouca corrosão ocorre. O ataque corrosivo se deu nas áreas isentas de cromo.

Nesse mesmo ano de 1978, SARKAR et al.⁽⁶³⁾ estudaram a corrosão *in vitro* e *in vivo* da liga não preciosa Progold. Observaram que os resultados obtidos *in vitro* e *in vivo* eram diferentes, pois quando do estudo *in vitro* a solução clorídrica dissolvia o zinco da liga e no estudo *in vivo* isso não ocorria. Em vista disso, os autores recomendaram o uso de novas técnicas para se pesquisar a corrosão.

Em 1979, STURDEVANT, LEINFELDER e KUSY⁽⁷⁵⁾ verificando

o aparecimento de um grande número de ligas de baixo teor de ouro, sem o mínimo de informações em relação as propriedades mecânicas, resolveram estudar algumas ligas com 40 e 60% de ouro, a fim de procurar estabelecer informações que auxiliasse os profissionais ao seu uso. Neste estudo verificaram a adaptação de fundição, facilidade de polimento, resposta ao tratamento térmico, dureza, limite proporcional, resistência à tração, ductibilidade e módulo de elasticidade, resistência à tração e ductibilidade mostraram quase semelhantes aos do ouro tipo III. Após dois anos de aplicação clínica apenas uma liga mostrou evidência de manchas e corrosão. Para os autores este estudo demonstrou que as ligas de baixo teor podem servir como substituto aceitável das ligas de ouro convencionais.

Nesse mesmo ano, PINES et al.⁽⁵⁵⁾ estudaram a habilidade de fundição de várias ligas, usando uma centrífuga e o monito Nielsen-Chalita. Analizaram o modelo de cera e variaram a temperatura de fundição em três pontos. A pressão da centrífuga também apresentaram três variações. Os resultados obtidos mostraram ligas com variações esperadas na tensão superficial, com expansão do metal derretido. O monitor mostrou que as margens bem adaptadas sofrem influência da tensão superficial em adição a pressão de centrifugação do metal líquido.

VAIDYNATHAN, BALLAL e PRASAD⁽⁸¹⁾, também em 1979, estudaram a influência do paládio na corrosão de ligas de ouro-prata 3:2 e ouro-cobre 3:2, com o conteúdo do paládio variando de 0,5 a 10%. Os resultados obtidos mostraram que as ligas com significativo conteúdo de prata apresentaram maior resistência à manchas e corrosão do que aquelas com igual conteúdo de cobre, em

presença do paládio. Isto, segundo os autores, indica que as ligas amarelas com alto conteúdo de cobre podem ser consideradas substitutas muito pobres das ligas de ouro convencionais, para as fundições de coroas e pontes.

SARKAR, FUYS e STANFORD⁽⁶²⁾, ainda em 1979, fizeram um estudo com o objetivo de desenvolver uma metodologia para avaliação da resistência à manchas e corrosão clorídrica das ligas de baixo teor de ouro encontradas no comércio. Neste estudo, os autores utilizaram sete ligas de baixo teor e duas ligas convencionais de ouro, como padrão. As ligas de baixo teor apresentaram menor resistência à corrosão clorídrica que as ligas de ouro. Essa menor resistência é causada aparentemente pela micro-segregação rica em prata e pela menor quantidade de micro-segregação de cobre e seus precipitados.

PULSKAMP⁽⁵⁷⁾, também nesse ano de 1979, estudaram algumas ligas de baixo teor de ouro em relação às manchas e corrosão, com dois objetivos: analisar *in vitro* algumas amostras dessas ligas e desenvolver um método objetivo quantitativo de avaliar as manchas e corrosão. Com os resultados obtidos concluíram que a análise das manchas pelo método objetivo quantitativo desenvolvido por eles apresentaram resultados idênticos aqueles apresentados por análise objetiva dos olhos. Concluíram, também, que as ligas de baixo teor estão classificadas em três grupos: primeiro, superior aos outros em desempenho e aproximadamente equivalente às ligas de ouro convencionais; segundo, são quase similares as ligas de ouro convencionais e, terceiro, mancharam de tal maneira que na opinião dos autores são inaceitáveis para uso odontológico.

Em 1980, MUENCH⁽⁴⁵⁾ estudou a dureza Brinell e Vickers de uma liga contendo 50% de ouro, 7% de paládio e o restante de prata, cobre e zinco, em função da variação da temperatura do tratamento térmico endurecedor, a dureza dessa liga se classifica no extremo superior das ligas de ouro tipo III. O tratamento térmico endurecedor à temperatura de 400,°C proporciona alta dureza com apenas um minuto de tratamento. O Tratamento Térmico Endurecedor à 500,°C por um minuto faz a liga atingir dureza razoável mas que tendem a diminuir com tempo maior de tratamento. O Tratamento Térmico Endurecedor à temperatura inferior a 300,°C a superior a 500,°C não proporciona dureza satisfatória. Há uma forte correlação entre a dureza Brinell e Vickers, sendo que o Brinell é 46% maior que a Vickers. A liga após várias refusões não apresentaram diminuição considerável de dureza.

Nesse mesmo ano, WIGHT et al.⁽⁹²⁾ estudaram as ligas de metais básicos, alegando que o ascendente custo do ouro tem estimulado o interesse geral no uso dessas ligas. Entretanto, segundo os autores, algumas propriedades requerem ainda estudos e modificações, com finalidades de aprimorar os conhecimentos sobre elas. Assim, esses autores estudaram algumas variáveis que afetam a fundição de metal básico: espessura e comprimento do pino, ventilação e espessura do revestimento. Após estudos, os autores concluíram que todos os espécimes ensaiados com pino maior de 2 mm de espessura se apresentaram livre de defeitos e aqueles com menos de 2 mm de espessura apresentaram defeituosos. A espessura do revestimento não interferiu no resultado, talvez porque a ventilação do molde foi suficiente para eliminar os gases.

Também nesse ano, WRIGHT, COCKS e GETTLEMAN⁽⁹³⁾ estuda-

ram o comportamento de ligas de Cu-Ni-Mn com a introdução de pequenas quantidades de Au e Ag ou de ambos ao mesmo tempo, em relação à corrosão. Os resultados obtidos mostraram que quando se adicionou ouro e prata juntos, com maior percentagem de cobre e diminuição de manganês, a corrosão aumentou.

HESBY et al.⁽²⁶⁾, também em 1980, estudaram resistência à tração, dureza e percentagem de alongação das ligas não preciosas Ticon, usada para fundição de pontes fixas. Essas propriedades foram analisadas na liga virgem e com duas, tres e quatro refusões. Concluíram que a resistência à tração, a dureza e a percentagem de alongação não apresentaram nenhuma diferença significativa entre a liga virgem e com duas, três ou quatro refusões. Isso, segundo os autores, possibilita o uso dessa liga até por quatro refusões sem necessidade de acrescentar quantidades de liga virgem.

Em 1981, VAIDYANATHAN e PRAZAD⁽⁸⁰⁾ estudaram a corrosão clorídrica das ligas Ag-Pd, concluindo que o paládio promove redução da corrosão clorídrica e das manchas de sulfeto de prata. A composição rica em paládio das ligas Ag-Pd promove proteção através da passividade do sistema, debaixo de um potencial de baixa proteção e conseqüentemente uma passividade na região de potencial alto. A composição rica em prata mostra pequena proteção em relação a passividade, isto é, manchas e corrosão.

Nesse mesmo ano, LADESMAN, GENNARO e MARTINOFF⁽³³⁾ fizeram um estudo clínico em que verificaram a irritação gengival, sensibilidade dental, abrasão, manchas e corrosão de quatro tipos de ligas, sendo uma de ouro convencional, como padrão uma de baixo teor de ouro (Minigold), uma de prata-paládio-índio (WLW)

e, outra de cromo cobalto-níquel (Litecast). Concluíram que a liga Minigold não apresenta diferenças significantes com a liga de ouro convencional em relação a manchas e corrosão sendo que a liga WLW e a Litecast mostraram diferenças significantes em relação a descoloração e rugosidades.

Em 1982, GERMAN, WRIGHT e GALLANT⁽¹⁹⁾ estudaram a quantidade de manchas em várias ligas de baixo teor de ouro, usadas para prótese fixa, em quatro tipos de solução corrosiva: duas de sulfeto de amônia (5,6 e 22%); uma de solução Ringer's e outra de saliva artificial. Concluíram que em ligas com conteúdo de metais nobre inferior a 55%, a micro-estrutura representa um fator dominante em determinar a resistência à manchas. Assim, através de tratamento térmico e quantidade de metais nobres das ligas podem determinar a resistência à mancha das ligas. O aproveitamento desses testes quantitativos permitiria a determinação da resistência à manchas e ainda ajudar a estabelecer critérios desenvolvidos nesse estudo estabeleceria um método para comparar ligas e designar melhoramentos a fim de diminuir o custo das ligas odontológicas.

LANG et al.⁽³⁵⁾ nesse mesmo ano, fizeram um estudo em que analisaram a resistência à manchas e corrosão de novas ligas em função da concentração dos elementos de sua composição e, também, verificaram se existe correlação entre os resultados obtidos *in vivo* e *in vitro*. Nesse estudo, utilizaram o ouro convencional, tipo I, da A.D.A., como padrão. Para os ensaios *in vitro*, os corpos de prova eram colocados nos meios corrosivos e após os tempos estipulados eram removidos e fotografados para posterior comparação com a foto do corpo de prova polido. Para os ensaios

in vivo, as amostras eram colocadas nas bordas linguais e vestibulares de próteses totais. Após obtenção dos resultados concluíram: em ambos os casos, *in vivo* e *in vitro*, aumentando o conteúdo de ouro ou de paládio nas ligas diminui a incidência de manchas e corrosão. *In vitro*, com 2% de solução de sulfeto de sódio, o grau de manchas e corrosão aumenta em relação ao conteúdo de cobre e prata. O efeito da interação de quatro elementos (Au, Pd, Cu, Ag) em relação a manchas e corrosão é diretamente proporcional ao conteúdo de cada elemento, tanto *in vivo* como *in vitro*, sendo o cobre e a prata os elementos preferenciais à manchas e corrosão.

Em 1983, BUSATO et al.⁽⁰⁵⁾ estudaram duas ligas de cobre e alumínio quanto a formação de óxido durante a fundição relacionados com três tipos de revestimento para fundição. Realizaram também análise química das duas ligas ensaiadas no estado virgem e fundidas. Após a obtenção dos resultados concluíram que os revestimentos causam algumas alterações ao estado químico e também a concentração superficial de cobre. Em relação a presença de chumbo na composição, a liga D parece ser melhor, mas que levando em consideração as características técnicas "ESCA" de análise, os autores recomendam que esses resultados sejam confirmados por outras técnicas de análise.

HERO e JORGENSEN⁽²⁵⁾, nesse mesmo ano de 1983, estudaram ligas de baixo teor de ouro (54%) em relação as manchas, em função do tratamento térmico e da presença de oxigênio. Usaram como meio corrosivo solução aquosa de sulfeto de sódio à 2%, com pH 12. Concluíram que o tratamento térmico prolongado altera a quantidade de manchas no metal. A ocorrência de manchas é bem maior na presença de oxigênio, visto que no processo químico o oxigênio

foi removido da solução e a ocorrência de manchas foi bem menor.

Em 1984, HERO⁽²⁴⁾ estudou as manchas formadas na superfície de várias ligas de baixo teor de ouro, usando como meio corrosivo solução aquosa de sódio com PS 6 e pH 12. O grau de manchas ocorrido nas amostras pré-polidas foi estimado qualitativamente por luz microscópica e concluiu que quando a liga apresenta uma única fase estrutural a corrosão é menor. Usou para analisar as manchas um microscópio de luz e concluiu que quando a liga apresenta uma única fase estrutural a corrosão é menor.

Nesse mesmo ano, NIEMI e HOLLAND⁽⁴⁷⁾ estudaram as manchas e corrosão de uma liga comercial de baixo teor de ouro, usando como meio corrosivo uma solução aquosa de sulfeto de sódio à 2% com pH 12 e também saliva artificial com pH 4,9 a 5,2, a temperatura de 37°C. Após o polimento, as amostras eram fotografadas e em seguida colocadas no meio corrosivo de sulfeto de sódio. Uma vez atingido o prazo estabelecido, as amostras foram removidas do meio, novamente fotografadas. Os resultados das fotos eram analisadas visualmente. Esses mesmos corpos de prova eram novamente polidos, fotografados e colocados em saliva artificial, à 37°C. Essa saliva era arejada com Nitrogênio puro, oxigenada na concentração de 0,3 ppm e agitada com o agitador eletromagnético. Os resultados das manchas e corrosão na saliva artificial foram diferentes daquelas do sulfeto de sódio, pois enquanto este apresenta ataque sulfídrico, aquele apresenta ataque clorídrico. Não obstante essas diferenças na forma de ataque das superfícies das amostras, os resultados obtidos foram semelhantes em ambos os testes.

SILVA FILHO⁽⁶⁹⁾, em 1985, elaborou uma liga de baixo teor de ouro (46%) e realizou uma série de ensaios para analisar

suas propriedades, entre as quais cor, tratamento térmico endurecedor, resistência à tração, limite proporcional, corrosão, densidade. Após os testes, concluiu que a dureza superficial é semelhante e até superior as das ligas de ouro convencional e que permite até algumas refusões sem interferir na dureza. Quanto a corrosão, os resultados se mostraram semelhantes ao das ligas de ouro clássicas. Finalmente, o autor concluiu que em vista das propriedades mecânicas encontradas nesse estudo esta liga pode ser usada na elaboração de próteses fixa extensas e em outros trabalhos protéticos.

MOTTA, CUPOLINO e CUNHA⁽⁴³⁾ no mesmo ano de 1985 estudando algumas propriedades mecânicas, composição e microestrutura das ligas do sistema cobre-alumínio (Auralloy 88 e Duracast MS). Para o estudo da composição os autores utilizaram para os ensaios espectrofotômetro de absorção atômica e para os ensaios de dureza o teste de dureza Vickers com carga de 30k. Após os ensaios concluíram que a liga Auralloy 88 é uma variante da liga ASTM-280 conhecida como latão bifásico 60-40 e que as propriedades desse latão depende do conteúdo de zinco e que a liga não apresenta homogeneidade no teor de Ni o que indica a falta de reproducibilidade da liga. A dureza superficial foi semelhante a da liga de ouro tipo III e pouco superior a da liga Duracast MS. A resistência à tração foi inferior a da liga Duracast MS com densidade e alongamento inferior a da liga de ouro e da liga Duracast MS. A composição da liga Duracast MS encontrada pelos autores foi a seguinte: Cobre=85,17%; Alumínio=9,0%; Zinco=0,1%; Chumbo=0,003%; Magnésio=1,01% e Fe=4,40%; Auraloy=Cu=53,25%; Zn=42%; Al=0,88%; Ni=3,20%; Sn=0,4% e Fe=0,27%.

REISBICK⁽⁵⁸⁾, também em 1985, estudou algumas ligas, sendo ligas com alto teor de ouro, ligas com médio teor de ouro, ligas com baixo teor de ouro e ligas sem ouro. Após os ensaios concluiu que as ligas de médio teor de ouro são substitutas satisfatórias do ouro tipo III mas pode ocorrer manchas. Considerando todos os fatores analisados o ouro tipo III permanece sem paralelo para próteses fixas.

OILO, HOLLAND e NIOM⁽⁵⁰⁾, ainda em 1985, estudaram a composição de uma liga de prata-paládio para fundição. Essa liga apresentava a seguinte composição: Ag=56%; Cu=14% e Au=5%. Após analisar as fundições realizadas com essa liga verificaram que a mesma apresentava pequenos defeitos e porosidades, que acreditaram ser devido a formação de óxidos de cobre. Esses mesmos defeitos e porosidades foram detectados também nos estudos preliminares com essa mesma liga. Quando usaram fonte elétrica para fundir, com uso de fundente houve uma diminuição da forma e do n. de poros quando comparados com as fundições realizadas sem o uso de fundentes. Quando usaram revestimento aglutinado por fosfato, houve uma diminuição do n. de poros, entretanto, houve aumento do tamanho dos poros remanescentes. Essa observação parece indicar a influência da retro-pressão com o uso desses revestimentos sendo que esta aumentaria a absorção de gás e aumentaria o tamanho dos poros.

Em 1986, CHEVITARESE, PFEIFFER e SILVEIRA⁽⁰⁷⁾ verificaram a liberação de cobre na boca pela liga Duracast MS. Para isso apresentaram a composição dessa liga sendo: Cu=80,5%; Al=11,38%; Fe=3,6%; Ni=3,46%; Mn=1,03%. A determinação do cobre foi realizada por espectrofotometro de absorção atômica (modelo

Variam A A 1475) e após a obtenção dos resultados concluíram que:

1) Os corpos de prova liberam cobre tão logo entre em contacto com a saliva. 2) Um processo de passivação se instala na liga imediatamente de tal forma que no máximo no oitavo dia o teor de cobre liberado na boca vai a níveis considerados normais. 3) Apesar disso é desjável ainda que se determine o significado do cobre liberado, bem como se apure o grau de ocorrência dessa reação na boca ligada ao uso da liga, isto é, verificar se houve reação alérgica à liberação do cobre e a grandeza dessa reação.

PHILLIPS⁽⁵⁴⁾, também em 1986, quando se referia a manchas e corrosão, definiu que a mancha é uma ligeira perda ou alteração do acabamento ou brilho superficial. Um dos requisitos primordial para que uma liga seja usada na boca é de que não apresente produto de corrosão ou manchamento que altere sua estrutura e não libere esses produtos na boca do paciente. Como todos sabem, a boca humana é um laboratório ideal para formação de produto de corrosão ou manchas pois contem umidade e variações de temperatura, além do que os alimentos ingeridos apresentam pH variáveis. A degradação dos alimentos na boca leva a liberação de ácidos, proporcionando condições ideais e favoráveis para que se implante produto de corrosão e cause manchas e posteriormente corrosão.

Ainda em 1986, NIEMI, MINNI e IVASKA⁽⁴⁸⁾ estudaram uma liga com Ag, Pd, Cu e Au a fim de verificar a liberação de Ag, Pd e Cu na saliva. Usou neste estudo saliva artificial modificada de Fusayama (0,4 g NaCl; 0,4 g KCl; 0,8 g CaCl.2H₂O; 0,8 g NaH₂PO₄.2H₂O; 1.0 g ureia em 1 litro H₂O. com pH=5.5). Para veri-

ficar a liberação de Ag, Pd e Cu na saliva artificial usaram espectrofotômetro de absorção atômica. Após obtenção dos resultados concluíram que a presença de componente rico em cobre e paládio na estrutura da liga, tem contribuído para acelerar o aparecimento de mancha rica em prata quando exposta em soluções contendo S² gás sulfídrico. O cobre é preferido na dissolução porque é menos nobre que os outros elementos, Ag e Pd.

Em 1987, SIMONETTI⁽⁷³⁾ desenvolveu uma liga do sistema cobre-alumínio para uso odontológico, de acordo com as Especificações estabelecidas pela Associação Dentária Americana e pela Federation Dentaire Internationale. Em relação aos testes de laboratórios, mais precisamente oxidação e corrosão "in vitro", o autor procurando utilizar meios corrosivos que se aproximasse dos elementos ingeridos pelos indivíduos, utilizou saliva artificial, tempero caseiro, refrigerante coca cola e suco de laranja. Após os testes laboratoriais concluiu que a liga de cobre-alumínio exibiu um comportamento satisfatório. O autor relatou ainda que essa liga forma dissoluto em média 0,025mg/cm² por dia, o que não significa qualquer efeito nocivo ao organismo humano, uma vez que esse necessita do cobre como micro-nutriente na quantidade diária de 3mg/cm². Concluiu finalmente que sua liga, denominada de Duracast MS, foi desenvolvida em 8 anos e que os testes com essa liga foram confirmados em estudos realizados no Departamento de Biomateriais da Louisiana State University, USA., no Australian Dental Standards Laboratory e, ainda, em outras Universidades Norte Americanas.

Nesse mesmo ano de 1987, SANTOS et al.⁽⁶⁰⁾ estudaram a resistência à oxidação e corrosão de 4 ligas de cobre-alumínio e

uma liga de ouro como controle. Utilizaram como meios corrosivo saliva artificial, solução de sulfeto de sódio a 1% solução de ácido cítrico a 0,0038gr/l e refrigerante gaseificado coca cola. Para verificação da oxidação e corrosão utilizaram dois métodos, um microscópio metalopan com dispositivo fotográfico e um reflectômetro multipurpose Gardner com respectivo galvanômetro. Após os ensaios chegaram as seguintes conclusões: As ligas apresentaram reflectância aparente diferentes sendo que os maiores níveis ocorreram com saliva artificial. A porcentagem de reflectância aparente apresentou tendência crescente em função do tempo. A saliva induziu uma rápida elevação da porcentagem de reflectância aparente, a partir dos tempos iniciais caracterizando a formação de uma camada passivadora mais evidente, protegendo a superfície metálica, reduzindo a possibilidade de ataque mais severo as ligas.

Ainda em 1987, LAUAR et al.⁽³⁶⁾ verificaram a influência de quatro agentes de polimento (óxido de cromo, rouge, alumina e kaol) sobre a oxidação de duas ligas do sistema cobre alumínio (Idealloy e Duracast MS). Utilizaram nesse estudo microscópio metalopan com dispositivo fotográfico e uma Reflectômetro Multipurpose Gardner com galvanômetro. Concluíram que as ligas de um modo geral apresentaram reflectância aparentemente diferentes entre si e que a liga Idealloy apresentou maior valor. As ligas polidas com óxido de cromo foi a que apresentou menor porcentagem de reflectância aparente seguida das ligas polidas com rouge, alumina e kaol. A porcentagem de reflectância aparente aumentou com o tempo, sendo a formação da película de oxidação ocorreu num período curto de tempo (2 horas). A reflectância aparente variou em função do tempo pois na liga Idealloy chegou atingir altos níveis

de percentagem na 1ª hora enquanto que na liga Duracast MS esses níveis foram aumentando gradativamente até atingir os níveis da liga Idealloy em 2 horas.

Em 1988, BOMBONATTI et al.⁽⁰⁴⁾ verificaram a influência da refusão das ligas de cobre-alumínio sobre sua fluidez. Nesse estudo usaram máquina de fundição elétrica e ligas novas e refundidas até quatro vezes. Utilizaram quatro ligas, Duracast MS, Idealloy, Maxicast e Orcast. De acordo com os resultados obtidos os autores concluíram que houve diferença de fluidez entre as ligas estudadas ficando com os maiores valores, as ligas Maxicast e Idealloy e os menores as ligas Duracast MS e Orcast. As refusões em até quatro vezes não interferiram na fluidez das ligas estudadas quando se empregou máquina elétrica para fusão dessas ligas.

Em 1989, JOHANSSON, LUCAS e LEMONS⁽²⁹⁾ analisaram a corrosão de três ligas a base de cobre (Duracast MS, Trindium TR e Goldent LA), duas ligas a base de níquel (Litecast L e Litecast B-LB) e uma liga de ouro (Masulay MO). Realizaram testes de curva de polarização e catódica, imersão em saliva artificial e em solução salina e testes de inclusão de coroas em cães, tendo com isso a possibilidade de avaliar as características das ligas tanto "In Vitro" como "In Vivo". Todos os resultados mostraram que as ligas a base de cobre foram altamente susceptíveis ao ataque de corrosão. Foram observadas correntes de alta corrosão nos testes "in vitro" e as fotomicrografias das amostras obtidas em microscópio eletrônico de varredura mostraram as superfícies significativamente alteradas. Concluíram os autores que as avaliações "in vitro" pode indicar o comportamento das ligas "in vivo" e enfatizaram

ainda o valor dos estudos em laboratórios para mostrar o comportamento "in vivo" da corrosão das ligas.

VAIDYANATHAN et al.⁽⁸²⁾ realizaram em 1991 estudo para verificar a influência de microorganismo orais no aparecimento de manchas nas ligas metálicas de uso odontológico. Utilizaram nesse estudo cinco ligas metálicas, sendo uma de ouro tipo III, uma de prata-paládio, uma de níquel-cromo, uma a base de cobre-alumínio e uma experimental de paládio-cobre e zinco. Utilizaram também dois meios de cultura, um de agar sangue e outro de agar com e sem inoculação de microorganismo orais. Os corpos de prova em forma de disco de 10 mm de diâmetro e 5 mm de espessura foram preparados de acordo com as instruções dos fabricantes e colocados nos meios de cultura por 10 semanas a uma temperatura de 36°C. Após 10 semanas os mesmos foram removidos do meio de cultura, lavados, secos e examinados por tres examinadores devidamente calibrados que classificaram os resultados de acordo com uma escala qualitativa. Concluíram que as ligas odontológicas ensaiadas são sensíveis a microorganismos orais, indusindo o aparecimento de manchas quando no meio bucal. O meio de cultura agar sangue inoculado com microorganismo Actinomyces Viscosus de amostras de bolsa periodontais parece causar aparecimento significativo de manchas nas ligas, tanto em anaeróbica condições.

Em 1992, VERONESE, CONSANI e RUHNKE⁽⁸⁶⁾ estudaram a dureza superficial e a disposição cristalina de três ligas do sistema cobre-alumínio (Duracast MS, Goldent LA e Idealloy) fundidas por diferentes fontes de calor (gás/ar; oxigênio/gás e elétrico). Para os ensaios de dureza superficial foi usado o aparelho Durimet para dureza Knoop e as penetrações foram feitas pela téc

nica do quadrante, com 25 penetrações para cada amostra. Por meio de tabela os resultados foram transformados em números de dureza Knoop e submetidos a análise de variância. Verificaram que as ligas Idealloy e Goldent LA a fonte de calor gás/ar foi a que apresentou os melhores resultados de dureza enquanto que para a liga Duracast MS os melhores resultados foram obtidos pela fonte de calor oxigênio/gás. As ligas Idealloy e Duracast MS foram as que sofreram maiores influências das fontes de calor enquanto que a liga Goldent as menores. Concluíram os autores que as tres ligas estudadas apresentaram variações de resultados em função das fontes de calor utilizadas, sendo que a Idealloy e a Duracast apresentaram resultados estatisticamente significativo quando usou fonte de calor gás/ar e gás/oxigênio respectivamente. Já, a liga Goldent LA apresentou resultados estatisticamente não significante entre as fontes de calor utilizadas.

Proposição

3 - PROPOSIÇÃO

Com base nas informações contidas nas referências bibliográficas citadas, julgamos oportuno estudar as ligas alternativas empregadas na Odontologia, quanto aos aspectos:

- 1 - Análise química qualitativa e quantitativa;
- 2 - Dureza superficial, e;
- 3 - Manchas e oxidação.

Materiais e Método

4 - MATERIAIS E METODO

4.1 - CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Escolhemos para nosso estudo, oito ligas metálicas facilmente encontradas no mercado especializado, sendo uma de baixo teor de ouro (Weissgold-A), uma de prata-paládio (Zilberpal-B), quatro de prata (Zanardo-C, Superalloy-D, Spliteraloy-E, Tanaloy-F) e duas de cobre-alumínio (Duracast MS-G, Idealloy-H). (Quadro I).

QUADRO I - INFORMAÇÕES SOBRE AS LIGAS

PRODUTO	FABRICANTE	CÓDIGO	COR	INSTRUÇÕES
Weissgold	Zanardo Produtos Odontológicos Ltda	A	Prateada	Contém
Zilberpal	Zanardo Produtos Odontológicos Ltda	B	Prateada	Não Contém
Zanardo	Zanardo Produtos Odontológicos Ltda	C	Prateada	Não Contém
Superalloy	Super-Napoleão Snatos Cia. Ltda.	D	Prateada	Contém
Spliteraloy	Odonto Com. Imp. Ltda.	E	Prateada	Contém
Tanaloy	Tanari-Indústria Ltda.	F	Prateada	Não Contém
Duracast M.S.	Marquart & Cia. Ltda.	G	Dourada	Contém
Idealloy	Produtos Metaloy Ltda. São Carlos-SP	H	Dourada	Contém

Os corpos de prova foram obtidos por processo de fundição odontológica, pela técnica de expansão térmica, segundo as instruções do fabricante das ligas (Quadro I). Quando as embalagens comerciais das ligas não continham instruções, as fundições foram feitas de acordo com as técnicas convencionais ou através de informações verbais de Técnicos em Prótese Dental.

A cera azul, marca Kerr, plastificada a 52.C, em estufa Heraus, tipo RB-500, era condensada em condições normais de temperatura e umidade numa matriz metálica, que fornecia um modelo com as seguintes dimensões: 10 cm de comprimento x 4 mm de largura x 2 mm de espessura. Esse padrão de cera era cortado em segmentos de 25 mm de comprimento, fornecendo corpos de prova com dimensões de 25 x 4 x 2 mm. Em seguida, os corpos de prova eram fixados na base formadora de cadinho por meio de pinos metálicos de 1 mm de diâmetro (ligas A, B, C, D, E, F) e de 2 mm de diâmetro (ligas G e H), de modo a ficarem 10 mm de distância do cadinho. Os padrões de cera foram tratados com antibolhas Kerr e incluídos em revestimento cristobalite, também da Kerr, vertido em anel metálico forrado com amianto umedecido, pela técnica de inclusão simples.

Sessenta minutos após a presa do revestimento, o anel era levado ao forno Huppert n. 2, para a eliminação da cera e obtenção da expansão térmica do revestimento. A temperatura de aquecimento do anel para cada tipo de liga pode ser visto na tabela I. Uma vez atingida a temperatura preconizada pela técnica, a liga foi fundida no cadinho da centrífuga (J.Safrany) com maçarico gás/ar (J.Safrany). Para cada tipo de liga foi usado cadinho novo. Em seguida o anel foi retirado do forno, colocado na centrífuga e realizada a fundição propriamente dita (centrifugação). Completada a fundição, o corpo de prova foi removido do anel e os restos de revestimento aderido ao mesmo eliminados com escova em água corrente.

O corpo de prova obtido pelo processo de fundição foi cortado em duas partes: uma foi usada para o respectivo teste da liga fundida, e a outra foi cortada em três partes. Dessas, duas

partes foram usadas para a refusão subsequente e a outra foi re fundida com 50% de liga virgem. Para proporcionar a quantidade da liga virgem a ser adicionada, foi usada uma balança elétrica (Met tler H. 15), com sensibilidade de 0,001 g.

Desta maneira, para cada tipo de liga havia quatro va riáveis ou seja, corpos de prova de liga virgem, liga fundida, li ga refundida com adição de 50% de liga virgem e liga refundida sem liga virgem.

TABELA I - Temperatura de aquecimento do anel de fundição e varia ções de técnica para os diversos tipos de ligas

CODIGO	TEMPERATURA	VARIAÇÃO DE TÉCNICA
A	700°C	Manter o anel à 700°C por 15 minutos*
B	700°C	Manter o anel à 700°C por 15 minutos**
C	600°C	Deixar o anel esfriar a uma temperatura um pou co superior a tolerada ao tomá-lo nas mãos
D	600°C	Deixar o anel esfriar a uma temperatura que permita agarrá-lo com as mãos
E	600°C	Deixar o anel a uma temperatura um pouco supe rior a tolerada ao tomá-lo nas mãos
F	600°C	Deixar o anel esfriar a uma temperatura um pou co superior a tolerada ao tomá-lo nas mãos
G	700°C	Manter o anel à 700°C por 30 minutos, aquecer o cadinho a temperatura do forno e não usar fundente.
H	750°C	Manter o anel à 750°C por 30 minutos, aquecer o cadinho a temperatura do forno e não usar fundente.

* = De acordo com instruções dos fabricantes.

** = Instruções de Técnicos em Prótese Dental

4.2 - ANÁLISE QUÍMICA QUALITATIVA E QUANTITATIVA

Como vimos no item anterior, para cada liga havia quatro tipos de corpos de prova, sendo um de liga virgem, nas mesmas condições encontradas no comércio especializado, e outros três obtidos através do processo de fundição. Os corpos de prova de liga virgem foram obtidos simplesmente pesando 0,5 g da liga original e os outros três, obtidos por fundição: um apenas fundido e outros dois refundidos, sendo um deles com 50% de liga virgem, também pesavam 0,5g.

Para análises propriamente ditas, as amostras foram levadas ao Laboratório de Química Analítica do Centro de Energia Nuclear na Agricultura (CENA) para que as mesmas fossem solubilizadas para os respectivos ensaios. Para isto, foram usados quatro procedimentos de solubilização de metais, de acordo com a composição básica informada para cada liga. Assim, para a liga código A foi usado o procedimento de solubilização em água régia, com posterior incineração, adição de ácido fluorídrico e hidróxido de amônia. Para a liga de código B, a solubilização foi feita com ácido nítrico, com posterior incineração e adição de ácido fluorídrico de amônia. Para as ligas de códigos C, D, E, F, a solubilização foi em ácido sulfúrico com adição de ácido nítrico. Para as ligas de códigos G e H, a solubilização foi realizada em ácido nítrico.

Após a solubilização, as amostras foram levadas ao aparelho de emissão atômica para as respectivas análises. Para cada tipo de amostra foi feita uma réplica dos resultados a título de segurança.

Os resultados obtidos das análises química qualitativa e quantitativa podem ser vistos na tabela II.

As determinações foram realizadas por Espectrometria de emissão atômica com plasma induzido de argônio (ICP-AES), modelo 975 ATOMCOMP - JARREL-ASH.

4.3 - ENSAIOS DE DUREZA

Para os ensaios de dureza também foram utilizados quatro variáveis para cada tipo de liga, sendo três obtidas por processo de fundição e uma liga virgem. Das amostras obtidas por fundição foram cortados fragmentos de 4 x 4 x 2mm e embutidos em resina acrílica ativada quimicamente (Clássico Ltda). As porções de liga virgem também foram embutidas em resina acrílica, em dimensões verticais semelhantes às amostras obtidas por fundição.

Após 60 minutos de polimerização da resina acrílica ativada quimicamente, as amostras foram polidas em uma politriz horizontal, marca LUFFERCO, até se obter o polimento metalográfico. Uma vez obtido o polimento, as amostras foram levadas ao Aparelho Duriment (ERNEST LEITZ WETZLAR), dotado de ponta de diamante de forma piramidal que permitia a obtenção de valores de penetração. O tempo de ação da ponta de diamante foi de 15 segundos. Para cada amostra foi feita cinco penetrações, com carga de 100 gramas, procurando distribuí-las ao longo da superfície nas diversas regiões da amostra, de acordo com o proposto por RYGE, FOLEY e FAIRHUST⁽⁵⁹⁾. Foram confeccionados 5 corpos de prova para cada variáveis.

Os resultados obtidos pelas penetrações foram transfor-

mados em números de dureza Vickers por meio da tabela de conversão e calculado o valor médio de cada amostra. Os resultados podem ser vistos nas tabelas III e IV e nos gráficos de 1 a 5.

4.4 - ENSAIOS DE MANCHA E OXIDAÇÃO

Para os ensaios de manchas e oxidação também foram usados quatro variáveis para cada liga ensaiada, sendo: liga virgem, liga fundida, liga refundida com acréscimo de 50% de liga virgem e liga refundida sem liga virgem. As 3 últimas amostras foram obtidas do padrão fundido, cortadas em fragmentos de 4 x 4 x 2mm e embutidas em resina

acrílica ativada quimicamente (Classico Ltda.). No caso da liga virgem a inclusão foi também em resina acrílica de modo que as porções de liga proporcionasse superfície com dimensões semelhantes às das outras amostras.

Após 60 minutos da polimerização da resina acrílica ativada quimicamente, as amostras foram polidas com óxido de cromo resfriado a álcool, empregando uma politriz horizontal (LUFERCO) até obter polimento metalográfico. Uma vez polidas foram fotomicrografadas num microscópio II da Zeiss. Em seguida, as amostras foram colocadas em banho de saliva artificial contido em recipientes de vidro (placa de Petri) e armazenadas em estufa Heraeus (tipo RB-500) a 37°C. O banho de saliva artificial foi escolhido por ser considerado por muitos autores ^{(6) (15) (19) (32) (47) (79) (90)} como meio corrosivo satisfatório. No presente caso também porque GARONE e STEAGALL ⁽¹⁸⁾ concluíram que esta saliva artificial possui ação corrosiva *in vitro* suficiente para chegar à resultados

comparáveis aos obtidos de estudo *in vivo*. A fórmula da saliva artificial foi desenvolvida por VIEIRA e MARCHI⁽⁸⁸⁾ e preparada pela Disciplina de Microbiologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP.

Depois de quatro semanas armazenadas em saliva artificial, que era agitada todos os dias e substituídas uma vez por semana, as amostras foram removidas do banho, lavadas em água corrente, secas com papel absorvente (sem esfregar para não mascarar os resultados) e levadas novamente ao fotomicroscópio II para fotografar a superfície, após armazenamento. As fotos foram feitas com 200 aumentos no negativo.

A quantificação em percentagem, do nível de manchas e oxidação dos corpos de prova foi feito por meio das fotos, utilizando o teste de comparação visual, semelhante ao teste visual utilizado por WATSON et al⁽⁹¹⁾.

Assim, todas as fotos sem identificação foram colocadas sobre uma mesa, com iluminação natural. A classificação foi efetuada de acordo com a quantidade de manchas e oxidação mostrada em cada foto, em ordem decrescente. Para isso foi verificada a quantidade de espaços indicativos de ausência de manchas e oxidação e os espaços indicativos de presença de manchas e oxidação, considerando que manchas e oxidação total correspondia a uma percentagem de 100%.

Como nenhuma das imagens mostradas nas fotos apresentou-se totalmente manchadas e oxidadas ou totalmente sem manchas e oxidações, portanto, em níveis de 100% ou 0% respectivamente, procuramos classificar as fotos com maiores quantidade de manchas e oxidações e a partir daí classificando as demais em ordem de-

crescente em cada tratamento.

Dentre as fotos das ligas mais manchadas e oxidadas de cada tratamento, foi feito também uma escala decrescente entre elas da mesma maneira descrita anteriormente.

Numa escala de 0 a 100% foi estipulada que a liga G no tratamento de liga virgem foi a que apresentou maior quantidade de manchas e oxidações em nível de 90%, isto é, com 10% de espaços não manchados e oxidados. A partir dessa convenção foi estipulado o índice das ligas mais manchadas e oxidadas em cada tratamento e achado o seu percentual na escala de 0 a 100%, em comparação com a liga G no tratamento de liga virgem consideradas em ordem decrescente as manchas e oxidações das ligas em cada tratamento, o que permitiu a elaboração de Tabela e Gráficos.

Pela mesma técnica, dois docentes fizeram a classificação da quantidade de manchas e oxidações, por ordem decrescente, independentemente. Quando não houve coincidência de classificação entre os três elementos, a foto foi discutida separadamente e classificada em consenso entre os examinadores.

Resultados

5 - RESULTADOS

Os resultados obtidos na análise química qualitativa e quantitativa das oito ligas ensaiadas podem ser vistas na Tabela II.

Nas Tabelas III e IV e nos Gráficos de 1 a 5 são mostrados os resultados da dureza superficial dos corpos de prova das oito ligas ensaiadas.

Os resultados referentes a manchas e oxidação das ligas ensaiadas estão representados na Tabela V e nos gráficos de 6 a 10.

5.1 - ANÁLISE QUÍMICA QUALITATIVA E QUANTITATIVA

Tabela II - Análise química qualitativa e quantitativa, em porcentagem.

AMOSTRAS	COMPONENTES DAS LIGAS									
	Ag	Al	Au	Cu	Fe	Ni	Pb	Pd	Sn	Zn
01 A1 WEISSGOLD	59,2	4,34	8,14	-	0,29	-	Tr.	15,0	-	1,02
02 A2 WEISSGOLD	42,6	4,28	9,17	-	0,19	-	Tr.	15,1	-	1,00
03 A3 WEISSGOLD	64,6	4,59	7,81	-	0,12	-	0,10	14,4	-	0,88
04 A4 WEISSGOLD	56,6	5,00	9,24	-	0,28	-	0,23	16,3	-	0,88
05 B1 ZILBERPAL	63,8	4,77	-	-	0,12	-	Tr.	13,7	-	-
06 B2 ZILBERPAL	69,2	4,40	-	-	Tr.	-	0,17	15,4	-	-
07 B3 ZILBERPAL	75,7	5,91	-	-	0,33	-	0,32	16,4	-	-
08 B4 ZILBERPAL	67,9	4,06	-	-	0,14	-	0,21	12,9	-	-
09 C1 ZANARDO	80,2	0,67	-	-	0,10	-	-	-	8,16	-
10 C2 ZANARDO	86,6	0,83	-	-	0,13	-	-	-	7,86	-
11 C3 ZANARDO	85,1	0,81	-	-	0,11	-	-	-	9,46	-
12 C4 ZANARDO	78,6	0,34	-	-	0,14	-	-	-	7,97	-
13 D1 SUPERALLOY	61,7	0,13	-	0,27	-	-	-	-	15,97	-
14 D2 SUPERALLOY	61,5	0,48	-	0,26	-	-	-	-	12,69	-
15 D3 SUPERALLOY	63,4	0,63	-	0,27	-	-	-	-	12,36	-
16 D4 SUPERALLOY	61,4	0,38	-	0,25	-	-	-	-	11,73	-
17 E1 SPLITERALLOY	62,5	0,38	-	-	-	-	-	-	13,92	-
18 E2 SPLITERALLOY	65,7	0,35	-	-	-	-	-	-	6,94	-
19 E3 SPLITERALLOY	62,5	1,07	-	-	-	-	-	-	14,49	-
20 E4 SPLITERALLOY	62,0	0,83	-	-	-	-	-	-	6,92	-
21 F1 TANALLOY	89,9	0,29	-	-	-	-	-	-	8,89	-
22 F2 TANALLOY	82,5	0,76	-	-	-	-	-	-	7,79	-
23 F3 TANALLOY	83,1	0,67	-	-	-	-	-	-	7,52	-
24 F4 TANALLOY	81,3	0,21	-	-	-	-	-	-	7,08	-
25 G1 DURACAST	0,2	10,9	-	81,4	3,08	3,81	0,25	-	-	0,31
26 G2 DURACAST	0,5	10,9	-	77,8	3,71	3,67	0,24	-	-	0,31
27 G3 DURACAST	0,2	10,5	-	81,6	3,75	3,05	0,24	-	-	0,30
28 G4 DURACAST	0,3	11,1	-	77,1	3,41	3,05	0,27	-	-	0,31
29 H1 IDEALLOY	0,1	11,9	-	78,3	1,11	-	0,28	-	-	0,39
30 H2 IDEALLOY	0,2	9,6	-	70,8	0,92	-	0,24	-	-	0,31
31 H3 IDEALLOY	0,1	10,2	-	81,7	0,94	-	0,24	-	-	0,33
32 H4 IDEALLOY	0,4	11,8	-	72,4	1,14	-	0,31	-	-	0,30

5.2 - DUREZA SUPERFICIAL

Tabela III - Resultados individuais de Dureza superficial.

LIGAS	A	B	C	D	E	F	G	H
Liga Virgem	139	133	121	132	137	151	166	152
	142	123	119	171	144	152	197	215
	145	124	130	153	135	146	203	239
	150	132	119	128	143	145	192	178
	111	124	128	171	142	146	182	231
Liga Fundida	103	41,3	115	177	126	131	166	191
	101	63,6	114	173	140	149	148	197
	105	62,2	118	176	137	126	149	211
	102	62,4	115	181	125	146	153	199
	105	61,1	122	157	145	142	156	201
Liga Refundida com 50% de liga virgem	101	56,6	125	141	153	134	212	188
	100	51,7	139	130	161	142	213	193
	107	49,7	126	148	160	140	202	186
	105	53,6	130	142	151	137	231	197
	102	59,5	126	138	158	143	205	190
Liga Refundida sem liga virgem	98	55,7	124	143	133	133	181	218
	94,5	55,5	126	155	138	138	194	193
	99,4	59,8	127	138	126	126	185	201
	98,9	58,7	128	142	142	150	169	211
	98,5	57,5	125	154	135	135	187	211

Tabela IV - Resultados médios dos ensaios de dureza superficial.

LIGAS	A	B	C	D	E	F	G	H
Liga Virgem	145,60	127,60	123,4	151,4	140,8	148,0	192,0	231,60
Liga Fundida	103,20	62,12	116,8	172,8	134,6	142,6	154,8	199,20
Liga Refundida com 50% de liga virgem	103,00	54,20	129,2	139,8	156,6	139,2	223,0	191,00
Liga Refundida sem liga virgem	97,86	57,44	126,6	146,0	144,6	134,6	183,2	207,00

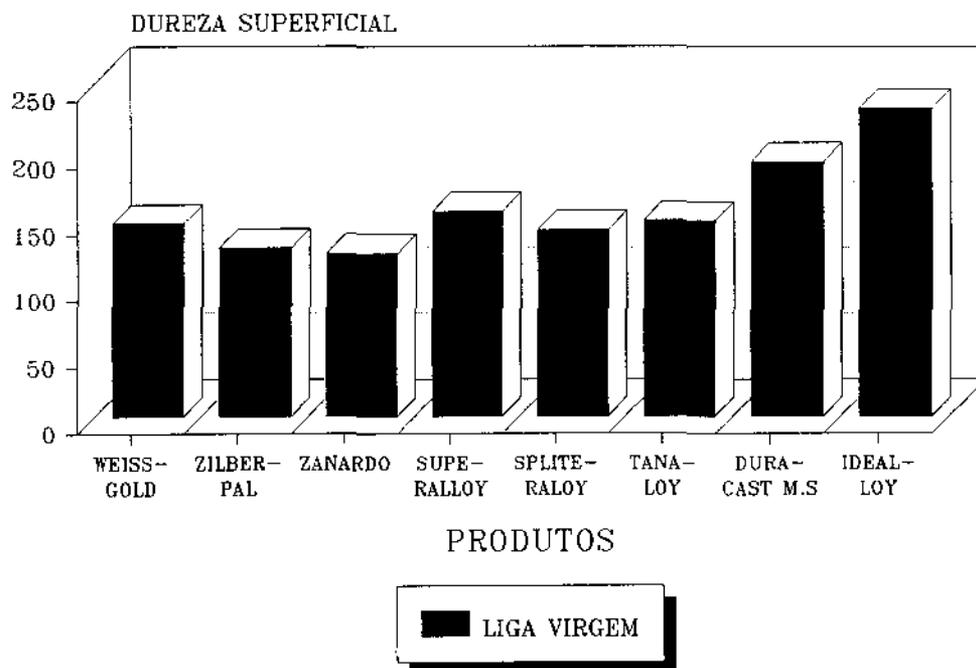


Gráfico 1 - Resultados médios da dureza superficial de ligas virgens

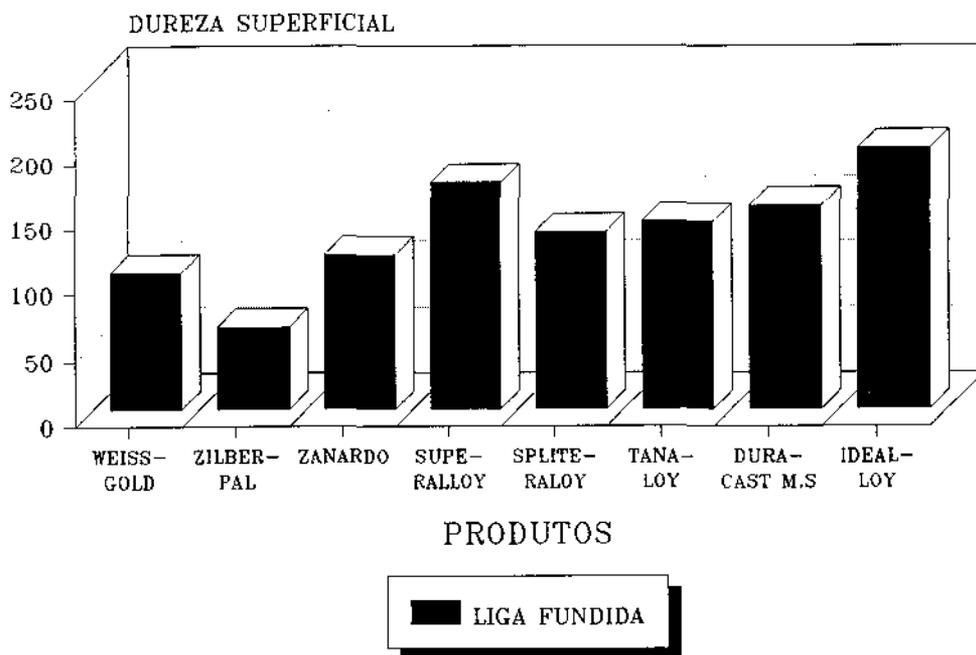


Gráfico 2 - Resultados médios da dureza superficial de ligas fundidas

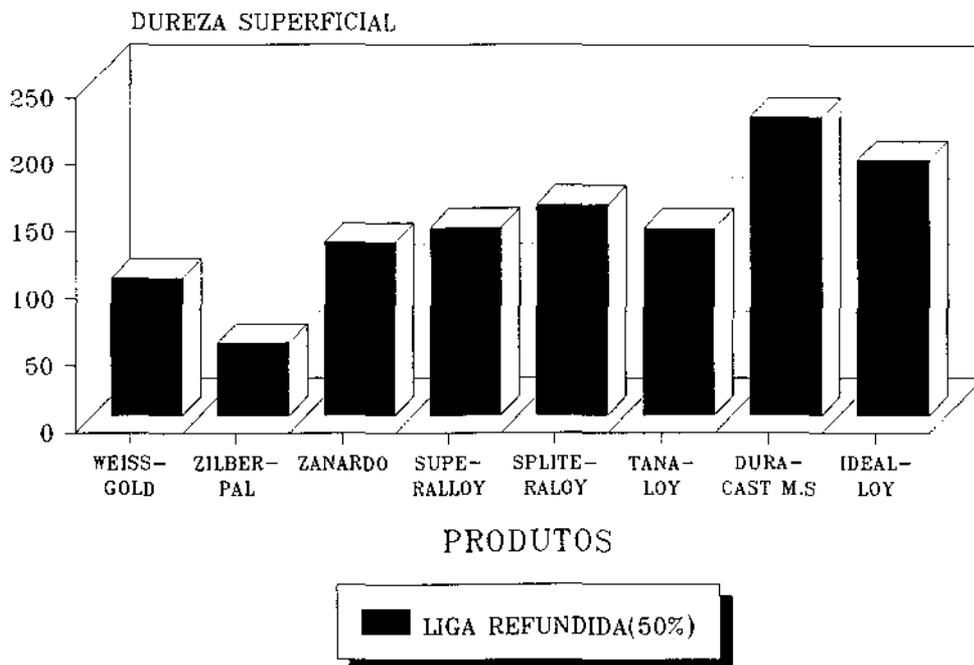


Gráfico 3 - Resultados médios da dureza superficial de ligas refundidas com 50% de liga virgem

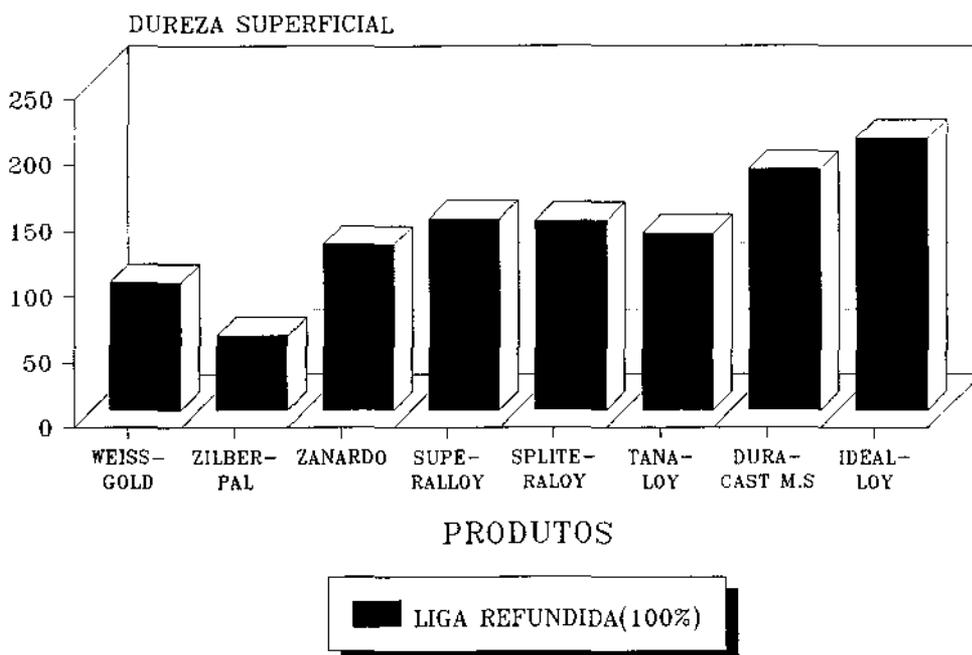


Gráfico 4 - Resultados médios da dureza superficial de ligas refundidas sem acréscimo de liga virgem

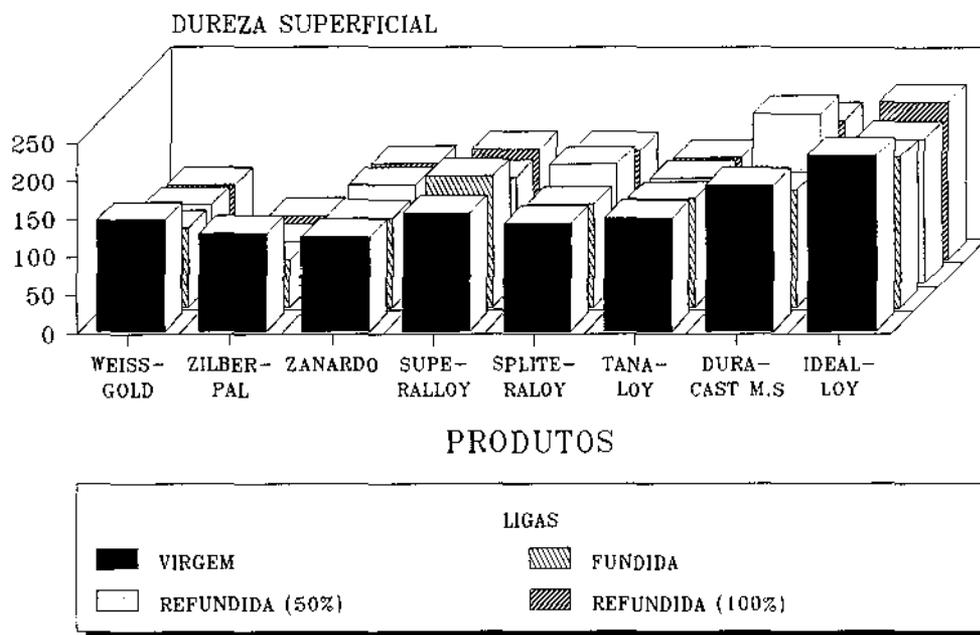


Gráfico 5 - Resultados médios da dureza superficial da interação Liga X Tratamento

5.3 - MANCHAS E OXIDAÇÃO

Tabela V - Percentual estimado de manchas e oxidação das ligas.

TRATAMENTO LIGA	LIGA VIRGEM	LIGA FUNDIDA	LIGA REFUNDIDA COM 50% DE LIGA VIRGEM	LIGA REFUNDIDA SEM ACRESCIMO DE LIGA VIRGEM
A	40	50	60	78
B	38	52	58	70
C	70	60	46	81
D	67	62	40	78
E	25	51	28	31
F	50	58	75	83
G	90	30	82	60
H	19	25	58	50

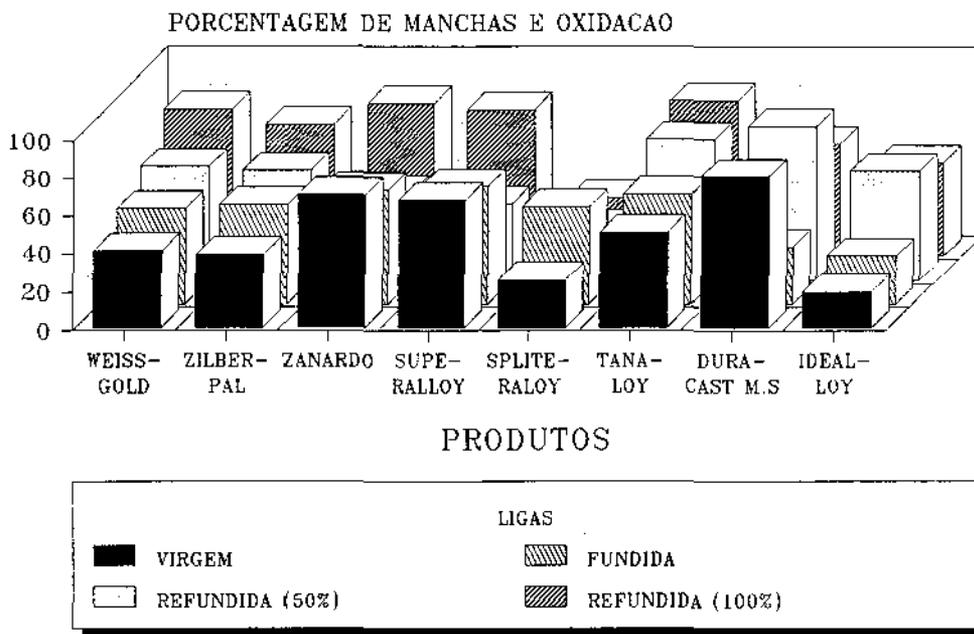


Gráfico 6 - Resultados referentes a manchas e oxidação da interação Liga X Tratamento

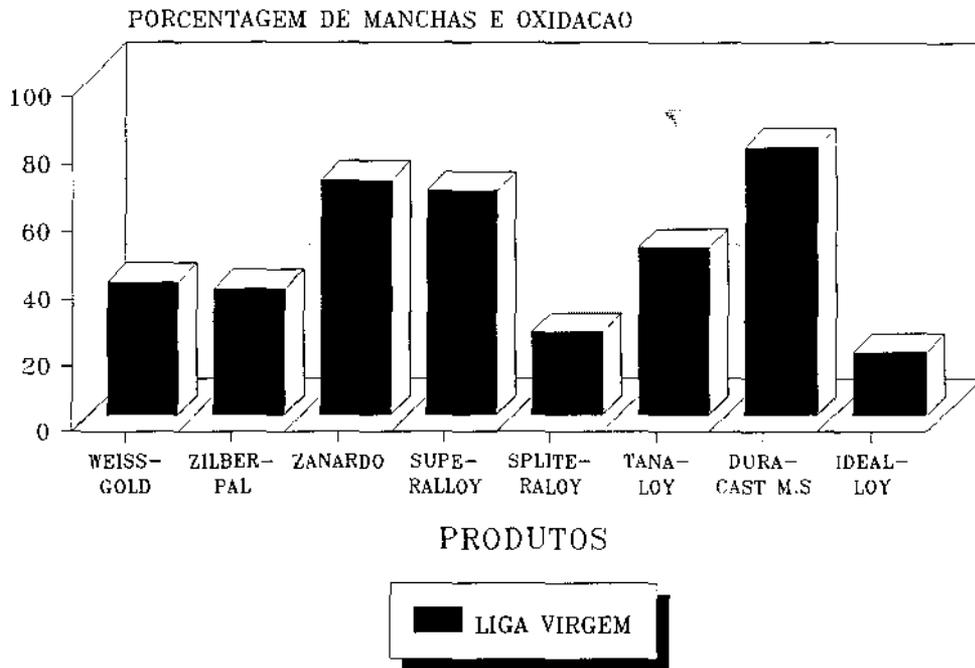


Gráfico 7 - Resultados referentes a manchas e oxidação das ligas virgens

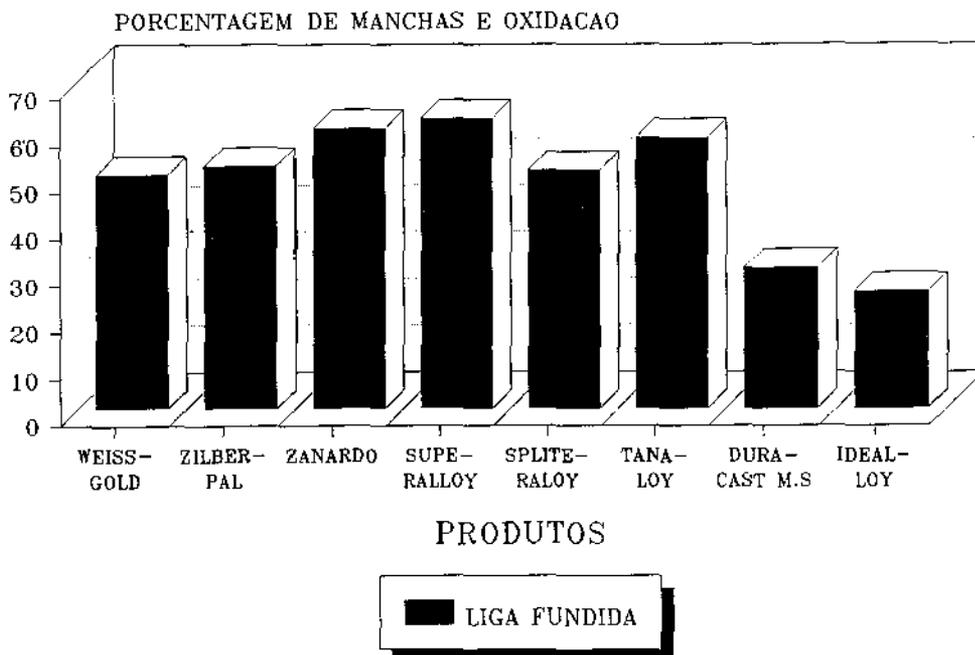


Gráfico 8 - Resultados referentes a manchas e oxidação das ligas fundidas

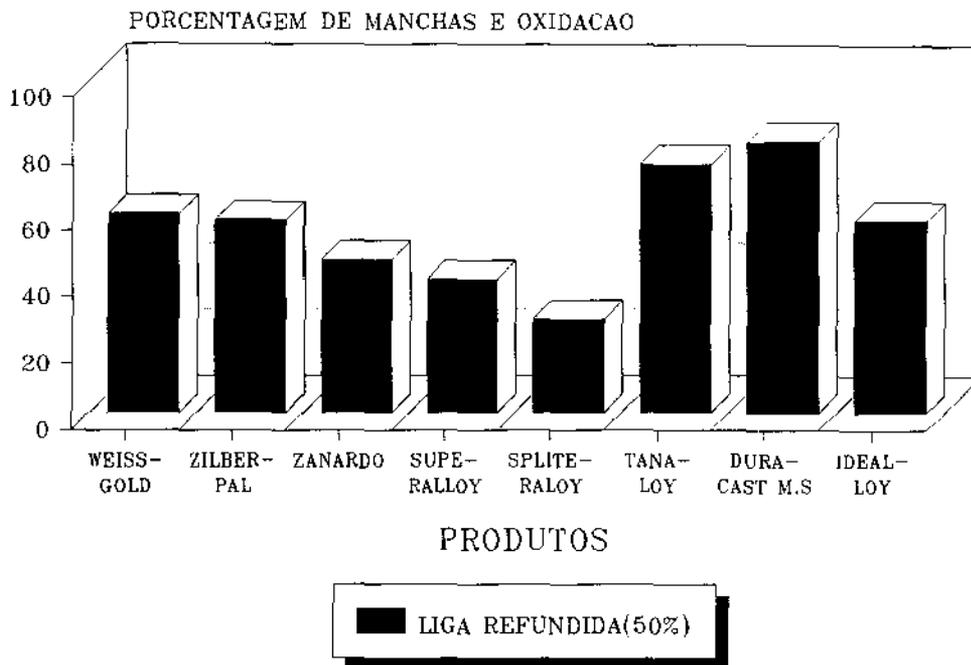


Gráfico 9 - Resultados referentes a manchas e oxidação das ligas refundidas com 50% de liga virgem

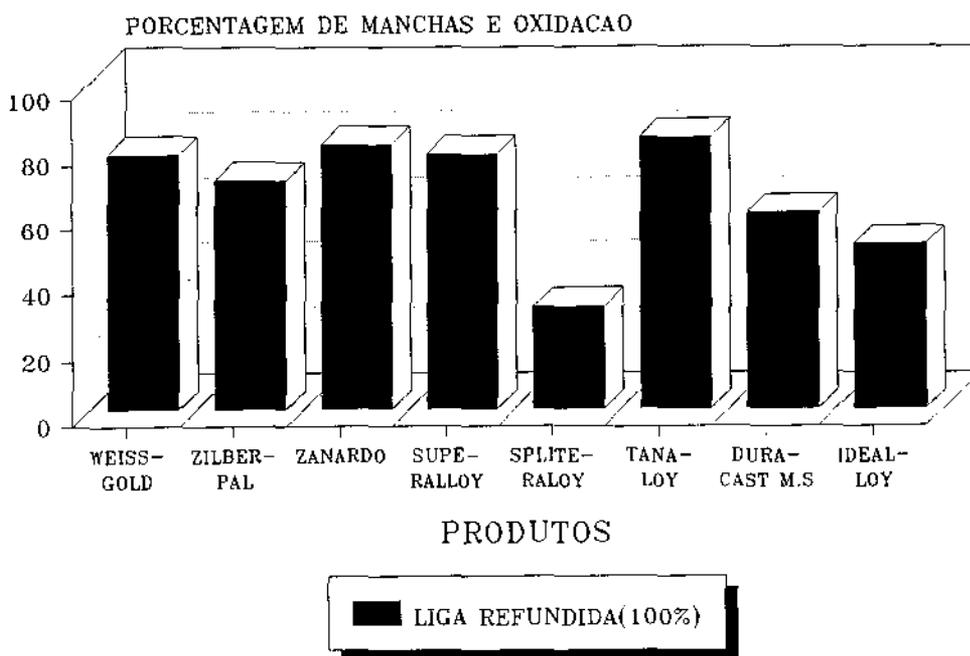


Gráfico 10 - Resultados referentes a manchas e oxidação das ligas refundidas sem acréscimo de liga virgem

Discussão dos Resultados

6 - DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

6.1 - ANÁLISE QUÍMICA QUALITATIVA E QUANTITATIVA

Verificamos nos resultados apresentados na Tabela II que os componentes comum à todas as ligas analisadas são: prata e alumínio.

A prata aparece com uma variação em percentagem de 0,1 a 89,9%. De uma maneira geral, as ligas que apresentaram maiores percentagens de prata são as ligas conhecidas popularmente no comércio odontológico como "ligas de prata". Neste estudo, as ligas analisadas foram: C (Zanardo), com uma percentagem que variou de 78,6 a 86,6%; D (Superalloy), com 81,4 a 83,4%; E (Splitalloy), com 82,0 a 85,7%; e, F (Tanaloy), com 81,3% a 89,9%.

Outro tipo de liga analisada foi a de cobre-alumínio que apresentou baixa percentagem de prata em sua composição. Assim sendo, a liga H (Idealloy), variou de 0,1 a 0,4% e a liga G (Duracast MS), de 0,2 a 0,5%. As outras duas ligas analisadas, uma de prata-paládio, liga B (Zilberpal), apresentou uma percentagem intermediária de prata de 63,8 a 75,7% e a outra, com baixo teor de ouro, liga A (Weissgold), 42,6 a 64,4% de prata.

No caso do elemento alumínio, a variação em percentagem foi de 0,13 a 11,9%. As ligas que apresentaram maiores percentagens de alumínio foram as ligas de "cobre-alumínio" H (Idealloy), com 9,6 a 11,9% e G (Duracast), com 10,5 a 11,1%. As ligas que apresentaram percentagem intermediária de alumínio foram a liga de prata-paládio (Zilberpal), com 4,06 a 5,91% e a liga de baixo

teor de ouro, liga A (Weissgold), com 4,28 a 5,0%. As ligas conhecidas como ligas de prata foram as que apresentaram menores percentagem de alumínio. Assim, a liga C (Zanardo), com 0,34 a 0,83%, a liga D (Superalloy), com 0,13 a 0,63%, a liga E (Spliteraloy), com 0,35 a 1,07% e a liga F (Tanaloy), com 0,21 a 0,87%.

Nas ligas analisadas e conhecidas como "ligas de prata" o estanho considerado como básico e comum a todas elas apresentou uma variação de 6,92 a 15,97%. Nessas ligas, além dos elementos já citados (prata-alumínio-estanho), encontramos na liga D (Spliteraloy), pequenas percentagens de cobre (0,25 a 0,27%) e na liga C (Zanardo), pequenas percentagens de ferro (0,10 a 0,14%).

Nas ligas de cobre-alumínio H (Idealloy) e G (Duracast) o componente básico cobre se apresentou com índice percentual de 70,8 a 81,7%. Nessas mesmas ligas, encontramos, ainda, o ferro, em menor quantidade na liga H (Idealloy), com 0,92 a 1,14%. Ainda, nessas ligas, encontramos pequenas quantidades de chumbo, com 0,24 a 0,31 e com zinco, 0,30 a 0,39%. Embora na liga G (Duracast) o níquel tenha sido encontrado em quantidades que variou de 3,05 a 3,81%, esse elemento não foi detectado na liga similar H (Idealloy).

Na liga de baixo teor de ouro A (Weissgold) e na de prata-paládio B (Zilberpal), além dos elementos citados anteriormente em relação a essas ligas (prata-alumínio), encontramos paládio numa percentagem de 12,9 a 16,4% e também pequenas percentagens de ferro e chumbo (0,33% de ferro e 0,32% de chumbo). A liga A (Weissgold) apresentou o ouro como elemento básico de sua composição numa percentagem de 7,81 a 9,24%).

6.2 - DUREZA SUPERFICIAL

Pelos resultados do relatório estatístico verificamos que a análise de variância apresentou significância ao nível de 1% de probabilidade tanto nas ligas como nos tratamentos e na interação.

Devido ao fato da interação ser significativa, foi feito um desdobramento de graus de liberdade.

Os resultados do desdobramento mostraram que os efeitos das ligas dentro de cada tratamento foram significativos ao nível de 1% de probabilidade. Já, os tratamentos dentro de cada liga foram todos significativos, só que em nível diferentes de probabilidade, pois enquanto as ligas C e F foram significativas ao nível de 5% de probabilidade, as demais apresentaram significância ao nível de 1%.

Como todos os efeitos ensaiados apresentaram significância, passamos a fazer as comparações de médias através do teste de Tukey.

Assim, a média das ligas foram:

$$H = 207,20$$

$$G = 188,25$$

$$D = 153,30$$

$$E = 144,15$$

$$F = 141,00$$

$$C = 124,42$$

$$A = 112,42$$

$$B = 75,34$$

A diferença mínima significativa ao nível de 5% de probabilidade foi $= 6,4$. Notamos que somente as ligas E e F não apresentaram diferenças significativas entre si, as demais apresentaram, isto sem levar em consideração os tratamentos, ou seja, somente na média delas.

As médias de tratamento foram:

$$M 1 = 157,95$$

$$M 3 = 142,00$$

$$M 4 = 137,19 \text{ a}$$

$$M 2 = 135,69 \text{ a}$$

M 1 - liga virgem

M 2 - liga fundida

M 3 - liga refundida
com liga virgem

M 4 - liga refundida
sem liga virgem

A diferença mínima significativa ao nível de 5% de probabilidade foi $= 3,8$.

Observamos que os tratamentos 4 (liga refundida sem liga virgem) e 2 (liga fundida) não apresentaram diferenças significativas entre si, os demais apresentaram.

Neste caso, os tratamentos foram determinados sem levar em conta as ligas, ou seja, na média de todas as ligas.

Médias de Tratamentos x Liga

Tratamentos

LIGAS	1	2	3	4
A	145,6	103,2	103,0	97,8
B	127,6	62,1	54,2	57,4
C	123,4	115,8	129,2	126,6
D	154,6	172,8	139,8	146,0
E	140,8	134,6	156,6	144,6
F	148,0	142,0	139,2	134,8
G	192,0	154,8	223,0	183,2
H	231,6	199,2	191,0	207,0

Diferença mínima significativa ao nível de 95% de probabilidade para ligas dentro de tratamento foi de $= 12,8$ e para tratamentos dentro de liga, $= 10,9$.

As comparações entre as ligas dentro do tratamento nos levaram aos seguintes resultados:

Dentro do tratamento 1 (liga virgem): as ligas B e C diferem de todas as demais, mas não diferem entre si. A liga E difere das ligas B, C, D, G e H e não difere das ligas A e F. As ligas A e F por sua vez diferem das ligas B, C, E, G e H mas não diferem da liga E. As ligas G e H diferem entre si e das demais.

Dentro do tratamento 2 (liga fundida): as ligas A e B diferem de todas as demais e entre si. A liga C difere de todas as demais. A liga E difere das ligas A, B, C, D, G e H e não difere da liga F. A liga F não difere das ligas E e G mas difere das demais. A liga G não difere da liga F mas difere de todas as outras. As ligas D e H diferem de todas as outras e também entre si.

Dentro do tratamento 3 (liga refundida com liga virgem): as ligas A e B diferem das demais e entre si. As ligas C, D e F diferem das ligas A, B, E, G e H e não diferem entre si. A liga E difere de todas as demais. As ligas G e H diferem de todas as demais e também entre si.

Dentro do tratamento 4 (liga refundida sem liga virgem): as ligas A e B diferem das demais e também entre si. A liga C difere de todas as demais menos da liga F. A liga F difere das ligas A, B, G, e H e não diferem das ligas C, D e E. As ligas G e H diferem de todas as demais e também diferem entre si.

As comparações entre os tratamentos dentro de liga nos levaram aos seguintes resultados:

A liga A nos tratamentos 2 (liga fundida), 3 (liga refundida com liga virgem) e 4 (liga refundida sem liga virgem) não apresentaram diferenças significativas entre si, e no tratamento 1 (liga virgem) foi significativamente diferente dos demais. Com a liga B ocorreu o mesmo que a liga A. Para a liga C o tratamento 2 (liga fundida) diferiu significativamente do tratamento 3 (liga refundida com liga virgem). Os demais não apresentaram diferenças significativas entre si. Para a liga D o tratamento 2 (liga fundida) diferiu dos demais, enquanto que o tratamento 1 (liga virgem) diferiu do 3 (liga refundida com liga virgem).

Para a liga E o tratamento 3 (liga refundida com liga virgem) diferiu dos demais. Já para a liga F o tratamento 1 (liga virgem) diferiu significativamente do tratamento 4 (liga refundida sem liga virgem) sendo que os demais não apresentaram diferenças entre si.

Para a liga G os tratamentos 1 (liga virgem) e 4 (liga

refundida sem liga virgem) não apresentaram diferenças significativas entre si: os demais apresentaram.

Para a liga H o tratamento 1 (liga virgem) diferiu dos demais e o tratamento 4 (liga refundida sem liga virgem) diferiu do 3 (liga refundida com liga virgem).

6.3 - MANCHA E OXIDAÇÃO

Os resultados obtidos de manchas e oxidação podem ser vistos na Tabela V e nos gráficos 6, 7, 8, 9, 10. Os gráficos de 7 a 10 são específicos de cada tratamento de ligas. A Tabela V e o gráfico 6 nos dão uma visão geral das ligas dentro dos tratamentos.

Assim, verificando os resultados do gráfico 7, relativo as ligas no tratamento de liga virgem, podemos notar que os resultados apresentam variações de percentagem entre 19 e 90%, tendo a liga H apresentado o menor índice de manchas e oxidação (19%). A seguir, por ordem crescente de manchas e oxidação temos a liga E com 25%, a liga B com 38%; a liga A com 40%; a liga F com 50%, liga D com 67%, liga C com 70% e, finalmente, a liga G com 90%.

Já, no gráfico 8, relativo as ligas no tratamento de fundidas, o índice de manchas e oxidação variou entre 25 a 62%, sendo que também neste tipo de tratamento a liga H apresentou o menor índice (25%). Também, por ordem crescente, temos a seguir a liga G com 30%, a liga A com 50%, a liga E com 51%, a liga B com 52%, a liga F com 58%, a liga C com 60% e, finalmente, a liga D, de maior índice, com 62%.

No gráfico 9, relativo ao tratamento de ligas refundi

das com 50% de liga virgem, notamos que o índice de manchas e oxidação variou de 28 a 81%, sendo que neste tratamento a liga E foi a que apresentou o menor índice com 28%, seguida por ordem crescente da liga D com 40%, liga C com 46%, ligas B e H com 58%, liga A com 60%, a liga F com 75% e, finalmente, neste tratamento, a liga G foi a que apresentou maior índice com 82%.

O gráfico 10, relativo ao tratamento de ligas refundidas sem acréscimo de liga virgem, apresentou os índices de manchas e oxidação com variação entre 31 e 83%, sendo que também aqui a liga E foi a que apresentou menor índice, 31%, seguida pela ordem crescente da liga H com 50%, liga G com 60%, liga B com 70%, ligas A e D com 78%, liga C com 81% e a liga F neste tratamento apresentou o maior índice com 83%.

Como podemos notar, nos gráficos 7 a 10 as ligas apresentaram variações dentro dos tratamentos em relação aos índices de manchas e oxidação. Notamos que as ligas apresentaram maiores variações no tratamento de Liga Virgem (71%) e menor no tratamento de Liga Fundida (37%). Isto nos leva a supor que a variação apresentada pelas ligas no tratamento de liga virgem podem ser devidas a uma falta de homogeneidade das citadas ligas ou também ao tratamento mecânico a frio por ocasião da confecção dos corpos de prova (embutimento e paralelismo da superfície dos corpos de prova).

Já, com as ligas no tratamento de fundida, essa variação foi bem menor, pois a de menor índice foi de 25% e a de maior de 62% com variação entre elas de apenas 37%, praticamente a metade do tratamento anterior (71%). Neste tratamento podemos notar que as ligas H e G foram as que apresentaram os menores índices:

25 e 30%, respectivamente. Entretanto, essas mesmas ligas nos tratamentos de refundidas com 50% de ligas virgem e refundidas sem acréscimo de liga virgem, apresentaram índices de variações de manchas e oxidação maior que o dobro das do tratamento de fundida. Isto nos leva a supor que essas ligas, no grupo cobre/alumínio, apresentam melhores resultados quando fundidas uma única vez, com o não aproveitamento das sobras de fundição.

Com as ligas no tratamento de refundidas com 50% de liga virgem, notamos que a variação dos índices de manchas e oxidação foi da ordem de 54%, pois variou de 28 a 82%. Verificamos que as ligas G e H no tratamento fundida apresentaram os menores índices. Neste tratamento, apresentaram maiores índices a liga G que de 30% no tratamento fundida passou para 82% no tratamento de refundida com 50% de liga virgem. A liga H de 25% no tratamento de fundida passou para 58% no tratamento de refundida com 50% de liga virgem.

Verificamos também que a liga E se apresentou coerente nos diversos tratamentos pois em quase todos eles apresentou menores índices de manchas e oxidação. As ligas C e D apresentaram neste tratamento índices menores que no tratamento de fundida e já as ligas A, B e F neste tratamento, apresentaram maiores índices que no tratamento anterior.

As ligas com o tratamento de refundidas sem acréscimo de liga virgem apresentaram de uma maneira geral maiores índices de manchas e oxidações que os demais tratamentos, com exceção da liga G que na condição de refundida com 50% de liga virgem apresentou o maior índice com 82% e com este tratamento, 60%.

O que podemos verificar nesses gráficos analisados, é

que essas ligas não apresentam resultados coerentes aos diversos tipos de tratamentos, pois em alguns se apresentam completamente diferentes dos outros. Isto nos leva a crer que essas ligas ou apresentam falta de homogeneidade ou são facilmente influenciáveis pelos métodos de fundição.

Isto parece vir ao encontro as afirmações de GERMAN, WRIGHT E GALLANT⁽¹⁹⁾ de que nas ligas de baixa nobilidade a microestrutura é um fator importante na resistência à manchas e oxidação e também as afirmações de SARKAR, FUYS e STANFORD⁽⁶²⁾ que a menor resistência a manchas e corrosão das ligas de baixo teor são causadas, aparentemente pela microsegregação de seus componentes.

GNIEWEH et al.⁽²⁰⁾ e SASTRY, VAIDYANATHAN e MUKHERJEE⁽⁶⁴⁾ em seu estudo sobre ligas de PdCu e PdAg mostraram que o conteúdo de Pd ao redor de 40% em peso reduz rigorosamente a suscetibilidade a manchas e corrosão das ligas. Entretanto, em uma outra liga em que a quantidade de Pd foi de 18% em peso apresentou uma resistência à manchas e corrosão muito pobre (baixo).

Estes resultados entretanto parece não confirmar estudo de LANG et al.⁽³⁵⁾ de que pequenas quantidades de Pd melhorava a resistência à manchas e oxidação das ligas.

Como em nosso estudo a quantidade de Pd encontrada em algumas ligas desse metal foi inferior a 20% em peso, os resultados por nós encontrados estão mais de acordo com os obtidos por GNIEWEH et al.⁽²⁰⁾ e SASTRY, VAIDYANATHAN e MUKHERJEE⁽⁶⁴⁾.

TUCCILLO e NIELSEN⁽⁷⁹⁾ também em seu estudo concluíram que uma média ou baixa nobilidade estrutural tem uma maior influência sobre a resistência a manchas e corrosão.

Verificando o gráfico 6, referente a ligas e tratamentos podemos notar que a liga A, de baixo teor de ouro, e a liga B de prata-paládio, apresentaram os menores índices de manchas e oxidação na condição de liga virgem e os maiores na condição de refundida sem acréscimo de liga virgem. Já, as ligas C e D, do grupo de ligas de prata, apresentaram os menores índices de manchas e oxidação na condição de liga refundida, com 50% de liga virgem, seguida da liga fundida, liga virgem e liga refundida sem acréscimo de liga virgem. Com a liga E, também do grupo de ligas de prata, apresentou resultados diferentes das duas anteriores, pois o menor índice de mancha e oxidação ocorreu com a liga na condição de liga virgem, e com índice maior na condição de liga fundida. Convém lembrar que apesar dessa variação em relação aos tratamentos, essa liga foi a que apresentou, de uma maneira geral, os menores índices de manchas e oxidação, independente dos tratamentos. Com a liga F, também dos grupos das ligas de prata, ocorreu o mesmo que das ligas A e B. As ligas G e H, do grupo de ligas de cobre-alumínio, se apresentaram com resultados diferentes entre si, pois enquanto a liga G apresentou menor índice na condição de liga fundida seguida da condição de refundida sem acréscimo de liga virgem, liga fundida com acréscimo de 50% de liga virgem e na condição de liga virgem com o maior índice a liga H apresentou com menor índice de manchas e oxidação a liga na condição de virgem seguida da liga fundida, liga refundida sem acréscimo de liga virgem e, por último, com maior índice a liga refundida com acréscimo de 50% de liga virgem.

Assim, como podemos verificar não há uma coerência nos resultados sobre os índices de manchas e oxidação nos diversos

tratamentos a que foram submetidas essas ligas, o que nos leva também a supor que as mesmas não apresentam microestrutura homogênea. VERONESI, CONSANI e RUHNKE⁽⁸⁶⁾ verificaram que a formação cristalina das ligas de cobre-alumínio são facilmente influenciáveis pelo método de fusão utilizado na fundição dessas ligas, o que poderia confirmar os resultados obtidos em nosso trabalho.

Conclusão

7 - CONCLUSÃO

Diante dos dados obtidos e analisados podemos concluir que:

1 - Análise química, qualitativa e quantitativa

1.1 - Ligas de prata: a prata aparece como componente principal, variando de 78,6 a 89,9%. O alumínio aparece na porcentagem de 0,13 a 1,07%; o estanho entrou na composição com 6,94 a 14,48%; e, o ferro na proporção de 0,10 a 0,14%.

1.2 - Ligas de cobre-alumínio: o cobre foi o componente básico, variando de 70,8 a 81,7%. O alumínio aparece com 9,06 a 11,9%; o ferro na proporção de 0,92 a 1,14% e pequenas quantidades de chumbo (0,24 a 0,31%) e zinco (0,30 a 0,39%). O níquel foi encontrado apenas na liga Duracast na proporção de 0,03 a 3,81%.

1.3 - Ligas de prata-paládio: a prata foi o componente principal, variando de 63,8 a 75,7%. O alumínio aparece com uma porcentagem de 4,06 a 5,91%; o paládio com 12,9 a 16,3% e pequenas quantidades de ferro (máximo 0,33%) e chumbo (máximo 0,32%).

1.4 - Ligas de baixo teor de ouro: o componente principal foi a prata com 56,6 a 64,4%. O alumínio aparece com 4,28 a 5,0%; o paládio com 14,2 a 16,3%; o ferro com 0,33 e o chumbo com 0,32%; o ouro aparece na composição com 7,81 a 9,24%.

2 - Dureza Superficial

2.1 - Liga virgem: a liga Idealloy apresentou a maior dureza superficial e a Zanardo a menor. As demais ligas apresentaram resultados intermediários.

2.2 - Liga Fundida: a liga Idealloy apresentou o maior índice de dureza superficial e a liga Zilberpal o menor. As

demais ligas apresentaram índices intermediários de dureza superficial.

2.3 - Liga refundida com 50% de liga virgem: a liga Duracast MS apresentou a maior dureza superficial e a liga Zilberpal a menor. As demais ligas apresentaram índices intermediários.

2.4 - Liga refundida sem liga virgem: A liga idealloy apresentou a maior dureza superficial e a liga Zilberpal a menor. As demais ligas apresentaram índices intermediários.

3 - Manchas e Oxidação

3.1 - Liga Virgem: a liga Idealloy apresentou o menor índice de manchas e oxidação (19%) e a liga Duracast MS o maior (90%). As demais ligas apresentaram resultados intermediários.

3.2 - Liga Fundida: a liga Idealloy apresentou o menor índice de manchas e oxidação (25%) e a liga Superalloy o maior (62%). As demais ligas apresentaram índices intermediários.

3.3 - Liga Refundida com 50% de liga virgem: A liga Splitalloy apresentou o menor índice de manchas e oxidação (28%) e a liga Duracast MS o maior (82%). As outras ligas estudadas apresentaram índices intermediários.

3.4 - Liga Refundida sem liga virgem: A liga Splitalloy foi a que apresentou o menor índice de manchas e oxidação (31%) e a liga Tanaloy o maior (83%). As demais ligas aparecem com índices intermediários.

Resumo

8 - RESUMO

Este estudo teve o objetivo de verificar a composição química qualitativa e quantitativa, dureza superficial e resistência a manchas e oxidação de ligas alternativas com baixo teor de ouro (Weissgold), de prata-paládio (Zilverpal), de prata (Zanardo, Superalloy, Spliteraloy, Tanaloy) e de cobre-alumínio (Duracast MS, Idealloy).

Os ensaios da análise química qualitativa e quantitativa foram feitos por espectrometria de emissão atômica com plasma induzido de argônio (ICP-AES) modelo 975 ATOMCOMP-JARREL ASH.

A dureza superficial Vickers foi verificada num aparelho Durimet (ERNEST LEITZ WETZLAR) de acordo a técnica proposta por RYGE, FOLEY e FAIRHUST⁵⁹.

As manchas e oxidação foram observadas após armazenamento das amostras por quatro semanas em saliva artificial. As fotos das amostras antes e após armazenagem em saliva artificial foram comparadas e a quantidade de manchas e oxidação foram quantificadas e transformadas em números apresentadas em tabelas e gráficos.

O autor concluiu que as ligas apresentaram uma composição básica condicente com seu sistema, apresentando pequenas variações em suas percentagens, além da inclusão de um ou outro elemento químico diferente em sua composição.

A dureza superficial para cada tratamento (liga virgem, fundida, refundida com 50% de liga virgem e refundida sem acréscimo de liga virgem) não apresentou uma coerencia de resultados en

tre ligas.

As manchas e oxidação também não apresentaram coerência de resultados para cada tratamento entre ligas.

Esses resultados de dureza superficial e de manchas e oxidação sugerem que essas ligas alternativas não apresentam homogeneidade ou são facilmente influenciáveis pelo processo de fundição.

Summary

9 - SUMMARY

The proposal of this study was to verify the chemical composition in quality and quantity, superficial hardness and resistance of stain and oxidation of alternative alloys with low-gold (Weissgold), silver-palladium (Zilverpal), silver (Zanardo, Superalloy, Spitalloy, Tanaloy) and copper-aluminum (Duracast MS, Idealloy).

The chemical analysis test in quality and quantity were done by Spectrometric of atomic emission with plasma conductible of argon (ICP-AES) model 975 ATOMCOMP-JARREL ASH.

Vickers superficial hardness was verified in an apparatus Durimet (ERNEST LEITZ WETZLAR) in agree with the technique of RYGE, FOLEY and FAIRHUST⁵⁹.

The stain and oxidation was observed after specimens storage during four weeks in artificial saliva. The pictures of the specimens before and after the storage in artificial saliva were compared and the amount of stain and oxidation was quantified and transformed in numbers presented in tables and graphics.

The autor concluded that the alloys presented a basic composition suitable with its system, with vary in percentage, yonder the inclusion of one or another different chemical element in its composition.

The superficial hardness of each treatment (virgin alloy, cast, recast with 50% of virgin alloy and recast without virgin alloy) didn't present a coherence in the results among the alloys.

The stain and oxidation didn't either present coherence in the results of each treatment among the alloys.

These results of superficial hardness and of stain and oxidation suggest that the alternative alloys didn't present homogeneity or they are easily influenced by the cast process.

Referências Bibliográficas

10 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- 01 - ALEXANDER, G.L. Cating filings and abutments for bridges. Dent. Cosmos, Philadelphia, v.39, n.10, p.850-854, Oct. 1986.
- 02 - AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Specification n.5 for dental casting gold alloy. In:———. Guide to dental materials and devices. 7.ed. Chicago: ADA, 1974/1975. p. 184-187.
- 03 - BARTON, J.A., EICK, J.D., DICKSON, G. Comparison of Brinell and Vickers harness tests on dental casting gold alloys. J. dent. Res., Washington, v.52, n.1, p.163-169, Jan./Feb. 1973.
- 04 - BOMBONATTI, P.E. et al. Influência da refusão sobre a fluidez de ligas de cobre-alumínio. Revta Odont. UNESP, São Paulo, v.17, n.1/2, p.169-173, 1988.

*De acordo com a NBR-6023 da Associação Brasileira de Normas Técnicas, 1989. Abreviaturas de Periódico pelo "World List of Scientific Periodicals"

- 05 - BUSATO, A., L.S., et al. Análise de óxidos superficiais em ligas não áureas relacionadas com revestimentos para fundição. Estomat. Cult., Bauru, v.13, n.1, p.83-86, jan/jun. 1983.
- 06 - CARRASCO, R.A. Contribuição ao estudo da corrosão de algumas ligas metálicas não áureas para fundições dentárias. Tese (Doutoramento em Dentística) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, 1971.
- 07 - CHEVITARESE, O., PFEIFFER, W , SILVEIRA, J.A.R. Duracast MS liberação de cobre na boca. Revta bras. Odont., Rio de Janeiro, v.43, n.5, p.2-5, set./out. 1986.
- 08 - CROWELL, W.S. The development of physical testing of materials and specifications for testing methods. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.19, n.1, p.87-97, Jan. 1932.
- 09 - DALE, J.W.E., MOSER, J.B. A clinical evaluation of semi precious alloys for dowels and cores. J. prosth. Dent., St. Louis, v.38, n.2, p.161-164, Aug. 1977.
- 10 - ———., ———. Semiprecious alloys for cast restorations: A preliminary report. J. prosth. Dent., St. Louis, v.38, n.6, p.627-631, Dec. 1977.

- 11 - DIANA, H. Aurodin, a new dental gold alloy. Dent. Abstr., St. Louis, v.4, n.1, p.11, Jan. 1959.
- 12 - EASTON, G.S. A wrought metal for technic use. J. dent. Res., Washington, v.19, n.4, p. 403-411, Aug. 1940.
- 13 - ESPEVIK, S. Corrosion of base metal alloys in vitro. Acta odont. scand., Oslo, v.36, n.3, p.113-116, May/June, 1978.
- 14 - FUSAYAMA, T., IDE, K. Effect of types of alloys, mold temperature and casting pressure on casting shrinkage. J. dent. Res., Washington, v.39, n.6, p.1263, Nov./Dec. 1960.
- 15 - ———., KATAYORI, T., NOMOTO, S. Corrosion of gold and amalgam placed in contact with each other. J. dent. Res., Washington, v.42, n.5, p.1183-1197, Sept./Oct. 1963.
- 16 - ———. et al. A new cooper alloy for dental use. J. prosth. Dent., St. Louis, v.15, n.1, p.118-128, Jan./Feb. 1965.
- 17 - GARONE NETTO, N. Contribuição para o estudo o da corrosão de superficies de amálgama. Tese (Livre Docencia em Dentística) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, 1976.

- 18 - GARONE NETTO, N., STEGALL, L. Amálgama dentário. IV - corrosão. Revta Fac. Odont. Univ. S. Paulo, São Paulo, v.8, n.2, p.237-249, jul./dez. 1970.
- 19 - GERMAN, R.M., WRIGHT, D.C., GALLANT, R.F. In vitro tarnish measurements on fixed prosthodontic alloys. J. prosth. Dent., St. Louis, v.47, n.4, p.399-406, Apr. 1982.
- 20 - GNIEWEH, J., et al. The effect of noble metal additions upon the corrosion of copper: an auger spectroscopic study. J. electrochem. Soc., New York, v.125, n.1, p.17-23, Jan, 1978.
- 21 - GOURLEY, J.M. Current status of semiprecious and conventional gold alloys in restorative dentistry. J. Can. dent. Ass., Ottawa, v.41, n.8, p.453-455, Aug. 1975.
- 22 - HAMPSON, E.L. An assessment of the value of the chrome-cobalt alloys as substitutes for gold in conservative dentistry. Br. dent. J., London, v.103, n.9, p.299-305, Nov. 1957.
- 23 - HEDEGARD, B., SKINNER, E.W., EARNSHOW, R. A study of the accuracy of large dental casting. J. dent. Res., Washington, v.38, n.4, p.759, July/Aug. 1959.

- 24 - HERO, H. Tarnishing and structures of some annealed dental low-gold alloys. J. dent. Res., Washington, v.63, n.6, p. 926-931, June, 1984.
- 25 - _____., JORGENSEN, R.B. Tarnishing of a low-gold dental alloy in different structural states. J. dent. Res., Washington, v.62, n.3, p.371-376, Mar. 1983.
- 26 - HESBY, D.A. et al. Physical properties of a repeatedly used non precious metal alloys. J. prosth. Dent., St. Louis, v. 44, n.3, p.291-293, Sept. 1980.
- 27 - HODGE, H.C., Hardness tests on teeth., J. dent. Res., Washington, v.15, n.5, p.271-279, Sept. 1936.
- 28 - HOLLEMBACK, G.M., SKINNER, E.W. Shrinkage during casting of gold and gold alloys. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.33, n.21, p.1391-1399, Nov. 1946.
- 29 - JOHANSSON, B.I., LUCAS, L.C., LEMONS, J.E. Corrosion of copper, nickel and gold dental casting alloys: an in vitro and in vivo study. J. Biomed. Mat. Res., New York, v.23, n.A3, p.349-361, Dec., 1989.
- 30 - JOHNSON, W. Gold alloys for casting dentures. An investigation of some mechanical properties. Br. dent. J., London, v.102, n.2, p.41-49, Jan. 1957.

- 31 - KANATAKE, T. Experimental studies on corrosion resistance of various dental alloys, chiefly in saliva and several foods. Dent. Abstr., St. Louis, v.3, n.11, p.697-698, Nov., 1958.
- 32 - KATAYORI, T. Experimental study on contact of amalgam fillings with gold alloy in saliva. Bull. Tokyo med. dent. Univ., Tokyo, v.10, n.1, p.150, Mar. 1963.
- 33 - LANDESMAN, H.M., GENNARO, G.G., MARTINOFF, J.T. An 18 month clinical evaluation of semiprecious and nonprecious alloy restorations. J. prosth. dent., St. Louis, v.46, n.2, p.161-166, Aug. 1981.
- 34 - LANE, J.C. The casting process as applied to gold inlays and other dental uses. Dent. Dig., Pittsburg, v.15, n.7, p.497-502, 1909.
- 35 - LANG, B.R. et al. Tarnish and corrosion of noble metal alloys. J. prosth. Dent., St. Louis, v.48, n.3, p.245-252, Sept. 1982.
- 36 - LAUAR, S. et al. Resistência a corrosão de ligas de cobre-alumínio. Estudo através da reflectancia aparente e avaliação microscópica. (II) Efeito de ligas, agentes de polimento e tempo. R.G.O., Porto Alegre, v.35, n.4, p.303-308, jul./ago. 1987.

- 37 - LAUTENSCHLAGER, E.P. et al. Properties of a commercial nonprecious casting alloy. Quintess. int., Berlin, v.5, n.11, p.81-83, Nov. 1974.
- 38 - LUBOVICH, R.P., KOVARICH, R.E., KINSER, D.L. A quantitative and subjective characterization of tarnishing in low-gold alloys. J. prosth. Dent., St. Louis, v.42, n.5, p.534-538, Nov. 1979.
- 39 - MATONO, R., FUSAYAMA, T. Corrosion of amalgam in contact with gold. J. prosth. Dent., St. Louis, v.28, n.2, p.170-178, Aug. 1972.
- 40 - MOFFA, J.P. et al. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part I. Physical properties. J. prosth. Dent., St. Louis, v.30, n.4, p.424-431, Oct. 1973.
- 41 - MONDELLI, J. Estudo sobre algumas propriedades de ligas metálicas utilizadas na obtenção de incrustações dentais, como possíveis sucedâneas das ligas de ouro. Tese (Doutoramento em Dentística) - Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, 1967.
- 42 - MOON, P.C., MODJESKI, P.J. The burnishability of dental casting alloys. J. prosth. Dent., St. Louis, v.36, n.4, p.404-408, Oct. 1976.

- 43 - MOTTA, R.G., CUPOLINO, G.S., CUNHA, R.A. Ligas de cobre; propriedades mecânicas, composição e micro estrutura. Revta bras. Odont., Rio de Janeiro, v.42, n.17, p.22-26, set/out. 1985.
- 44 - MUENCH, A. Contribuição ao estudo das ligas de ouro, economicamente mais vantajosa, para fins odontológicos. I. Resistência à corrosão. Revta Fac. Odont. Univ. S. Paulo, São Paulo, v.7, n.2, p.237-247, jul./dez. 1969.
- 45 - ————. Dureza Brinell e Vickers de uma liga experimental com baixo conteúdo de ouro, em função de temperaturas e tempo de tratamento térmico e de refusão. Revta Fac. Odont. Univ. S. Paulo, São Paulo, v.18, n.1, p.17-24, jan./jun. 1980.
- 46 - NAGAI, K. Behavior of metals in oral cavity. J. Nihon Univ. Sch. Dent., Tokio, v.1, n.4, p.203-210, June, 1959.
- 47 - NIEMI, L., HOLLAND, R.I. Ternish and corrosion of a commercial dental Ag-Pd-Cu-Au, casting alloys. J. dent. Res., Washington, v.63, n.7, p.1014-1018, July, 1984.
- 48 - ————, MINNI, E., IVASKA, A. An eletrochemical and multispectroscopic study of corrosion of a Ag, Pd, Cu, Au alloys. J. dent. Res., Washington, v.65, n.6, p.888-891, June, 1986.

- 49 - NITKIN, D.A., ASSAR, K. Evaluation of alternative alloys to type III gold for use in fixed prosthodontics. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.93, n.3, p.622-629, Sept. 1976.
- 50 - OILO, G., HOLLAND, R. I., NIOM, O. A.J. Porositier in a dental silver-palladium casting alloy. Acta odont. scand., Oslo, v.43, n.1, p.9-13, Mar. 1985.
- 51 - PAFFENBARGER, G.C., CAUL, H.J., DICKSON, G. Base metal alloys for oral restoration. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.30, n.11, p. 852-862, June, 1943.
- 52 - PANZERI, H. et al. Verificação da composição, da dureza superficial e da expansão térmica de uma liga a base de prata-estanho. Revta Ass. paul. Cirurg. dent., São Paulo, v.34, n.3, p.248-253, maio/jun. 1960.
- 53 - PEYTON, F.A., et al. Restorative dental materials. St. Louis: Mosby, 1960. cap.9, p.314-319.
- 54 - PHILLIPS, R.W. Mancha e corrosão. In: Materiais dentários de Skinner. 8.ed. Rio de Janeiro: Guanabara, 1986. cap. 19, p.211-218.
- 55 - PINES, M. et al. Castability analysis of dental alloys. J. dent. Res., Baltimore, v.58, n.1, p.197, Jan. 1979. [Abstract].

- 56 - PRICE, W.A. The laws determining the behavior of gold in fusing and casting. Dent. Cosmos, Philadelphia, v.53, n.3, p. 265-294, Mar. 1911.
- 57 - PULSKAMP, F.E. A comparison of casting accuracy of base metal and gold alloys. J. prosth. Dent., St. Louis, v.41, n.3, p.272-276, Mar. 1979.
- 58 - REISBICK, M.H. Precious and noble-based casting alloys. J. prosthet Dent., St. Louis, v.54, n.6, p.785-788, Dec. 1985.
- 59 - RYGE, G., FOLEY, D., FAIRHUST, C.W. Micro indentation hardness. J. dent. Res., Baltimore, v.40, n.6, p.1116-1126, Nov./Dec. 1961.
- 60 - SANTOS, M. S. et al. Resistência a corrosão de ligas de cobre-alumínio. (1) Estudo através de reflectância aparente e análise microscópica. I: efeito, tipos de ligas, condições e tempos. R.G.O., Porto Alegre, v.35, n.3, p.175-180, maio/jun. 1987.
- 61 - SANTOS JUNIOR, J., PACCE, J.G. Efeito do jato de areia na dureza superficial das ligas do sistema prata-estanho. Revta Fac. Odont. Univ. S. Paulo, São Paulo, v.13, n.2, p.187-190, jul./dez. 1975.

- 62 - SARKAR, N.K., FUYS JUNIOR, R.A., STANFORD, J.W. The chloride corrosion of low-gold casting alloys. J. dent. Res., Washington, v.58, n.2, p.568-575, Feb. 1979.
- 63 - _____, _____, _____. Corrosion and microstructure of progold. J. prosth. Dent., St. Louis, v.40, n.1, p.50-55, July. 1978.
- 64 - SASTRI, S., VAIDYANATHAN, T.K., MUKHERJEE, K. Potentiodynamic polarization analysis of silver-palladium alloys in chloride solution. Metal Trans. V.A13A, p.313-317, 1982.
- 65 - SCHEU, C.H. A new precision casting technic. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.19, n.4, p.630-633, Apr. 1932.
- 66 - SCHULMAN, A., MUKHERJEE, F.M., JOHNSON, A.A. Gold-nickel alloys in dental protheses. J. dent. Res., Washington, v.55, n.2, p.285-288, Mar./Apr. 1976.
- 67 - SHELL, J.S. Gold casting with special reference to cast gold inlays. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.10, n.13, p.187-200, Mar. 1923.
- 68 - _____. Metalurgic phenomena in dental alloys. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.14, n.3, p.427-437, Mar. 1927.

- 69 - SILVA FILHO, C.E. Estudo das propriedades gerais de uma liga elaborada com baixo conteúdo de ouro (46%). Tese (Doutoramento) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, 1985.
- 70 - SIMONETTI, E.L. Contribuição para o estudo de ligas metálicas odontológicas do sistema prata-estanho. Revta Fac. Odont. Univ. São Paulo, v.10, n.1, p.21-29, jan./jun. 1972.
- 71 - ————. Dentística restauradora: ligas do sistema cobre-alumínio. I - compatibilidade biológica. Revta Fac. Odont. Univ. S. Paulo, v.14, n.2, p.201-206, jul./dez. 1976.
- 72 - SIMONETT, E.L. Dentística restauradora: ligas do sistema cobre-alumínio. II - propriedades mecânicas. Revta Fac. Odont. Univ. S. Paulo, São Paulo, v.15, n.1, p.53-64, jan./jan. 1976.
- 73 - ————. Duracast MS: a única liga odontológica de cobre-alumínio. Revta paul. Odont., São Paulo, v.9, n.2, p.12-28, Mar./Abr. 1987.
- 74 - SOUDER, W., PAFFENBAARGER, G.C. Physical properties of dental materials. Washington: U.S. Department of Commerce. National Bureau of Standards, 1942. p.34-60.

- 75 - STURDEVANT, C.M., LEINFELDER, K.F., KUSY, R.P. Clinical and laboratory evaluation of low gold alloys. J. dent. Res., Washington, v.58, p.197, Jan. 1979. [Abstract].
- 76 - SWARTZ, M.L., PHILLIPS, R.W., EL TANNIR, M.D. Tarnish of certain dental alloys. J. dent. Res., Washington, v.37, n.5, p.837-847, Sept./Oct. 1958.
- 77 - TAGGART, W.H. A new and accurate method of making gold inlay. Dent. Cosmos, Philadelphia, v.49, n.11, p.1117-1121, Nov. 1907.
- 78 - TAYLOR, N.O. et al. Inlay casting golds: physical properties and specifications. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.19, n.1, p.36-53, Jan. 1932.
- 79 - TUCCILLO, J.J., NIELSEN, J.P. Observations of on set of sulfide tarnish on gold-base alloys. J. prosth. Dent., St. Louis, v.25, n.6, p.629-637, June, 1971.
- 80 - VAIDYANATHAN, T.K., PRASAD, A. In vitro corrosion and tarnish analysis of the Ag-Pd binary system. J. dent. Res., Washington, v.60, n.3, p.707-715, Mar. 1981.
- 81 - ————., BALLAL, H., PRASAD, A. Influence of Pd alloys on the corrosion behavior of dental gold alloys. J. dent. Res., Washington, v.58, p.333, Jan. 1979. [Abstract].

- 82 - VAIDYANATHAN, T.K., et al. Tarnish of dental alloys by oral microorganisms. J. prost. Dent., St. Louis, v.66, n.5, p.709- 714, Nov. 1991.
- 83 - VALERA, R.C., MONDELLI, J. Determinação de algumas propriedades de ligas metálicas não áureas empregadas na confecção de incrustações dentais. Estomat. Cult., Bauru, v.7, n.1, p.42-53, jan./jun. 1973.
- 84 - VAN HORN, C.S. Casting: a review and commentary including a technique. Dent. Cosmos, Philadelphia, v.52, n.46, p.873-881, May, 1910.
- 85 - ————. The wax pattern a technique, together with appliances, etc., for its execution. Dent. Cosmos, Philadelphia, v.54, n.9, p.973-978, Sept. 1912.
- 86 - VERONESE, G.S.; CONSANI, S., RUHNKE, L.A. Influence of casting methods of microhardness and cristalline formation of aluminium cooper alloys. J. prosth. Dent., St. Louis, v.67 n.1, p.26-29, Jan./Feb. 1992.
- 87 - VIEIRA, D.F. Metais e ligas metálicas: noções básicas para dentistas. 2.ed. São Paulo: E. Blücher; EDUSP, 1967.

- 88 - VIEIRA, D.F., MARCHI, A. Embebição nas resinas acrílicas e poliamidas. Contribuição ao estudo das alterações na posição relativa dos dentes de uma dentadura, causada pela sorpção de líquidos. Anais Fac. Farm. Odont. Univ. S. Paulo, São Paulo, v.18, n.2, p.31-52, jul./dez. 1961.
- 89 - VINCENT, P.F., STEVENS, L., BASFORD, K.E. A comparison of the casting hability of precious and nonprecious alloys for porcelain venee- ring. J. prosth. Dent., St. Louis, v.37, n.5, p.527-536, May, 1977.
- 90 - WALD, F.V., COCKS, F.H. Investigation of copper-manganese nickel alloys for dental purposes. J. dent. Res., Washington, v.50, n.1, p.48-59, Jan./Feb. 1971.
- 91 - WATSON, P.A. et al. A comparison of zinc-containing and zinc-free amalgam restorations. J. prosth. Dent., St. Louis, v.27, n.5, p.536-541, May. 1973.
- 92 - WIGHT, T.A., RICHARD, J., GAUGLER, R.W. Evalation of three variables affecting the cating of base metal alloys. J. prosth. Dent., St Louis, v.43, n.4, p. 415-418, Apr. 1980.
- 93 - WRIGHT, S.T., COCKS, F.H., GETTLEMAN, L. Corrosion behavior of Au and Ag modified Cu, Ni, Mn alloys. J. dent. Res., Washington, v.59, n.4, p.708-715, Apr. 1980.

Apêndice

11 - APÊNDICE

RELATÓRIO ESTATÍSTICO

ENSAIOS DE DUREZA SUPERFICIAL

O trabalho foi analisado como ensaio inteiramente ao acaso em esquema fatorial. A análise de variância nos deu:

Causa de variação	GL	S. Q.	Q. M.	F.	
Ligas (L)	7	243.091,81	34.727,40	806,3	* *
Tratamentos (T)	3	12.462,11	4.154,04	96,4	* *
Interação L x T	21	35.040,38	1.668,59	38,7	* *
Resíduo	128	5.512,95	43,07		

Total 159 269.107,25

Coeficiente de variação do ensaio = 4,58%

Observa-se que tanto as ligas como os tratamentos e a interação foram significativos ao nível de 1% de probabilidade. Como a interação foi significativa foi feito um desdobramento de graus de liberdade cujos resultados foram

Causa de variação	G. L.	S. Q.	Q. M.	F.	
L. dentro do trat. 1	7	46.277,10	6.611,01	153,5	* *
L. dentro do trat. 2	7	63.209,23	9.029,89	209,6	* *
L. dentro do trat. 3	7	92.907,60	13.272,51	308,1	* *
L. dentro do trat. 4	7	75.738,26	10.819,75	251,2	* *
Resíduo	128	5.512,95	43,07		

Causa de variação	G. L.	S. Q.	Q. M.	F.	
Trat. dentro da L. 1	3	3.943,38	91,56	57,5	* *
Trat. dentro da L. 2	3	1.536,40	35,67	142,1	* *
Trat. dentro da L. 3	3	430,00	143,33	3,3	*
Trat. dentro da L. 4	3	3.087,40	1.029,13	23,9	* *
Trat. dentro da L. 5	3	1.288,15	429,38	10,0	* *
Trat. dentro da L. 6	3	458,40	152,80	3,5	*
Trat. dentro da L. 7	3	11.830,15	3.943,38	91,6	* *
Trat. dentro da L. 8	3	4.609,20	1.536,40	35,7	* *
Resíduo	128	5.512,95	43,07		

Pelo resultado do desdobramento verifica-se que os efeitos das ligas dentro de cada tratamento foram significativos ao nível de 1% de probabilidade.

Já os tratamentos dentro de cada liga foram significativos todos só que em níveis diferentes de probabilidade, ou seja nas ligas 3 e 6 os tratamentos foram significativos ao nível de 5% de probabilidade e nas demais ligas a significância foi ao nível de 1%.

Como pudemos observar, todos os efeitos testados apresentaram significância, assim, passamos a fazer as comparações de médias, através do teste de Tukey.

Média de Ligas Média de ligas

$\hat{M} 8 = 207,20$

M 7 = 188,25

M 4 = 153,30

M 5 = 144,15 a

M 6 = 141,00 a

M 3 = 124,00

M 1 = 112,42

M 2 = 75,34

A diferença mínima significativa ao nível de 5% de probabilidade foi $\Delta = 6,4$. Nota-se que somente as ligas 5 e 6 não apresentaram diferenças significativas entre si, as demais apresentaram, isto sem levar em consideração os tratamentos, ou seja, na média delas.

Médias de tratamentos

M 1 = 157,95

M 3 = 142,00

M 4 = 137,19 a

M 2 = 135,69 a

A diferença mínima significativa ao nível de 5% de probabilidade foi $\Delta = 3,8$

Observa-se que os tratamentos 4 e 2 não apresentaram diferenças significativas entre si, as demais apresentaram.

Neste caso os tratamentos foram determinados sem levar em conta as ligas, ou seja, na média de todas as ligas

MÉDIAS DE TRATAMENTOS X LIGAS

Ligas	Tratamentos			
	1	2	3	4
1	145,6	103,2	103,0	97,8
2	127,6	62,1	54,2	57,4
3	123,4	116,8	129,2	126,6
4	154,6	172,8	139,8	146,0
5	140,8	134,6	156,6	144,6
6	148,0	142,0	139,2	134,8
7	192,0	154,8	223,0	183,2
8	231,6	199,2	191,0	207,0

Diferença mínima significativa ao nível de 95% de probabilidade para ligas dentro do tratamento foi de

= 12,8 e para tratamentos dentro de liga, = 10,8.

As comparações entre as ligas dentro do tratamento nos levaram aos seguintes resultados:

Dentro do tratamento 1: As ligas 2 e 3 diferem de todas as demais, mas não diferem entre si. A liga 5 difere das ligas 2, 3, 4, 7 e 8 e não difere das ligas 1 e 6. As ligas 1 e 6 diferem além das já vistas 2, 3, 4, 7, e 8 mas não diferem entre si as das demais.

Dentro do tratamento 2: As ligas 1 e 2 diferem de todas as demais e entre si. A liga 3 difere de todas as demais. A liga 5 difere das ligas 1, 2, 3, 4, 7 e 8 e não difere da liga 6. A liga 6 difere das ligas 1, 2, 3, 4 e 8 mas não difere das ligas 5 e 7. A liga 7 não difere da liga 6 mas difere de todas as demais. As ligas 4 e 8 diferem de todas as outras e também entre si.

Dentro do tratamento 3: As ligas 1 e 2 diferem das demais e entre si. As ligas 3, 4 e 6 diferem das ligas 1, 2, 5, 7 e 8 e não diferem entre si. A liga 5 difere de todas as demais. As ligas 7 e 8 diferem de todas as outras e também diferem entre si.

Dentro do tratamento 4: As ligas 1 e 2 diferem das demais e também entre si. A liga 3 difere de todas as demais menos da liga 6. A liga 6 difere das ligas 1, 2, 7, e 8 e não difere das ligas 3, 4 e 5. As ligas 7 e 8 diferem de todas e também diferem entre si.

As comparações entre os tratamentos dentro de liga nos levaram aos seguintes resultados: A liga 1 nos tratamentos 2, 3 e 4 não apresentaram diferenças significativas entre si,

e no tratamento 1 foi significativamente diferente dos demais. Com a liga 2 ocorreu o mesmo que a liga 1. Para a liga 3 o tratamento 2 foi diferente significativamente do tratamento 3. Os demais não apresentaram diferenças significativas entre si. Para a liga 4 o tratamento 2 diferiu dos demais, enquanto que o tratamento 1 diferiu do 3. Para a liga 5 o tratamento 3 diferiu dos demais. Para a liga 6 o tratamento 1 diferiu significativamente do tratamento 4. Os demais não apresentaram diferenças entre si. Para a liga 7 os tratamentos 1 e 4 não apresentaram diferenças significativas entre si. Os demais apresentaram. Para a liga 8 o tratamento 1 diferiu dos demais e o tratamento 4 diferiu do 3.

A seguir apresentamos um quadro com os coeficientes de variação para cada tratamento, para avaliarmos as variações dentro de cada tratamento.

TRATAMENTOS

Ligas	1	2	3	4
1	3,4	1,7	2,8	2,0
2	2,4	1,6	7,2	3,3
3	4,2	2,8	4,5	1,3
4	11,3	5,4	4,7	5,4
5	2,2	6,5	2,8	2,5
6	2,2	4,8	2,7	4,4
7	4,4	5,2	4,5	5,0
8	2,0	4,7	2,4	2,9

Observação: Quanto maior o coeficiente de variação maior a variação dentro do tratamento.