

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

"AVALIAÇÃO LABORATORIAL DA FUSIBILIDADE DE METAIS
BÁSICOS DE USO EM ODONTOLOGIA RESTAURADORA "

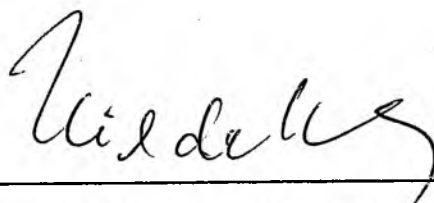
"A laboratory evaluation of the castability of metal
alloys used in restorative dentistry".

*Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Pós -
Graduação em Odontologia, opção Odontopediatria, do
Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal
de Santa Catarina, para obtenção do título de Mestre
em Ciências.*

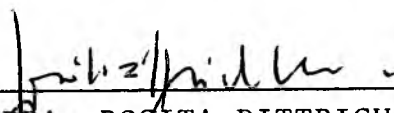
PAULO DE CASTRO BRANDEBURGO

1982

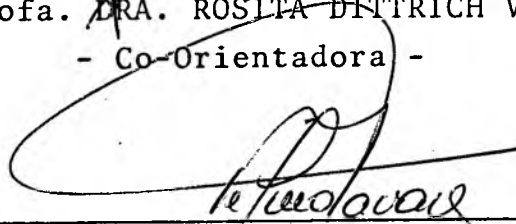
Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de "MESTRE EM CIÊNCIAS" - Especialidade Odontopediatria e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação.



Prof. DR. NILDO WALMOR SELL
- Orientador -

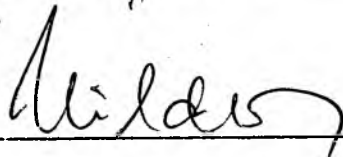
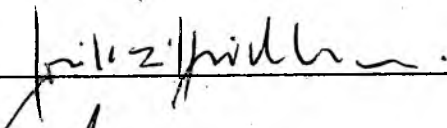
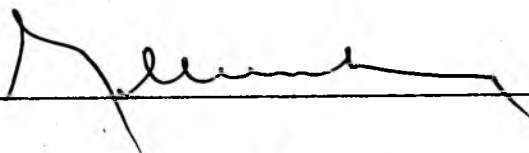


Profa. DRA. ROSITA DITTRICH VIGGIANO
- Co-Orientadora -



Prof. DR. TELMO TAVARES
- Coordenador do Curso -

Apresentada perante a Banca Examinadora composta dos Professores :



*A DÊNIA, minha esposa, pelo apoio e
críticas equilibradas.*

Aos meus pais, mestres inatos, como
exemplos para minha formação.

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Titular Dr. NILDO WALMOR SELL, Subche-
fe do Departamento de Estomatologia do Centro de Ciências da
Saúde, pela orientação deste trabalho, sua dedicação e amizade .

À Professora Titular Dra. ROSITA DITTRICH VIGGIANO,
do Departamento de Estomatologia do Centro de Ciências da Saúde
da Universidade Federal de Santa Catarina, pela espontânea e
inestimável colaboração no Planejamento e Ordenação do Tema do
presente trabalho.

AGRADECIMENTOS

"Não basta existir. É preciso encher a vida do colorido do Bem. As existências não se medem pelos relógios que dividem as horas e os minutos, mas pelas ações iluminadas pela solidariedade humana, uma das múltiplas facetas do Amor, que teve em Cristo o seu máximo Apóstolo". (Farrapos de Idéias - Maria da Ilha - 1937).

Bondade. Solidariedade. Estímulo. Compreensão, Colaboração. Tudo isto nos foi dado encontrar nessa plêia de de criaturas superiores que não apenas existem, mas vivem. E o demonstram por "atos que falam e ensinam, com uma eloquência muito mais convincente que todos os tratados de moral". Não poderíamos esquecerlos e, por justiça e gratidão, deixar de nomeá-los :

- Ao Professor Titular Dr. LAURO CALDEIRA DE ANDRADA, Chefe do Departamento de Estomatologia do Centro de Ciências da Saúde, da Universidade Federal de Santa Catarina, pelo incansável apego ao bom desempenho e aprimoramento técnico - pedagógico dos docentes, à pertinência e espírito de luta para concretizar objetivos de aperfeiçoamento, levando-nos a comungar de seus ideais de evolução.

- Ao Professor Titular Dr. TELMO TAVARES, Coordenador do Curso de Pós-Graduação em Odontologia - opção Odontopediatria, do Departamento de Estomatologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina, pela ilimitada compreensão, incentivo e apoio nas dificuldades para concretização e obtenção deste título, a nível de pós-graduação. Mestre e amigo de todas as horas.

- Ao Professor Dr. ALMIR CLEMENTE CUNHA, Professor Titular da Disciplina de Materiais Dentários, do Departamento de Estomatologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina, pela valiosa e sábia orientação no desenvolvimento das técnicas laboratoriais, e no apoio e incentivo às pesquisas.

- Ao Arquiteto ANTÔNIO FELIPPINE, pela generosa participação, empregando seus conhecimentos técnicos para a esquematização e demonstração gráfica do método de avaliação de resultados obtidos após as fundições.

- À Bibliotecária Sra. MAGDA C. LANGE RAMOS que, com a experiência e observação perseverante em longos anos de trabalho constante, coligiu e ordenou a bibliografia, de acordo com as normas brasileiras que disciplinam o assunto.

Finalmente aos meus colegas da disciplina de Dentística II e Endodontia II, companheiros de luta diária, Dr. Frederico Fabiano Clausen, Dr. Carlos Alberto Pinto da Luz, Dr. Cléo Nunes de Sousa, Dr. Sylvio Monteiro Jr., Dr. João R. Sanford Lins e Dra. Maria Helena Sant'Angelo, o meu reconhecimento pelo incentivo constante.

Estendo agradecimentos aos professores, aos técnicos educacionais e técnicos laboratoriais, aos funcionários do Departamento de Estomatologia, e àqueles que, de forma direta ou indireta contribuíram para concretização de mais este trabalho de pesquisa.

SUMÁRIO

	<u>Página</u>
- PÁGINA INDICATIVA DA DISSERTAÇÃO	i
- AGRADECIMENTOS	iv
- RESUMO	viii
- SUMMARY	ix
. CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO	2
. CAPÍTULO II- REVISTA BIBLIOGRÁFICA	6
. CAPÍTULO III-PROPOSIÇÃO	19
. CAPÍTULO IV- MATERIAIS, APARELHOS, DISPO - SITIVOS E METODOLOGIA	21
. CAPÍTULO V - RESULTADOS E DISCUSSÃO	33
. CAPÍTULO VI- CONCLUSÕES	44
. CAPÍTULO VII-REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS...	46

.

RESUMO

Com o intuito de analisar a fusibilidade, de ligas metálicas, de uso odontológico, realizou-se um estudo laboratorial com tres ligas metálicas; uma liga de ouro (STABILOR G) e outras duas ligas de cobre-alumínio (DEALLOY e DURACAST MS).

Com base nos resultados obtidos, concluimos que :

1 - quanto à fusibilidade a liga metálica STABILOR G mostrou-se superior a IDEALLOY e a DURACAST MS.;

2 - o aumento na quantidade de liga usada (de 8 gramas para 10 gramas) tende a aumentar o número de voltas da espiral reproduzida no processo de fundição, todavia esta ocorrência não foi observada nos testes laboratoriais feitos com DURACAST MS.

SUMMARY

With the purpose of analysing the castability of base metal alloys used in dentistry, a laboratorial study took place with three base metal alloys, one gold alloy (STABILOR G) and two copper-aluminium alloys (IDEALLOY and DURACAST MS).

According to the findings we concluded that :

1 - the base metal alloy Stabilor G is superior in castability than the two others studied alloys Idealloy and Duracast MS.

2 - the increase of quantity in base metal alloy (8 to 10 grams) tends to increase the number of spiral turns reproduced in the casting process but this occurrence was not observed in the laboratorial tests made with Duracast MS.

I - INTRODUÇÃO

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Ligas metálicas para uso odontológico constituem estudos e pesquisas importantes de uma abundante literatura que, desde HARNACK ¹¹ e SILBERMAN ²³ busca soluções para problemas de natureza sócio-econômica provocados pela discordância existente entre o elevado custo das ligas de ouro e o pequeno poder aquisitivo dos pacientes necessitados de tratamento dentário. Contudo, a utilidade dos metais é provocada por algumas de suas propriedades físicas peculiares, principalmente aquelas que se traduzem por uma combinação de resistência e dutibilidade, sob as mais variadas condições a que são submetidas durante o seu uso. Assim, metais e ligas metálicas têm sido convertidos, por meio de diferentes métodos, numa infinidade de produtos. Dentre estes métodos, a fundição caracteriza-se pelo fato de ser o método mais direto para se obter o produto final, principalmente quando este possui estrutura geometricamente complexa.

O verdadeiro grau de utilidade de determinada liga metálica deve ser buscado na relação existente entre o desempenho real da peça fundida e o custo geral de seu processamento. Ferros fundidos em geral podem ser citados como exemplos de ligas metálicas em que propriedades úteis estão associadas ao baixo custo do processo e do produto. Não é por outro motivo que a indústria de ferros fundidos, em termos de significação econômica, sempre se transforma em ramo importante da indústria de fundição da maioria dos países .

Pela combinação de várias de suas propriedades físicas e químicas, alguns metais e suas ligas são, mais facilmente que outros, liquefeitos e convertidos em produtos fundidos de qualidade satisfatória. Os princípios metalúrgicos permitem efetuar as estimativas necessárias para tais avaliações mas, em alguns casos especiais, são de tal monta as propriedades desejadas (especificadas) que a decisão, entre os diversos produtos possíveis, deve exigir uma análise preliminar detalhada e cuidadosa. As ligas metálicas para emprego odontológico situam-se nestes casos especiais. Ligas de cobre, pertencentes basicamente ao sistema cobre-zinco, foram introduzidas no mercado odontológico do Japão há quase vinte anos e, desde então, têm sido utilizadas com grande sucesso clínico. Estas ligas de cobre promoveram, inclusive, soluções para problemas de natureza sócio-econômica, preocupação esta resultante do elevado preço das ligas de ouro, em comparação com a de outros metais básicos.

Considerando que, pelo menos atualmente, esta mesma ordem de problema de natureza sócio-econômica também no nosso País está presente, talvez até com gravidade superior; - considerando o preço cada vez maior das ligas de ouro; - e considerado o fato de que um dos objetivos da fundição é o alcance dos requisitos mais precisos das propriedades dos metais fundidos em condições ótimas de economia, encontramos os motivos para a realização desta pesquisa. Ela trata de novas ligas de cobre para uso odontológico, pertencente basicamente ao sistema cobre-alumínio.

Para a seleção e formulação destas ligas de cobre - alumínio, foram levados em conta todos os estágios do processo de fundição, começando pela matéria-prima e terminando pelo comportamento provável da peça fundida quando de sua aplicação. Quando requisitos de propriedades mecânicas puderam ser preenchidos por diferentes ligas, as propriedades de fundição e as exigências econômicas transformaram-se em fatores decisivos para a escolha. Por outro lado, o compromisso existente entre os requisitos metalúrgicos, tecnológicos e de produção promoveu a adição de diferentes elementos de liga para a tentativa do controle de propriedades específicas de fundições e de propriedades exigidas no produto acabado. De modo geral, embora fatores econômicos, considerados essenciais, pudessem ter limitado o desenvolvimento de ligas fundidas inteiramente novas, foi estudado o possível aperfeiçoamento de ligas de cobre-alumínio já formuladas e foram introduzidas pequenas mudanças de composição com a finalidade de se obter novas estruturas com diferentes propriedades.

A possibilidade de modificação da estrutura da matriz ou das fases dispersas das diversas ligas (nova estrutura com propriedades diferentes da estrutura bruta de fusão original), a pretensão de redistribuir o soluto e as fases dispersas na matriz (melhor de certas propriedades específicas) ou, até mesmo, a simples eliminação de certas irregularidades estruturais (resultantes da solidificação das ligas), foram tentadas pela realização de tratamentos térmicos. Estes foram idealizados de modo que suas conservações se mantivessem compatíveis com o atual processamento observado nas fundições odontológicas.

Só deste modo, as finalidades de natureza qualitativa e econômica desta pesquisa, estariam seguramente preservadas.

II - REVISTA BIBLIOGRÁFICA

CAPÍTULO II

REVISTA BIBLIOGRÁFICA

Os limites de tolerância para uma restauração metálica fundida, quanto à sua precisão, não são ainda conhecidas. No entanto, é óbvio que a precisão de uma restauração metálica fundida deve ser maior do que aquilo que o olho ou métodos convencionais de teste clínico possam detectar.

Características físicas, químicas e mecânicas das ligas metálicas submetidas ao processo de fundição têm sido muito estudadas; entretanto, quanto à capacitação de reproduzir minúcias, poucas informações científicas temos à disposição.

O primeiro investigador a desenvolver a técnica de fundição, no âmbito odontológico, foi TAGGART²⁷ em 1907.

LANE¹⁴ em 1908, observando que as fundições de até então apareciam menores que deviam, atribuiu o fenômeno à contração de fundição do ouro. Foi o primeiro investigador a

tentar determinar a contração do ouro, utilizando o método indireto. Realizou a fundição num molde de revestimento contendo sílica e aquecido a 650°C. Assim, usando um padrão de cera de dimensão conhecida, conseguia uma incrustação de ouro com essa dimensão graças a expansão desse revestimento .

VAN HORN,³⁰ em 1909, empregando a técnica de LANE, descobriu que a expansão térmica do revestimento apenas não era suficiente para compensar a contração do ouro. Provocou a expansão do padrão de cera, após a inclusão e antes que o revestimento tivesse endurecido. Após ter desenvolvido um aparelho original, empregando revestimento com elevado teor de sílica, proclamou que conseguia fundições dimensionalmente corretas.

Ainda em 1912, o próprio VAN HORN³¹ dizia que : sobretudo, a maior parte do sucesso de uma restauração fundida , depende da manipulação e tratamento do padrão de cera. A causa principal da falha é um "padrão de cera imperfeito" . Sobre as causas das falhas de fundição, ele cita :

- a) Máquina de fundição defeituosa;
- b) Sua fusão da liga, isto é, o ouro não atinge sua fluidez total;
- c) Excesso de força sobre o ouro ao ser injetado no molde.

Em 1922, NEY, J.M.¹⁵ apresentou pela primeira vez uma liga de ouro, comercializada com finalidades odontológicas. Antes mesmo dos estudos realizados pela American Dental Association e do National Bureau of Standards, ele anunciava o produto da seguinte forma : "Ligas para fundições. Esta liga consiste de ouro puro e uma parte de liga (Pt, Cu, Ag) suficiente para modificar o comportamento do ouro puro em fundições, porém sem alteração perceptível da cor. Esses elementos aumentam ligeiramente a dureza e isto resulta em dificuldades para distinguir esta liga do ouro puro. Resiste mais ao escoamento e abrasão. Indicada em trabalho onde o esforço não é grande e especialmente para simular a cor do ouro".

SHELL,²² em 1931, afirmou que as ligas de ouro e níquel produzem uma série de transformações em soluções quando aquecidas ligeiramente abaixo do seu ponto de solidificação. Reaquecidas e resfriadas lentamente, as soluções sólidas se decompõem em soluções eutéticas.

TAYLOR et alii,²⁸ em 1932, realizaram um estudo sobre as propriedades das ligas de ouro utilizadas em fundições dentais, bem como dos materiais acessórios empregados, como parte de um trabalho sobre materiais odontológicas, estudo esse feito em conjunto pelo National Bureau of Standards e pela American Dental Association. Analisaram qualitativa e quantitativamente as ligas de ouro e apresentaram os resultados das seguintes propriedades: temperatura de fusão, dureza Brünell, resistência-limite à tração e porcentagem de alongamento. Determinaram o ponto de fusão pelo método do "fio" do seguinte modo: um fio de 0,711 a 0,812mm de diâmetro e aproximadamente 1,58mm de comprimento, apoiado por suas extremidades e sujeito a uma pressão contínua de uma tara de 85 g, era colocado dentro do forno. O aumento de temperatura, até mais ou menos 38°C aquém do ponto de fusão, devia ser de 4,5 a 23,5°C por minutos. A temperatura de fusão era aquela em que este fio se fraturava sob a ação dessa tara. Observaram ainda que as temperaturas de fusão, quando determinadas pelo método do "fio", aumentavam com as proporções de metais preciosos presentes na liga.

WISE et alii,³⁶ em 1932, estudando o comportamento da platina nas ligas de ouro, afirmaram que o tamanho dos grãos cristalinos é tão importante quanto às propriedades físicas de uma liga. Isto é verdade, uma vez que pequenos grãos conferem maior dureza e maior resistência à deformação. Também é verdadeiro o contrário. A platina, como o paládio, reduz o tamanho dos grãos cristalinos, conferindo à liga maior resistência e dureza. Salientaram também que as ligas Ouro-Cobre, Paládio-Cobre, Ouro-Platina, Platina-Prata e Platina-Cobre são passíveis de endurecimento

através de tratamentos térmicos.

COLEMAN ⁴, em 1941, ao apresentar trabalho sobre tratamento térmico das ligas de paládio, examina 3 tipos de ligas de ouro-platina e paládio em relação a sua resistência, submetendo-as a diferentes tratamentos térmicos. No caso do resfriamento lento, a resistência e dureza são sempre aumentados. Dessa forma a resistência - tensil também é aumentada.

SOUDER et PAFFENBARGER ²⁵, em 1942, publicaram um trabalho sobre as propriedades físicas dos materiais odontológicos, o qual nada mais era que um resumo de todos os relatos sobre o assunto, realizado desde 1919, no "National Bureau of Standards" e demais organizações associadas. Investigaram os efeitos dos tamanhos de formas de fundições, para verificar se a quantidade e distribuição das ligas de ouro durante a fundição, afetavam o valor médio previamente relatado de 1,25% para a contração de fundição. Os resultados mostraram que o valor 1,2 mais ou menos 0,2% cobriria bem todas as variações experimentais. Algumas experiências foram feitas com ligas de metais básicos, como ligas de cobre-níquel, e outras ligas ricas em prata, mas foram consideradas insatisfatórias. Apenas dois tipos de ligas foram usados com sucesso : os aços inoxidáveis, trabalhados mecanicamente e as ligas tipo "STELLITE" (cobalto-cromo-tungstênio), usadas como peças obtidas por fundição.

PAFFENBARGER et alii, ¹⁶ em 1943, analisaram várias ligas empregadas como possíveis substitutas das ligas de ouro, com as seguintes conclusões :

- as ligas de metais comuns começaram a ser usadas para aparelhos de prótese e ortodontia, porque os metais nobres não eram acessíveis ou então eram muito caros;

- as ligas à base de cobre, estanho ou prata não foram consideradas satisfatórias para restaurações fundidas;

- as ligas à base de ferro, notadamente os aços inoxidáveis trabalhados mecanicamente, foram considerados satisfatórios para o uso em ortodontia e prótese;

- as ligas de cobalto - cromo selecionadas pelos autores para aparelhos fundidos, com as quais foram realizados testes, não eram em geral superiores às ligas de ouro.

HEDEGARD et alii ¹², em 1943, num trabalho sobre contração em fundição, observou que a liga de ouro era ligeiramente super-compensada durante o aquecimento do revestimento, mas que a contração de fundição das ligas de cobalto-cromo não era suficientemente compensada.

TAYLOR et SWEENEY ²⁹, em 1957, tentando estabelecer uma especificação para as ligas de cobalto-cromo, classificaram-nas em dois grupos, segundo a temperatura da fusão :

- 1 - ligas de alta fusão, com o mínimo de 1.316°C;
- 2 - ligas de baixa fusão, máximo de 1.316°C.

Também foram apresentados alguns requisitos, tais como : cor, composição e propriedades mecânicas.

FUSAYAMA ⁹, em 1959, estudando a contração de fundição do ouro e de suas ligas, por processo indireto, utilizou três tipos diferentes de corpos de prova e obteve o seguinte resultado :

- 2,1% em restaurações metálicas fundidas simples;
- 2,0% em coroas;
- 1,9% em restaurações metálicas fundidas tipo MOD.

FUSAYAMA et IDE ¹⁰, em 1960, usaram a técnica desenvolvida em trabalho anterior, para determinar a contração de fundição de cinco ligas populares japonesas algumas con

tendo ouro e outras não, porém utilizadas da mesma forma que as ligas de ouro, para as restaurações metálicas fundidas, coroas e pontes. Investigaram o efeito da temperatura do molde e a pressão de fundição sobre a contração delas, assim como suas expansões térmicas lineares; os pontos de fusão foram determinados e comparados com as contrações de fundição. Verificaram que com a temperatura mais baixa do molde havia redução de contração de fundição simples, mas não naquelas que apresentavam coroas. A variação na pressão de fundição não alterou a contração em nenhum dos corpos de prova utilizados.

VIEIRA ³³, em seu livro Metais e Ligas Metálicas, publicado em 1967, cita no capítulo destinado a fundição: O metal fundido e situado na bacia de fundição ou cadinho irá atravessar o conduto de alimentação, alojando-se no molde. Essa penetração dependerá da fluidez do metal líquido, que é função de sua viscosidade e tensão superficial. O ouro, por exemplo, apresenta tensão superficial elevada. A fluidez do metal líquido indica a propriedade de "poder fluir de forma livre e regular" em um molde e de poder enchê-lo totalmente antes de se verificar a solidificação. Fatores, tais como a existência de filmes de óxidos, de gases dissolvidos, inclusões ou impurezas em suspensão, a temperatura na qual é efetuado o vazamento, forma do molde, etc..., são alguns dos que influem sobre essa fluidez.

HOFFMAN et alii ¹³, em 1968, usando o troquel de Fusayama, para MOD, construíram 28 corpos de prova, aplicando a energia ultrasônica para injeção de liga fundida. Não notaram diferenças na precisão entre a técnica da força centrífuga e do ultrassom, nem entre os vários níveis de energia aplicados.

SAVER ²⁰, em 1973, pesquisando a fusibilidade de ligas metálicas cita: "muitas das ligas de metais básicos agora disponíveis em Odontologia têm sido testadas para verificar as suas propriedades tanto químicas como me -

cânicas e físicas, mas há a falta de informação em relação as suas características de fusibilidade, e, mais ainda, muitos pesquisadores falam da viabilidade de fusibilidade, mas percebe-se que eles têm diferentes conceitos sobre o termo "fusibilidade". Uma definição do termo, poderia eventualmente ajudar a esclarecer o problema e nossa capacidade de compreensão do conceito."

Capacidade de fusibilidade consiste apenas na capacidade de uma liga ou metal de reproduzir um molde por meio de uma fundição.

ASGAR³ em 1975 dividiu as ligas metálicas para fundição em ligas de alto conteúdo de ouro, ligas contendo alguns metais nobres e ligas de metais básicos.

São inerentes a este trabalho as ligas usadas para coroas e pontes, referentes a ligas de metais básicos que tem em sua composição alumínio manganês, silício e berílio em pequenas quantidades.

Normalmente essas ligas apresentam razoável propriedades mecânicas, resistência difícil e tardia e elasticidade maior que o ouro.

Para testar várias ligas metálicas, Kamal Asgar³ em 1975 valeu-se da confecção de espirais em fios de cêra com diâmetro conhecido com sete voltas completas.

Após o domínio da técnica foram fundidas quatro réplicas com cada liga metálica.

A avaliação dos resultados era feita após a simples remoção do revestimento remanescente sobre a peça, e contadas as voltas reproduzidas pela fundição, não sendo avaliados os seguimentos da espiral fundida que não completasse um quarto completo da fundição.

PRESTON et BERGER¹⁸, estudando a fluidez das ligas metálicas, 1977 fala que:"Os requisitos ou necessidades de fluidez de uma liga são demonstradas pelas necessidades para reproduzir minúcias (margens) e permitir ao molde ser preen -

chido completamente antes de esfriar. Qualquer técnico que tenha fundido muitos moldes para coroas Veneers em porcelana, em ouro ou qualquer material, tem experimentado defeitos no modelo perdendo assim integridade marginal. Isto com frequência é resultado de esfriamento antes de preencher o molde. A interação do desenho do "sprue", temperatura do molde e a temperatura de fundição da liga, se tornam aparentes. Um equilíbrio adequado entre metal molde resultaria numa fundição com as melhores propriedades físicas, integridade total e lisura igual ao revestimento e sua capacidade para reproduzir minúcias.

À medida que a liga fundida entra no molde, deve existir uma série de circunstâncias compatíveis que resultarão em lisura, preenchimento fluido com um mínimo de interferência mecânica.

A superfície do molde deve se dividir ou sucumbir a temperaturas elevadas (tanto na eliminação da matriz ou quando da entrada do metal fundido) e fornecerá rugosidade que impedirá fluidez no metal resultando num modelo mais rugoso. Esta "carcaça" de reação é mostrada quando da aderência do revestimento ao modelo.

PRESTON et BERGER¹⁹, 1977, numa pesquisa sobre fundições e a capacidade da fusibilidade das ligas metálicas revela que: "Para pesquisar as interrelações entre fluidez e rugosidade ao molde e temperaturas de fundição, onde as temperaturas de fundição do modelo e as temperaturas de fundição foram ambas variadas, se esboçou um modelo quase impossível de fundir. Este modelo consistia num rolo em forma de mola fabricado numa peça pré-formada de tal maneira que a fundição ficasse em frente a área de fluxo na liga fundida na centrífuga."

O sprue e o modelo foram elaborados com barras de cerca de forma arredondada calibre 16. Os estudos preliminares têm mostrado que este foi um bom método na complementação do modelo.

Baseados em estudos já realizados, uma máquina de fundição com um pirômetro ótico foi utilizada para assim reduzir as possibilidades de erros.

Os autores notaram que um aumento em ambas temperaturas sempre resultou numa melhor reprodução do modelo ou matriz e que as temperaturas de fundição tiveram uma grande influência, bem como a temperatura do molde. A matriz resultou completamente fundida, apenas com mais alta temperatura do molde (1750°F) e a temperatura de fundição do metal (2900°F). Os efeitos destas temperaturas sobre as propriedades físicas da liga fundida não foram pesquisados.

DALE et MOSER⁸ em 1977, fizeram referência a fabricantes de ligas de ouro que tinham desenvolvido uma variedade de ligas semi-preciosas, substitutas das ligas de ouro de uso odontológico. As ligas de ouro têm sido tão bem desenvolvidas que o cirurgião dentista pode confiar nelas para preencher as suas exigências. Qualquer liga substituta deve, conseqüentemente, demonstrar propriedades similares ou melhores que as das ligas de ouro.

Entretanto, o trabalho deles foi testar a adaptação de fundição de núcleos, com 5 ligas de metaia semi-preciosos. Concluíram que essas ligas proporcionavam boa adaptação e eram comparativamente, mais duras que as ligas de ouro tipo III. Terminam, alertando que antes de considerar essas ligas semi-preciosas para restaurações permanentes, elas deviam ser reexaminadas, a fim de verificar a resistência às manchas e à corrosão, sua adaptação e polimento marginal.

CAMPOS FILHO et DAVIES^{5,6,7}, em 1978, citam importantes conclusões sobre técnicas de fundição em seu livro "SOLIDIFICAÇÃO E FUNDIÇÃO DE METAIS E SUAS LIGAS".

Considerando que a fluidez dos metais é o principal fator em que se baseia nosso trabalho, vejamos o que dizem esses autores : para que a operação de fundição tenha sucesso, torna-se necessário que o fluxo de metal líquido, durante o vazamento e a solidificação, apresente um comportamento adequado no sentido de preencher generosamente todas as cavidades do molde e os espaços disponíveis que surgem durante a formação da estrutura de solidificação. Para tanto, deve-se conhecer a fluidez do metal líquido em canais de alimentação, a convecção do metal líquido durante a solidificação e o fluxo de metal líquido nos canais interdendríticos formados pela estrutura de solidificação junto a interface sólido/líquido.

O termo fluidez é usado para descrever o comportamento macroscópico do metal líquido durante o vazamento no interior do molde ou durante o fluxo pelas passagens internas da cavidade do molde. Verifica-se também que a fluidez das condições de solidificação. Isto é particularmente importante durante o fluxo pelas passagens do molde.

CAMPOS FILHO et DAVIES - dizem ainda que a descontinuidade exagerada na massa da peça fundida é decorrente da alimentação insuficiente do molde.

Tal descontinuidade é produzida quando o metal líquido deixa de preencher totalmente o molde, devido tanto à baixa fluidez do metal como também quando os métodos da corrida são insatisfatórios. Elas são evidenciadas sob a forma de buracos lisos, de formato irregular e cantos arredondados, localizados através da parede da peça fundida. Pequenos massalotes de moldes contribuem para a formação desses buracos. Aumentar a temperatura de vazamento e considerar o posicionamento do molde, seu tamanho e número de canais normalmente ajuda a eliminar esse tipo de defeito.

Quando o defeito for um vazio por falta de alimentação, a causa básica é a baixa fluidez do metal, tendo-se como solução prática o aumento da temperatura de vazamento e como soluções de projetos a reconsideração, posição, tamanho e número de portas de entrada e de alívio.

VIEIRA³⁴ em 1979, cita que a temperatura ou, mais precisamente, a zona de fusão de uma liga metálica para fundição, tem relação com o processo usado pelo aspecto que segue :

Fonte de Calor - condiciona o calor usado na fusão da liga:

- para temperaturas de fusão até cerca de 1000°C (ligas de ouro para incrustações, coroas e pontes) pode ser usada a chama de um maçarico ar/gás;

- quando a zona de fusão da liga escolhida for superior (ligas para metalo-cerâmica, p.ex.), outras fontes de calor deverão ser empregadas : se superior a 1000°C, atingindo até cerca 1250°C, poderá ser usada a chama de um maçarico oxigênio/gás; se for superior a 1250°C deverá ser empregada a chama de um maçarico oxi/acetileno; é preciso lem

brar todavia, que algumas ligas, embora com zona de fusão elevada, não devem ser fundidas com chama de oxi/acetileno. - Isto ocorre com certas ligas de Ni-Cr para metalo-cerâmica, que têm grande afinidade pelo carbono, podendo absorvê-lo da chama de oxi/acetileno, o que as torna mais duras e frágeis. A fusão de uma liga é manobra simples só na aparência pois, ela é crítica e exige domínio da técnica correspondente; durante a fusão pode ocorrer a volatilização de elementos de baixo ponto de fusão, a oxidação e a formação de carbos de alta fusão, com conseqüente redução da ductilidade e aumento na dureza das ligas.

VIEIRA ³⁵, 1979, considerando o problema sobre revestimento, diz que a temperatura de fusão condiciona o tipo de revestimento a ser empregado na fundição "pela cera perdida", pois a temperatura de fusão da liga deve ser compatível com os revestimentos usuais para fundição; a liga não deve apresentar, com tais revestimentos, reações que possam prejudicar a sua superfície, a qual deve ser lisa, sem poros ou módulos. Os revestimentos usuais mais comuns, à base de gesso (gypsum) são adequados para ligas cujas zonas de fusão são relativamente baixas (inferiores a 1000°C), como são as das ligas de ouro dos tipos I, II, III, IV. Os revestimentos para ligas com alta zona de fusão são aqueles à base de fosfatos ou sílica, e se empregam com ligas de Ni-Cr e Cr-Co; estes últimos revestimentos não são totalmente aceitáveis, são excessivamente densos (exigindo canais de alimentação da liga fundida que sejam adequados, bem localizados e auxiliados por canais de ventilação (venting, em inglês) convenientemente situados). Por outro lado, os revestimentos à base de gesso não são, em geral, compatíveis com a fundição dessas ligas, pois eles podem sofrer uma decomposição prejudicial, ao serem aquecidos a temperaturas compatíveis com as zonas de fusão destas.

Um outro aspecto crítico dos revestimentos é que as técnicas de fundições precisas em Odontologia, como se verá adiante, foram concebidas, racionalmente, com base

em ligas de ouro (cujas contrações térmicas de fundição são razoavelmente bem conhecidas) e em revestimentos com expansibilidades não só sabidas, como também controláveis. Isto não ocorre com as ligas de metais básicos (Ni-Cr, Ag-Sn, etc), usadas em Odontologia e também com os revestimentos à base de sílica ou de fosfato; portanto a precisão de uma fundição feita com tais ligas e (ou) esses revestimentos, não podem ser garantidas " a priori".

SELL²¹ em 1979 confeccionou vários padrões de cêra em espiral com 7 (sete) voltas completas, propondo-se a comparar a fusibilidade de ligas de ouro e metais básicos, encontradas no comércio e aplicadas em odontologia restauradora.

As ligas metálicas usadas por Sell²¹ em 1979, foram as seguintes : SUPERALLOY (liga de prata-estanho); STELDENT (liga de cromo-cobalto) POLLIAG M (liga de paládio-prata); WIROM S (liga de níquel-cromo); STABILOR G (liga de ouro); PRATALLIAG (liga de prata-paládio) e ARGENTALLOY (liga de prata-índio).

Dessas ligas testadas, ficou evidenciada a maior fusibilidade das ligas metálicas STABILOR G; PRATALLIAG e ARGENTALLOY.

Para comparar a fusibilidade entre as diversas ligas estudadas, e outras, também alterou a quantidade de liga empregada quando da fundição.

Para cada liga metálica foram fundidas três réplicas com 8 gramas e mais três réplicas com 10 gramas de liga metálica.

Houve uma tendência de um maior número de voltas reproduzidas do padrão de cêra quando empregada maior quantidade de liga.

III - PROPOSIÇÃO

CAPÍTULO III

Proposição

Neste trabalho propusemo-nos a estudar :

3.1 - fusibilidade em termos de números de voltas de um padrão de cera de forma espiral, reproduzida durante a fundição das seguintes ligas comerciais : IDEALLOY, STABILOR G e DURACAST MS.

3.2 - a influência da quantidade de liga empregada em cada fundição (8 e 10 gramas) no número de voltas do padrão de cera espiral, reproduzido nas fundições, com o conduto principal de alimentação de diâmetros, 1,2 mm e 2,5mm respectivamente.

IV - MATERIAIS, DISPOSITIVOS, APARELHOS E METODOLOGIA

CAPÍTULO IV

MATERIAIS, DISPOSITIVOS, APARELHOS E METODOLOGIA *

4.1 - Materiais

Escolhemos para nosso estudo a liga STABILOR G, liga de ouro, que serviu como elemento padrão. Suas características fornecidas pelo fabricante OUROVIÃO. Comércio de Metais Nobres Ltda. (filial DEGUSSA) de São Paulo, Capital, são : estrutura metalográfica micro-granulada e reduzido peso específico; cor amarelada; faixa de fusão entre 940-860 graus centesimais; dureza Vickers 170-275; resistência à tração 510-890 N/mm²; limite de elasticidade 400-830 N/mm²; alongamento 33-68%; peso específico 14,4 g/cm³. Uma liga metálica de procedência nacional (DEALLOY) adequada para todos os tipos de trabalhos fixos ou móveis, classificada, conforme especificação da American Dental Association, quanto ao seu ponto de fusão e alongamento, em macia (SOFT) e média (MEDIUM) e quanto à sua dureza, em extra dura (EXTRA HARD), proporcionando os seguintes dados fornecidos pelo fabricante :

Fusão	- 950°C
Dureza	- 197 Vickers com carga de 1Kg.
Alongamento	- 14-15%
Solda recomendada	- 14k. e a liga DURACAST M S

de procedência também nacional que segundo o fabricante se propõe

* Para atender os quesitos da proposição deste trabalho vamos lembrar-nos de informações bibliográficas, aparelhos e dispositivos e parte da metodologia do trabalho defendido por SELL 21.

para uso de próteses unitárias, metalo-plásticas e fixas parciais. Sua classificação de propriedades mecânicas de acordo com as especificações nº 5 da Associação Dentária Americana e nº 7 da Federação Dentária Internacional são as seguintes

Dureza Brünell	-	121 kgf/mm ²
Limite Proporcional	-	26 kgf/mm ²
Resistência à tração	-	63 kgf/mm ²
Alongamento	-	18%

4.2 - Dispositivos

Para conseguirmos os corpos de prova, no presente trabalho, foram usados os seguintes dispositivos e instrumentos:

4.2.1 - Um cilindro plástico com 6,7 cm de comprimento por 1,55 cm de diâmetro externo, originário de uma seringa Luer descartável. Foi cortada a ponta receptora da agulha, permanecendo apenas o orifício destinado a passagem do fio de cera. Este cilindro tinha a finalidade de receber, pelo seu interior, um fio de cera que, ultrapassando o orifício superior era enrolado em sua superfície externa num total de 6 voltas e mais uma extensão equivalente a uma outra volta, formando uma espiral com um conduto de alimentação pelo seu interior com 4,3 cm de comprimento, conduto este, geratriz da quela espiral. (Figura 4.1).

FIGURA 4.1

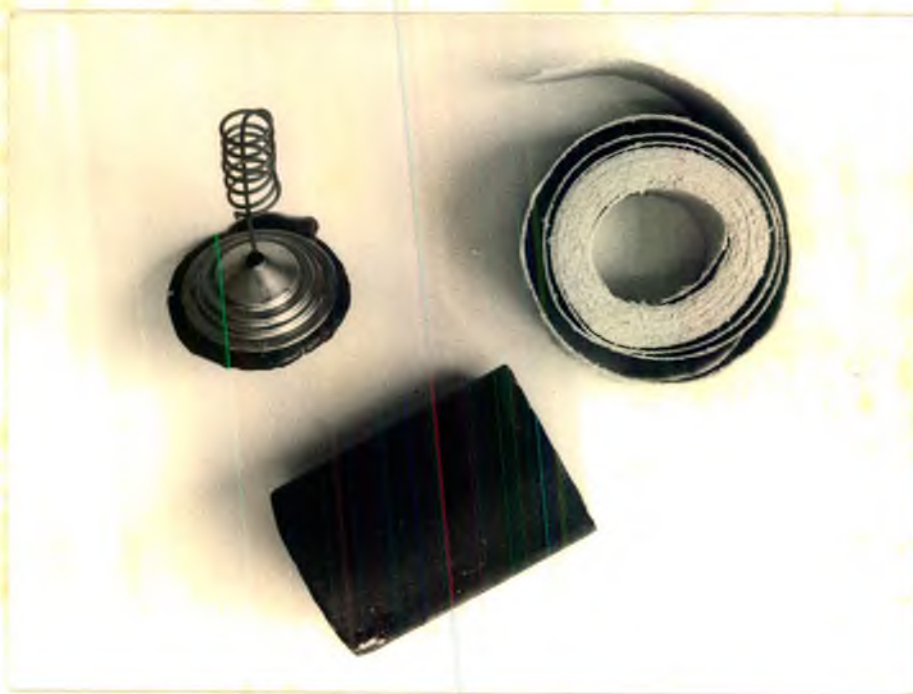
4.2.2 - Fio de Cera Azul** para modelagem de estruturas metálicas de próteses removíveis com 1,2mm de diâmetro (aproximadamente a espessura Brown & Sharp nº 16) e comprimento de 35 cm. Essa Cera foi fabricada pela Dentária Campineira Ltda., Campinas, São Paulo. (Figura 4-1).

** Cedido graciosamente pela DENTÁRIA CAMPINEIRA LTDA., Campinas, São Paulo.

4.2.3 - Fio de Cera Azul para condutos alimentadores e moldagem de estruturas metálicas de próteses removíveis com 2,5 mm de diâmetro (aproximadamente a espessura Brown & Sharp nº 10) e comprimento de 10 cm também fabricada pela Dentária Campineira Ltda., Campinas, São Paulo.

4.2.4 - Base formadora de Cadinho, cônica, com 4,5 cm de diâmetro na base. (Figura 4-2).

FIGURA : 4-2



4.2.5 - Anel para fundição com 7,0 cm de altura e 4,3 cm de diâmetro de fundição. (Figura 4-2).

4.2.6 - Tira de Amianto para envolver a superfície interna do anel de fundição. (Figura 4-2).

4.2.7 - Isolante e redutor de tensão superficial, da Kerr Sybron de São Paulo, marca DEBUBLIZER. (Figura 4-3).

4.2.8 - Geladeira

FIGURA: 4-3



4.2.8 - Revestimento Cristobalite da Kerr - Sybron, de São Paulo, para incrustações. Na inclusão do modelo de cera com esse revestimento foi usada a seguinte proporção de 150 grs/60cm³; é de mostrar que esta é superior a indicada pelo fabricante e foi necessária em vista da plasticidade do padrão de cera espiral e para que o mesmo não se deformasse quando da inclusão na massa de revestimento. Procedida a mistura água-pó, era a massa vibrada através de um vibrador e adicionada no interior do anel, já com o modelo de cera. (Figura 4-4).

FIGURA : 4-4



4.3 - Aparelhos

4.3.1 - Forno para eliminação de cera e estufagem do revestimento. Ver Elektro, fabricação por Bad Franhenhausen Kyffh, procedente da Alemanha Oriental, em que o pirômetro foi regulado para atingir temperatura de 700 graus centesimais. (Figura 4-5).

FIGURA : 4-5



4.3.2 - Maçarico de gás e ar (Figura 4-5)

4.3.3 - Máquinas de fundição por centrifugação mecânica, fabricado por J. Safrany, São Paulo. (Figura-4-5).

4.3.4 - Paquímetro Mitutoyo de procedência japonesa, para conferir o diâmetro do fio de cera a usar e sua reprodução na liga metálica.

4.3.5 - Vibrador - Sylpa, fabricado por Malta & Campos Ltda., São Paulo.

4.4 - Metodologia

- Confecção dos modelos dos corpos de prova

Após padronizarmos o diâmetro do fio de cera que serviria de modelo para transformá-lo em metal na fundição, nos corpos de prova desejados, restaria ainda dominar a técnica para conseguir uma espiral com sete voltas, da forma mais uniforme possível. Partindo do interior de uma seringa Luer plástica descartável, o fio de cera formava o conduto de ali mentação. Ao atingir o extremo do cilindro começando a vol teá-lo de cima para baixo, até atingir o número de voltas desejadas. Em seguida era retirado do cilindro com muita cau tela, para não deformá-lo, tracionando de baixo para cima.

Para a confecção dos corpos de prova com o conduto ali mentador de 2,5 mm de diâmetro, houve a necessidade de promover-se uma emenda da cera que formava o conduto principal de 2,5mm e o início da espiral que era formado com a cera já padronizada em 1,2mm de diâmetro. Essa emenda era feita com cera pegajosa e com o cuidado de reduzi-la em diâmetro, gradativamente, a partir do extremo do cilindro quando começava a vol teá-lo, para que não houvesse uma redução brusca e por conseguinte uma alteração no resultado final da nossa fundição.

Com o modelo de cera liberado do cilindro foi ele preso à base de cadinho e banhado num redutor de tensão superficial da cera - o DEBUBLIZER, em seguida colocado sob refrigeração para não sofrer alterações com a temperatura ambiente.

- Inclusão - Um anel metálico de 4,3cm de diâmetro interno por 7,0 cm de altura, revestido internamente com amianto, foi adaptado sobre a base formadora de cadinho contendo o modelo de cera. Uma película de cera pegajosa era adicionada para provocar uma união entre o anel e a base. Espatulava-se 150gr de revestimento Cristobalite da Kerr para incrustações com 60 cm³ de água, durante um minuto. A mistura de revestimento preparada, foi introduzida no interior do anel através de pequenas quantidades sob vibrações suaves, a fim de não deformar o delicado modelo de cera que estava sendo incluído, até preencher totalmente o anel de fundição.

- Estufagem - Para eliminação de cera e aquecimento do revestimento - o anel foi levado ao forno, aquecido gradativamente; eliminada a cera do modelo, aquecendo o revestimento até uma temperatura de 700 graus centesimais. Nesta temperatura permaneceu um mínimo de 30 minutos.

- Fundição propriamente dita - Com o aquecimento prévio do cadinho de fundição, imprimiu-se 4 voltas no braço da centrífuga e colocou-se as ligas selecionadas para serem fundidas. Após a remoção da espiral fundida do anel procedeu-se a uma limpeza da peça.

O procedimento com STABILOR G, liga de ouro, com sua faixa de fusão entre 940-860 graus centesimais foi o seguinte: cadinho receptor já pré-aquecido no próprio forno; deposição de 8 gramas em três alternativas e posteriormente 10 gramas em mais outras três alternativas de fundição. Com a chama redutora do maçarico incidindo sua ponta diretamente sobre a liga com movimento circular, eram necessários, em média 30

segundos para conseguir-se liquefazê-la. Neste momento, com a participação de um auxiliar, o anel era removido do forno, regulado para temperatura de 700 graus centesimais, ajustado na centrífuga, sem retirar a chama da superfície da liga liquefeita e bem fluida, libertava-se o braço da centrífuga, girando com bastante velocidade, parando normalmente sem qualquer interferência externa.

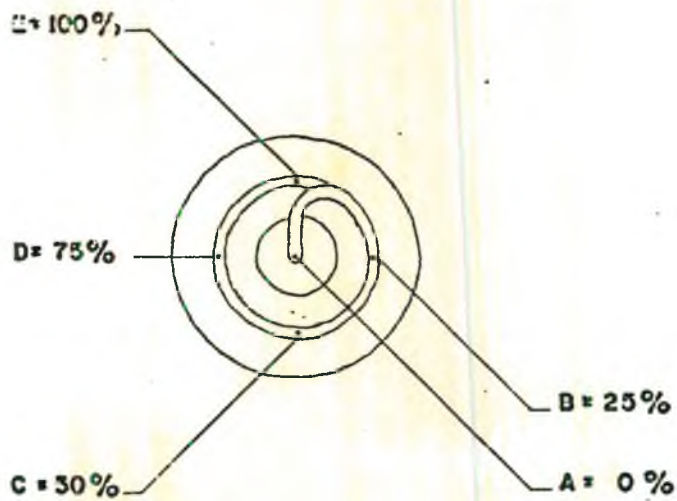
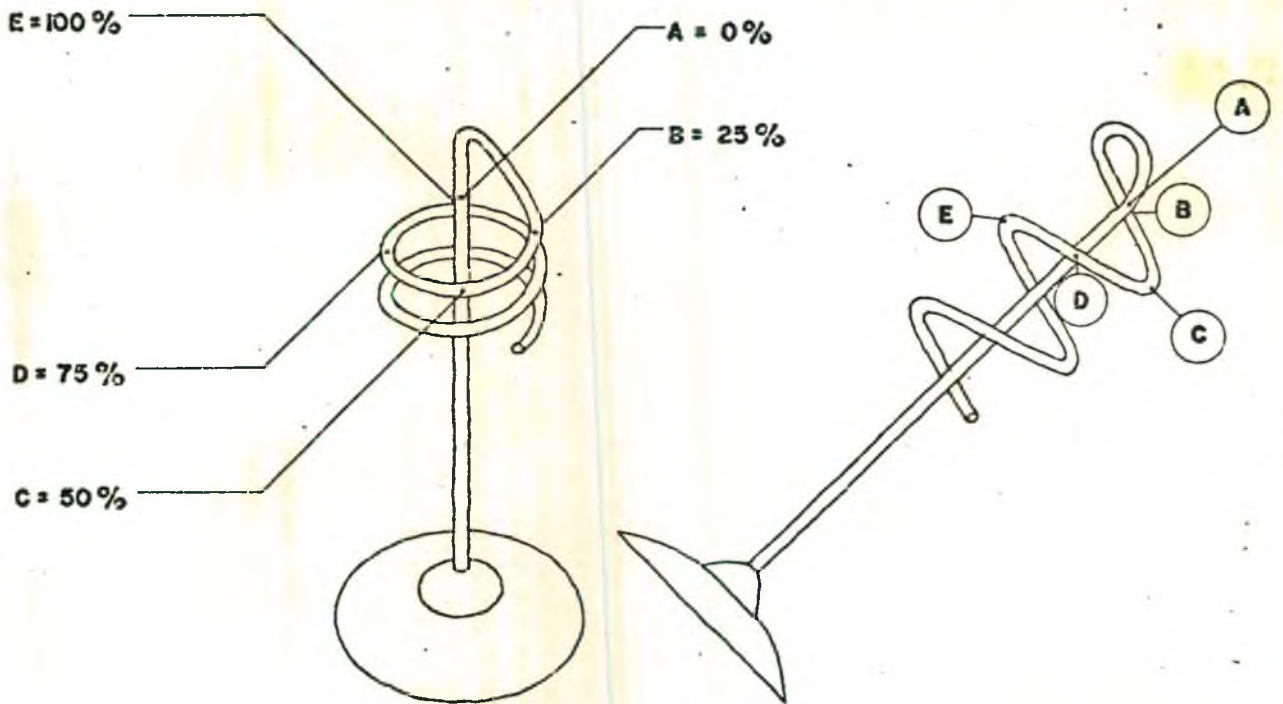
Na fundição das ligas de cobre-alumínio para uso odontológico, IDEALLOY e DURACAST MS, foram observadas as seguintes recomendações do seu fabricante para fundição das ligas :

- . aquecimento do anel até 700° C;
- . aquecimento do cadinho até 700° C antes de colocar o metal;
- . colocar a pastilha no cadinho quente;
- . não usar Borax como fundente;
- . iniciar o aquecimento da pastilha com chama (gás propano e oxigênio) em movimentos circulares;
- . testar a fluidez da liga com um estilete, tocando-a levemente no centro;
- . o anel, após o processo de centrifugação pode ser esfriado na água depois de 5 minutos ou esfriado naturalmente.

A avaliação da fusibilidade foi feita pela contagem das espirais segundo o método de Kamal Asgar³, que preconiza o seguinte :

- padronizado o início da contagem a partir da primeira angulação formada após o término do conduto alimentador, como sendo o início da primeira volta, designado por ponto "A" e seu término designado por ponto "E". Toda volta não completa será contada, pelos seus quartos completos, ou - tros pedaços serão desprezados. (Figura 4-8).

FIGURA 4-8



MÉTODO DE AVALIAÇÃO DE RESULTADOS OBTIDOS APÓS AS FUNDIÇÕES

V - RESULTADOS E DISCUSSÃO

V - RESULTADOS E DISCUSSÃO

Depois de fundidas as ligas metálicas e avaliados os resultados por meio do método Kamal Asgar³, que preconiza a simples contagem do número de voltas fundidas pelas ligas, dispusêmo-los na Tabela 5.1, 5.2 e 5.3 para análise.

Na Tabela 5.1 a liga metálica STABILOR G apresentou-se superior a liga DURACASTMS na 1a. e 2a. réplica ao usarmos 8 gramas de liga tendo o conduto principal e espiral de cera 1,2mm de diâmetro, não conseguindo o mesmo resultado na 3a. réplica, entretanto, foi superior a IDEALLOY em todas as três réplicas e na média final comportou-se como um metal de fusibilidade superior, reproduzindo 2,00 voltas completas, enquanto que a IDEALLOY fez 0,50 voltas e DURACAST MS 1,91 voltas.

No teste com 10 gramas de liga a STABILOR G conseguiu reproduzir o maior número de voltas em todas as três réplicas do que as outras ligas metálicas, completando 3,16 voltas em média, do padrão em cera, DURACAST MS completou 2,66 voltas em média, e IDEALLOY completou 1,33 voltas, em média. A liga metálica IDEALLOY mostrou-se inferior às outras duas ligas metálicas em todas as réplicas e em todas as condições específicas de trabalho para os diferentes testes laboratoriais. Ver figuras 5-1, 5-2 e 5-3.

TABELA 5.1

Número de voltas (réplicas e média destas) reproduzidas pelas ligas estudadas a partir de um padrão de cera em espiral, com 7 voltas completas, tendo o conduto principal e espiral de cera 1,2 mm de diâmetro

LIGAS	NÚMERO DE VOLTAS									
	8 Gramas de Liga					10 Gramas de Liga				
	1a.	2a.	3a.	Média	1a.	2a.	3a.	Média		
STABILOR G (Au)	2,00	2,50	1,50	2,00	2,75	3,50	3,25	3,16		
DURACAST MS (Cu-Al)	1,75	2,00	2,00	1,91	2,50	3,25	2,25	2,66		
IDEALLOY (Cu-Al)	0,50	0,50	0,50	0,50	1,25	1,00	1,50	1,33		

FIGURA 5.1

STABILOR G

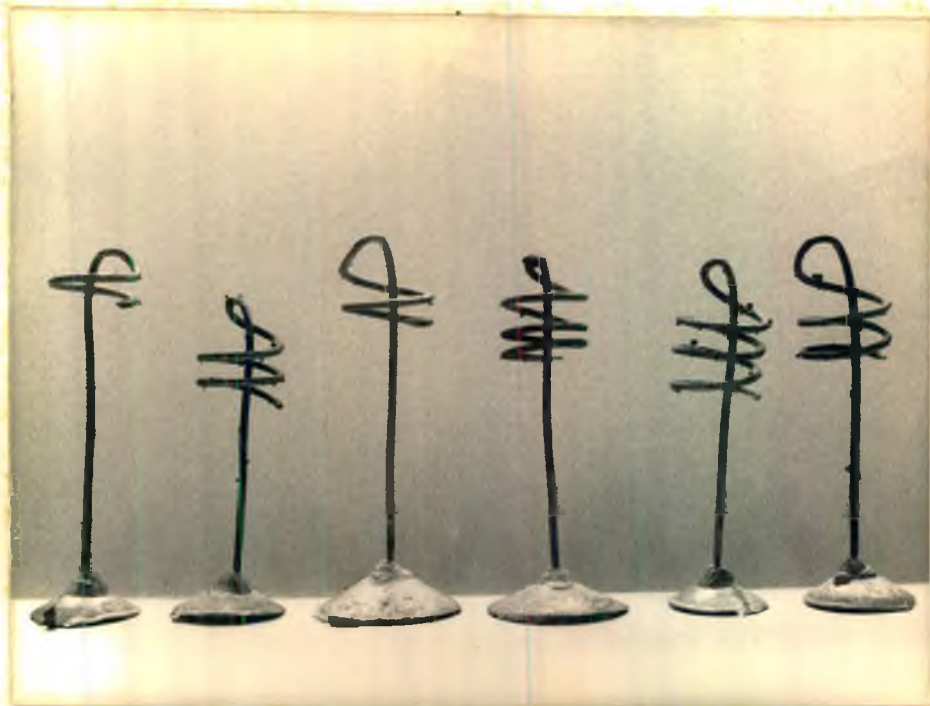


FIGURA 5.2

DURACAST MS

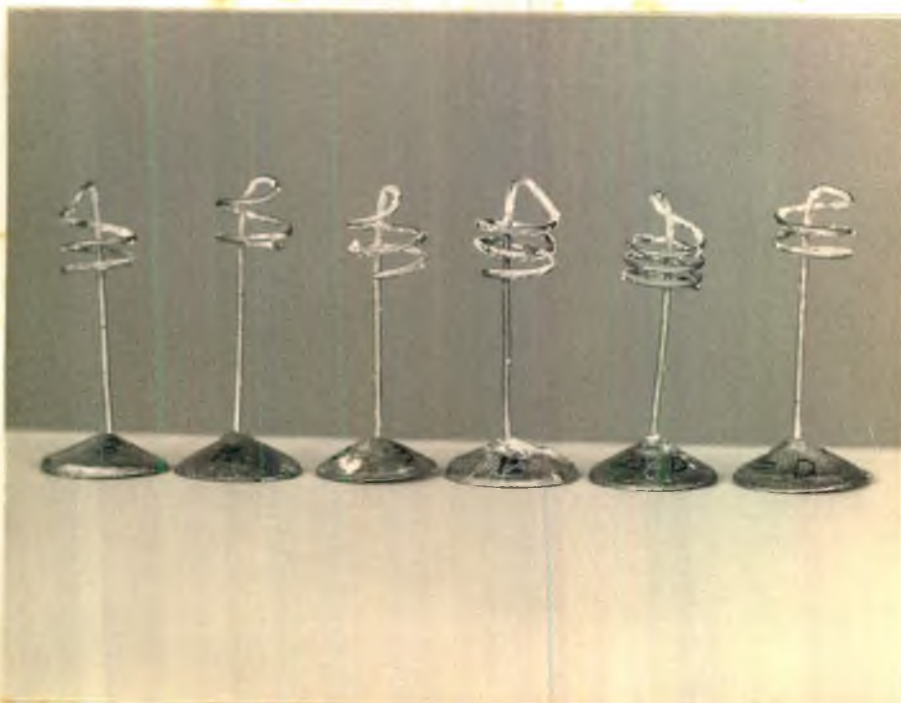


FIGURA 5.3

IDEALLOY



Na Tabela 5.2 a liga metálica STABILOR G manteve sua superioridade relativa à fusibilidade, reproduzindo em todas as réplicas, tanto ao usarmos 8 e 10 gramas da liga, tendo um padrão de cera em espiral, com 7 voltas completas e com conduto principal de alimentação de cera de 2,5 mm e espiral de 1,2mm de diâmetro. Observamos que, nestas condições específicas de trabalho (conduto principal de alimentação em cera de 2,5mm e espiral de 1,2mm de diâmetro) a liga IDEALLOY mostrou reprodução, do padrão em cera, superior a DURACAST M S em todas as réplicas tanto com 8 gramas como com 10 gramas de liga.

O número médio de voltas conseguido pelas ligas metálicas foi o seguinte : com 8 gramas de liga STABILOR G reproduziu 4,91 voltas, IDEALLOY 2,58 voltas e DURACAST M S 1,58 voltas, Com 10 gramas de liga, a STABILOR G reproduziu 5,58 voltas, IDEALLOY 4,00 voltas e DURACAST M S 3,16 voltas. Ver figuras 5-4, 5-5 e 5-6.

TABELA 5.2

Número de voltas (réplicas e média destas) reproduzidas pelas ligas estudadas a partir de um padrão de cera em espiral, com 7 voltas completas, tendo o conduto principal de cera 2,5mm e espiral 1,2mm de diâmetro

LIGAS	NÚMERO DE VOLTAS									
	8 Gramas de Liga					10 Gramas de Liga				
	1a.	2a.	3a.	Média	1a.	2a.	3a.	Média		
STABILOR G (Au)	4,25	5,00	5,50	4,91	5,50	5,25	6,00	5,58		
IDEALLOY (Cu-Al)	3,00	2,00	2,75	2,58	4,75	3,75	3,50	4,00		
DURACAST MS (Cu-Al)	1,50	1,75	1,50	1,58	2,75	2,75	4,00	3,16		

FIGURA 5.4

STABILOR G

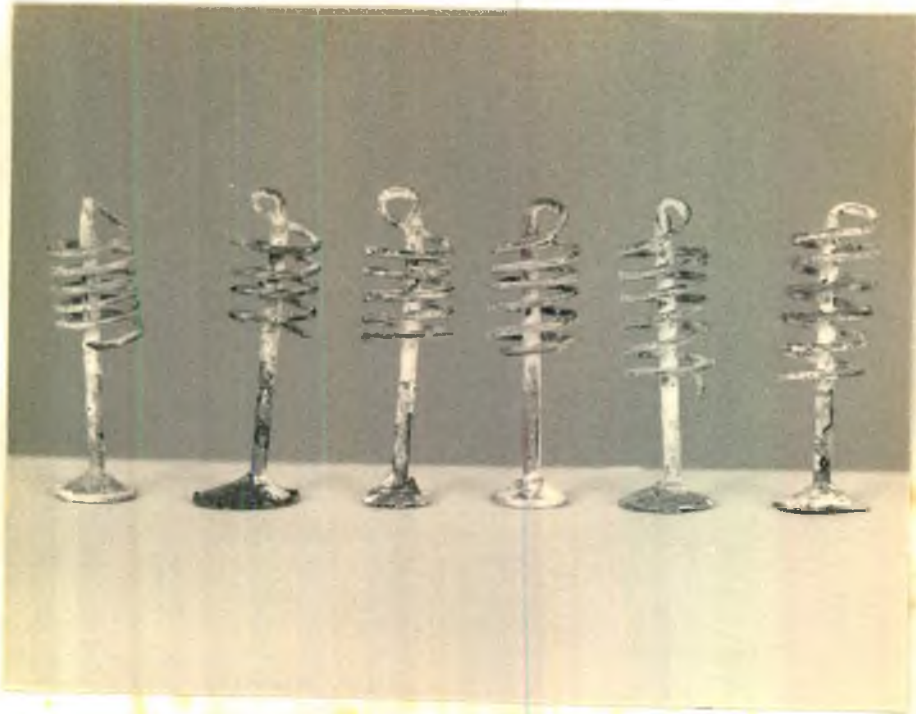


FIGURA 5.5

IDEALLOY

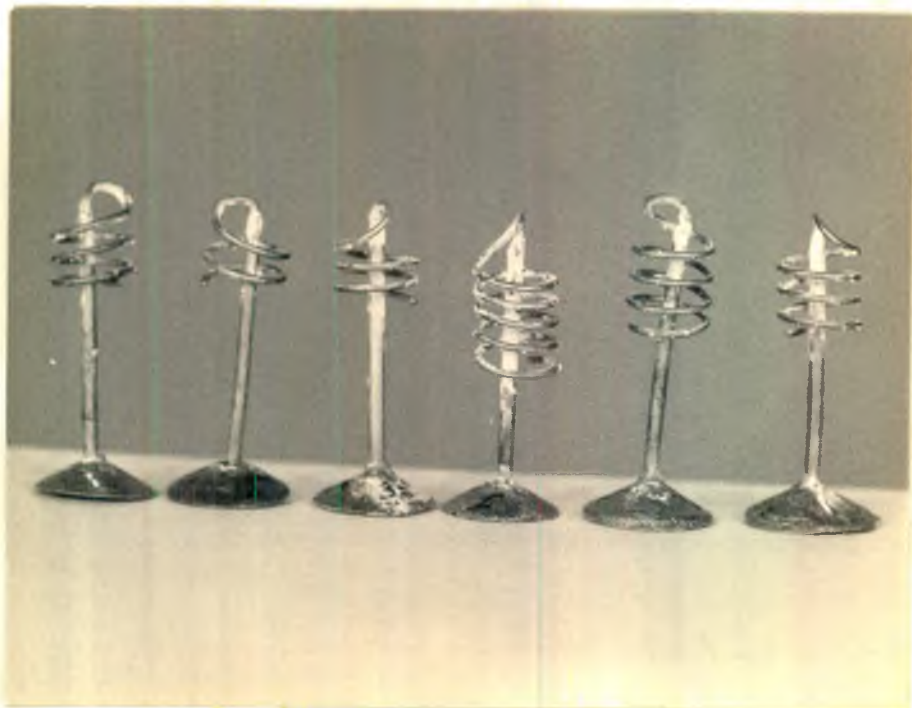


FIGURA 5.6

DURACAST MS

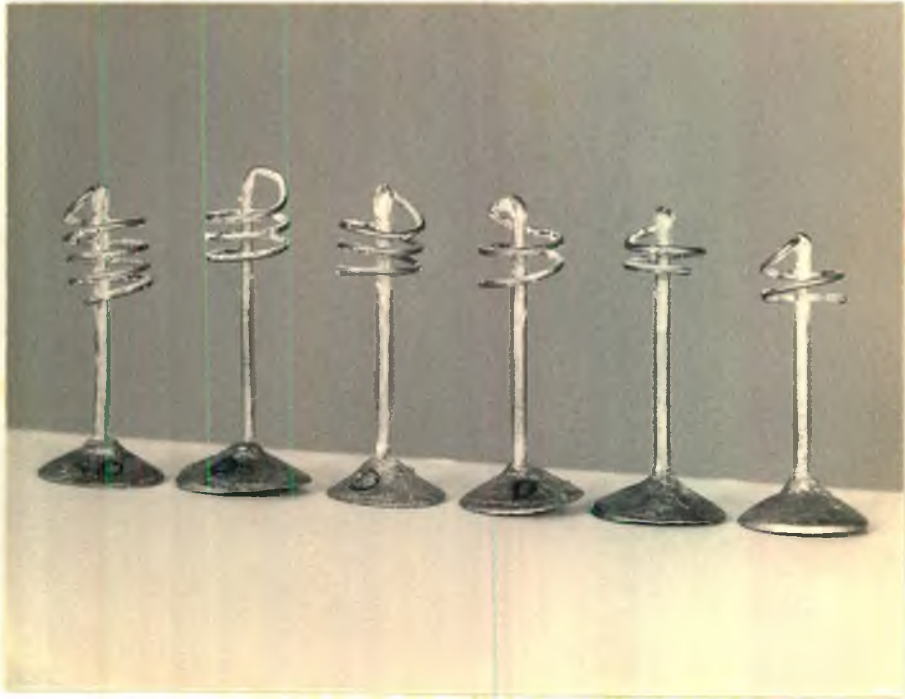


TABELA 5.3

Média de voltas reproduzidas pelas ligas estudadas a partir de um padrão de cera em espiral, com 7 voltas completas, tendo o conduto principal de alimentação e espiral 1,2mm de diâmetro para a primeira condição e conduto principal de alimentação de 2,5mm com espiral de 1,2mm de diâmetro para a segunda condição, fundidas em três réplicas cada uma com 8 e 10 gramas respectivamente.

LIGAS METÁLICAS	Quantidade de liga e características do conduto principal	8 GRAMAS	10 GRAMAS	8 GRAMAS	10 GRAMAS
		conduto principal e espiral com 1,2mm diâmetro		conduto principal 2,5 mm e espiral 1,2mm de diâmetro	
STABILOR G		2,00	3,16	4,91	5,58
IDEALLOY		0,50	1,33	2,58	4,00
DURACAST MS		1,91	2,66	1,58	3,16

Pela Tabela 5.3. constata-se uma tendência de maior reprodução do número de voltas quando usada mais gramas de liga e aumentando o diâmetro do conduto principal. Esta ocorrência só não foi verificada para DURACAST M S fundida com 8 gramas de liga e com padrão de cera em espiral tendo o conduto principal 2,5mm e espiral 1,2mm de diâmetro.

Vimos pois, que a fundição executada em condições semelhantes, observados todos os passos inerentes à fundição, mas com quantidades diferentes de liga metálica, os resultados foram também diferentes.

Conseguimos reproduzir com as três ligas metálicas em todas as réplicas, ao usarmos mais metal (10 grs.), resultados sempre superiores do que quando trabalhamos com menos metal (8 grs). Porisso, assim como SELL²¹, podemos dizer que a quantidade de material usado para a fundição de cada réplica modifica os resultados neste caso, obtendo-se maior número de voltas, maior difusão de liga metálica, melhor fusibilidade.

VI - CONCLUSÕES

CAPÍTULO VI

CONCLUSÕES

Dos resultados obtidos no nosso trabalho e discutidos no capítulo anterior, parece-nos lícito concluir que :

- A liga metálica STABILOR G possui melhor capacidade de reproduzir número maior de voltas da espiral, e apresenta maior fusibilidade do que as ligas metálicas IDEALLOY e DURACAST MS, todavia ficou evidente a boa fusibilidade da liga metálica DURACAST MS e por isso pode ser recomendado o seu uso em odontologia.

- Ficou clara a tendência de reprodução de maior número de voltas da espiral, quando do emprego de mais liga metálica ; esta tendência foi observada para STABILOR G, IDEALLOY e DURACAST MS.

VII - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

VII - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 - AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Specification nº 5 for dental casting gold alloy. In: Guide to dental Materials. Chicago, 1973, p.182.
- 2 - AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Specification nº 14 for dental chromium-cobalt casting alloy. In: Guide to dental Materials. Chicago, 1973, p. 207.
- 3 - ASGAR, K. S. Noble and base metal alloys for crown and bridge application. Dental Materials Review. Cap. 6, p.112-22.
- 4 - COLEMAN, R. L. Heat treatment of some high-palladium alloys. J. dent. Res., 20(4):331-33, Aug./Oct., 1941.
- 5 - CAMPOS FILHO, M.P. & DAVIES, G. D. Solidificação e fundição de metais e suas ligas. Tecnologia da Fundição. cap. 6, Rio de Janeiro, 1978, p. 154-55.
- 6 - CAMPOS FILHO, M. P. & DAVIES, G. D. Solidificação e fundição de metais e suas ligas. Fluxo de metal líquido e macroestruturas de fundição. Cap. 7, Rio de Janeiro, 1978, p. 160-71.
- 7 - CAMPOS FILHO, M. P. & DAVIES, G. D. Solidificação e fundição de metais e suas ligas. Segregação e defeitos em peças fundidas. Cap. 8, Rio de Janeiro, 1978, p. 218-19.
- 8 - DALE, J. W. & MOSER, J. A clinical evaluation of semi-precious alloys for dowels and cores. J. Prost. Dent. 8:161-64, Aug., 1977.
- 9 - FUSAYAMA, T. Casting shrinkage of gold alloys. J.dent. Res. 38(1) : 205, Chicago, Jan./Fev., 1959.
- 10- FUSAYAMA, T. & IDE, K. Effect of types of alloys, mold temperature, and casting shrinkage. J. dent. Res., 39(6): 1263, Chicago, Nov./Dec. 1960.
- 11- HARNACK, E. Chronic copper poisoning caused by the wearing of a poor gold alloy in the mouth. Dent. Cosmos 57(3): 349, Mar., 1915.
- 12- HEDEGARD, B. et alii. A study of the accuracy of large dental castings. J. dent. Res., 38(4): 759, Chicago, Jul./Aug., 1943.

- 13- HOFFMAN, R. et alii. Precision dental casting with ultrasonic energy. N. Y. St. J., 34: 15-21, 1968.
- 14- LANE, J. G. The casting process as applied to gold inlays and other dental uses. Dent. Dig., 15(7):497-99, Pittsburgh, Jul., 1909.
- 15- NEY, J. M. The ney gold handbook. Hartford, 1922, p.10.
- 16- PAFFENBARGER, G. C. & CAUL, H. J. Base metal for oral restorations. J. Amer. dent. Ass., 30(6): 852-62, Chicago, Jun., 1943.
- 17- PHILIPS, Ralph W. Materiais dentários de Skinner. 7ed. Rio de Janeiro, Interamericana, 1978, 546p.
- 18- PRESTON, J. P. & BERGER, R. Some laboratory variables affecting ceramo metal-alloys. Alloy fluidity. Dent. Cl. North Amer., 21(4): 722-23, Oct., 1977.
- 19- PRESTON, J. P. & BERGER, R. Some laboratory variables affecting ceramo-metal alloys, Casting Research. Dent. Cl. North Amer., 21(4): 723-28, Oct., 1977.
- 20- SAVER, J. E. A laboratory evaluation of the castability characteristics of Some base metal alloys. Res. Protocol. Dec., 1973. School of Dentistry University of California, San Francisco.
- 21- SELL, Nildo W. Fusibilidade comparada de ligas de ouro e de metais básicos de uso em odontologia restauradora. Florianópolis, 1979. (Tese Concurso de Titular - Curso de Graduação em Odontologia, da Universidade Federal de Santa Catarina).
- 22- SHELL, J. S. Heat treatment of ternary alloys containing gold and nickel. J. Amer. dent. Ass., 18(8):1541-45, Aug., 1931.
- 23- SILBERMANN, Z.E. The failure of substitutes for noble metals in dental prosthesis. Dent. Cosmos 57 (7) :821 - 2, July 1915.
- 24- SIMONETTI, E. L. Dentística restauradora : ligas do sistema cobre alumínio. Sao Paulo, 1975. (Tese Concurso Livre Docência, da Universidade de São Paulo).
- 25- SOUDER, W. H. & PAFFENBARGER, G. C. Physical properties of dental materials. National Bureau of Standards Circular C 433, Washington, U.S. Government - Printing Office, 1942, p. 34-80.

- 26- SOUZA, S. A. de. Ensaio mecânicos de materiais metálicos. Edgar Blucher, Ed. da Universidade de Sao Paulo , 1974.
- 27- TAGGART, W. H. A new and accurate method of making gold inlays. Dent. Cosmos, 49: 1117-21, 1907.
- 28- TAYLOR, N. et alii. Inlay casting gold : pysical properties and specifications. J. Amer. dent. Ass., 19(1): 36-53, Jan., 1932.
- 29- TAYLOR, N. & SWEENEY, W. T. A proposed specification for dental chromium-cobalt casting alloys. J. Am.dent. Ass. 54(1): 44-48, jan., 1957.
- 30- VAN HORN, C. S. Some phases of the casting process. Dent. Cosmos, 51 (5): 546-54, Philadelphia, May, 1909.
- 31- VAN HORN, C. S. Considering the was patten. Dent. Cosmos, 61: 204-11, 1912.
- 32- VEB Leipzig Werkstoffprüfmaschinen - Durezas, Tabela de Comparação.
- 33- VIEIRA, D. F. Metais e ligas metálicas; noções básicas para dentistas. São Paulo, 1967, p. 36.
- 34- VIEIRA, D. F. Fundições. Rev. Gauc. Odont., 27(2): 98 , Abr./Jun., 1979.
- 35- VIEIRA, D. F. Revestimento. Rev.Gauc. Odont., 27(2): 98 , Abr./Jun. 1979.
- 36- WISE, E. M. et alii. Role platinum metals in dental alloys. J. Amer. Inst. Min. Met. Engin., 99: 363,1932.
-