

# AJUSTE DE COROAS TOTAIS, FUNDIDAS COM DIFERENTES LIGAS METÁLICAS

MARGINAL FIT OF FULL CROWNS CAST WITH DIFFERENT ALLOYS

**José MONDELLI**

Professor Titular do Departamento de Dentística da FOB - USP.

**Rubens Carneiro VALERA**

Doutor em Odontologia - área de Dentística pela FOB - USP Bolsista de pós-doutorado pelo CNPq junto ao Departamento de Dentística da FOB - USP.

**Vital Corado GAMA**

Bolsista do CNPq Processo Tipo B no 820080/90-0, junto ao Departamento de Dentística da FOB - USP.

**O** objetivo desta pesquisa foi verificar a influência dos tipos de liga e técnicas de inclusão no índice de adaptação de coroas totais, bem como o efeito interativo dessas variáveis.

Foram pesquisadas diferentes ligas metálicas, sendo duas do sistema níquel-crômio (CO-SPAN 13,5 e Ni-Cr I), uma do sistema prata-estanho (Ag-Sn 18), uma do sistema cobre-zinco-crômio (liga 13), uma do sistema cobre-zinco-alumínio (Cu-Be I) e, finalmente, uma do sistema níquel-cobre-crômio (liga P) - todas desenvolvidas no Departamento de Dentística da Faculdade de Odontologia de Bauru-USP, exceto a liga CO-SPAN 13,5.

Com base na análise estatística aplicada aos dados obtidos concluiu-se: - a liga Ag-Sn 18 (sistema prata-estanho) apresentou as menores médias de desajustes, seguida respectivamente da liga Cu-Be I (sistema cobre-zinco-alumínio), liga 13 (sistema cobre-zinco-crômio), liga P (sistema níquel-cobre-crômio) e, finalmente, ligas CO-SPAN 13,5 e Ni-Cr I (sistema níquel-crômio).

**Unitermos:** Coroas; Ligas metálicas.

## INTRODUÇÃO

A reabilitação de dentes com coroas clínicas total ou parcialmente destruídas é importante para o sistema estomatognático, tanto pelo aspecto funcional quanto pelo estético.

Essa preocupação tomou grande impulso a partir de 1907, quando TAGGART<sup>34</sup> desenvolveu a fundição odontológica pela técnica da cera perdida, substituindo

parte dos dentes destruídos por restaurações feitas com ligas metálicas através desse processo.

As ligas nobres foram exaustivamente utilizadas e ainda são insuperáveis, nos procedimentos odontológicos, pelo aspecto biológico, propriedades físico-químicas e capacidade de adaptação.

O elevado custo das ligas nobres para uso odontológico resultou num crescente surgimento de pesquisas na procura de ligas alternativas.

Em 1915 ROEBUCK<sup>27</sup> preconizou e desenvolveu a primeira liga de metais comuns para uso odontológico, à base de alumínio, propiciando o aparecimento e a pesquisa de outras ligas alternativas, tendo como base metais como níquel, cobalto, cromo, cobre, prata, antimônio, paládio, entre outros.

Dentre os pesquisadores brasileiros, MUENCH<sup>21</sup>, em 1969, foi um dos primeiros a desenvolver ligas que poderiam minimizar o valor intrínseco no procedimento restaurador. Foram formulados três tipos de ligas com baixo conteúdo de ouro, que apresentaram boas propriedades físicas, compatibilidade biológica e satisfatório comportamento clínico, mas que infelizmente não foram comercializadas.

SIMONETTI<sup>32</sup>, em 1971, estudou ligas do sistema prata-estanho, para restaurações metálicas fundidas, chegando a formulação de três ligas, comercializando uma delas, denominada M3. Em 1980 lançou uma liga do sistema cobre-alumínio comercialmente denominada Duracast MS. A partir desta, inúmeras ligas à base de cobre foram lançadas no mercado odontológico brasileiro por diversos fabricantes, tais como Goldent LA, Maxicast, Golden-Cast, Ouro sintético etc.

A utilização de ligas de metais não nobres não deve ter no aspecto econômico a justificativa maior para o seu emprego. Devem possuir propriedades físicas, químicas, mecânicas e biológicas mínimas que justifiquem sua indicação como material restaurador eficiente, para que possam constituir alternativas viáveis ou mesmo substitutas.

O comportamento laboratorial e clínico das ligas do sistema níquel-cromo para infra-estrutura de coroa metalocerâmica mostrou ser perfeitamente possível reduzir a espessura da infra-estrutura variando de 0,1 a 0,3 mm, devido à alta dureza e resistência que a liga oferece, conferindo um aspecto funcional e estético altamente interessante na prática laboratorial e clínica. Por isso, são consideradas atualmente como substitutas viáveis das ligas nobres na confecção de restaurações metalocerâmicas. O mesmo pode ser dito em relação às ligas de cobalto-cromo que se tornaram substitutas das ligas de ouro na confecção de próteses parciais removíveis.

A adaptação marginal é considerada um fator

primário e significativamente importante na prevenção de cáries secundárias e um preponderante indicador clínico de aceitação ou não de restaurações fundidas. Interferem na adaptação das peças fundidas, além do tipo de liga, as restaurações dimensionais dos diversos materiais utilizados e multiplicidade dos fatores que as ocasionam (SCHEU<sup>28</sup>, PHILLIPS<sup>25</sup>, LYON<sup>14</sup>), as rugosidades de superfície originadas durante as fases da fundição (SUFFERT & MAHLER<sup>33</sup>, PLESE<sup>26</sup>) e as irregularidades produzidas pelos instrumentos rotatórios nas paredes dos preparos (CHARBENEAU & PEYTON<sup>3</sup>, CHARBENEAU et al.<sup>5</sup>).

Sendo assim, as diferentes ligas alternativas por apresentarem particularidades quanto às suas composições e propriedades, necessitam de técnicas de inclusão, revestimentos e temperaturas de fundição diferentes daquelas empregadas com as ligas de ouro, para se conseguir o máximo de eficiência que possam apresentar.

Mesmo verificando a evolução dos trabalhos de fundição nos últimos anos, através da utilização de novos materiais, de técnicas mais acuradas e do enfoque científico com o qual as pesquisas de novas formulações têm sido conduzidas, a adaptação ideal das ligas alternativas permanece ainda um desafio, tendo em vista a complexidade de fatores e situações envolvidas no processo de fundição, motivando a realização desta pesquisa para uma melhor compreensão do assunto.

Desse modo, propusemo-nos a verificar:

- a influência das técnicas de inclusão e tipos de liga no índice de adaptação de coroas totais;
- o efeito interativo dos sistemas de ligas e técnicas de inclusão.

## MATERIAIS E MÉTODOS

### Ligas metálicas

Na realização deste trabalho foram utilizadas seis ligas

Identificação	Fabricante	Sistema
CO-SPAN 13,5	Ceramodental-Porto Alegre-RS	níquel-cromo
Ni-Cr I *	Dentística/FOB-USP	níquel-cromo
Ag-Sn 18*	Dentística/FOB-USP	prata-estanho
Liga 13 *	Dentística/FOB-USP	cobre-zinco-cromo
Cu-Be I *	Dentística/FOB-USP	cobre-zinco-alumínio
Liga P *	Dentística/FOB-USP	níquel-cobre-cromo

\* Ligas desenvolvidas no Departamento de Dentística da Faculdade de Odontologia de Bauru - USP - Processo FINEP 4.3.84.0381.00 - Patente 8.703.786.

metálicas para fundição odontológica, constituídas de quatro sistemas diferentes: uma à base de prata, duas à base de cobre, duas do sistema níquel-crômio e uma do sistema níquel-cobre-crômio. Essas ligas estão identificadas no Quadro 1 e suas composições químicas

- dimensão V-L na superfície oclusal - 7,4 mm  
- dimensão M-D próximo ao chanfrado cervical - 4,7 mm  
- dimensão M-D na superfície oclusal - 3,6 mm  
- inclinação das paredes axiais, conforme características sugeridas por JANSON et al.<sup>10</sup> e MONDELLI et al.<sup>20</sup> e

**TABELA 1** - Composição básica nominal (% em peso) das ligas utilizadas

LIGA	Ni	Cr	Mo	Al	Ag	Sn	Cu	Zn	Elementos de liga
CO-SPAN	77,5	13,0	5,3	2,5					Fe+Be=2,2
Ni-Cr I	77,0	13,0	5,3						Fe+Be+Al=4,7
Ag-Sn 18					84,0	14,0			Cu+Zn=2,0
Liga 13		6,8		6,0			73,2	10,7	Ni+Be+Sn+Si=3,3
Cu-Be I	3,0			6,0			80,0	9,8	Mn+Si+P+Sn+Be=1,2
Liga P	52,0	6,0					36,0		Sn+Be+Si=6,0

Marca comercial	Fabricante
* Termocast	Polidental, Ind. e Com. Ltda.-Brasil
** Cristobalite	Kerr Mfg. Co., Michigan, USA

**QUADRO 2** - Revestimentos utilizados

estão apresentadas na Tabela.

**Revestimentos**

Foram utilizados dois tipos de revestimento, sendo um fosfatado, isento de carbono<sup>2</sup>, para as ligas do sistema níquel-crômio, e outro à base de cristobalita<sup>22</sup>, para as demais ligas, identificados no Quadro 2.

**2.3 - Modelo-padrão**

Foi selecionado um dente natural recém-extraído (prémolar superior) em boas condições e tamanho que, após limpeza, foi armazenado em água destilada.

Esse dente foi fixado através de suas raízes em um cilindro de resina poliestirêmica pré-confeccionado, de 28 mm de altura e 20 mm de diâmetro, usando para fixação o próprio plástico (Resapol 8001 - Reforplás S/A Ind. e Com.- São Paulo-SP).

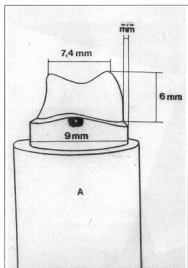
Em seguida o dente foi preparado para receber uma coroa total, apresentando as seguintes dimensões e características (Figura 1).

- altura - 6,0 mm
- chanfrado cervical - 0,6 mm
- dimensão V-L próximo ao chanfrado cervical - 9,0 mm

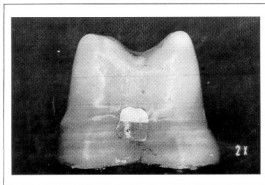
SHILLINBURG, a saber:  
2º para a zona de retenção friccional;  
6º para os terços médio e oclusal.

Ligeiramente abaixo do término cervical do preparo foram confeccionadas quatro pequenas cavidades com aproximadamente 1 mm de profundidade, nas faces diametralmente opostas; estas cavidades foram restauradas com amálgama e depois de polidas receberam uma demarcação pontilhada, com a finalidade de servir de referência para avaliação do desajuste das coroas fundidas (Figura 2).

A utilização do próprio dente como modelo padrão (sempre submerso em água destilada quando não utilizado), teve por objetivo a eliminação dos problemas relacionados às seguintes variantes: restaurações dimensionais da moldagem (o ato em si e do próprio material de moldagem) e do



**FIGURA 1** - Desenho esquemático representativo do modelo-padrão



**FIGURA 2 -** Dente natural com preparo para coroa total. Notar na região cervical uma "restauração" a amálgama, com demarcação para servir de ponto de referência nas medidas de ajuste

material para modelo, além da não utilização de troquel metálico, que foge da realidade clínica.

### **Matriz para confecção do padrão**

Objetivando uniformizar a espessura e a forma dos padrões de cera foi confeccionada uma matriz metálica fundida com uma das ligas à base de cobre (Cu-Be I), seccionada em duas partes e provida de encaixes para a devida coaptação (Figuras 3A e B).

Essa matriz, depois da coaptação das duas partes, possibilitou um espaço vazio padronizado entre o dente preparado e a superfície interna da própria matriz metálica (Figura 4).

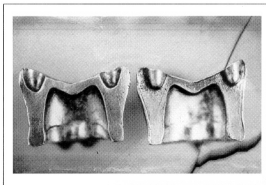
### **Padrões de cera**

Os padrões foram confeccionados com cera azul (Kerr Mfg. Co., Michigan - USA), liqüefeita em dispositivo especial desenvolvido pelo Prof. Dr. Tadachi Tamaki da Faculdade de Odontologia - USP, que mantinha uma temperatura de  $75 \pm 5^\circ\text{C}$ , conforme determina a especificação nº 4 da ADA.

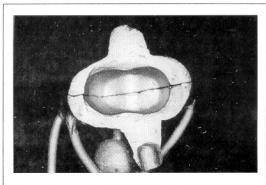
O modelo-padrão e as duas metades da matriz eram isoladas com Microfilm (Kerr - Mfg. Co., Michigan - USA): em seguida era vertida cera liqüefeita com o auxílio de conta-gotas no interior da matriz previamente aquecida. Em seguida, a matriz ligeiramente aquecida era posicionada no modelo-padrão, sob pressão digital, até que as duas metades se coaptassem adequadamente, sendo mantidas firmemente nessa posição até a solidificação da cera.

Após a total solidificação da cera e resfriamento da matriz, esta era aberta e liberado o padrão; com auxílio de instrumentos para enceramento e escultura dental, corrigiam-se o vedamento marginal do padrão de cera e sua forma geométrica, enquanto a espessura era controlada com auxílio de um espessímetro (Bio-Art - Equipamentos Odontológicos - São Carlos-SP).

Nessa fase, na direção das áreas onde existiam as cavidades "restauradas" com amálgama no modelo-padrão, isto é, logo acima do término cervical do preparo, linhas horizontais em forma de ranhuras eram feitas com lâmina de barbear no padrão de cera (Figura 5). Nesse momento, todo o conjunto (cilindro plástico + modelo-padrão + padrão de cera) era levado ao microscópio comparador (Mitutoyo Mfg. Co, Ltd., Japan) para se obter a medida inicial. Esta era obtida executando a leitura da



**FIGURA 3A -** Matriz metálica obtida por fundição, confeccionada em duas partes e provida de



**FIGURA 3B -** Matriz montada após coaptação das duas partes

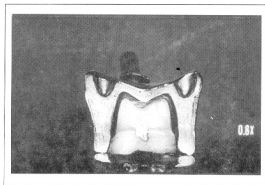


FIGURA 4 - Espaço interno padronizado proporcionado pela matriz metálica, quando colocada sobre o preparo

distância entre as linhas horizontais feitas no padrão e as demarcações feitas nas "restaurações de amálgama". A média de três leituras feitas em cada uma das quatro faces do dente correspondia à medida inicial de adaptação.

### Inclusão

O anel metálico forrado com uma ou duas tiras de

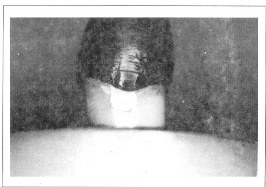


FIGURA 5 - Pormenor que mostra as demarcações feitas no padrão de cera e na "restauração" a amálgama

amianto era fixado com cera utilidade plastificada à base formadora de cadinho. A borda inferior do padrão ficava a 6 mm da borda superior do anel metálico e equidistante das paredes circundantes do mesmo.

Inicialmente os pós dos revestimentos eram homogeneizados por agitação manual dos continentes,

em seguida proporcionados conforme instruções dos fabricantes, a saber:

Cristobalite - 42 ml de água para 100 g de pó;

Termocast - 16 ml de líquido especial para 100 g de pó.

A mistura era levada ao espatulador mecânico a vácuo (Degussa - Tipo RII, Frankfurt - Germany), por 45 segundos. Após a espatulação, o revestimento era vertido sob vibração e sob vácuo nos anéis de fundição, preparados para duas técnicas diferentes:

- Anel de fundição metálico revestido com uma tira de amianto umedecida com água, utilizado para todas as ligas, exceto para às do sistema níquel-crômio;

- Anel de fundição metálico revestido com duas tiras de amianto umedecidas com água e, após inclusão, permanecendo submerso em água à 38°C por uma hora, para todas as ligas estudadas, inclusive às do sistema níquel-crômio.

### Fundição

Após realizada a inclusão, os anéis foram armazenados em temperatura ambiente, no mínimo por uma hora. Em seguida, os anéis foram levados ao forno de fundição automático (EDG - Equipamentos e Controles Ltda.- São Carlos-SP) e, conforme a liga e/ou técnica de inclusão utilizada, foram observados os seguintes procedimentos quanto à temperatura do anel para fundição.

1- Ligas Cu-Be I, 13 e P (para as duas técnicas de inclusão) e liga Ag-Sn 18 (técnica de inclusão com um amianto):

- o anel era colocado no forno na posição horizontal, permanecendo assim até a temperatura de 200°C e aí mantido por 30 minutos. Após esse período, posicionava-se o anel verticalmente, elevando a temperatura para 400°C e aí mantida por 30 minutos. Em seguida, a temperatura era elevada para 700°C e, mantida essa temperatura por mais uma hora, realizava-se a fundição;

2 - Liga Ag-Sn 18 (técnica de inclusão usando duas tiras de amianto mais expansão higroscópica):

- o anel era disposto na posição horizontal, permanecendo assim até a temperatura de 200°C e aí mantido por 30 minutos. Em seguida, mudava-se o anel para a posição vertical, elevando a temperatura para 480°C e, permanecendo nessa temperatura por mais uma hora, realizava-se a fundição.

3 - Ligas Ni-Cr I e CO-SPAN 13,5 (somente a técnica de inclusão com duas tiras de amianto mais expansão higroscópica foi utilizada para essas ligas do sistema níquel-crômio):

- colocava-se o anel horizontalmente, permanecendo assim até a temperatura de 200°C e aí mantendo por 30 minutos. Após esse período, mudava-se para a posição vertical, elevando a temperatura para 400°C e aí mantendo por 30 minutos. Elevava-se a temperatura para 700°C e aí mantida por mais 30 minutos. Finalmente, elevava-se a temperatura para 940°C e, mantida essa temperatura por mais uma hora, realizava-se a fundição.

Para todas as fundições foram utilizadas ligas novas; a centrifuga foi armada com quatro voltas e o resfriamento dos anéis feito ao ar livre até atingir a temperatura ambiente. Foram realizadas 30 fundições; 24 com mistura gás metano/ar comprimido (ligas P, 13, Cu-Be I e Ag-Sn 18) e seis com mistura gás metano/oxigênio (ligas Ni-Cr I e CO-SPAN 13,5), conforme mostra a Tabela 2.

### Preparo e acabamento dos padrões fundidos

A borda cervical dos casquetes metálicos era protegida com cera rosa nº 7 (Wilson Ind. e Com. Art. Dent. Ltda. - São Paulo-SP) e era efetuado um jateamento interno com óxido de alumínio sob pressão de 75 mm/Hg (Trijato - Odonto Larcon - Maringá-PR), por um minuto, com finalidade de remover resíduos de revestimento.

**TABELA 2** - Tabela demonstrativa do nº de fundições (três para cada grupo) realizadas em função das ligas e revestimentos utilizados, técnicas de inclusão e temperaturas dos anéis para fundição

Ligas	Téc.inclusão	Temperatura do anel	Revestimento	Sistema
Cu-Be I	1A	700oC	Cristobalite	cobre-zinco-alumínio
Cu-Be I	2A + TH	700oC	Cristobalite	cobre-zinco-alumínio
Liga 13	1A	700oC	Cristobalite	cobre-zinco-crômio
Liga 13	2A + TH	700oC	Cristobalite	cobre-zinco-crômio
Ag-Sn 18	1A	700oC	Cristobalite	prata-estanho
Ag-Sn 18	2A + TH	480oC	Cristobalite	prata-estanho
Liga P	1A	700oC	Cristobalite	níquel-cobre-crômio
Liga P	2A + TH	700oC	Cristobalite	níquel-cobre-crômio
Ni-Cr I	2A + TH	940oC	Termocast	níquel-crômio
CO-SPAN 13,5	2A + TH	940oC	Termocast	níquel-crômio

A= arrianto TH= técnica higroscópica.

Utilizando uma lupa de quatro aumentos (Bio-Art - Equipamentos Odontológicos - São Carlos-SP) e uma broca esférica carbide nº 2 para peça de mão, quando em média velocidade, pequenas bolhas ocasionalmente existentes eram removidas sem, no entanto, provocar desgastes internos, os quais alterariam os resultados finais. Quando da verificação de defeitos mais grosseiros, a peça fundida era descartada.

### Determinação do desajuste das fundições

Na realização das leituras ainda no padrão de cera, fazia-se coincidir a linha vertical do retículo do microscópio com a demarcação feita na "restauração" a amálgama, existente nas quatro faces diametralmente opostas do modelo-padrão, logo abaixo do término cervical do preparo. Em seguida, movimentava-se o retículo vertical do microscópio, no mesmo plano horizontal, fazendo-o coincidir com a linha demarcatória confeccionada no padrão de cera (Figura 6). Assim, obtinha-se um valor correspondente à diferença entre as duas leituras. Esses valores eram anotados para comparar com os dados que seriam registrados posteriormente nas coroas metálicas depois de fundidas (Figura 7).

Após o acabamento das coroas fundidas, estas eram submetidas a uma carga de 9 kg durante um minuto, conforme sugeriu GRIEVE<sup>7</sup>, sendo novamente realizadas leituras, utilizando os mesmos pontos de referência.

Foram realizadas seis séries de leitura para cada corpo de prova (três séries nos padrões de cera e três séries nas coroas fundidas), nas faces diametralmente opostas (V-L-M-D), totalizando 24 leituras. Assim, para um montante de 30 fundições, como mostra a Tabela 2, foram realizadas 720 medições, sempre por um mesmo operador. Para cada face do padrão de cera e da respectiva co-roa fundida, o valor aritmético entre os

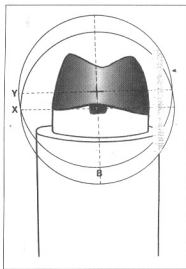


FIGURA 6 - Desenho esquemático do procedimento das leituras

B - retículo vertical do microscópio  
X - retículo horizontal coincidindo com o ponto demarcatório na "restauração" a amálgama  
Y - retículo horizontal coincidindo com a linha demarcatória no padrão de cera/coroa fundida

são analisadas junta-mente com duas outras de um sistema diferente (níquel-crômio), levando-se em consideração um mesmo e único processo de inclusão.

O desajuste de uma peça fundida é dependente da somatória de diversos fatores, já relatados na introdução, que se inter-relacionam e são de difícil controle; está

registros, antes e após a fundição, corresponde à média dos desajustes das peças fundidas.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Na realização deste trabalho a análise estatística foi processada levando-se em consideração os valores de duas tabelas distintas; uma delas relaciona quatro ligas submetidas a dois processos de inclusão diferentes, enquanto em uma outra tabela essas ligas

comumente relacionado com as diferentes contrações de fundição que as ligas possuem e magnitude de expansão dos revestimentos. Sendo assim, interpretando os resultados desta pesquisa, verifica-se que a diferença entre as medidas, antes e após a fundição, corresponde ao desajuste da peça fundida.

Na Tabela 3 são encontrados as médias e respectivos desvios-padrão de quatro das seis ligas estudadas e que tiveram dois processos de inclusão diferentes. Essa tabela demonstra que a menor média aritmética foi obtida pela liga Ag-Sn 18, seguida da liga Cu-Be I, liga 13 e liga P. Com exceção da liga Ag-Sn 18, onde a melhor média aritmética foi obtida quando procedida a técnica de inclusão usando um amianto, as demais ligas apresentaram menores desajustes quando foi realizada a técnica de inclusão onde o anel era forrado com duas tiras de amianto e, após inclusão, o revestimento era submetido à expansão higroscópica.

Na análise da tabela 3 verifica-se que as menores médias aritméticas foram obtidas pela liga Ag-Sn 18, seguida da liga Cu-Be I, independente do tipo de inclusão. Pode-se observar, ainda, que na técnica de inclusão usando uma tira de amianto, obteve-se o menor desajuste através da liga Ag-Sn 18 (14  $\mu$ m) e, da mesma forma, foi verificado o maior desajuste através da liga P (180  $\mu$ m). Estes dados demonstram que as ligas por possuírem contrações de fundição diferentes, em função dos seus elementos químicos constituintes, necessitam de técnicas de inclusão com características próprias, permitindo, dessa forma, suficiente expansão do molde para compensar a contração da liga depois de fundida. BARRETO et al.<sup>2</sup>; MOFFA & JENKINS<sup>17</sup> sugeriram, inclusive, que para cada liga deve ser preconizada uma técnica de inclusão associada a um determinado revestimento.

Na verificação das médias obtidas, conforme demonstra a tabela 3, observada a técnica de inclusão adequada ao

TABELA 3 - Médias e respectivos desvios-padrão dos desajustes de coroas fundidas, em função das técnicas de inclusão (valores em micrômetros)

Ligas	13	13	Cu-Be I	Cu-Be I	P	P	Ag-Sn 18	Ag-Sn 18
Téc.Incl. Nº	1A	2A+TH	1A	2A+TH	1A	2A+TH	1A	2A+TH
Média	166	92	138	44	180	141	14	22
D.P.	45	42	49	30	29	20	5	12

A = amianto TH= técnica higroscópica

tipo de liga, os desajustes podem ser considerados aceitáveis sob o ponto de vista clínico, uma vez que M C L E A N ; F R A U N H O F E R<sup>16</sup> relataram que para as restaurações fundidas um desajuste ou discrepância de 10 a 160  $\mu$ m é clínica e radiograficamente aceitável.

Ainda na tabela 3, comparando com as ligas à base de cobre, observa-se que a liga P apresentou melhor reprodutibilidade, como demonstra a pequena variabilidade entre os ensaios (desvio-padrão menor dentro da média aritmética obtida), pressupondo uma vantagem considerável em termos práticos. Todavia, maiores desajustes foram verificados com essa liga e a liga 13, possivelmente relacionados à temperatura mais elevada necessária para fundição dessas ligas, em função de seus elementos constituintes, onde o cromo aparece com 6% (% em peso) na composição nominal das mesmas, conferindo, por exemplo, dureza, temperatura de fusão mais alta e consequentemente maior porcentagem de contração de fundição<sup>19</sup>.

Na literatura especializada diversas pesquisas foram e ainda são desenvolvidas para reduzir os desajustes de peças fundidas com ligas alternativas, na tentativa de torná-las compatíveis ou equivalentes aos obtidos pelas ligas áureas. JONES; WILSON<sup>11</sup> verificaram que os revestimentos fosfatados possibilitam uma maior expansão higroscópica. Por entender que a restrição da expansão é um fator importante, como ressaltaram ASGAR et al.<sup>1</sup>, outros pesquisadores FERREIRA<sup>5</sup> e LOVADINO<sup>13</sup> utilizaram em seus trabalhos a técnica de expansão higroscópica livre (anel de PVC seccionado longitudinalmente), onde obtiveram menores desajustes com ligas à base de níquel-cromo.

Sendo assim, com referência à liga P, o fato de ter sido usada uma técnica de inclusão utilizando anel metálico e revestimento com cristobalita, permite admitir que melhores resultados poderão ser obtidos através da mudança para um revestimento fosfatado ou utilização

da técnica de expansão livre e revestimento com cristobalita.

Por outro lado, a variabilidade foi grande para a liga Cu-Be I, que apresentou pequena média de desajuste, nas fundições com técnica de inclusão utilizando duas tiras de amianto mais expansão higroscópica, como mostra a Tabela 3. Tal variabilidade indica um comportamento heterogêneo dessa liga, difícil de ser controlado na prática, que resultará em restaurações, ora bem adaptadas, ora não, dificultando o trabalho do técnico de laboratório.

Os dados constantes na Tabela 3 foram submetidos à análise de variância a dois critérios (Tabela 4) onde ficou evidenciada significância estatística para as condições experimentais estabelecidas e para a interação entre ligas e técnicas de inclusão. O Teste de Tukey-Kramer foi aplicado para comparar individualmente as significâncias estatísticas das variáveis tipos de inclusão, tipos de liga e entre ligas e técnicas de inclusão (Tabela 5).

Ficou demonstrado que menores desajustes ocorreram quando foi empregada a técnica de inclusão que usava duas tiras de amianto com expansão higroscópica. Esses resultados vêm de encontro às afirmações de MAHLER; ADY<sup>15</sup>, segundo as quais a utilização de duas tiras de amianto possibilita expansão compensatória de maior magnitude e as de GEISSLER; GALLOWAY<sup>6</sup>, de que o uso de duas tiras de amianto propiciava melhores resultados para as ligas do sistema cobre-alumínio. Da mesma forma, os resultados obtidos ratificam as opiniões de SCHEU<sup>20</sup>, HOLLENBACK<sup>8</sup>, ISMAIL; LYON<sup>9</sup>, NITKIN; ASGAR<sup>22</sup>, PEGORARO<sup>24</sup>, KELLY; ROSE<sup>12</sup>, SILVA FILHO<sup>31</sup>, PEDROSA<sup>23</sup> e FERREIRA<sup>5</sup>, quando afirmam que a utilização da técnica de expansão higroscópica aumenta

a magnitude de expansão dos revestimentos, a qual propicia maior aumento do molde para compensar altas contrações de fundição de ligas metálicas.

Com referência à liga Ag-Sn 18, menor média de desajuste foi conseguida quando se utilizou apenas uma tira de amianto e técnica de expansão térmica. Esse resultado corrobora os dados obtidos por MONDELLI<sup>18</sup> e VALERA; MONDELLI<sup>15</sup>,

TABELA 4 - Análise de variância, a dois critérios, dos resultados obtidos para as ligas submetidas a duas técnicas de inclusão

Fonte de Variação	Soma de quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	F
Entre ligas	0,2707611	3	9.025371E-02	82,57**
Entre inclusões	5.960083E-02	1	5.960083E-02	54,52**
LigasXinclusões	3.525114E-02	3	1.175038E-02	10,75**
Resíduo	9.624088E-02	88	1.093646E-03	
Variação total	0,461854	95		

\*\* Significante a 1% ( $p < 0,01$ ).



TABELA 5 - Valores para contrastes (teste de tukey-kramer) individuais

CONDIÇÕES	VALOR CRÍTICO
Entre técnicas de inclusão	0,0268
Entre ligas	0,0322
Ligas x técnicas de inclusão	0,0322

Significância a 5% ( $p < 0,05$ )

de que a contração de fundição das ligas do sistema prata-estanho se assemelham à contração das ligas áureas e, por essa razão, a técnica de inclusão e fundição a serem empregadas também devem ser as mesmas indicadas para as ligas de ouro.

O cruzamento das quatro ligas estudadas, quando foram empregadas duas técnicas de inclusão, totalizou seis comparações. Dessas, cinco mostraram ser significantes ao nível de 5%, enquanto uma das comparações (liga 13 X liga P) não apresentou significância.

Pelos resultados demonstrados, as ligas 13 e P se equivalem, possivelmente em função de seus elementos constituintes, uma vez que essas ligas apresentam o

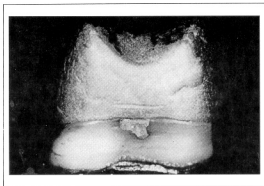


FIGURA 7 - Coroa fundida com a liga Ag-Sn 18. Média de desajuste - 22 um

elemento químico cromo em quantidades (% em peso) semelhantes. Essas ligas apresentaram as maiores diferenças quando comparadas com a liga Ag-Sn 18, em razão das diferentes contrações de fundição que essas ligas apresentam (bem menor para as ligas do sistema Ag-Sn)<sup>19</sup>.

Analisando os resultados obtidos e respectivas médias e desvios-padrão das seis ligas (tabela 6), quando uma

mesma técnica de inclusão foi empregada, onde utilizaram-se duas tiras de amianto mais expansão higroscópica, verifica-se que as melhores médias aritméticas de desajustes foram conseguidas, em ordem decrescente, pelas ligas dos sistemas prata-estanho, cobre-zinco-alumínio, cobre-zinco-cromo, níquel-cobre-cromo e níquel-cromo.

Todavia, as médias de desajustes observados nas ligas estudadas, como mostra a Tabela 6, podem ser consideradas aceitáveis sob o ponto de vista clínico, desde que as opiniões de MCLEAN; FRAUNHOFER<sup>16</sup> sejam também aceitas.

Verifica-se, ainda, na Tabela 6, que as maiores médias aritméticas de desajustes ocorreram nas ligas dos sistemas níquel-cromo e níquel-cobre-cromo. Isto pode ser devido ao elevado ponto de fusão e o coeficiente de expansão e

TABELA 6 - Médias e respectivos desvios-padrão dos desajustes das coroas fundidas com a técnica de inclusão usando duas tiras de amianto mais expansão higroscópica (valores em micrômetros)

Média	92	44	141	22	158	141
D.P.	42	30	20	12	82	61
Valor crítico para contraste = 0,067 ( $P < 0,05$ )						

contração térmica linear dessas ligas, em função de seus elementos químicos constituintes.

Os dados constantes na Tabela 6 foram submetidos ao teste estatístico de análise de variância, como mostra a Tabela 7, onde ficou evidenciada significância estatística (16,51) ao nível de 1%.

O Teste de Tukey-Kramer foi aplicado para comparar individualmente as seis ligas analisadas em conjunto, com o propósito de identificar qual (ou quais) delas foi a responsável pela significância estatística ao nível de 5%. No cruzamento dessas ligas, totalizando 15 comparações possíveis, sete demonstraram significância estatística.

Com relação à liga Ag-Sn 18, o único contraste não significativo foi com a liga Cu-Be I. Isto está a indicar que esses sistemas de ligas proporcionaram, com as técnicas de inclusão aqui empregadas, os melhores ajustes de fundição.

Todas as comparações envolvendo os sistemas níquel-cromo (ligas Ni-Cr I e CO-SPAN 13,5), níquel-cobre-cromo (liga P) e cobre-zinco-cromo (liga 13) mostraram-se estatisticamente não significantes, possivelmente em

TABELA 7 - Análise de variância dos resultados obtidos dos desajustes de seis diferentes tipos de liga

Fonte de variação	Soma de quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	F
Entre ligas	0,1925602	5	3.851204E-02	16,51**
Resíduo	0,1539385	66	2.332401E-03	
Varição total	0,3464987	71		

\*\* Significante a 1% ( $p < 0,01$ )

função de seus elementos químicos constituintes, principalmente o cromo presente nas composições nominais em peso dessas ligas.

## CONCLUSÕES

Com base na literatura especializada, nos resultados da análise estatística e nas condições estabelecidas neste trabalho, concluiu-se:

- As coroas fundidas com os diversos sistemas de liga apresentaram índices de adaptação estatisticamente diferentes entre si;

- Os sistemas de liga que melhor adaptação proporcionaram as coroas foram, em ordem decrescente: sistema prata-estanho (Ag-Sn 18), sistema cobre-zinco-alumínio (Cu-Be I), sistema cobre-zinco-cromo (Liga 13), sistema níquel-cobre-cromo (liga P) e sistema níquel-cromo (CO-SPAN 13,5 e Ni-Cr I);

- A interação tipos de liga e técnicas de inclusão influenciou significativamente no índice de adaptação;

- Com exceção da liga Ag-Sn 18, as demais ligas devem ser incluídas e fundidas pela técnica da expansão higroscópica (anel metálico e duas tiras de amianto) ou então pela técnica de expansão livre.

## ABSTRACT

The purpose of this *in vitro* study was to determine the influence of the alloy and investing technique on the marginal fit ability of complete cast crown restorations.

Two nickel-chromium alloys, (Co-Span 13,5 and Ni-Cr I), one silver-tin (Ag-Sn 18), one copper-zinc-chromium (alloy 13), one copper-zinc-aluminum (Cu-Be I) and one nickel-copper-chromium (alloy P) were enclosed in this study. All these alloys were developed in

the Operative Dentistry Department, Bauru School of Dentistry of the University of São Paulo, except the Co-Span 13,5.

The results showed that the silver-tin alloy, (Ag-Sn 18), exhibited the best marginal fit ability, followed in descending order of magnitude by Cu-Be I (copper zinc aluminum system), alloy 13 (copper zinc chromium system),

alloy P (nickel copper chromium system) and finally the alloys Co-Span 13,5 and Ni-Cr I (nickel-chromium system).

UNITERMS: Crowns; Nickel-chromium, alloys.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1- ASGAR, K. et al. Hygroscopic technique for inlay casting using controlled water additions. *J. prosth. Dent.*, v.5, n.5, p.711-24, Sept. 1955.
- 2- BARRETO, M.T. et al. Effect of investment on casting high-fusing alloys. *J. prosth. Dent.*, v.44, n.5, p.504-7, Nov. 1980.
- 3- CHARBENEAU, G.T.; PEYTON, F.A. Some effects of cavity instrumentation on the adaptation of gold castings and amalgam. *J. prosth. Dent.*, v.8, p.514-25, 1958.
- 4- CHARBENEAU, G.T. et al. Profile characteristics of cut tooth surfaces developed by rotating instruments. *J. dent. Res.* v.36, n.6, p.957-66, Dec. 1957.
- 5- FERREIRA, R.H. Avaliação do desajuste cervical de infra-estruturas para coroas metalocerâmicas, obtidas a partir da variação de três técnicas de expansão do revestimento. Bauru, 1989. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- 6- GEISSLER, PR.; GALLOWAY, W. Aluminium bronze in crown and bridgework. *Dent. Techn.*, v.30, p.4-5, 1977.
- 7- GRIEVE, A.R. A study of dental cements. *Brit. dent. J.* v.127, p.405-10, 1969.
- 8- HOLLENBACK, G.M. Precision gold inlays. *J. Amer. dent. Ass.*, v.30, p.99-109, 1943.
- 9- ISMAIL, LL.; LYON, F.F. An evaluation of Progold. *J. Dent.*, v.2, p.7-10, 1973.

- 10 - JANSON, W.A. et al. **Preparo de dentes com finalidade protética: técnica da silhueta.** Bauru, 1986. Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- 11 - JONES, D.W.; WILSON, H.J. Setting and hygroscopic expansion of investments. *Brit. dent. J.*, v.129, p.22-6 July 1970.
- 12 - KELLY, J.R.; ROSE, T.C. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: a literature review. *J. prosth. Dent.*, v.49, n.3, p.363-70, 1983.
- 13 - LOVADINO, J.R. **Avaliação de desajuste cervical de infra-estruturas metálicas para metalocerâmicas, segundo revestimentos e técnicas de expansão dos revestimentos.** Bauru, 1991. Tese Doutorado - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- 14 - LYON, H.W. et al. Effectiveness of vacuum investing in the elimination of surface defects in gold castings. *J. Amer. dent. Ass.*, v.46, p.197-8, Feb. 1953.
- 15 - MAHLER, D.B.; ADY, B. The influence of various factors on the effective setting expansion of casting investments. *J. prosth. Dent.*, v.13, n.2, p.364-73, mar./apr. 1963.
- 16 - MCLEAN, J.W.; FRAUNHOFER, J.A. The estimation of the cement film thickness by an in vivo technique. *Brit. dent. J.*, v.131, n.3, p.107-11, Aug. 1971.
- 17 - MOFFA, J.P.; JENKINS, W.A. Status report on base-metal crown and bridge alloys. *J. Amer. dent. Ass.* v.89, p.652-5, Sept. 1974, 3
- 18 - MONDELLI, J. **Estudo sobre algumas propriedades de ligas metálicas, utilizadas na obtenção de incrustações dentais, como possíveis sucedâneas das ligas de ouro.** Bauru, 1967. Tese Doutorado - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- 19 - MONDELLI, J. **Ligas alternativas para restaurações fundidas.** São Paulo, Panamericana, 1995.
- 20 - MONDELLI, J. et al. **Dentística pré-clínica.** São Paulo, Sarvier, 1991.
- 21 - MUENCH, A. **Contribuição ao estudo de ligas de ouro, economicamente mais vantajosas, para fins odontológicos.** São Paulo, 1969. Tese - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
- 22 - NITKIN, D.A.; ASGAR, K. Evaluation of alternative alloys to type III gold for use in fixed prosthodontics. *J. Amer. dent. Ass.*, v.93, n.3, p.622-9, Sept. 1976.
- 23 - PEDROSA, S.F. **Avaliação do desajuste de coroas totais relacionado com a contração de fundição de diferentes ligas metálicas não áureas, técnicas de inclusão e tipos de revestimentos.** Bauru, 1986. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- 24 - PEGORARO, L.F. **Avaliação das expansões de presa, higroscópica e térmica, de três revestimentos à base de fosfato.** Bauru, 1977. Tese Doutorado - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- 25 - PHILLIPS, D.W. Controlled casting. *J. Amer. dent. Ass.*, v.22, p.439-51, 1935.
- 26 - PLESE, A. **Contribuição ao estudo da rugosidade e sua influência no ajuste das fundições.** Aracatuba, 1963. Tese - Faculdade de Farmácia e Odontologia de Aracatuba.
- 27 - ROEBUCK, L.N. Cast aluminium inlays. *Amer. dent. J.*, v.13, p.527-9, Sept. 1915.
- 28 - SCHEU, C.H. Precision casting utilizing the hygroscopic action of plaster in investments in making expanded molds. *J. Amer. dent. Ass.*, v.20, p.1205-15, 1933.
- 29 - SCHEU, C.H. Controlled hygroscopic expansion of investment to compensate for shrinkage in inlay casting. *J. Amer. dent. Ass.*, v.22, p.452-5, 1935.
- 30 - SHILLINGBURG JÚNIOR, H.T.; JACOBI, R.; BRACKETT, S.E. **Fundamentos dos preparos dentários para restaurações metálicas e de porcelana.** Alemanha, Quintessenz, 1988, p.19.
- 31 - SILVA FILHO, FPM. **Ligas do sistema cobre-alumínio: efeito de ligas, técnicas de fusão e tratamentos térmicos na contração de fundição e dureza, efeito de tipos cavitários e técnicas de fundição no desajuste cervical.** Araraquara, 1983. Tese Doutorado - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.
- 32 - SIMONETTI, E.L. **Contribuição para o estudo de ligas metálicas do sistema prata-estanho: propriedades mecânicas - resistência à tração, alongamento e dureza Brinell - e técnica de fundição.** São Paulo, 1971. Tese Doutorado - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
- 33 - SUFFERT, L.W.; MAHLER, D.B. Reproducibility of gold castings made by present day castings technics. *J. Amer. dent. Ass.*, v.50, p.1-6, Jan. 1955.
- 34 - TAGGART, W.H. A new and accurate method of making gold inlays. *Dent. Cosmos*, v.49, n.11, p.1117-21, Nov. 1907.
- 35 - VALERA, R.C.; MONDELLI, J. Determinação de algumas propriedades de ligas metálicas não áureas empregadas na confecção de incrustações dentais. *Estomat. & Cult.* v.7, p.42-53, 1973.