

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

**MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO  
CIRURGIÃO DENTISTA**

**TÉCNICA MODIFICADA PARA CONFECÇÃO DE  
INFRA-ESTRUTURA PARA PRÓTESE PARCIAL REMOVÍVEL.  
ESTUDO DA PRECISÃO DIMENSIONAL LINEAR**

**TESE APRESENTADA À FACULDADE  
DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA  
DA UNIVERSIDADE ESTADUAL DE  
CAMPINAS PARA OBTENÇÃO DO  
TÍTULO DE DOUTOR EM CLÍNICA  
ODONTOLÓGICA - ÁREA DE  
PRÓTESE**

**PIRACICABA - S.P.**

**1996**

**N664t**

**29468/BC**

*Este exemplar foi devidamente registrado, conforme Resolução do CEFOP/088/83 Piracicaba, 28 de Novembro de 1996*

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

**MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO  
CIRURGIÃO DENTISTA**

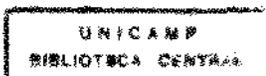
**TÉCNICA MODIFICADA PARA CONFECÇÃO DE  
INFRA-ESTRUTURA PARA PRÓTESE PARCIAL REMOVÍVEL.  
ESTUDO DA PRECISÃO DIMENSIONAL LINEAR**

**ORIENTADOR: PROF. DR. FREDERICO ANDRADE E SILVA - FOP/UNICAMP**

**TESE APRESENTADA À FACULDADE  
DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA  
DA UNIVERSIDADE ESTADUAL DE  
CAMPINAS PARA OBTENÇÃO DO  
TÍTULO DE DOUTOR EM CLÍNICA  
ODONTOLÓGICA - ÁREA DE  
PRÓTESE**

**PIRACICABA - S.P.**

**1996**



9301120

UNIDADE	BC
N.º CHAMADA:	Piracicaba
	N.º 664t
V.	Ex.
TOMBO BC	29468
PROC.	282/97
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	17/04/97
N.º CPD	

CM-0009732 7-9

### FICHA CATALOGRÁFICA:

Elaborada pela Biblioteca da

Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP

Nóbilo, Mauro Antonio de Arruda †  
 N664t Técnica Modificada para confecção de infra-estrutura para  
 prótese parcial removível / Mauro Antonio de Arruda Nóbilo -  
 Piracicaba : SP : [ s.n. ], 1996.  
 108f. : il.  
 Orientador : Frederico Andrade e Silva. †  
 Tese (doutorado) - Universidade Estadual de Campinas,  
 Faculdade de Odontologia de Piracicaba.  
 1. Prótese dentária parcial removível. 2. Fundição de precisão  
 I. Silva, Frederico Andrade. II. Universidade Estadual de Campinas,  
 Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título

19.CDD -617.69  
 -617.695

### Índices para o Catálogo Sistemático

1. Prótese dental	617.69
2. Fundição de precisão	617.695



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de **Doutorado**, em sessão pública realizada em 13/11/96, considerou o candidato aprovado.

1. Frederico Andrade e Silva

2. Saide Sarckis Domitti

3. Simonides Consani

4. Eunice Teresinha Giampaolo

5. Luiz de Jesus Nunes

## OFEREÇO ESTE TRABALHO

"A relação mestre e discípulo é uma profunda relação humana de ordem espiritual, por cujo o mestre imprime um caráter na alma do seu aluno, que o acompanhará durante toda a vida, pois esta relação transcende o temporal para permanecer em um contínuo presente."

*Miguel R. Covian*

Ao **Prof. Dr. KRUNISLAVE ANTONIO NÓBILO**, meu querido mestre e pai, com quem tanto tenho aprendido, através de sua reconhecida capacidade, elevados conhecimentos científicos e dedicação ao ensino e à pesquisa, que naturalmente contribuíram na elaboração deste trabalho e no meu desenvolvimento pessoal, meus eternos agradecimentos.

## **MINHA GRATIDÃO**

À minha esposa **Gislaine** e meu filho **Felipe**, pela interferência suave,  
compressiva e companheira neste trabalho.

## **AGRADECIMENTO ESPECIAL**

**Ao Prof. Dr. FREDERICO ANDRADE E SILVA**, Livre Docente da Área de Prótese Fixa e Escultura Dental da FOP-UNICAMP, pela orientação sábia e democrática, por toda amizade e compreensão presentes em todos os momentos.

## AGRADECIMENTOS

Ao **Prof. Dr. Simonides Consani**, Titular da Área de Materiais Dentários da FOP-UNICAMP, não somente pela honra de tê-lo como mestre e orientador da Tese de Mestrado, mas também pela permissão do uso do laboratório de Materiais Dentários e pela inestimável colaboração prestada;

Ao **Prof. Mário Alexandre Coelho Sinhoretí**,  
Assistente da Área de Materiais Dentários da FOP-UNICAMP,  
pela competente elaboração da análise estatística;

Ao **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**,  
Assistente da Área de Prótese Fixa e Escultura Dental  
da FOP-UNICAMP, que com amizade, boa vontade e troca de informações,  
esteve sempre pronto a ajudar;

Ao Engenheiro Mecânico **Marcos Blanco Cangiani**,  
Técnico Especializado da Área de Materiais Dentários da FOP-UNICAMP,  
pelo auxílio nas fundições e medições das amostras;

À **Sra. Sueli Duarte de Oliveira Soliani**,  
Bibliotecária Chefe da Biblioteca da FOP-UNICAMP,  
pelo auxílio nas fundições e medições das amostras;

**À Sra. Maria Cecília Gregório Gomes,**  
Técnica Especializada da Área de Prótese Fixa e Escultura Dental  
da FOP-UNICAMP, pela amizade e colaboração no uso do laboratório  
de Prótese Fixa;

**Ao Sr. Mauro Augusto Barboza Dias,**  
Técnico Especializado do laboratório de Produção da FOP-UNICAMP,  
pela inestimável colaboração na fundição das amostras;

**Ao Sr. Pedro Justino,**  
Técnico Especializado do C.R.A. da FOP-UNICAMP,  
pelo auxílio na elaboração do material fotográfico;

Aos colegas da Área de Prótese da FOP-UNICAMP,  
**Guilherme, Wilkens, Marcelo e Luis,** pela agradável convivência e  
constante incentivo;

Aos colegas do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica  
da FOP-UNICAMP.

## SUMÁRIO:

LISTAS.....	1
1-LISTA DE TABELAS.....	2
2-LISTA DE FIGURAS.....	4
3-LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	5
RESUMO.....	7
1-INTRODUÇÃO.....	10
2-REVISÃO DA LITERATURA.....	15
3-PROPOSIÇÃO.....	56
4-METODOLOGIA.....	58
4.1-MATERIAIS.....	59
4.1.1-LIGA METÁLICA À BASE DE Co-Cr.....	59
4.1.2-RESINA ACRÍLICA ATIVADA QUIMICAMENTE.....	59
4.1.3-REVESTIMENTO PARA FUNDIÇÃO AGLUTINADO POR FOSFATO DE AMÔNIA E MAGNÉSIO.....	59
4.1.4-REVESTIMENTO PARA FUNDIÇÃO AGLUTINADO POR SILICATO DE ETILA.....	59
4.2-MÉTODO.....	60
4.2.1-DELINEAMENTO EXPERIMENTAL.....	60
4.2.2-MATRIZ METÁLICA.....	60
4.2.3-OBTENÇÃO DAS AMOSTRAS - TÉCNICA EXPERIMENTAL.....	61
4.2.4-INCLUSÃO DAS AMOSTRAS EM REVESTIMENTO.....	62
4.2.5-PROCESSO DE FUNDIÇÃO.....	64
4.2.6-DESINCLUSÃO DAS AMOSTRAS.....	65
4.2.7-OBTENÇÃO DAS AMOSTRAS - TÉCNICA CONVENCIONAL...	66
4.2.8-DUPLICAÇÃO DA MATRIZ METÁLICA.....	66
4.2.9-OBTENÇÃO DO MODELO REFRAATÁRIO.....	68
4.2.10-APLICAÇÃO DO BANHO DE CERA.....	68
4.2.11-OBTENÇÃO DAS AMOSTRAS.....	68

4.2.12-INCLUSÃO DAS AMOSTRAS EM REVESTIMENTO.....	69
4.2.13-MENSURAÇÃO DAS AMOSTRAS.....	69
4.2.14-ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	72
5-RESULTADOS.....	73
6-DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	79
7-CONCLUSÃO.....	86
8-APÊNDICE.....	88
9-SUMMARY.....	97
10-REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	99

**LISTAS**

## **LISTAS:**

### **I - LISTA DE TABELAS:**

<b>TABELAS:</b>	<b>FOLHA:</b>
4.1- Materiais;	59
4.2- Técnica de fundição e número de amostras;	60
5.1- Médias de alteração dimensional linear das técnicas Experimental e Convencional na distância A (%);	74
5.2- Médias de alteração dimensional linear das técnicas Experimental e Convencional na distância B (%);	75
5.3- Médias de alteração dimensional linear das técnicas Experimental e Convencional na distância C (%);	76
8.1- Valores originais da distância A (cm) e alteração dimensional (%) para a técnica Experimental;	89
8.2- Valores originais da distância B (cm) e alteração dimensional (%) para a técnica Experimental;	89
8.3- Valores originais da distância C (cm) e alteração dimensional (%) para a técnica Experimental;	90
8.4- Valores originais da distância A (cm) e alteração dimensional (%) para a técnica Convencional;	90
8.5- Valores originais da distância B (cm) e alteração dimensional (%) para a técnica Convencional;	91
8.6- Valores originais da distância C (cm) e alteração dimensional (%) para a técnica Convencional;	91
8.7- Nome dos fatores;	92
8.8- Análise de variância;	92
8.9- Teste de Tukey para médias de técnica;	92
8.10- Teste de Tukey para médias de técnica dentro de A do fator distância;	92

8.11- Teste de Tukey para médias de técnica dentro de B do fator distância;	93
8.12- Teste de Tukey para médias de técnica dentro de C do fator distância;	93
8.13- Análise fixando o nível experimental do fator técnica e nível A do fator distância;	93
8.14- Análise fixando o nível experimental do fator técnica e nível B do fator distância;	94
8.15- Análise fixando o nível experimental do fator técnica e nível C do fator distância;	94
8.16- Análise fixando o nível convencional do fator técnica e nível A do fator distância;	95
8.16- Análise fixando o nível convencional do fator técnica e nível B do fator distância;	95
8.16- Análise fixando o nível convencional do fator técnica e nível C do fator distância;	96

## **II - LISTA DE FIGURAS:**

<b>FIGURAS:</b>	<b>FOLHA:</b>
4.1- Matriz metálica e contra-matriz;	61
4.2- Conjunto para inclusão e anel de inclusão;	63
4.3- Amostras antes e após a usinagem;	66
4.4- Duplicação da matriz metálica;	67
4.5- Conjunto para inclusão e anel de inclusão;	69
4.6- Medições horizontais usadas para determinar a precisão dimensional das amostras;	70
4.7- Microscópio comparador;	71
5.1- Médias de alteração dimensional linear das técnicas Experimental e Convencional na distância A (%);	75
5.2- Médias de alteração dimensional linear das técnicas Experimental e Convencional na distância B (%);	76
5.3- Médias de alteração dimensional linear das técnicas Experimental e Convencional na distância C (%);	77
5.4- Amostras fundidas pelas técnicas Experimental e Convencional.	78

### III - LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS:

<b>ABREVIATURAS E SIGLAS:</b>	<b>SIGNIFICADO:</b>
%	por cento;
°	grau;
°C	grau Celcius;
±	mais ou menos;
A.D.A.	Associação Dentária America;
Be	berílio;
C	carbono;
cl	centímetro;
cm	centímetro;
cm/cm	centímetro por centímetro;
Co	cobalto;
Co.	companhia;
Cr	cromo;
Dr.	doutor;
D.M.S.	diferença mínima significativa;
et al.	et alli;
Fe	ferro;
G.L.P.	gás liquefeito de petróleo;
kg	kilograma;
kgf	kilograma força;
kg/cm <sup>2</sup>	kilograma por centímetro quadrado;
Ltda.	Limitada;
lb/pol <sup>2</sup>	libra por polegada ao quadrado;
µm	micrometro;
ml	mililitro;
mm	milímetro;
Mo	molibdênio;

**ABREVIATURAS E SIGLAS:**

**SIGNIFICADO:**

M.V.E.	microscopia eletrônica de varredura;
NBR	Norma Brasileira;
Nm <sup>3</sup> /h	Newton metro cúbico por hora;
nº	número;
Ni	níquel;
N/mm <sup>2</sup>	Newton por milímetro quadrado;
Num.	número;
p<0,005	probabilidade menor que 5 por cento;
p>0,005	probabilidade maior que 5 por cento;
Pb	chumbo;
PO <sup>4</sup> H <sup>2</sup> Hh <sup>4</sup>	fosfato biácido de amônio;
P <sup>2</sup> O <sup>5</sup>	fosfato;
Prof.	professor;
P.V.C.	poli-vinil cloreto rígido;
Repet.	repetições;
r.p.m.	rotações por minuto;
s/	sem;
S.A.	Sociedade Anônima;
SEM	microscópio eletrônico de varredura;
Si	silício;
SiO <sup>2</sup>	óxido de silício;
Sn	estanho;
U.S.A.	Estados Unidos da América.
X	vezes;

**RESUMO**

## **RESUMO:**

A proposta deste estudo foi avaliar a precisão dimensional linear de fundições de infra-estruturas para prótese parcial removível à base de Co-Cr, valendo-se da obtenção de amostras pelo método convencional e por um nova técnica.

Nesta investigação, foi confeccionada uma matriz metálica de latão com formato pentagonal possuindo em baixo relevo a simulação de um arco dentário; e, marcas em forma de "x" que serviram como referências na determinação dimensional linear das duas técnicas de fundição avaliadas. Para a confecção das amostras da técnica Experimental foi utilizada resina acrílica ativada quimicamente (Duralay - Reliance Dental Co.) Para a confecção das amostras da técnica Convencional foi necessário duplicar a matriz metálica com um material à base de Ágar (Duplicador K27 - Knebel Produtos Dentários Ltda.). Em seguida, os modelos obtidos do revestimento à base de sílica (Knebel - Knebel Produtos Dentários Ltda.) foram submetidos a um banho de cera virgem de carnaúba. Para a técnica Experimental foi utilizado um revestimento para altas temperaturas aglutinado por fosfato (Precise - dentisply Indústria e Comércio Ltda.). Para a fusão de 25 gramas da liga metálica (Steldent - Degussa S.A.) foi utilizado como fonte de calor um maçarico à oxigênio e acetileno. Após a desinclusão e acabamento, as amostras foram mensuradas em um microscópio comparador (Ernst Leitz Wetzlar - 3:1) com precisão de 0,005 mm. Foram realizadas três leituras sendo uma no sentido ântero-posterior (distância A) e duas no sentido transversal (distância B e C).

A análise de variância e o teste de Tukey, ao nível de 5% de significância, mostraram que dentro do fator distância A houve diferença estatisticamente significativa, sendo que a técnica Experimental apresentou uma expansão (0,55%) e a Convencional uma contração (-0,32%). Na distância B, a técnica Convencional apresentou uma expansão (0,37%) e a Experimental mostrou uma contração (-0,46%). E finalmente, dentro do fator distância C, ambas as técnicas apresentaram uma

contração com diferença estatisticamente significativa. Nesta condição, a técnica Convencional contraiu 2,02% enquanto que a Experimental 0,58%.

**Palavras-chave:** Prótese dentária parcial removível;  
Fundição de precisão.

## 1- INTRODUÇÃO

## 1 - INTRODUÇÃO -

Nas reabilitações orais, onde o espaço desdentado é considerado extenso ou quando o paciente, por qualquer motivo, não pode se submeter à utilização de aparelhos protéticos fixos, estão indicadas, na maioria das vezes, as chamadas próteses parciais removíveis.

Estes aparelhos protéticos constituem-se de uma infra-estrutura metálica, responsável pela dento sustentação destas peças, obtida tradicionalmente por processo de fundição por cera perdida desenvolvido para ligas áuricas desde o início do século XX.

Por muitos anos, somente ligas de ouro extra duras (tipo IV) foram usadas na confecção das próteses parciais removíveis. A substituição das ligas áuricas por ligas de metais não-preciosos, teve seu início e desenvolvimento em 1929, com os trabalhos de **ERDLE** e **PRANGE**<sup>24</sup>, criando a técnica de fundição odontológica para uma liga industrial (Estelita) à base de Co-Cr, o qual nomearam Vitallium.

Ainda hoje, mesmo havendo inúmeros trabalhos à respeito dos diversos aspectos dessas ligas, têm sido feito poucas considerações às suas propriedades físicas e aos efeitos dos procedimentos de fundição.

De acordo com **LANE**<sup>32</sup> em 1949, as ligas do sistema Co-Cr apresentam menor ductilidade que as ligas de ouro e maior módulo de elasticidade; temperatura de fusão mais elevada e maior contração de fundição na solidificação.

A microestrutura desse tipo de liga apresenta grãos de tamanho grande, podendo os limites granulares ser dissimulados por uma estrutura dendrítica proeminente, com carbonetos inter-granulares e inter-dendríticos claramente visíveis. Estes elementos interferem no deslizamento, aumentando assim, as propriedades de resistência, diminuindo a ductilidade, principalmente quando têm precipitação contínua.

No que diz respeito às propriedades mecânicas, as ligas de Co-Cr apresentam alta resistência à corrosão, alta contração térmica, alta dureza e módulo de elasticidade correspondente a aproximadamente o dobro das ligas de ouro. A

ductilidade, que é usualmente expressa como o alongamento de um corpo de prova durante o teste de tração, é baixa. Outras propriedades importantes são a resistência à tração e o limite de escoamento, cujos valores permitidos são de 6.300 Kg/cm<sup>2</sup> e 0,0025 cm/cm, respectivamente<sup>7,9,10,11,40,56</sup>.

Com o desenvolvimento de numerosas ligas utilizadas na indústria básica, o uso destes metais, segundo **PULSKAMP**<sup>48</sup>, foi sendo introduzido para a odontologia desde a década de 1930. Este autor procurou medir a precisão das fundições odontológicas em duas dimensões no plano horizontal, observando que as ligas de ouro são mais precisas que as ligas de metais não-preciosos, que porém, devido ao custo, não recomenda o uso de ouro. Tendo ressaltado também, a necessidade de investigar comparativamente essa precisão em três dimensões, para avaliar seu efeito sobre as próteses parciais removíveis.

**SHANLEY et al.**<sup>49</sup> em 1981, conduziram estudos semelhantes a **PUSKAMP**<sup>48</sup>, incluindo a terceira dimensão, não tendo encontrado diferenças significativas na precisão das fundições. No entanto, sob circunstâncias clínicas, as fundições podem não serem consideradas satisfatórias como demonstrado por **GAY**<sup>26</sup> ao ditar os passos para acabamento das infra-estruturas de próteses parciais removíveis.

Mesmo em circunstâncias ideais existem um número considerável de variáveis em uma fundição odontológica, que podem alterar a precisão de adaptação de uma prótese parcial removível. O percentual de alongamento pode variar com a composição do metal usado, e a contração pode ser associada aos procedimentos de fundição. Ligas do sistema Co-Cr têm uma contração média em torno de 2,3%. Além disto, quanto maior a área de superfície da fundição em relação ao seu volume, menor a contração, desta maneira o desenho de uma infra-estrutura também pode afetar a precisão (**PHILLIPS**<sup>47</sup>, **DOOTZ et al.**<sup>19</sup> e **EARNSHAW**<sup>20</sup>). Destarte, também diferentes áreas de uma fundição, tais como o conector maior, teriam diferentes alterações dimensionais, portanto, em uma mesma armação metálica, diferentes graus de precisão podem ser encontrados. (**DOOTZ et al.**<sup>19</sup>).

De acordo com **CUNNINGHAM**<sup>18</sup> em 1973, o grau de precisão de ligas de ouro comparado aos metais não-preciosos reflete o fato de que as mesmas contraem

menos. O mesmo fato ocorre entre as ligas de metais não-preciosos; **EARNSHAW**<sup>22</sup> em 1960, relatou que a liga Ticonium, à base de níquel-cromo, contrai menos do que a liga Vitallium de Co-Cr. A manipulação de uma mesma liga sob diferentes temperaturas de fundição, temperaturas do anel e espessura do padrão de fundição, também afetam a contração e a precisão( **CARTER & KIDD**<sup>12,13</sup> em 1965).

Segundo **PAFFENBARGER et. al.**<sup>44</sup> a proporção ideal das ligas de Co-Cr para obtenção de valores satisfatórios de dureza, resistência à abrasão e manutenção do brilho é de 70% de cobalto e 30% de cromo. Em concordância **EARNSHAW**<sup>21</sup> em 1956, e **SKINNER & PHILLIPS**<sup>50</sup> em 1962, confirmam esta proporção afirmando que pode haver uma limitada substituição do cobalto por níquel, o que favorece um diminuição na temperatura de fusão. Indicam também, que outros elementos presentes na composição podem ter influência nas propriedades resultantes, sendo, entre todos, mais crítico, o conteúdo de carbono. Devido a altas temperaturas de fusão, recomendam a necessidade da utilização de fontes de calor elétricas (arco de carbono ou argônio) ou maçarico de oxigênio e acetileno, bem como revestimento à base de fosfato de amônia e magnésio ou silicato de etila, como meio de compensar a grande contração de fundição destas ligas.

A técnica de fundição utilizada também constitui fator importante, visto que procedimento de aquecimento, tamanho e arranjo dos canais de alimentação, temperatura da liga e do anel, técnica de fusão, tipo de revestimento, etc. podem influenciar as propriedades da liga, tais como resistência à tração, limite de escoamento, dureza e alongamento<sup>3,13,16,23,25,28,31,39,51,56</sup>.

Sobre a influência de variáveis de fundição nas propriedades das ligas de Co-Cr, **ASGAR et. al.**<sup>4</sup> em 1969, e **ASGAR & PEYTON**<sup>4,5</sup> em 1961, concluíram que a utilização de temperaturas maiores na fusão da liga induzem à um aumento no alongamento, em decorrência de um aumento no espaçamento entre carbonetos e no tamanho granular, tornando a liga mais fraca e dúctil.

Esses aspectos são de fundamental importância, visto que estão intimamente relacionados com o comportamento clínico da prótese parcial removível.

Na opinião de **LEWIS**<sup>35</sup> em 1978, duas maiores dificuldades ocorrem com as próteses parciais removíveis. A primeira relaciona-se com possível alteração dimensional durante as fundições. A segunda é a fratura de alguma parte da prótese, durante o uso clínico. Com relação às causas desta última, o autor verificou ser a fadiga um importante mecanismo. Mas no entender de **BATES**<sup>8,9</sup> em 1965, os valores de resistência à fadiga estão acima do limite proporcional das ligas de Co-Cr, sugerindo que as estruturas com elas confeccionadas apenas fracassariam se houvesse ocorrência de inclusões ou porosidades.

A precisão da infra-estrutura de uma prótese parcial removível é afetada por diversas variáveis tais como expansão do revestimento, material duplicador, resistência à compressão do revestimento à temperatura de fusão e técnica de manipulação dos materiais.

Assim sendo, como forma de diminuir a quantidade de materiais e equipamentos envolvidos, minimizando desta forma, os riscos de insucessos e como forma de simplificar o processo atual, julgamos pertinente avaliar a precisão dimensional linear de infra-estruturas metálicas à base de Co-Cr, através de procedimentos convencionais e por uma nova técnica de obtenção do padrão de fundição.

## 2- REVISÃO DA LITERATURA

## 2 - REVISÃO DA LITERATURA:

Em 1943, **PAFFENBARGER et al.**<sup>44</sup>, em trabalho de compilação referente às ligas utilizadas em restaurações odontológicas, verificaram que nas ligas de Co-Cr, a proporção ideal para obtenção de valores satisfatórios de resistência, dureza, resistência à abrasão e perda de brilho é de 70% de cobalto e 30% de cromo, sendo que o aumento na proporção de cromo para além de 30%, ocasiona formação de composto intermetálico, que torna a liga excessivamente friável. Elementos como o molibidênio, tungstênio e carbono também estão presentes, sendo o último responsável pela melhora das propriedades mecânicas da liga. Confirmaram a necessidade de materiais e técnicas especiais para a fundição, como revestimento aglutinado por sílica ou fosfato e fontes de calor para temperaturas elevadas. Quando comparadas com as ligas de ouro, as ligas de Co-Cr apresentam valores menores para resistência à tração, resistência máxima à deformação permanente, alongamento e valores maiores no que diz respeito à dureza e módulo de elasticidade. Com relação a tratamentos térmicos, as ligas estudadas mostraram comportamentos diferentes ao das ligas de ouro, não sendo passíveis de serem modificadas mecanicamente por estes artifícios.

Em 1948, **SMITH**<sup>51</sup> efetuou um trabalho em que apresenta a liga Vitallium, afirmando que esta é composta de 65% de cobalto, 30% de cromo e 5% de molibidênio. O autor atestou que a zona de fusão desta liga está em torno de 1.370 °C e aconselhou: o emprego de chama redutora do maçarico de oxiacetileno para sua fusão; uso de fluxo especial para impedir a oxidação; e, revestimento especial à base de silicato de etila para o procedimento de fundição.

Em 1949, **LANE**<sup>32</sup> realizou uma retrospectiva das ligas metálicas odontológicas. Com relação às ligas Co-Cr, o autor constatou que estas fundições eram cinco vezes mais numerosas do que as confeccionadas com as ligas de ouro. Atestou que os

critérios desejáveis para a substituição do ouro por Co-Cr incluíam: poucas dificuldades técnicas de utilização; propriedades químicas que não produzissem efeitos patológicos ao operador e ao paciente e que possibilitassem resistência à desintegração no meio bucal; propriedades físicas como resistência, temperatura de fusão, coeficiente de expansão térmica e condutividade térmica satisfatórias; e, custo baixo e disponibilidade em situações de emergências mundiais. O autor citou como vantagens destas ligas sobre as ligas áureas: melhor tolerância dos tecidos orais; manutenção do brilho e superfície polida; peso específico de 8,9 contra 16,9 das ligas de ouro, o que possibilitava alta resistência em estruturas delgadas; baixo custo; elevada dureza, que conduzia à manutenção do brilho sob situações de abrasividade; e, elevada rigidez, estando indicadas em situações clínicas diversas. Como desvantagens, o autor citou: necessidade de equipamentos caros e específicos; menor ductilidade que as ligas de ouro; impossibilidade de tratamento térmico; maior módulo de elasticidade; temperatura de fusão mais elevada e maior contração de fundição na solidificação, exigindo uso de revestimentos especiais; e, difícil acabamento e polimento. O autor ressaltou que o conteúdo de cromo era responsável pela resistência à oxidação; o carbono, ligeiramente solúvel na solução sólida de cobalto e cromo, era responsabilizado pelas propriedades mecânicas e resistência à corrosão; a presença de tungstênio tendia a estabilizar a liga, tornando as propriedades mecânicas mais uniformes de uma fundição para outra; o berílio agia como redutor da temperatura de fusão; o nitrogênio, presente em pequenas porcentagens, atuava semelhantemente ao carbono; a presença de magnésio tornava o comportamento da liga mais estável, implicando em mais resistência e ductilidade; e, que a substituição de porcentagens de cobalto por níquel, reduzia o custo, elevando os valores de ductilidade. O autor afirmou ainda, que o tamanho granular destas ligas estava diretamente relacionado com a temperatura do molde e do metal, ocorrendo aumento no tamanho granular, tornando a liga mais fraca e dúctil. Ligas de diferentes tamanhos granulares apresentavam variação de 50% na ductilidade e pequena variação na resistência. Variações na temperatura tinham efeito adicional sobre o espaçamento de carbonetos. Um aumento da temperatura do molde, conduzia ao aumento do

espaçamento entre carbonetos, sendo que a variação na temperatura da liga não afetava este fenômeno. O espaçamento entre carbonetos alterava a ductilidade, pouco agindo sobre a resistência do material. O autor concluiu que em se considerando apenas o custo, não havia razão de se substituir uma liga nobre por uma não nobre.

Em 1956, **EARNSHAW**<sup>21</sup> organizou uma coletânea de dados com relação às ligas de Co-Cr. Neste trabalho, o autor confirmou que as ligas formam um solução sólida de aproximadamente 70% de cobalto e 30% de cromo, podendo haver limitada substituição do cobalto por níquel, ocorrendo diminuição na temperatura de fusão. Estas ligas eram compostas por 5% de carboneto de tungstênio e molibidênio, sendo que o conteúdo de carbono presente, exercia efeito crítico sobre a dureza e resistência. Segundo o autor, as ligas de Co-Cr consistiam de uma estrutura dendrítica formada pela matriz composta de solução sólida de Co e Cr, envolvida por pequenas ilhas de carbonetos. À medida em que o conteúdo de carbono aumentava, a estrutura interdendrítica de carbonetos tornava-se contínua e demasiadamente friável; à medida em que o tamanho destas ilhas de carbonetos aumentava, sem ocorrer continuidade entre elas, maior era a resistência; e, à medida em que o espaçamento entre elas aumentava, maior era a ductilidade. Com o aumento no tamanho granular, ocorria diminuição na resistência e aumento na ductilidade. Quando comparadas com as ligas de ouro, as ligas de Co-Cr possuíam menor resistência à tração e à fadiga e maior módulo de elasticidade, sendo mais suscetíveis à deformação permanente. Possuíam aproximadamente a metade do peso específico e maior dureza e resistência à abrasão. Estas ligas apresentavam alta temperatura de fusão e grande contração de fundição. Contudo, necessitavam de revestimento aglutinado por fosfato ou sílica, devido a liberação de compostos sulfúricos quando o sulfato de cálcio era utilizado como aglutinante do revestimento, levando à ocorrência de porosidades. Para a fusão da liga, devia ser utilizada chama redutora de maçarico à oxigênio e acetileno, ocorrendo, desta forma, pequeno aumento no conteúdo de carbono que conduzia ao aumento na resistência mecânica. Porém, o super-aquecimento na fusão da liga, promovia aumento granular e diminuição nas propriedades físicas. Para fusão, podiam

ser utilizados também o arco de carbono ou argônio, forno com resistência de carboneto de silício ou indução de alta frequência. Devido a técnica de fundição exigir equipamento específico e controle de diversas condições, a utilização das ligas de Co-Cr limitava-se a técnicos especializados.

Em 1958, **EARNSHAW**<sup>20</sup> definiu como contração de fundição aparente, a máxima contração que podia ocorrer durante a fundição de uma determinada liga. Afirmou que a contração térmica da liga durante a solidificação, era compensada pela adição de metal líquido fornecido pelos condutos de alimentação e câmara de compensação, cuja contração aparente era igual à contração da liga quando do resfriamento a partir da temperatura de *solidus* para a temperatura ambiente. Definiu também como contração real de fundição, aquela que realmente ocorria durante o processo. Constatou que a contração real era menor que a contração aparente, devido a fatores como a fricção no entrelaçamento entre a liga e a superfície do molde que podia ocasionar distorções no processo, principalmente nos primeiros estágios do resfriamento, momento em que a liga apresentava-se com alta ductilidade. Outro fator seria a solidificação prematura de porções da fundição, responsável pela contração, que seria compensada pelo metal líquido fornecido pelos condutos e porções não solidificadas. O autor definiu também como contração final de fundição como sendo a diferença entre a contração real de fundição e a compensação provida pela expansão do revestimento. O autor determinou a contração real de fundição de ligas de Co-Cr (Wisil, Croform, Nobilium, Svedion e Virillium), utilizando um dispositivo que consistia de um tubo de aço inoxidável de 6,98 cm de diâmetro por 6,35 cm de altura. Duas perfurações com roscas internas diametralmente opostas foram executadas nas paredes do tubo, providas de tampões maciços rosqueáveis de 1,65 cm de diâmetro por 2,51 cm de comprimento. Outros dois tampões com orifícios internos foram confeccionados com dimensões idênticas aos primeiros, porém com orifícios internos onde eram acopladas hastes de 0,31, 0,63 ou 0,95 cm de diâmetro por 6,35 cm de comprimento. Ao tubo metálico foi adaptada uma base formadora de cadinho de formato cônico. Foram utilizados dois tipos de revestimento (Baker e Virillium), cujos moldes foram

aquecidos às temperaturas de 500 e 600° C, seguido pelo resfriamento à temperatura ambiente, antes do procedimento de fundição. O autor concluiu que a contração real de fundição era afetada pela resistência do revestimento, onde quanto maior a rugosidade superficial do molde, menor a contração da liga. Outro fato seria a dimensão da fundição, onde padrões com menor volume, portanto com menor área de superfície, apresentavam maior contração.

Em 1958, **TAYLOR et al.**<sup>56</sup> avaliaram as propriedades físicas de seis ligas comerciais à base de Co-Cr, em amostras com formato de halteres. O método de enceramento e fundição seguiu os normalmente utilizados em laboratórios de produção. Os autores avaliaram a resistência à tração, o módulo de elasticidade, limite de escoamento e alongamento. A dureza Rockwell das amostras foi determinada, com auxílio de um durômetro. Para a determinação da temperatura de *liquidus* foi usado um par termo-elétrico de platina. Os autores verificaram que o módulo de elasticidade situava-se em 2.003.550 kg/cm<sup>2</sup>, aproximadamente o dobro do das ligas de ouro. Verificaram que o limite de escoamento estava em torno de 4.921 kg/cm<sup>2</sup> e a resistência à tração, em torno de 738 kg/cm<sup>2</sup>. Os autores verificaram, ainda, variações nas propriedades entre as diferentes ligas ensaiadas e entre as diferentes amostras de uma mesma liga, obtidas de fontes distintas. Estas variações, segundo eles, eram resultados de fatores como aquecimento, posição e arranjo dos condutos de alimentação e técnicas de fundição. Além dos fatores citados, a tendência à formação de grãos grandes e de diâmetros próximos aos das amostras, com orientações distintas e com possibilidade de apresentarem anisotropia, eram fenômenos que podiam causar resultados discrepantes. Além disto, os autores notaram valores de dureza mais elevados na porção central das amostras, em comparação com as extremidades, talvez devido ao tratamento mecânico conferido durante o ensaio de tração ou devido a diferenças estruturais nas duas regiões, ocasionada por diferentes velocidades de resfriamento. Os valores baixos de alongamento podiam ser insuficientes para causar tratamentos mecânicos nestas ligas, exceto na região mais próxima à fratura, reforçando o raciocínio de que as diferenças nos valores de dureza

eram causadas pela distribuição de grãos e micro-constituintes. Além disto, os autores concluíram que as amostras podiam ser avaliadas quanto à dureza, após terem sido solicitadas em ensaios de tração, sem que erros fossem induzidos. Finalmente, com 60% de cobalto, a temperatura de *liquidus* girava em torno de 1.404 a 1.454 °C, sendo que com 43,5%, em torno de 1.290 °C.

Em 1959, **WIDMER**<sup>67</sup> estudando as propriedades físicas da resina Duralay, estabeleceu que: 1) a contração de polimerização que ocorreu com a resina foi de aproximadamente 7% do volume; 2) a contração linear da massa variou de 0,13% a 0,28%, dependendo da temperatura e dos tempos usados; 3) o padrão de resina se adaptou melhor nas bordas do preparo e reproduziu melhor os detalhes que o padrão de cera; 4) a resina Duralay pôde ser usada como material de confecção de padrões para fundição de coroas porque a quantidade de resíduos após a queima, não impediu o seu uso dentro das temperaturas normalmente empregadas no processo de fundição usual; e, 5) a resina Duralay não satisfaz as especificações das resinas acrílicas para restaurações permanentes, porém isto não afetou sua utilização como material de moldagem.

Em 1960, novamente **EARNSHAW**<sup>22</sup> realizou uma investigação sobre alteração dimensional dos revestimentos nas seguintes situações: 1) durante a presa; 2) durante o aquecimento prévio em forno, e; 3) durante o resfriamento ocorrido entre a remoção do anel do forno e a entrada da liga fundida. Foram ensaiados revestimentos à base de gesso, sílica e fosfato. Todas as mensurações foram feitas em amostras cilíndricas de 1,5 cm de diâmetro por 5 a 7 cm de comprimento. No interior das amostras foi colocada uma gaze para facilitar as mensurações de alteração dimensional dos revestimentos. As expansão e a contração térmica foram medidas em um aparelho composto de um par termo-elétrico que realizava leituras em intervalos de 30° C. O autor observou que a maioria dos revestimentos testados mostraram uma expansão total variando de 1,5 a 2,1%. Com base nos resultados o autor conclui que as próteses

feitas de ligas de Co-Cr, com um acabamento clinicamente satisfatório, podem ser fundidas com quaisquer dos revestimentos com a expansão total nesta amplitude.

Ainda em 1960, **HARCOURT**<sup>29</sup> avaliou os efeitos sobre a estrutura de ligas de Co-Cr fundidas, utilizando diferentes composições da mistura de oxigênio e acetileno e utilizando diversas distâncias entre a extremidade do maçarico e a liga, no momento de sua fusão. Para isto, utilizou dois tipos de amostras, sendo todas elas confeccionadas com a liga Croform 4: uma medindo 1,90 por 1,27 por 0,07 cm e a outra, medindo 1,90 por 0,19 por 0,38 cm. Os padrões foram incluídos em anel metálico forrado com amianto, utilizando revestimento à base de silicato de etila. Três tipos de chama foram utilizadas no estudo: chama neutra, contendo uma mistura de 1,75 Kg/cm<sup>2</sup> de oxigênio e 3,51 Kg/cm<sup>2</sup> de acetileno; chama carbonizante contendo 1,40 Kg/cm<sup>2</sup> de oxigênio e 3,51 Kg/cm<sup>2</sup> de acetileno e chama oxidante contendo 2,10 Kg/cm<sup>2</sup> de oxigênio e 3,51 Kg/cm<sup>2</sup> de acetileno. Cada tipo de mistura de chama foi avaliada de acordo com a distância mantida entre a extremidade do maçarico e o cadinho ( 5, 8 e 10 cm ). Foram utilizados cadinhos especiais com pares termo-elétricos que permitiam a verificação da temperatura da liga em cada fundição. Em todas as fundições foi utilizada máquina de fundição com centrífuga vertical. Foram realizadas avaliações quanto à ocorrência de porosidades através de raios X, além de fotomicrografias, após polimento metalográfico das secções obtidas em todas as amostras. O autor concluiu que: a inclusão de gases pode ser evitada posicionando adequadamente a chama do maçarico, que devia estar a 10 cm de distância; os efeitos das chamas carbonizante e neutra sobre a estrutura das fundições foram influenciados pela distância da chama até o cadinho; e, as porosidades foram prevenidas evitando inclusão de partículas de revestimento, além de óxidos e fuligem no cadinho.

Em 1961, **ASGAR & PEYTON**<sup>5</sup> determinaram as propriedades físicas de ligas de Co-Cr assim como a influência de variáveis na fundição, fundamentando os resultados na micro-estrutura obtida, através de hastes com formato em halteres, medindo 3,49 cm de comprimento por 0,22 cm ± 0,025 cm de diâmetro, contendo 12 a

24 saliências na extremidade, com a liga Stellite 21. Para o processo de fundição, foi utilizado revestimento aglutinado por fosfato e máquina de fusão eletrolítica com pirômetro óptico acoplado. Após o término da fundição, o molde de revestimento era deixado resfriar à temperatura ambiente para que ocorresse a desinclusão e jateamento das amostras. Para obter valores de alongamento, foram feitas marcas sobre as amostras, distantes 2,54 cm entre si. As amostras foram ensaiadas em máquina de teste universal, equipada com extensômetro para verificação da deformação, regulada em velocidade de 0,05 cm por minuto. Após a fratura, as amostras foram analisadas metalograficamente. Os autores avaliaram as seguintes condições: 1) metal fundido a 1.426,7 ° C com temperatura do molde a 871,11 ° C e deixado resfriar à temperatura ambiente; 2) metal fundido a 1.426,7 ° C com temperatura do molde a 704,44 ° C e deixado resfriar à temperatura ambiente; 3) metal fundido a 1.537,8 ° C, molde a 871,11 ° C e resfriamento em temperatura ambiente; 4) condição igual ao item 1, com tratamento térmico em forno a 871,11 ° C por 1 hora e resfriamento rápido. Os autores avaliaram também as variações no comprimento das amostras, constituindo assim os seguintes grupos, todos eles com temperatura da liga a 1.426,7 ° C e temperatura do molde a 871,11 ° C: 5) amostras com 3,17 cm; 6) com 0,95 cm; 7) com 0,63 cm; e 8) com 0,31 cm. Na última condição avaliada (grupo 9), os autores modificaram o grupo 3, alterando a temperatura da liga para 1.648 ° C, mantendo a do molde. Os autores concluíram que não ocorreram grandes variações na resistência à tração das amostras quando variaram a temperatura da liga, a temperatura do molde e o comprimento das amostras; a presença de microporosidades nas fundições não alterou significativamente a resistência à tração, somente o alongamento; a utilização de temperaturas maiores na fusão da liga proporcionaram um aumento no alongamento; ocorreu um comprometimento superficial nas amostras fundidas em temperaturas elevadas devido a reação ocorrida com o revestimento; e, que o tratamento térmico não melhorou as propriedades físicas da liga, ocorrendo uma alteração na aparência superficial das amostras.

Também em 1961, novamente **ASGAR & PEYTON**<sup>6</sup> avaliaram os efeitos da microestrutura sobre as propriedades físicas de ligas de Co-Cr. Para tal, confeccionaram 120 amostras com a liga de Co-Cr Stellite 21, de dimensões de acordo com as recomendações da A.D.A., utilizando revestimento aglutinado por fosfato. As condições avaliadas por eles foram: 1) metal fundido a 1.426,7 ° C com temperatura do molde a 871,11 ° C e resfriamento a temperatura ambiente; 2) metal fundido a 1.426,7 ° C, molde a 704,44 ° C e resfriamento a temperatura ambiente; 3) metal fundido a 1.537,8 ° C, molde a 871,11 ° C e resfriamento a temperatura ambiente; 4) igual a condição 1, com tratamento térmico das amostras em forno a 871,11 ° C por 1 hora e resfriamento rápido em água. Após a verificação das propriedades físicas, as amostras foram analisadas metalograficamente e avaliadas as possíveis causas das fraturas. Os autores concluíram que: a microestrutura e as microporosidades tiveram um efeito pronunciado sobre as propriedades físicas da liga avaliada; amostras contendo carbonos esféricos e descontínuos apresentaram os maiores valores de alongamento, enquanto que amostras contendo carbonos ou áreas eutéticas mostraram redução nesta propriedade; e, maiores temperaturas de fusão resultaram na ocorrência de carbonos esféricos e descontínuos, aumentando o alongamento das amostras.

Também em 1961, **OLSEN & TAYLOR**<sup>42</sup> verificaram a influência do controle da temperatura de fundição sobre a precisão dimensional de ligas de Co-Cr. Foi utilizado um modelo padrão que simulava um arco superior parcialmente desdentado, com quatro pilares localizados em posições correspondentes aos caninos e segundos molares. Os nichos foram preparados sobre esses dentes e pontos de referência foram feitos na crista do rebordo residual a aproximadamente 5 mm da distal dos pilares anteriores e 5 mm da mesial dos pilares posteriores. As distâncias entre esses pontos foram mensuradas com um microscópio comparador. A média de quatro mensurações para cada dimensão foi feita para assegurar a precisão da leitura. Os resultados mostraram que é possível determinar-se uma variação ótima nas temperaturas de fundição para se obterem estruturas dentais com Co-Cr de vários tamanhos e que

essas temperaturas também podem ser relacionadas às propriedades físicas das mesmas.

Em 1962, **PEYTON & CRAIG**<sup>46</sup> estudaram a compatibilidade do duplicador com o revestimento para reproduzir detalhes de superfície do modelo mestre, a resistência de superfície do modelo de revestimento e o efeito do material de molde na expansão térmica dos revestimentos. Constataram que na reprodução de superfície e detalhes, nenhum dos duplicadores comerciais investigados foi compatível com todos os revestimentos testados. A presença de glicerina ou glicóis nos materiais duplicadores mostrou-se incompatível com os revestimentos à base de gesso. Todos os duplicadores foram compatíveis com os revestimentos à base de fosfato, que tiveram pequena expansão durante a presa. Os revestimentos à base de fosfato, com considerável expansão durante a presa, foram compatíveis com os duplicadores plásticos, mas em geral, incompatíveis com o material tipo ágar. Os revestimentos à base de sílica foram compatíveis com os duplicadores à base de ágar, mas não com os duplicadores plásticos. A resistência da superfície do revestimento à penetração foi o mais crítico teste de compatibilidade. Uma considerável variação foi observada na resistência à penetração na superfície do revestimento à base de gesso, quando vertido em moldes obtidos de duplicadores à base de ágar e plásticos. A superfície do revestimento à base de fosfato apresentou-se mais dura quando produzida em moldes obtidos de duplicadores plásticos. Quando foi usado o duplicador à base de ágar, a resistência à penetração foi bem baixa; muito menor ainda, quando o corpo de prova foi seco por aquecimento de acordo com as instruções do fabricante. O revestimento à base de sílica foi tão fraco à resistência à penetração, que não pôde ser mensurado. Algumas variações ocorreram na expansão térmica, usando vários duplicadores com um revestimento à base de gesso ou à base de fosfato; quanto ao revestimento à base de sílica, nenhuma variação foi observada, quando vazados em moldes de vários duplicadores à base de ágar.

Novamente **HARCOURT**<sup>28</sup>, em 1964, avaliou a variação na velocidade de resfriamento após solidificação e o efeito de tratamentos térmicos nas propriedades físicas de ligas de Co-Cr. Desta forma, confeccionou amostras com forma de halteres, indicados para avaliação de resistência à tração, medindo 3,49 cm de comprimento. Um grupo de três amostras foi incluído em revestimento, aquecido até a temperatura de 1.000 ° C. A fusão da liga (Stellite Heat) era obtida com maçarico de oxigênio e acetileno, mantido afastado 10 cm da mesma. Além da avaliação da resistência à tração e da análise da microestrutura, foi também avaliado o tamanho granular (utilizando a técnica de comparação de secções das amostras com escala de compósito A.S.T.M., de tamanho granular de 2,54 a 0,31 cm) e tamanho das células (utilizando a técnica de comparação da superfície atacada das amostras com a lente demarcada do microscópio). Os tratamentos impostos às amostras foram: grupo I resfriamento: a) resfriamento rápido do molde em água; b) resfriamento lento sobre a bancada por 15 minutos; c) resfriamento lento sobre a bancada por 60 minutos e d) resfriamento lento em forno por 24 horas. Grupo II aquecimento : a) liberação de esforços por aquecimento em forno até 850 ° C, manutenção por 30 minutos e resfriamento em forno; b) envelhecimento com manutenção em forno por 5 horas a 850 ° C; c) tratamento de solução por manutenção a 1.260 ° C por 15 minutos seguido por resfriamento em ar; e, d) envelhecimento após tratamento de solução por 5 horas a 850 ° C. O autor concluiu que o resfriamento rápido do molde contendo as fundições, reduzia a resistência à tração e aumentava a porcentagem de alongamento. Tratamentos térmicos por aquecimento provocavam aumento acentuado da resistência à tração e diminuição da porcentagem de alongamento. A variação da microestrutura tinha relação com o tratamento térmico imposto. Nenhum dos tratamentos causava variações nas dimensões das fundições e o procedimento de polimento aumentava a dureza e resistência à abrasão de fundições submetidas à tratamento térmico por aquecimento.

Em 1965, **CARTER & KIDD**<sup>12</sup> estudaram os efeitos da temperatura de fusão, temperatura do anel e pressão de fundição na precisão e rugosidade superficial das

fundições com ligas à base de Co-Cr. A precisão foi avaliada através de mensurações em locais pré-estabelecidos durante o enceramento dos corpos de prova e após a fundição. A diferença entre as medidas obtidas definiu a contração ocorrida, a qual foi expressa em porcentagem. Ainda com relação aos corpos de prova, foram utilizadas três espessuras diferentes: 0,4; 0,8 e 1,3 mm. As temperaturas de fusão empregadas foram 1.450 e 1.650 °C e as do anel variaram de 930 °C até a temperatura ambiente. A pressão de fundição, como uma função da velocidade rotacional da centrífuga, foi analisada em dois níveis: 165 e 265 r.p.m. Os resultados obtidos evidenciaram os seguintes efeitos: 1) menores temperaturas do anel levaram a uma maior contração, devido à menor compensação pela expansão do revestimento; 2) temperatura de fusão mais baixa resultou em aumento de contração. Isto provavelmente seja devido à menor expansão do molde no revestimento, com o menor aquecimento da liga. A diferença ocorrida na contração foi de 0,3%, com a variação de 200 °C na temperatura de fusão, e como esta representa aproximadamente os limites normais de uma fundição, o efeito na contração não é de importância vital para as fundições dentais. Os autores verificaram que o aumento da temperatura de fundição resultava no aumento da rugosidade superficial. Os resultados indicaram, além disto, que quanto maior era a área superficial do padrão, maior a rugosidade superficial da fundição, talvez devido ao maior conteúdo de calor destas estruturas, que causariam fraturas da superfície do revestimento. Os autores verificaram ainda que houve um aumento na espessura de todos os corpos de prova, sendo que este foi praticamente idêntico para as três espessuras estudadas. Quanto às pressões de centrifugação utilizadas, nenhum efeito significativo sobre a contração ou aumento na espessura das fundições foi observado.

Em 1965, em outro trabalho, **CARTER & KIDD**<sup>13</sup> avaliaram a influência da temperatura de fusão e temperatura do anel sobre a microestrutura e propriedades mecânicas em liga de Co-Cr. As temperaturas de fusão utilizadas foram 1.450° e 1.650° C, e as do anel variaram de 970° C até a temperatura ambiente. No que diz respeito à microestrutura, foram estudados o tamanho dos grão e os espaços ocupados pelos carbonetos. Melhores propriedades foram obtidas com granulação

mais fina e principalmente por uma maior disseminação dos carbonetos, diminuindo-se os espaços por eles ocupados, provavelmente porque, com isso, houve uma redução do meio de propagação da fratura, o qual existia quando carbonetos largos e contínuos estavam presentes. Os autores verificaram que a diminuição da temperatura de fusão do metal ocasionava um aumento na resistência à tração das amostras, além do aumento na contração de fundição, diminuição do tamanho granular e obtenção de uma superfície mais lisa. Verificaram que a diminuição na temperatura do molde de 970° C até a temperatura ambiente produzia um aumento na resistência à tração, aumento na contração de fundição, diminuição do conteúdo de carbono e tamanho granular e superfície mais lisa.

Em 1965, **HARCOURT & COTTERILL**<sup>30</sup> avaliaram a utilização de fusão por indução elétrica em ligas nova e refundida à base de Co-Cr, comparando os resultados obtidos em relação à fusão por maçarico à oxigênio e acetileno. O bloco de revestimento com os padrões foi aquecido em forno até a temperatura de 1.000 °C. A fusão da liga (Croform 4) foi obtida em aparelho Willians de indução de alta frequência e a zona de fusão foi determinada por dois operadores: um utilizava filtro de vidro escuro, observando a luz difusa oriunda das margens da liga e o outro, avaliava-a por intermédio de um pirômetro, calibrado para 1.450° C. Análises metalográficas, incluindo tamanho de grãos e avaliação de inclusões também foram conduzidas. Para avaliar a interferência da atmosfera, dois grupos de testes foram delineados: um, utilizando atmosfera de gás argônio e outro, gás acetileno, introduzidos no cadinho enquanto a liga estava sendo fundida. Os autores concluíram que: a indução de alta frequência produzia maior número de variações no tamanho granular, demonstrando que tamanhos menores diminuíam as propriedades mecânicas, talvez devido à presença de complexos de carbono; a resistência à tração e o limite de escoamento não diferiam significativamente quando da utilização de indução elétrica ou maçarico à oxigênio e acetileno, desde que não houvesse excessivas refusões; e, a fusão com indução elétrica em atmosfera inerte ou redutora, melhorava as propriedades físicas das primeiras fusões.

Também em 1965, **DOOTZ et al.**<sup>19</sup> desenvolveram um método para determinar as alterações dimensionais do modelo refratário desde o vazamento até o processo de fundição. Foram avaliadas as alterações dos materiais duplicadores, o efeito da embebição em água do modelo refratário e do banho de cera sobre o revestimento. A resistência compressiva de vários revestimentos à temperatura de fundição foi também determinada para correlacionar a resistência e precisão de fundição. Os autores concluíram que: 1) a expansão de compensação da base do modelo refratário pode não ser igual a expansão obtidas nas porções anatômicas ou dentárias do modelo; 2) o material duplicador pode afetar a precisão no final da fundição; 3) as alterações dimensionais dos revestimentos aglutinados por sílica foram restritas as partes anatômicas ou dentárias do modelo como resultado do confinamento do material duplicador; 4) a expansão do revestimento à base de gesso foi aumentada pelo banho de água por 15 minutos e pelo banho de cera; 5) houve uma redução na resistência compressiva dos revestimentos aglutinados por gesso, entre 72 a 86% sob temperatura de fusão; 6) a resistência à compressão dos revestimentos fosfatados aumentou em até 173%; 7) dos dois revestimentos à base de sílica testados, um reduziu a resistência em 29%, e o outro, elevou para 273% sob a temperatura de fusão, e; 8) a expansão total dos revestimentos testados para compensar a contração de fundição, esteve entre 1,6 a 2,1%.

Em 1965, **BATES**<sup>8</sup> realizou um levantamento relativo às propriedades mecânicas de ligas de Co-Cr e sua relação com o planejamento das próteses parciais removíveis. Analisou diversas propriedades, como o limite proporcional, onde verificou que as ligas de ouro submetidas ao tratamento térmico poderiam alcançar 5.624 kg/cm<sup>2</sup>, contra 4.218 kg/cm<sup>2</sup> das ligas de Co-Cr, o que contrariava a maioria das publicações até então. Verificou também que o limite proporcional obtido no teste de tração mostrava resultados inferiores àqueles avaliados em flexão. O autor verificou ainda, que o limite proporcional era influenciado pela secção transversa das estruturas, sendo que as de formato cilíndrico, registravam valores maiores. Segundo o autor, este fato era de grande importância para a confecção dos grampos, que

durante tensão de flexão, mostravam concentração de esforços na porção fixa, levando à fraturas, fenômeno amenizado pela secção circular ou semi-circular, com espessura decrescente da porção fixa para a extremidade. O autor afirmou que as estruturas em Co-Cr apresentavam a metade da deflexão fornecida pelas ligas de ouro. Verificou que três eram os fatores de influência no planejamento dos grampos: propriedades mecânicas das ligas; formato do grampo (comprimento, curvatura, secção transversa e angulação do corpo para a extremidade); e, deflexão do grampo causada por áreas retentivas. Com relação ao comprimento, verificou que este era diretamente proporcional à deflexão do grampo. Constatou também, que a espessura e a largura do grampo eram grandezas inversamente proporcionais à deflexão e que a curvatura reduzia esta propriedade. As ligas de ouro suportando maior deflexão, podiam ser utilizadas em áreas de maior retenção. No que tange à fraturas por fadiga, o autor verificou que este limite estava acima do limite proporcional, entretanto, este fato poderia ocorrer, já que no período de dez anos, ocorriam no mínimo  $5 \times 10^6$  ciclos. Nas ligas de ouro, o limite de fadiga estava mais próximo do limite proporcional e que as porosidades reduziam este limite, em ambas as ligas. O autor afirmou que as ligas de Co-Cr apresentavam menores valores de ductilidade que as ligas áureas, sendo esta propriedade significativamente influenciada por porosidades, não sendo modificadas mecanicamente.

Também em 1965, **BATES**<sup>9</sup> realizou um estudo relativo a fraturas de próteses parciais removíveis, através da determinação do limite de fadiga por flexão. Após a fundição, as amostras foram examinadas quanto ao peso específico, comparando as amostras terminadas com os lingotes quentes; quanto ao número e superfícies de inclusões, analisando 2 lingotes e 12 amostras em microscópio Vickers; quanto a metalografia, analisando o tamanho de grãos e distribuição de carbono; e, finalmente, quanto a rugosidade de superfície, utilizando rugosímetro Tallysurf. Para a avaliação da resistência à fadiga, as amostras foram submetidas a até  $5 \times 10^6$  ciclos com carga de até  $21 \times 10^5$  kg/cm<sup>2</sup>, posicionando-se as amostras em condições de 100% de umidade relativa e 37 ° C ou à temperatura ambiente. O autor concluiu que a

resistência foi menor quando as amostras foram armazenadas em meio corrosivo (37 ° C e 100% umidade relativa) e que os valores obtidos estavam acima do limite proporcional das ligas de Co-Cr, sugerindo que as estruturas com elas confeccionadas apenas fracassariam se houvesse ocorrência de inclusões ou porosidades.

Em 1966, **ALLAN & ASGAR**<sup>1</sup> verificaram a reação de ligas de Co-Cr com o revestimento. Utilizaram revestimento aglutinado por fosfato (Ceramigold) e líquido recomendado, selecionando os seguintes estágios para análise por refração de raio X: 1 - pó do revestimento; 2 - revestimento após o endurecimento; 3 - revestimento durante a queima; e, 4 - camada verde formada como produto de reação do revestimento utilizado com duas ligas avaliadas, Stellite 31 e 21. Durante o exame microscópico, verificaram três diferentes produtos de reação: camada verde, predominante; composto marrom avermelhado de cristais não aderidos; e, camada cinza, bastante delgada e posicionada entre a camada verde e o metal. Amostras de revestimento contendo os produtos de reação, foram incluídas em resina acrílica, polidas até a obtenção de uma superfície plana e analisadas quanto à composição. Para avaliarem se a resistência em altas temperaturas (união sílico-fosfato) era atingida a 280° C, três amostras foram preparadas para cada temperatura - possíveis pontos de reação - e ensaiadas quanto à resistência à compressão. Os autores concluíram que a camada verde, formava-se imediatamente à superfície do metal e continha muitos dos elementos metálicos disponíveis na liga. Verificaram que manganês e cromo difundiam-se rapidamente para fora e eram encontrados na camada verde. Da mesma forma, ocorria com o cobalto, no entanto, não na mesma proporção com que este estava presente na liga metálica. Verificaram que as áreas marrons avermelhadas mostravam uma reação do cromo e manganês com cálcio (presente como impureza).

Em 1966, **OSBORNE**<sup>43</sup> relatou que existiam alguns problemas técnicos com relação às ligas de Co-Cr, tais como: alto ponto de fusão, alta contração e alta dureza. Devido ao alto ponto de fusão, era necessária a utilização de chama de oxigênio e

acetileno ou indução elétrica para fundição, e ambos os métodos exigiam equipamentos especiais. Tem sido observado que a fundição por indução fornece melhores propriedades físicas. A alta contração dessa ligas (2,2%), combinada com o alto ponto de fusão, significa que os revestimentos a serem utilizados precisam ter expansão de compensação consideravelmente maior do que os utilizados para as ligas de ouro (1,25%). A alta dureza dessas ligas exige aparelhagem de alta velocidade para o acabamento e polimento. Alguns desses problemas podem ser superados através de melhorias nos equipamentos e materiais, ou por modificações na composição das ligas, visando a reduzir o ponto de fusão, a dureza, diminuir a contração térmica, e, ao mesmo tempo, manter as propriedades físicas adequadas de resistência à tração, alongamento e módulo de elasticidade. Com relação à chama de oxigênio e acetileno para a fusão das ligas, a que mostrou melhores resultados foi a neutra a uma distância de 100 mm, resultando em fundições de grãos largos e estrutura dendrítica. O autor relata também, que estava sendo ensaiada uma liga com alto conteúdo de níquel, baixo conteúdo de cromo e pequena porcentagem de outros materiais, sendo que ela possuía um ponto de fusão em torno de 100° C , e que utilizava revestimento à base de água, possuindo uma contração térmica de 1,2%. Próteses fundidas com esta liga apresentavam adaptação superior e a mesma precisão das ligas áureas. A dureza foi reduzida, tornando o acabamento mais fácil para o técnico, e, embora a resistência à tração tenha sido reduzida, ela parecia adequada; nenhuma fratura foi registrada em 18 meses de pesquisa clínica.

Em 1967, **MILECK**<sup>39</sup> estudou algumas propriedades de quatro ligas de Co-Cr, utilizando corpos de prova fundidos com oxigênio e acetileno e arco voltaico, e condutos adutores de diâmetros variados, realizando os seguintes ensaios: fratura, dureza Knoop e análise de microestrutura. As conclusões foram as seguintes: 1) os índices obtidos nos ensaios de fratura das ligas Vitallium, Steeldent, Mesium e Fortalloy não foram idênticos; 2) apenas os grampos fundidos com a liga Vitallium e Steeldent apresentaram resistência aos esforços de fratura; 3) do grupo de grampos fraturados, os que foram fundidos pela liga Vitallium ofereceram maior resistência à

fratura; 4) a análise de variância mostrou que os tipos de ligas e fontes térmicas influem na resistência à fratura de grampos; 5) para a resistência à fratura, os tipos de condutos utilizados não apresentaram valores significativos; 6) a fonte de calor oxigênio e acetileno apresentou melhores resultados que a do arco voltaico, em todas as ligas utilizadas. Com relação ao ensaio de dureza Knoop, os resultados foram os seguintes: 1) os índices de dureza apresentados pelas ligas Vitallium, Steeldent, Mesium e Fortalloy não foram significativamente diferentes entre si; 2) os grampos molares e pré-molares, fundidos com a liga Vitallium apresentaram maiores valores de dureza Knoop; 3) o tipo de fonte de calor não influenciou nos valores da dureza para qualquer tipo de liga; 4) para grampos molares, com conduto de 2,8 mm de diâmetro, sem câmara de compensação, o valor de  $F$  foi o mais significativo nos índices de dureza, principalmente quando foi utilizada a liga Steeldent; 5) a presença da câmara de compensação não foi significativa para os valores de dureza nos grampos molares; 6) para os índices de dureza dos grampos pré-molares, as variáveis tipos de ligas, fontes de calor e conduto não foram significativas; todavia, na interação calor x liga, a fonte arco voltaico foi significativa no índice de dureza. A análise das micro-estruturas demonstraram: Liga Vitallium: 1) os tipos de condutos utilizados para fusão dos grampos molares e fonte oxigênio e acetileno, não interferiram na cristalização e na homogeneidade do tamanho dos grãos cristalinos; para os grampos pré-molares a cristalização foi variada, principalmente nos grampos com conduto 2,8 mm, com câmara de compensação; 2) para os grampos molares e fonte arco voltaico, observou-se, quando se utilizaram condutos de 2,8 mm de diâmetro com e sem câmara de compensação, uma cristalização dendrítica regular. Liga Steeldent: 1) os grampos molares fundidos com condutos 2,8 mm e 2,0 mm de diâmetro apresentaram-se com cristalização dendrítica homogênea; o grampo fundido de 2,8 mm de diâmetro com câmara de compensação apresentou cristalização diferente; 2) nos grampos pré-molares, fundidos com oxigênio e acetileno, a cristalização foi homogênea e regular. Como conclusão final, o autor ressalta que julga conveniente a padronização de uma técnica operacional específica para cada liga de Co-Cr, a fim de se obterem resultados mais satisfatórios em trabalhos realizados com esse material.

Em 1968, **ASGAR & ALLAN**<sup>3</sup> investigaram a microestrutura de quatro ligas, mantendo constante o procedimento de fundição. Analisaram o tamanho dos grãos, ocorrência e distribuição dos carbonetos. As propriedades mecânicas também foram obtidas, bem como o seu relacionamento com a microestrutura. Duas das ligas continham 60% de cobalto e 25% de cromo, e tem sido utilizadas em odontologia por vários anos. Um espectro total dessas ligas foi desenvolvido a partir da composição básica adicionando-se um ou mais elementos, com a finalidade de obter mudanças nas propriedades. Estudaram-se também ligas de aço inoxidável e ligas em que a maior parte de cobalto foi substituída por níquel ou ferro, ou ambos. A discussão do trabalho aponta que, devido à utilização de somente uma técnica de fundição para todas as ligas, ocorreram variações nas propriedades. Na indústria, cada liga é fundida pela técnica de fundição mais apropriada, a fim de se obterem ótimas propriedades; o tempo de fundição, a atmosfera e a técnica de fundição variam para cada liga. As ligas em que a maior parte do cobalto foi substituído pelo níquel e foi adicionada uma pequena porção de alumínio tiveram as propriedades mecânicas melhoradas. Os autores concluíram que os grãos foram grandes para todas as ligas. A microestrutura variou e estas diferenças estão correlacionadas com diferenças nas propriedades mecânicas. Em algumas circunstâncias, as propriedades não foram as mesmas que aquelas fornecidas pelos fabricantes e por trabalhos de pesquisa, devido à técnica de fundição não ser a melhor para cada liga. Concluiu-se que são necessárias mais pesquisas para determinar quais variáveis de fundição são significantes e quais ligas são mais facilmente adaptáveis para o uso odontológico.

Em 1969, **ASGAR et al.**<sup>4</sup> informavam que a obtenção de uma prótese parcial removível bem adaptada começava com uma moldagem de boca bastante precisa, mas também as ligas necessitavam ter não somente propriedades físicas adequadas, mas superfícies lisas e precisão dimensional. Portanto, os revestimentos necessitavam ter a expansão de compensação conhecida, assim como a contração térmica das ligas. Outras variáveis tais como a reação da liga com o revestimento, durante o processo de fundição, podiam causar rugosidade superficial, necessitando de polimento excessivo,

o que diminuía o tamanho da estrutura fundida. O acabamento final podia ser afetado pela cera utilizada na escultura, a qual pode adicionar elementos contaminantes ao sistema. O mesmo ocorria com a atmosfera em que a liga era aquecida e fundida. Neste estudo, os autores avaliaram quatro ligas, três métodos de confecção de canais de alimentação, dois tipos de cera, duas temperaturas de fusão e duas direções diferentes de preenchimento do molde. Os resultados da pesquisa mostraram que a variável que mais influenciou as propriedades foi o desenho dos canais de alimentação, resultando em micro-porosidades. Este aspecto influenciou mais o alongamento do que a resistência à tração. O canal de alimentação do tipo horizontal proporcionou os melhores resultados. Também sob o ponto de vista clínico é ele o mais desejável, não somente por se obterem fundições sem defeitos, como também por a quantidade de metal para confeccionar o corpo de prova ser a mesma utilizada nas fundições odontológicas.

Em 1970, novamente **ASGAR et al.**<sup>7</sup> relataram que as ligas de Co-Cr foram introduzidas na odontologia em 1933 por ERDLE e PRANGE. No decorrer do tempo, devido aos vários problemas técnicos inerentes a estes tipos de ligas, seu uso na odontologia foi limitado. Hoje, porém, o uso destas ligas para confecção de próteses removíveis é muito comum. Desde seu aparecimento, muitas novas ligas têm sido formuladas, entretanto, ainda existem três principais desvantagens no seu emprego: 1) grampos confeccionados com essas ligas fraturam durante o uso, em um tempo relativamente curto; 2) devido à alta dureza e pouco alongamento, qualquer ajuste mínimo necessário é difícil e consome tempo do dentista; 3) devido ao alto grau de dureza, a liga em contato com o dente pode desgastá-lo facilmente. Segundo os autores, a fratura ocorre não devido à baixa resistência, mas sim à falta de ductilidade. Neste estudo, mostraram uma nova liga que possui alta ductilidade sem sacrificar a resistência. Além disso, essas ligas não são tão duras como as demais desse tipo. Os efeitos de variação na composição e nas propriedades das ligas também foram analisados. Assim, dois conjuntos básicos de ligas foram formulados: um deles composto de 37,5% de cobalto, 37% de níquel e 25% de cromo e outro, com

quantidades iguais de cobalto, cromo, níquel e ferro. A esses dois últimos conjuntos básicos foram adicionados outros elementos em várias concentrações. Observaram-se que as ligas desenvolvidas não diferiram muito das demais, a não ser no conteúdo de molibidênio e carbono. Esses dois elementos apresentaram pronunciado efeito na resistência e limite de escoamento. O baixo conteúdo de molibidênio e carbono reduziu a dureza, reduzindo desta forma, a resistência à tração. A variação na porcentagem de elementos básicos tais como cromo, cobalto e níquel teve efeito sobre as propriedades das ligas. As vantagens dessas ligas podem ser resumidas nas seguintes: 1) os grampos das próteses parciais removíveis podem durar mais; 2) a dureza reduzida facilitou os desgastes, e, combinada com alto alongamento, facilitou os ajustes; 3) o desgaste nos dentes naturais pode ser reduzido.

Em 1970, **EBERSBACH et al.**<sup>23</sup> para verificar a influência do tipo de resfriamento na estrutura e propriedades mecânicas das ligas de Co-Cr, realizaram dois tipos de resfriamento: em água, e em ambiente por 1 hora. Depois de polidas e condicionadas com ácido, as estruturas foram comparadas. Apenas uma pequena diferença no tamanho dos grãos pôde ser observada. Com relação a dureza, módulo de elasticidade e resistência à tração, obtiveram diferentes resultados para diferentes ligas, sendo mais altos os valores obtidos a partir do resfriamento lento.

Em 1973, **CUNNINGHAM**<sup>18</sup> teceu comparação entre as ligas de ouro tipo IV e as ligas de Co-Cr para confecção de infra-estruturas de próteses parciais removíveis, a partir de revisões de trabalhos anteriores referentes à estas ligas. O autor concluiu que as ligas de Co-Cr apresentam vantagens no que diz respeito a certas propriedades físicas como: resistência à tração, módulo de elasticidade, dureza e peso específico. As ligas de ouro são vantajosas no que diz respeito à resistência máxima à deformação permanente, limite proporcional, ductilidade e alongamento. Além disto, as ligas de Co-Cr apresentam valores maiores de contração de fundição e custo inferior, e as ligas de ouro são mais facilmente passíveis de serem reparadas por soldagem. O autor concluiu que na escolha da liga deve-se levar em consideração: disponibilidade

de espaço para os conectores; quantidade de áreas retentivas; complexidade da infra-estrutura; utilização ou não de conectores intra-coronários; disponibilidade de técnicos especializados; e, custo do trabalho.

Ainda em 1973, **MOHAMMED & ASGAR**<sup>40</sup> declararam que as ligas do sistema Co-Cr são chamadas de superligas por causa da resistência e estabilidade em altas temperaturas. São também chamadas de "Stellites" pela resistência à corrosão. Por esta razão, têm sido utilizadas na odontologia desde 1930, porém não têm sido bem aceitas pelos dentistas porque próteses confeccionadas com essas ligas fraturaram durante sua utilização. Essas ligas convencionais apresentaram resistência à tração que variava de 85 a 120 x 10<sup>3</sup> lb/pol<sup>2</sup> e ductilidade que ia de 2 a 4% de alongamento. A fratura dos grampos de uma prótese parcial removível pode ser causada mais pela falta de ductilidade do que pela falta de resistência. Por estes motivos os autores se propuseram criar uma liga do sistema cobalto, com as mesmas propriedades de resistência à corrosão das ligas convencionais, mas com alta ductilidade (10% de alongamento), para não haver encruamento durante o uso, que possam ser tratadas pelo aquecimento e compatível com a fisiologia humana. Concluíram que as considerações teóricas complementadas por dados experimentais indicaram que uma liga à base de cobalto com propriedades desejáveis para aplicações odontológicas deve conter 40% de cobalto, 30% de níquel e 30% de cromo.

Em 1974, **BERGMAN et al.**<sup>11</sup> compararam algumas propriedades químicas e físicas das ligas de Co-Cr Niranium NN (sem níquel) e Vitallium. Para obtenção das amostras, os autores utilizaram revestimento aglutinado por silicato de etila, seguindo as recomendações dos respectivos fabricantes para os ciclos de aquecimento. Utilizaram uma máquina de fundição Temp-co-matic e maçarico à oxigênio e acetileno. Dez amostras de cada liga foram resfriadas em água por 15 minutos e a outra metade por 60 minutos, logo após a fundição. As amostras continham dois formatos distintos: para análise química e microscópica, retângulos de 6 por 6 por 3 mm e para ensaio de resistência à tração, amostras com formato em halteres, segundo a especificação

número 14 da A.D.A.. Duas amostras das confeccionadas para análise química e microscópica foram avaliadas quimicamente, sendo as demais, incluídas em resina, condicionadas com solução de ácido crômico a 2 % seguida por solução de permanganato alcalino e submetidas a espectrometria por absorção atômica. O conteúdo de carbono foi avaliado por combustão. As amostras destinadas ao ensaio de resistência, foram inspecionadas por raio X em dois planos perpendiculares e ensaiadas em máquina Zwick Zugprüfugsmachine, regulada com velocidade de 20 mm por minuto. Os gráficos de deformação foram anotados e as superfícies de fratura foram colocadas juntas para determinação da porcentagem de alongamento. Ensaio de dureza Vickers foi realizado em cada uma das amostras destinadas ao ensaio de resistência mecânica. Microestruturalmente, os autores verificaram a estrutura dendrítica típica, tamanho e forma granular uniformes. Diferentes tipos de formação de carbonetos foram evidenciados, alguns irregulares ou de formato esférico e descontínuo. Zonas eutéticas escuras foram, algumas vezes, detectadas próximas ao limite granular. Não verificaram diferenças no tamanho granular entre as duas ligas e entre os dois tempos de resfriamento, embora as amostras resfriadas por 15 minutos, tivessem mostrado menor quantidade de zonas eutéticas e carbonetos mais descontínuos e esféricos. Algumas estruturas carboníticas mostraram coloração marrom (provavelmente contendo cobalto e molibidênio), outras variaram de amarelo claro para escuro (cobalto e molibidênio) e finalmente, outras que variaram de vermelho ao verde ou de amarelo ao azul (contendo cobalto, cromo e molibidênio). Os autores concluíram que não havia diferenças entre as ligas em termos das propriedades físicas, químicas e microestruturas estudadas. Concluíram também, que após 60 minutos de resfriamento, o exame microscópico revelava aumento de zonas eutéticas ao redor dos limites granulares, podendo conduzir a alterações nas propriedades mecânicas, principalmente o alongamento.

Em 1975, **LEWIS**<sup>38</sup> confeccionou corpos de prova, segundo a especificação número 14 da A.D.A., utilizando três diferentes técnicas de fundição: 1) por indução; 2) com centrífuga elétrica; e, 3) com chama de oxigênio e acetileno. O objetivo foi

determinar a microporosidade, através de exame microscópico, em duas regiões distintas do corpo de prova: a haste e as partes terminais mais largas. Para o autor, três fatores contribuem para o aparecimento de microporosidades: 1) contração do metal; 2) inclusão de gás; e, 3) composição da liga. Através da análise dos corpos de prova, o autor verificou que menor microporosidade foi encontrada na haste, tendo sido mais evidente na técnica por indução, seguida pela da centrífuga elétrica e, finalmente, pelo uso da chama de oxigênio e acetileno. Nas partes terminais mais largas dos corpos de prova, intensa porosidade foi invariavelmente encontrada, sempre mostrando alguma evidência de origem interdendrítica, causada pela contração do metal. Para o autor, a presença de poros em uma fundição pode ser problemática e interferir, inclusive, na validade dos resultados nos testes realizados. Valores menores para as propriedades mecânicas podem ser encontrados, primeiro, porque há um aumento de força por unidade de área, como consequência da porosidade, o que acelera a deformação; segundo, porque se forma um local para o início da propagação da linha de fratura, diminuindo, assim, o tempo antes da mesma ocorrer.

Em 1976, **STRANDMAN**<sup>52</sup> estudou a influência de diferentes conteúdos de carbono sobre as propriedades mecânicas de ligas de Co-Cr. As amostras utilizadas apresentavam formato de halteres, medindo 50 mm de comprimento total, 8 mm de diâmetro nas extremidades e 8 mm de comprimento por 4 mm de diâmetro em sua porção central. Para avaliar a influência da variação do conteúdo de carbono, foram utilizadas chamas com 48 a 56% de acetileno. Após a fundição, os condutos de alimentação eram cortados, e medidas de níveis de carbono e dureza eram realizadas nas secções. As amostras foram ensaiadas em máquina de tração e a deformação e o alongamento de cada uma foram avaliados, assim como a superfície de fratura foi examinada metalograficamente. O autor concluiu que: 1) quando o conteúdo de carbono aumentou, também aumentaram a dureza, a resistência máxima à deformação permanente e a resistência à tração e diminuiu o alongamento da liga; 2) o aumento nas propriedades mecânicas pode ser considerado benéfico; 3) a diminuição no

alongamento limitou a utilização da liga em Odontologia; e, 4) o método de fundição utilizado não aumentou o conteúdo de carbono na liga.

Também em 1976, **STRANDMAN**<sup>63</sup> avaliou a influência de tratamentos térmicos sobre ligas de Co-Cr. As amostras foram tratadas termicamente através de um dos três tipos de tratamentos: por envelhecimento a altas temperaturas, tratamento de solução (até dissolução do precipitado na matriz) e isotérmico (após tratamento de solução sem resfriamento lento intermediário à uma temperatura onde ocorre precipitação de fase supersaturada). Para o tratamento térmico por envelhecimento, utilizou aquecimento das amostras após fundição e resfriamento lento até 1.000, 1.050 e 1.200 ° C por 0,25, 0,50, 1,0, 2,0, 4,0 e 8,0 horas; até 900 ° C por 0,50, 1,0, 2,0, 4,0 e 8,0 horas e até 600, 700, 800 e 1.100 ° C por 1,0, 2,0, 4,0 e 8,0 horas. Para o tratamento isotérmico, realizou o tratamento de solução a 1.200 ° C por 8,0 horas, aquecendo assim as amostras por 1,0, 2,0, 4,0 e 8,0 horas a 800, 900 e 1.000 ° C. Devido ao processo de oxidação ocorrido a 1.200 ° C, o tratamento isotérmico foi também conduzido em atmosfera não oxidante de hidrogênio. Após os tratamentos realizados, as amostras foram avaliadas quanto à dureza superficial e quanto a metalografia. Para a avaliação das propriedades mecânicas após os tratamentos térmicos, os ensaios foram realizados após tratamento por envelhecimento a 800 ° C por 8,0 horas, tratamento de solução a 1.200 ° C por 8,0 horas ou tratamento de solução a 1.200 ° C por 8,0 horas seguido por tratamento isotérmico a 800 ° C por 8,0 horas. O autor concluiu que quando a liga foi aquecida a temperaturas superiores a 700 ° C, ocorreram mudanças na estrutura dos carbonetos, conduzindo a alterações nas propriedades físicas; as mudanças ocorridas nas propriedades mecânicas foram desprezíveis para a Odontologia; e, estabilidade das propriedades mecânicas a temperaturas inferiores a 600 ° C, permitem que as ligas de ouro sejam utilizadas para soldagem de infra-estruturas de próteses removíveis, sendo passíveis de tratamento térmico, sem danos à fundição de Co-Cr.

Em 1976, **STRANDMAN**<sup>54</sup> estudou a influência de diferentes chamas de oxigênio e acetileno sobre o conteúdo de carbono em ligas de Co-Cr. Para isto, confeccionou amostras medindo 8 mm de diâmetro por 30 mm de comprimento, segundo as recomendações do fabricante para o proporcionamento e maneira de vazamento do revestimento. Os moldes permaneceram em forno a 1.000 ° C por aproximadamente 210 minutos, previamente à fundição. Após as fundições, o molde era deixado resfriar, o revestimento era fraturado e as amostras eram acabadas com escova de aço e jateadas. O autor avaliou as seguintes condições: a) o conteúdo de carbono da liga, da maneira como ela é encontrada no comércio, para tecer comparações com as variáveis utilizadas; b) verificou se o conteúdo de carbono no cadinho interfere no conteúdo de carbono da liga, aquecendo o cadinho por 120 segundos com chama oxidante, cobrindo-o com uma camada espessa de fuligem e procedendo a fundição da liga; c) avaliou se a mistura de gás da chama interfere no conteúdo de carbono da liga, quando esta é injetada no molde logo após a fusão, utilizando chamas com conteúdos crescentes de acetileno e decrescentes de oxigênio; d) avaliou a influência da mistura de gás da chama sobre o conteúdo de carbono, aquecendo a liga por 30 ou 60 segundos após a fusão; e) avaliou novamente a condição *d*, aquecendo a liga por 90 e 120 segundos para chamas contendo 39, 48 e 52% de acetileno e por 90, 120 e 150 segundos para chama contendo 59% de acetileno; f) avaliou se refusões interferem no conteúdo de carbono fundido a mesma liga de duas a cinco vezes utilizando chamas contendo 48 e 52% de acetileno; g) avaliou se diferentes volumes de liga interferem no conteúdo de carbono, fundindo 5, 15, 25, 35, 45 e 50 gramas de liga; e, h) avaliou se diferentes posições da chama alteram o conteúdo de carbono, aumentando a distância do maçarico para o cadinho progressivamente de 40 para 55 e 70 mm. Em todas as circunstâncias, o conteúdo de carbono foi medido pelo método volumétrico de gás e a análise da microestrutura foi realizada para todas as condições avaliadas. O autor concluiu que o conteúdo de carbono no cadinho não alterou o da liga; quando porções oxidantes da chama são utilizadas, o conteúdo de carbono da liga não foi alterado durante o processo de fundição; quando excesso de acetileno presente na chama entrou em contacto com a

liga, ocorreu aumento no conteúdo de carbono da mesma; o conteúdo de carbono ficou estável quando liga refundida foi misturada com liga nova e quando há excesso de acetileno na chama, a variação de carbono na liga foi determinada pela secção da chama utilizada.

Em 1976, **STRANDMAN & GLANTZ**<sup>55</sup> avaliaram a influência de variações na composição da chama de oxigênio e acetileno sobre os procedimentos de fundição de ligas de Co-Cr. No estudo foram utilizadas chamas com composição variando entre 39 a 59% de acetileno. Em todas as misturas, foi utilizada a velocidade de escoamento de gás no maçarico de 1,77 a 1,78 Nm<sup>3</sup> /h. A estrutura característica das chamas foi determinada por meio de filmes negativos coloridos tomados em laboratório. Foi utilizada a liga de Co-Cr Wizil, cuja composição foi avaliada por absorção atômica. A capacidade de aquecimento das chamas utilizadas foi verificada por pares termo-elétricos posicionados no cadinho pré-aquecidos em forno a 1.000 ° C, distantes 40 mm da ponta do maçarico e utilizando 4 pepitas de liga. Em um dos experimentos, a capacidade de aquecimento das misturas utilizadas foi verificada variando a distância do maçarico ao cadinho de 55 a 70 mm; em outro, a velocidade de fusão foi verificada por meio de um cronômetro. Os ensaios realizados foram: 1) velocidade de fusão com pré-aquecimento do cadinho até 1.000 ° C e utilização de chamas de 48 a 56% de acetileno, usando de 2 a 10 pepitas de liga; 2) velocidade de fusão com cadinhos com e sem pré-aquecimento utilizando chamas de 48 a 50% de acetileno com e sem uso de fundente; e, 3) velocidade de fusão com cadinhos pré-aquecidos utilizando chamas com 48, 52 e 54% de acetileno, variando a distância do maçarico ao cadinho. Os autores concluíram que a velocidade de aquecimento da liga é governada pela temperatura de secção da chama, pela tendência à oxidação das secções da chama, e, pela temperatura inicial do cadinho. Quando foi utilizada a chama redutora, a velocidade de aquecimento dependeu da temperatura da chama, e com chama oxidante, ocorreu diminuição na velocidade de fusão devido a formação de uma camada de óxidos; com pré-aquecimento do cadinho, a chama teve pouca importância e sem pré-aquecimento do cadinho, a escolha da chama foi importante para que

ocorresse rápida fusão; ocorreu rápido aquecimento da liga com utilização de chama oxidante e cadinho pré-aquecido, com pouca influência sobre as propriedades da liga; o aumento na quantidade de liga não produziu efeito sobre a velocidade de aquecimento da liga; a utilização de fundente teve pouca influência sobre a velocidade de aquecimento da liga; e, finalmente, o aumento das distâncias do maçarico à base do cadinho resultaram num aumento no tempo de fusão.

Em 1977, **LEWIS**<sup>36</sup> procurou determinar o efeito que diferentes tipos de revestimentos podem exercer sobre a estrutura e as propriedades mecânicas das fundições. Foram utilizados três tipos de revestimentos, um à base de gesso, outro à base de sílica e outro à base de fosfato; e duas ligas, uma normalmente utilizada para próteses parciais removíveis e outra simples, com 80% de níquel e 20% de cromo. Pelos resultados obtidos, o autor concluiu que a natureza do revestimento é outro fator que influencia a quantidade e tipo de porosidade desenvolvida em uma estrutura fundida. A importância clínica deste fato é que essas variações estão associadas com alterações significantes no comportamento mecânico dessas funções.

Ainda em 1977, **LEWIS**<sup>34</sup> realizou um estudo sobre o efeito da temperatura do anel, da temperatura da liga e do tamanho do anel, sobre o desenvolvimento de porosidade interna nas fundições. O autor verificou que a importância dessas três variáveis está no fato de que, por influenciar a quantidade e o padrão de porosidade desenvolvida nas estruturas fundidas, elas afetam o comportamento mecânico dessas estruturas. Os resultados mostraram que temperaturas mais baixas do anel, por acelerar a velocidade de solidificação, tendem a produzir um padrão disperso de pequenos vazios. O uso de altas temperaturas da liga, entretanto, leva a um resultado oposto, por reduzir a velocidade de solidificação e por influenciar a fluidez do líquido residual. Em uma fundição, onde a sua forma e a posição dos canais de alimentação produzem uma solidificação unidirecional ideal, o uso de temperaturas da liga mais altas pode resultar em grande densidade da fundição. Entretanto, na confecção normal de próteses parciais removíveis, em que o desenho das fundições está longe do ideal,

devido à inevitável presença de mudanças na área da secção transversal, o uso de ligas a temperaturas mais altas pode resultar no desenvolvimento de grandes espaços vazios em áreas críticas, dentro da estrutura. Segundo o autor, para qualquer valor de porosidade, um padrão difuso de espaços vazios dentro da fundição deve ser considerado preferível. Um grande espaço vazio irá atuar como um local propício para o início da ruptura e pode reduzir substancialmente a área da secção transversal de alguma parte da fundição. Os resultados mostraram, ainda, que o uso de anel de tamanho menor parece não afetar a velocidade de resfriamento da fundição suficientemente para influenciar os padrões de porosidade.

Em 1978, **GAY**<sup>26</sup> descreveu em um artigo os passos para acabamento de uma infra-estrutura de prótese parcial removível. A técnica consistia em: 1) duplicação do modelo mestre previamente; 2) remoção dos condutos de alimentação usando discos e pontas montadas em alta velocidade; 3) verificação cuidadosa sob ampliação quanto à possíveis bolhas e irregularidades; 4) remoção das irregularidades com pontas montadas e banho eletrolítico; 5) aplicação de uma fina camada de pó de esterato de zinco nas partes internas da fundição; 6) colocação da armação no modelo duplicado até serem notadas áreas de resistência, sem contudo, abrasionar o modelo; 7) inspeção da armação e subsequente eliminação das áreas manchadas pelo pó até o completo assentamento da peça; 8) alisamento das superfícies com pontas e borrachas abrasivas, e; 9) verificação, no modelo mestre, do adequado assentamento da peça terminada.

Também em 1978, **LEWIS**<sup>33</sup> realizou um trabalho explicativo sobre os fundamentos da cristalização dendrítica. Amostras para o teste de resistência à tração confeccionadas em Ni-Cr (liga Ticonium Premium 100) e Co-Cr (liga Vitallium) foram examinadas metalograficamente após serem condicionadas com solução aquosa de ácido nítrico, ácido acético glacial ou ácido crômico. O autor afirmou que durante o resfriamento das ligas, ocorre a formação de núcleos de cristalização a partir de ligações atômicas, processo conhecido por nucleação. O espaço compreendido entre

os núcleos ou grãos cristalinos recebe o nome de fronteiras granulares. Como as ligas envolvidas no estudo são complexas por apresentarem variações composicionais e diferentes pontos de fusão para cada um dos metais envolvidos, o fenômeno que realmente ocorre é denominado cristalização dendrítica, devido à formação de uma estrutura semelhante a galhos de árvores dentro do espaço conhecido como núcleo ou grão cristalino. As ligas de Ni-Cr e Co-Cr apresentaram estrutura dendrítica após solidificação, podendo mostrar variações nas dimensões dendríticas - responsáveis pelas propriedades físicas da liga - quando ocorrem alterações nas técnicas de fundição.

Ainda em 1978, **LEWIS**<sup>35</sup> desenvolveu um trabalho para determinar as causas de fraturas em próteses parciais removíveis durante o uso clínico. Foram examinadas 41 infra-estruturas fraturadas em serviço, documentando se eram próteses superiores ou inferiores, a liga utilizada nas fundições, localização do sítio de fratura, que incluía presença de vazios e porosidades, evidência de fratura por fadiga e as dimensões da secção transversa no ponto fraturado. A avaliação foi conduzida com auxílio de um estéreo-microscópio. O autor verificou que a maioria das áreas examinadas mostraram a presença de vazios e porosidades. Verificou também fraturas por falha de tração destas ligas altamente dendríticas. Entretanto, em um número delas, uma parte da área da secção transversal apresentou-se mais lisa e plana que a restante, indicando que a fadiga pode ter iniciado a falha final. A fadiga leva à fratura causada por repetidos ciclos de aplicação de forças, podendo a magnitude destas ser bem abaixo do limite de escoamento. Nas próteses parciais removíveis, certas áreas sofrem deformação elástica durante a função. Isto é particularmente verdadeiro com os grampos retentivos, embora a assertiva possa ser aplicada a qualquer componente onde uma das extremidades é relativamente fixa, enquanto que a outra é levada a movimentar-se. As tensões desenvolvidas na liga durante este movimento podem ser suficientemente concentradas em certos locais, resultando em fratura. Regiões de mudanças bruscas na secção transversal e espaços vazios internos são áreas de concentrações de tensões. Também insuficiente espessura do corpo do material,

devido a procedimentos inadequados de enceramento e acabamento, certamente contribuíam com as falhas. O presente estudo, segundo o autor, confirma ser a fadiga um importante mecanismo nas falhas das fundições.

Em 1979, novamente **LEWIS**<sup>37</sup> realizou um estudo com o objetivo de examinar a microestrutura de áreas de porosidade detectadas radiograficamente, assim como verificar se outras áreas de porosidade existem, em alguma forma não detectável radiograficamente. Os resultados evidenciaram três formas distintas de porosidades: 1) espaços vazios, de contornos bem definidos, que podem ser vistos claramente no exame radiográfico, e que parecem estar relacionados com gases contaminantes do meio ambiente; 2) agregação esférica irregular de cavidades individuais, a qual tende a ser pequena e isolada na região periférica, mas torna-se mais larga e interligada em direção à região central. Essas agregações estão relacionadas com as radiolucências detectáveis na maioria dos exames radiográficos de próteses parciais removíveis, e ocorrem em locais de mudança acentuada na área de secção transversal; 3) agregação limitada de pequenas cavidades interdendríticas isoladas, as quais provavelmente não são detectáveis radiograficamente. A existência dessas agregações não é dependente de mudanças nas áreas de secção transversal, mas, sim, parece ser um conseqüência inevitável do modo dendrítico de cristalização. Pelos resultados obtidos, o autor concluiu que durante o desenho das próteses parciais removíveis, assim como na confecção dos canais de alimentação, uma aplicação geral dos princípios envolvidos em solidificação unidirecional irá reduzir a possibilidade do desenvolvimento de porosidade interdendrítica maciça, devido à contração do metal. É inevitável que mudanças acentuadas nas áreas de secção transversal ocorram nos desenhos de prótese parcial removível, existindo desta forma, o potencial para o aparecimento de porosidade em locais específicos. As concentrações de tensões tenderão também a ocorrer nestas regiões, de tal forma que a área porosa pode passar a agir como um local para o início da propagação da fenda, com a fadiga ocorrendo como a última forma de falha. As áreas pequenas, mas generalizadas, de porosidades irão ocorrer independentemente do desenho do sistema, e, se presentes

em locais estratégicos, poderão levar à falha. Os efeitos de difusão de gás, agindo em associação com os efeitos de contração, podem ser minimizados, evitando-se superaquecer a liga durante a fusão e realizando-se o processo de fundição em espaço de tempo o mais curto possível.

Em 1979, **ARRUDA**<sup>2</sup> estudou a reprodução de detalhes de superfície e o comportamento dimensional de materiais utilizados no processo de fundição. O autor verificou as características de superfície dos modelos em resina Duralay e cera, dois revestimentos (Beauty-Cast e Cristobalite) e três ligas metálicas (ouro, prata-estanho e prata-paládio). Como modelo padrão foi utilizada uma placa de aço com sulcos, referida na especificação nº 11 da A.D.A. Foram feitas moldagens diretas do modelo padrão com cera azul para incrustações e com resina Duralay, depois incluídas com os revestimentos acima citados e posteriormente fundidas. Os resultados observados foram: 1) quanto à reprodutibilidade dos sulcos do padrão de aço, a resina Duralay apresentou um comportamento melhor que a cera; 2) quanto à lisura de superfície entre a cera e a resina Duralay, comparadas com a do padrão de aço, verificou-se que a resina Duralay apresentou superfície mais lisa que a cera ao moldar um padrão de lisura especular; 3) quanto à reprodução de sulcos e lisura de superfície do padrão de aço, por parte dos revestimentos e tendo os modelos de cera e resina Duralay como intermediários, verificou-se mais uma vez a superioridade genérica dos modelos de resina Duralay sobre os de cera; e, 4) quanto à reprodução de pormenores e características da superfície pelas ligas, observou que a resina Duralay tendeu a apresentar maior quantidade de sulcos reproduzidos que a cera.

Em 1979, **PULSKAMP**<sup>48</sup> realizou um estudo laboratorial para avaliar a precisão de fundição de infra-estruturas de próteses parciais removíveis. Utilizando um modelo metálico composto de dois caninos e dois segundos molares, foram obtidas moldagens com hidrocolóide irreversível e modelos mestres com gesso pedra tipo IV. Os modelos foram recortados e secos por 7 dias, quando então, foram medidos em um microscópio comparador. Para cada modelo foram confeccionadas três infra-estruturas usando as

ligas Ticonium, Vitallium e uma liga de ouro tipo IV. Cada infra-estrutura foi medida antes da remoção dos condutos de alimentação e após os procedimentos de acabamento e polimento. Os resultados mostraram não haver diferenças significantes entre as estruturas metálicas com e sem acabamento, tanto no sentido ântero-posterior como transversal.

Também em 1980, **HESBY et al.**<sup>31</sup> avaliaram a dureza, resistência à tração e porcentagem de alongamento de uma liga alternativa durante quatro gerações de fundições. Para tal, utilizaram a liga de Co-Cr Ticonium, fundindo-a de acordo com a especificação número 14 da A.D.A. Os padrões em cera foram confeccionados em molde com auxílio de um injetor de cera fundida. Dada a conclusão dos padrões, eles eram pintados com revestimento aglutinado por gesso, quando após transcorridos 9 minutos da presa, eram incluídos em anel. Após 1 hora, o anel era levado ao forno frio até que a temperatura de 732 °C fosse alcançada, para a eliminação da cera e expansão do revestimento, decorrendo 3 horas para a totalização do processo. Em cada fundição eram utilizados 5,45 gramas de liga, que era fundida através de cadinho de resistência elétrica e injetada no molde por centrifugação. Após o resfriamento do bloco de revestimento, as amostras eram desincluídas e limpas com óxido de alumínio. O teste de tração foi realizado em máquina de teste universal Instron, com auxílio de um microscópio comparador para avaliação da porcentagem de alongamento, sendo também determinada a dureza por penetrômetro. O conduto de alimentação e a haste para o teste de tração eram refundidos, totalizando ao final do trabalho, quatro ciclos de fundições e quatro gerações de amostras. Os resultados permitiram aos autores concluir que não houve diferenças nas propriedades físicas da liga ao longo de quatro gerações de fundições e que o metal pode ser refundido, pelo menos, por quatro vezes.

Em 1981, **SHANLEY et al.**<sup>49</sup> estudaram a precisão dimensional linear da liga estelita, comparando as técnicas de fundição por centrifugação e pressão-vácuo. Os autores utilizaram um padrão metálico simulando um arco dental com marcas de

referências pré-determinadas. O padrão foi duplicado com um revestimento refratário a base de gesso, o qual foi submetido aos procedimentos de acabamento e secagem, e, em seguida, realizadas as mensurações das distâncias pré-determinadas com o auxílio de um microscópio. Foram realizadas oito fundições com a liga Ticonium 100 à base de níquel-cromo, simulando uma infra-estrutura para o arco mandibular, para cada técnica de fundição. Após o jateamento e corte dos condutos de alimentação, as infra-estruturas foram também medidas no microscópio. Para avaliar a precisão dimensional linear vertical das técnicas de fundição, modelos em gesso pedra tipo IV foram obtidos a partir de moldagens com silicona dos modelos refratários. Com a ajuda de um espessímetro foram medidas as estruturas em três pontos pré-determinados e, em seguida, uma resina acrílica auto-polimerizável foi usada para se determinar a possível desadaptação entre as estruturas metálicas e o modelo de gesso. Assim, a espessura da resina polimerizada serviu para avaliar a alteração dimensional linear vertical das fundições. Os autores concluíram que com ambos os métodos de fundição, as diferenças entre os modelos e as fundições foram significantes, mas não houve diferenças significativas entre as duas técnicas avaliadas tanto no plano horizontal como no vertical.

Em 1983, **GIAMPAOLO et al.**<sup>27</sup> estudaram a precisão dimensional linear de moldes e modelos, bem como a influência de materiais duplicadores e revestimento. Nesta pesquisa foram utilizados três diferentes materiais duplicadores à base de Ágar e um revestimento aglutinado por fosfato e outro à base de sílica. Confeccionaram um modelo padrão em aço inoxidável, contendo 6 pilares com sulcos que se cruzavam formando ângulos retos. Após a obtenção dos moldes e modelos, foram realizadas as mensurações em um projetor de perfis (Nikon - 6C - Japan). Os autores puderam concluir que: houve uma tendência à contração dos três duplicadores utilizados em todas as distâncias avaliadas, porém, consideradas irrelevantes para as fundições de infra-estruturas para próteses parciais removíveis; e, constataram que o revestimento à base de sílica apresentou menores alterações em relação ao modelo padrão. Finalizando, os autores ao analisarem a interação Material duplicador/Revestimento,

concluíram que o efeito exercido pelo revestimento é mais importante que o exercido pelo duplicador, em função da precisão de reprodução dimensional linear.

Em 1984, **NOORT & LAMB**<sup>41</sup> determinaram as causas de fraturas de próteses parciais removíveis, reveladas por observação da microestrutura da superfície fraturada em microscopia eletrônica de varredura. Para tal, os autores avaliaram doze estruturas de próteses parciais removíveis em uso, com fraturas dos componentes da estrutura metálica, cortando as extremidades de metal fraturado e imergindo-as em detergente por 24 horas. Em seguida, as extremidades eram limpas ultrassonicamente, lavadas e secas em acetona para remoção de detritos. As amostras obtidas eram subsequêntemente examinadas sob microscópio eletrônico de varredura (SEM). Além disto, outras amostras foram polidas metalurgicamente e examinadas em microscopia óptica, antes e após ataque da superfície com 5 ml de peróxido de hidrogênio (30%) em 100 ml de ácido hidrocloreídrico concentrado, por poucos segundos, para revelar as microestruturas. De acordo com as observações, os autores concluíram que micro-porosidade interdendrítica, devido à contração de fundição, é a principal causa de ocorrência de fraturas em próteses parciais removíveis, durante o uso.

Em 1986, **BEN-UR et al.**<sup>10</sup> descreveram as causas clínicas e laboratoriais de fraturas de infra-estruturas de próteses parciais removíveis à base de Co-Cr. Os autores afirmaram que as próteses removíveis podem fraturar por uma das seguintes causas: 1) propriedades mecânicas da liga de Co-Cr; 2) deficiência na execução da fase laboratorial; 3) desenho inadequado da infra-estrutura; 4) procedimentos inadequados executados pelo cirurgião-dentista; 5) falta de cuidado ou abuso do paciente; e, 6) fadiga do metal. Dentre as causas de fraturas provenientes das propriedades mecânicas da liga, os autores citaram o aumento da friabilidade causada pelo manganês e silício, utilizados como desoxidante e pelo aumento no conteúdo de carbono causado pela fonte de calor utilizada; diminuição da ductilidade devido ao aumento do conteúdo de carbono; diminuição no limite de fadiga causada por porosidades, ângulos agudos presentes na infra-estrutura, torções e tratamento

térmico resultante de acabamento e polimento. Dentre as causas relacionadas com a deficiência de execução laboratorial, porosidades causadas por inclusão de gás proveniente de maçarico ou por contração de fundição em áreas espessas da infra-estrutura devido à insuficiência de metal, tendem a reduzir drasticamente as porosidades mecânicas, induzindo a fraturas. Outras causas como dimensões inadequadas dos grampos (relação largura/espessura de 2 mm ou mais, com comprimento de no mínimo 15 mm), ajustes realizados mecanicamente à frio pelo profissional e falta de cuidado por parte do paciente em colocar e remover a prótese, também são causas importantes de fraturas.

Em 1986, **EERIKÄINEN & RANTANEN**<sup>25</sup> estudaram a precisão de infra-estruturas para prótese parcial removível feitas em cinco laboratórios comerciais, sendo que, 62 eram próteses maxilares e 105 mandibulares. Para as moldagens, foram utilizadas tanto moldeiras de estoque e alginato, bem como moldeiras em acrílico e silicona de condensação. Todos os laboratórios utilizaram os mesmos materiais refratários e ligas à base de Co-Cr sem níquel. Todas as estruturas metálicas foram primeiramente examinadas à olho nu quanto à adaptação no modelo e classificadas como precisas ou imprecisas, e em seguida, na boca seguindo os mesmos critérios. A distribuição das estruturas metálicas foi ordenada de acordo com: a) laboratório; b) material de impressão; c) tempo de vazamento dos modelos (<2, 2-4 e >4h), e; d) experiência clínica dos estudantes, divididas em "novatos", "intermediários" e "experientes". Os resultados mostraram evidente influência dos laboratórios na precisão e número de reparos das estruturas metálicas. Os materiais de impressão e métodos tiveram influência significativa na precisão e número de reparos, sendo que o alginato proporcionou os piores resultados. Mas nem o tempo de vazamento dos modelos e a experiência clínica dos estudantes tiveram influência na precisão das próteses parciais removíveis.

Em 1989, **CRAIG et al.**<sup>14</sup> afirmaram que cobalto, cromo e níquel estavam presentes em aproximadamente 90% das ligas de Co-Cr existentes no comércio. O

cromo era responsável pela resistência à oxidação, tornando a liga difícil de fundir em concentrações superiores a 30%. O cobalto aumentava o módulo de elasticidade, resistência e dureza. O carbono era efetivo em aumentar a dureza. O molibidênio contribuía na elevação da resistência. Concentração de aproximadamente 1% de berílio, reduzia a temperatura da zona de fusão em 100 °C. Silica e magnésio eram adicionados para aumentar a fluidez e fusibilidade. Segundo os autores, existia similaridade nas propriedades das diversas ligas existentes no mercado, embora havendo diferentes composições. Além da porcentagem de elementos como o carbono, oxigênio e nitrogênio, variáveis de fundição como temperatura do molde, temperatura da liga e tamanho dos condutos de alimentação, traziam variações significativas nas propriedades. Os autores afirmaram que as temperaturas elevadas de fusão exigiam fontes de calor como maçarico à oxigênio e acetileno. A contração de fundição, da ordem de 2,3%, exigia utilização de revestimentos fosfatados ou aglutinados por silicatos. A dureza elevada (aproximadamente um terço maior que das ligas de ouro), requeria utilização de procedimentos como polimento eletrolítico, que removiam pequena quantidade da superfície (alguns angstroms), expondo uma nova superfície, mais lisa que as áreas rugosas de fundição. Segundo os autores, a porcentagem de alongamento destas ligas era influenciada pela presença de porosidades, enquanto que para o limite de escoamento, módulo de elasticidade e resistência à tração, este efeito era limitado.

Em 1989, **CRAIG et al.**<sup>15</sup> verificaram que as forças normais de mastigação estavam entre 3,1 e 12,9 kg. Para pacientes portadores de próteses parciais removíveis, o maior valor obtido era 23,5 kg e o menor 6,6 kg, com média de 11,5 kg. Verificaram que pacientes portadores de próteses fixas, registravam o equivalente a 37% da dentição natural, ocorrendo maior decréscimo em usuários de aparelhos removíveis. Os autores definiram fratura por fadiga como sendo devido à redução de resistência causada pela aplicação de esforço repetido. Como exemplo de materiais odontológicos sujeitos a esforços repetidos durante a mastigação, citaram os grampos de próteses parciais removíveis. Ensaio de resistência à fadiga consistiam em

submeter amostras a esforços alternados abaixo do limite proporcional. Valores de resistência à fadiga pareciam não se relacionar com as propriedades mecânicas. O tamanho e a forma dos grãos na estrutura metálica eram provavelmente fatores importantes na resistência à fadiga, já que as fraturas desenvolviam-se a partir de pequenos defeitos que cresciam através dos grãos. Em algumas ocasiões podia-se determinar a resistência à fadiga através da aplicação de esforços superiores ao limite proporcional do material, correspondendo ao efeito produzido pela inserção de uma prótese parcial removível. Verificaram que aplicações de esforços alternados de flexão, produzidos durante a mastigação podiam-se aproximar de 300.000 por ano, enquanto que esforços maiores, como os necessários para inserção e remoção dos aparelhos protéticos, provavelmente eram inferiores a 1.500 por ano. Afirmaram que no desenho da restauração, era importante o conhecimento do esforço suportável para um número de ciclos não limitado, denominado limite de fadiga. Quando o esforço era suficientemente alto, a estrutura iria fraturar com um número de ciclos limitado, ocorrendo o oposto na medida em que esforço reduzia-se, até um número infinito de ciclos antes da ocorrência de fratura. A prótese devia ser desenhada de maneira a tornar os esforços de fadiga inferiores ao limite de fadiga.

Ainda em 1989, **CRAIG et al.**<sup>16</sup> correlacionaram o desenho e as condições do molde sobre a microestrutura dos metais fundidos. A estrutura granular depende do número e localização dos núcleos no momento da solidificação. Foi visto que isto exerce uma forte influência nas propriedades mecânicas de uma fundição. O tamanho dos grãos depende da temperatura da fundição e do molde; verificou-se, por exemplo, que o limite convencional de escoamento de muitos tipos de materiais varia inversamente com a raiz quadrada do tamanho granular. Conseqüentemente, é vantajosa a obtenção, durante a fundição, de grãos de pequeno tamanho.

Em 1990, **CUCCI et al.**<sup>17</sup> verificaram a fadiga de grampos de retenção de próteses parciais removíveis em função de três ligas comerciais à base de Co-Cr, três espessuras de grampos e duas técnicas de fusão. Utilizaram as ligas Biosil, Stident e

Duracrom, fundidas com maçarico à oxigênio e acetileno, com pressão de 1,9 e 0,7 kg/cm<sup>2</sup> respectivamente, e maçarico à oxigênio e gás, com pressões de 1,5 e 0,8 kg/cm<sup>2</sup> respectivamente. O maçarico à oxigênio e acetileno foi regulado de forma a ajustar os cones internos da chama em 0,3 cm, mantendo uma distância de 4,0 cm entre estes e o metal. O maçarico para oxigênio e gás foi regulado de forma que os cones internos apresentassem comprimento de 0,5 cm, mantendo uma distância de 1 a 1,5 cm entre a extremidade da chama e a superfície do metal para as ligas Steldent e Duracrom, e de 4 cm, para a liga Biosil. Para simular a inserção e remoção dos grampos, os corpos de prova foram adaptados a uma máquina de ensaio cíclico, regulada para 30 ciclos por minutos. Foram confeccionadas cinco amostras para cada liga e cada fonte de calor, variando as proporções entre largura e espessura de 1,7, 2,0 e 2,3. Os autores verificaram que a liga Duracrom obtinha os melhores resultados em termos de número de ciclos, seguida pela liga Biosil e Steldent. A menor espessura proporcionava maior número de ciclos. A utilização do maçarico à oxigênio e acetileno conduzia à elevação do número de ciclos.

Em 1995, **PESSANHA HENRIQUES & CONSANI**<sup>45</sup> avaliaram a resistência à fadiga das ligas do sistema Co-Cr (Steldent, Dentorium e Biosil), utilizadas na condição de novas e refundidas, submetidas ou não ao procedimento de soldagem convencional. Para cada uma das ligas avaliadas, quarenta amostras cilíndricas com diâmetro de 1,7 mm foram obtidas por fundição odontológica, utilizando maçarico à oxigênio e acetileno. Vinte amostras foram obtidas com liga nova e outras vinte pela mistura de partes iguais de liga nova e liga previamente fundida. O procedimento de soldagem foi realizado em vinte amostras de cada uma das ligas, dez novas e dez refundidas. No processo, foi utilizada liga de solda à base de Co-Cr, fundida por meio de maçarico à oxigênio e gás (G.L.P.). Foi padronizada uma distância de 0,3 mm entre as extremidades das amostras a serem soldadas, as quais foram usinadas para obtenção de geometria cônica (ponta de lápis). O ensaio de resistência à fadiga foi conduzido numa máquina de cargas cíclicas AMSLER (Alfred J. Amler & Co. - Shaffhausen - Schaweis - Switzerland), regulada com carregamento constante de

tração de 1 kg, com as amostras solicitadas à flexão por ciclo oscilatório de 2º para cada lado. Após a fratura, o número de ciclos era registrado e a superfície de fratura analisada sob microscopia eletrônica de varredura (M.E.V.). Os autores concluíram que: 1- na condição de novas, a liga Biosil mostrou-se superior estatisticamente às ligas Steldent e Dentorium, as quais foram semelhantes estatisticamente entre si; 2- para as três ligas ensaiadas na condição de novas, as amostras submetidas ao procedimento de soldagem foram estatisticamente semelhantes e inferiores às livres de solda; 3- quando refundidas, a liga Steldent foi semelhante estatisticamente às ligas Dentorium e Biosil, a qual mostrou superioridade estatística em relação à liga Dentorium; 4- para as três ligas ensaiadas na condição refundidas, as amostras submetidas ao procedimento de soldagem foram estatisticamente semelhantes e inferiores às livres de solda; 5- não houve diferenças estatisticamente significativas entre as amostras obtidas pela fusão de partes iguais de liga nova e liga refundida e aquelas oriundas exclusivamente de liga nova, soldadas ou não.

### 3 - PROPOSIÇÃO

### **3 - PROPOSIÇÃO -**

De acordo com a Revisão da Literatura, a precisão da infra-estrutura de uma prótese parcial removível pode ser afetada por diversas variáveis tais como: expansão do revestimento, material duplicador, resistência à compressão do revestimento à temperatura de fusão e técnica de manipulação dos materiais.

Como forma de se diminuir a quantidade de materiais e equipamentos envolvidos, simplificando os riscos de insucessos e como forma de racionalizar o processo atual, propusemo-nos a:

Avaliar *in vitro*, a precisão dimensional linear de fundições de infra-estruturas para prótese parcial removível à base de Co-Cr, através de uma nova técnica, comparando-a com a técnica convencional.

## 4- METODOLOGIA

## 4 - METODOLOGIA:

### 4.1 - MATERIAIS:

Para realização deste estudo foram utilizados os seguintes materiais:

4.1.1 - Liga metálica à base de Co-Cr;

4.1.2 - Resina acrílica ativada quimicamente;

4.1.3 - Revestimento para fundição de alta temperatura, aglutinado por fosfato de amônia e magnésio;

4.1.4 - Revestimento para fundição de alta temperatura, aglutinado por silicato de etila;

A marca comercial, fabricantes e a composição química dos materiais estão especificados na Tabela 4.1.

**Tabela 4.1 - MATERIAIS:**

MATERIAL	MARCA COMERCIAL	FABRICANTE	COMPOSIÇÃO QUÍMICA*
LIGA METÁLICA À BASE DE Co-Cr	STELDENT	DEGUSSA S.A.	Co: 63,14 / Cr: 29,38 Mo: 4,48 / C, Si e Fe: < 1
RESINA AUTOPO-LIMERIZÁVEL	DURALAY	RELIANCE DENTAL COMPANY - USA	segredo industrial
REVESTIMENTO AGLUTINADO POR FOSFATO	PRECISE	DENTISPLY INDÚSTRIA E COMÉRCIO Ltda.	crystalita; quartzo; óxido de magnésio; fosfato mono-amônico
REVESTIMENTO AGLUTINADO POR SILICATO DE ETILA	KNEBEL	KNEBEL PRODUTOS DENTÁRIOS LTDA	partículas de sílica; vidro; óxido de magnésio; refratários secundários

\*informação do distribuidor

## **4.2 - MÉTODO:**

### **4.2.1. DELINEAMENTO EXPERIMENTAL:**

Foram confeccionadas 20 amostras correspondentes às duas técnicas de fundição avaliadas, divididas em dois grupos, sendo 10 amostras para o grupo controle e 10 para o grupo experimental.

### **4.2.2 MATRIZ METÁLICA:**

Foi confeccionada uma matriz metálica de latão com formato pentagonal simulando um arco dentário (**SHANLEY et al.**<sup>49</sup>,1981), medindo 45 mm em sua base maior por 37 mm de altura (Figura 4.1.). Nesta matriz foram realizadas marcas em forma de "X" que serviram como pontos de referências na determinação da precisão dimensional linear das duas técnicas de fundição avaliadas.



FIGURA 4.1 - Matriz metálica e contra-matriz.

#### 4.2.3. OBTENÇÃO DAS AMOSTRAS - TÉCNICA EXPERIMENTAL

Para a confecção das amostras foi utilizada resina acrílica ativada quimicamente (Duralay - Reliance Dental Company - U.S.A.) proporcionada e manipulada de acordo com as orientações do fabricante. Em um pote de vidro (Jon), a mistura foi efetuada em uma proporção volumétrica de 3 de polímero para 1 de monômero, obtida com medidor plástico.

Para assegurar uma maior homogeneidade e lisura superficial das amostras, foi confeccionada uma contra-matriz em gesso especial tipo IV (Vel-Mix - Kerr Manufacturing Co. USA) que era posicionada sobre a matriz metálica (Figura 4.1.)

A matriz metálica foi previamente isolada com um fina camada de vaselina sólida. Em seguida, ainda na fase plástica, a resina acrílica foi inserida sobre a matriz

metálica e, a contra-matriz também previamente isolada (Cel-Lac - S.S. White) foi posicionada permitindo que os excessos de resina fossem extravasados. O conjunto foi deixado sobre a bancada em temperatura ambiente por 3 horas, quando então a amostra foi retirada de sua matriz e submetida a acabamento por meio de pedras abrasivas.

#### 4.2.4. INCLUSÃO DAS AMOSTRAS EM REVESTIMENTO:

Sobre a superfície livre dos padrões de resina acrílica obtidos eram adaptados 3 bastões de cera (Cerafix - Cerafix Indústria e Comércio de Artigos Odontológicos Ltda.), com 3 mm de espessura por 25 mm de comprimento, os quais eram unidos em um bloco cônico de cera utilidade (Wilson - Polidental Indústria e Comércio Ltda.), previamente fixado numa base metálica conformadora de cadinho. Ao lado dos bastões de cera foram adaptados outros 3 bastões, agora com 1 mm de espessura por 20 mm de comprimento, direcionados à base metálica, promovendo, assim, ventilação para escape dos gases do bloco de revestimento, no momento da injeção da liga líquida (Figura 4.2.).

O bloco de cera contendo o padrão de resina era adaptado ao interior de um anel de P.V.C. contendo 50 mm de comprimento por 70 de diâmetro interno e com parede 2 mm de espessura, seccionado longitudinalmente para não restringir a expansão de presa do revestimento (Figura 4.2.).

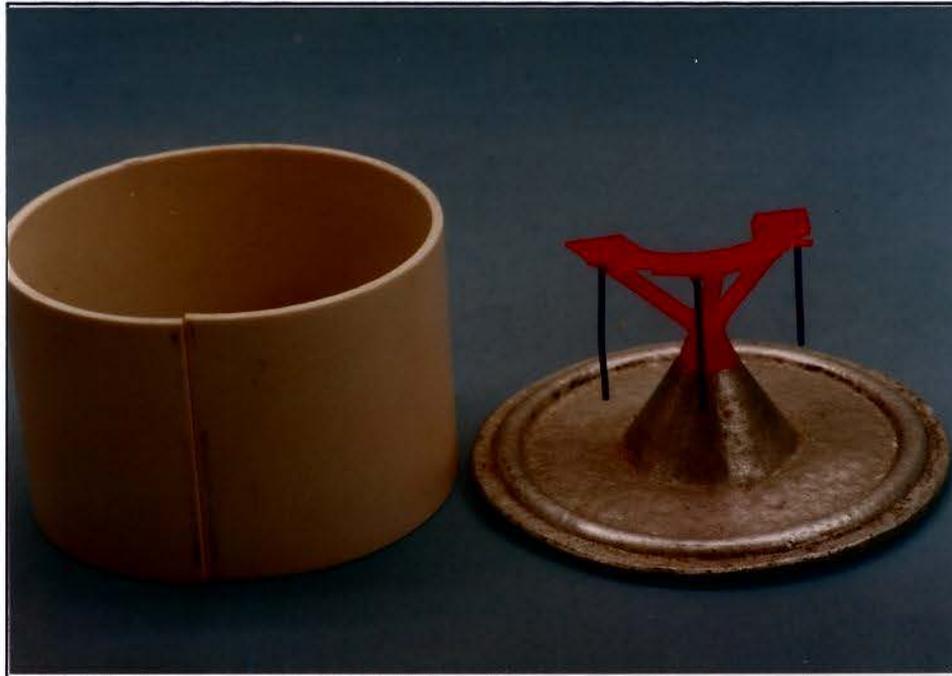


FIGURA 4.2. - Conjunto para inclusão e anel de inclusão.

O revestimento para altas temperaturas (Precise - Dentisply Indústria e Comércio Ltda.) era proporcionado de acordo com as instruções do fabricante (350 gramas de pó para 59,5 ml de líquido) e espatulado mecanicamente à vácuo por 30 segundos em inclusor elétrico (Whip-Mix Corp., Louisville, KY. - Canada) (**SHANLEY et al.**<sup>49</sup>, 1981; **ALLAN & ASGAR**<sup>1</sup>, 1966; **PESSANHA HENRIQUES**<sup>45</sup>, 1995). Após a manipulação, o revestimento era vazado sob vibração no interior do anel e deixado em temperatura ambiente por 1 hora, quando o cilindro plástico era removido. Para cada amostra era confeccionado 1 bloco de revestimento, totalizando 10 blocos, sendo armazenado por 24 horas em temperatura ambiente, até a completa cristalização e desidratação.

#### 4.2.5. PROCESSO DE FUNDIÇÃO:

Após a armazenagem por 24 horas, o bloco de revestimento era imerso em água à temperatura ambiente por 10 minutos, conforme recomendações do fabricante. Em seguida, tanto o bloco de revestimento como o cadinho para fundição eram colocados num forno elétrico (Bravac - Bravac Indústria Eletromecânica), não aquecido (**STRANDMAN & GLANTZ**<sup>55</sup>, 1976; **PESSANHA HENRIQUES**<sup>45</sup>, 1995). A temperatura do forno era elevada lentamente até atingir 400°C, durante 60 minutos, estando o anel com a base formadora de cadinho voltada para baixo. Nessa temperatura, o anel era invertido para que sua base ficasse voltada para cima. A temperatura do forno era aumentada para 870°C, procedimento que levava outros 60 minutos. Nessa condição permanecia por mais 45 minutos, totalizando 165 minutos de aquecimento.

Para fusão da liga metálica (Stelident - Degussa S.A.) era utilizado como fonte de calor um maçarico à oxigênio e acetileno (White Martins - White Martins Indústria e comércio Ltda.), equipado com extensão tipo multi-chama nº 70 (White Martins - White Martins Indústria e Comércio Ltda.) (**HARCOURT**<sup>29</sup>, 1960; **HARCOURT**<sup>28</sup>, 1964; **HARCOURT & COTTERILL**<sup>30</sup>, 1965; **BERGMAN et al.**<sup>11</sup>, 1974; **STRANDMAN**<sup>52</sup>, 1976; **STRANDMAN**<sup>53</sup>, 1976; **STRANDMAN**<sup>54</sup>, 1976; **STRANDMAN & GLANTZ**<sup>55</sup>, 1976; **CUCCI et al.**<sup>17</sup>, 1990; **PESSANHA HENRIQUES**<sup>45</sup>, 1995). A pressão de saída do oxigênio era regulada para 5 kg/cm<sup>2</sup> e do acetileno, para 1,0 kg/cm<sup>2</sup>, conforme recomendação do fabricante da fonte de calor. A combustão da mistura oxigênio-acetileno era devidamente regulada, até a obtenção de chama redutora com aproximadamente 10 mm de comprimento, situando-se a aproximadamente 10 cm de distância do cadinho (**HARCOURT**<sup>29</sup>, 1960; **HARCOURT**<sup>28</sup>, 1964; **OSBORNE**<sup>43</sup>, 1966; **PESSANHA HENRIQUES**<sup>45</sup>, 1995)

Previamente à fusão da liga, o cadinho para fundição era removido do forno e posicionado na centrífuga (V.H. - V.H. Equipamentos), previamente calibrada com 4 voltas. Eram utilizadas 25 gramas de liga para fundir cada bloco de revestimento, pesadas em balança analítica (J.K. 180 - Chyo Balance Corporation - Japan), sendo

que a completa liquificação da liga levava aproximadamente 45 segundos. Somente após a completa fusão da liga, o cilindro de revestimento era posicionado na centrífuga. Quando cessada a movimentação do braço da centrífuga, o cilindro de revestimento era removido e deixado sob bancada em temperatura ambiente por 15 minutos. Transcorrido este tempo, era imerso em água até o completo resfriamento (**HARCOURT**<sup>28</sup>, 1964; **PESSANHA HENRIQUES**<sup>45</sup>, 1995).

#### 4.2.6. DESINCLUSÃO DAS AMOSTRAS:

Após o resfriamento do bloco, o revestimento era fraturado manualmente e o conjunto metálico removido. Em seguida, as amostras eram separadas da base formadora do cadinho e do sistema de ventilação com disco de carboneto de silício de 0,3 mm de espessura (Separating Disk - Dentorium International - U.S.A.), adaptado num motor de bancada (Nevoni - Nevoni Equipamentos Odonto Médico Hospitalares), com velocidade de 16.000 r.p.m.. Após o seccionamento, as amostras eram limpas por raspagem com instrumento cortante manual e em ultra-som (Thornton - Thornton Ltda.), com solução de água/detergente doméstico, na proporção de 20/1 (em volume), por 10 minutos e jateadas com óxido de alumínio (50 µm) num jateador (Trijato - Odonto Larcon Ltda.) (**PESSANHA HENRIQUES**<sup>45</sup>, 1995)(Figura 4.3.).



FIGURA 4.3. - Amostras antes e após a usinagem.

#### 4.2.7 OBTENÇÃO DAS AMOSTRAS - TÉCNICA CONVENCIONAL

Além das amostras obtidas em resina acrílica e procedimentos anteriormente descritos (item 4.2.2), outras foram confeccionadas pelo método convencional.

#### 4.2.8 DUPLICAÇÃO DA MATRIZ METÁLICA:

A matriz metálica foi duplicada com material à base de Ágar, utilizado para duplicar modelos para fundições de Co-Cr (Duplicador K 27 - Knebel Produtos Dentários Ltda.). De acordo com as instruções do fabricante, em um recipiente esmaltado, aproximadamente 120 gramas do material era aquecido e liquefeito diretamente ao fogo até a temperatura de 50°C.

A matriz metálica era aquecida previamente em estufa a 37° C (GIAMPAOLO<sup>27</sup>, 1983). Em seguida, o material era vertido no orifício central do muflo de alumínio nº 1 (D.C.L. - Dental Campineira Ltda.), deixando escoar sobre a matriz metálica contida no interior deste (Figura 4.4.). O conjunto era deixado esfriar durante 30 minutos em um recipiente contendo água fria para permitir a completa geleificação do material duplicador.

Decorrido este tempo, a separação molde-matriz metálica era realizada com um único movimento vertical, para evitar possíveis distorções.



FIGURA 4.4. - Duplicação da matriz metálica.

#### 4.2.9 OBTENÇÃO DO MODELO REFRAATÁRIO:

Após a geleificação do material duplicador, os muflos eram abertos e o revestimento à base de silicato de etila (Knebel - Knebel Produtos Dentários Ltda.) era proporcionado de acordo com as instruções do fabricante (150 gramas de pó para 32 ml de líquido). O revestimento era vazado, imediatamente, sob vibração no interior dos muflos e deixados em temperatura ambiente por 1 hora. Em seguida, os modelos obtidos eram removidos e deixados por 24 horas em temperatura ambiente, até a completa cristalização e desidratação (PEYTON & CRAIG<sup>46</sup>, 1962).

#### 4.2.10 APLICAÇÃO DO BANHO DE CERA:

Os modelos de material refratário obtidos, após a completa cristalização, eram submetidos a um banho de cera virgem de carnaúba liqüefeita em um recipiente metálico levado ao fogo, para permitir um aumento na dureza e lisura superficial conforme o procedimento padrão realizado nos laboratórios comerciais.

#### 4.2.11 OBTENÇÃO DAS AMOSTRAS:

Para a confecção das amostras da técnica convencional foi utilizada cera nº 7 (Wilson - Polidental Indústria e Comércio Ltda.). Aproximadamente 50 gramas de cera eram liqüefeitos em um bequer de vidro sobre fogo. Em seguida, a cera no estado líquido era vertida sobre os modelos refratários, já revestidos por cera de carnaúba, até o completo preenchimento. As amostras eram deixadas sobre bancada em temperatura ambiente para permitir a solidificação da cera.

#### 4.2.12 INCLUSÃO DAS AMOSTRAS EM REVESTIMENTO:

A técnica de inclusão, fundição e usinagem, seguiu os procedimentos anteriormente descritos (item 4.2.2), porém, foi utilizado um revestimento tipo III de granulação média à base de silicato de etila (Knebel - Knebel Produtos Dentários Ltda.) na proporção de 350 gramas de pó para 75 ml de líquido (Figura 4.6.).

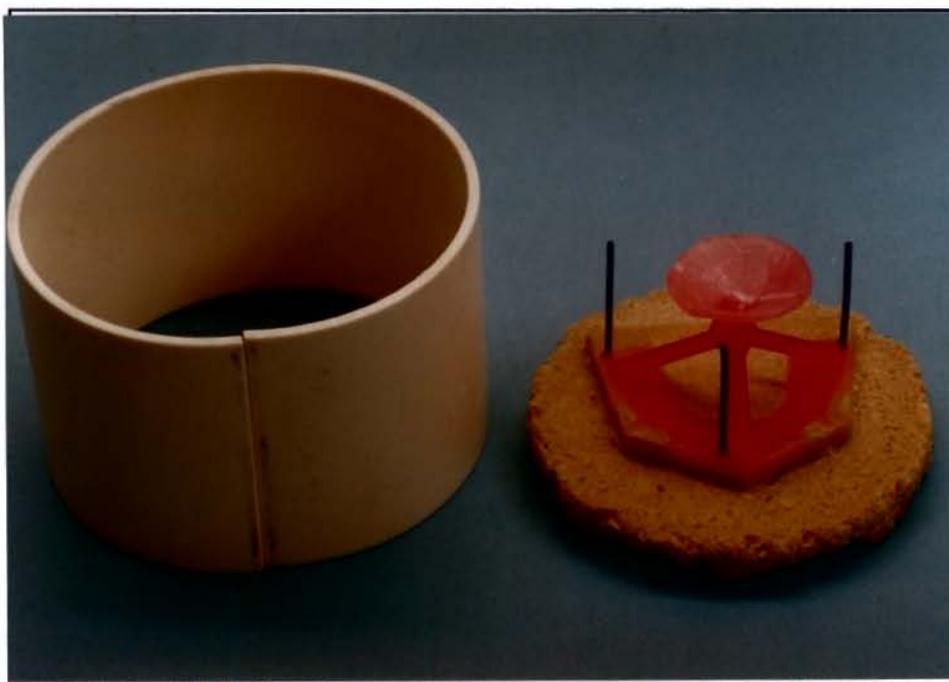


FIGURA 4.5. - Conjunto para inclusão e anel de inclusão.

#### 4.2.13 MENSURAÇÃO DAS AMOSTRAS:

As leituras das amostras eram efetuadas em um microscópio comparador (Ernst Leitz Wetzlar - 3:1 - Germany) com precisão de 0,005 mm.

A primeira distância horizontal avaliada foi uma leitura direta da região de molar do quadrante esquerdo a um ponto de referência anterior (A). A segunda leitura foi feita da região de pré-molar de um quadrante ao pré-molar do quadrante oposto (B). E, finalmente, a terceira medida foi obtida da região de molar de um quadrante ao quadrante oposto (C), de acordo como ilustrado na Figura 4.6.



FIGURA 4.6 - Medições horizontais usadas para determinar a precisão dimensional das amostras.

Para facilitar e padronizar as leituras, foi confeccionado em papel cartolina um posicionador de matriz o qual era assentado sobre a platina do microscópio comparador. Neste posicionador haviam traçados específicos para cada distância a ser lida (Figura 4.7).

Inicialmente, fazia-se coincidir o cruzamento existente na lente do microscópio com o cruzamento existente na região de molar do quadrante esquerdo, estando o

aparelho zerado. A seguir, a platina do microscópio era movimentada até o cruzamento existente na região anterior, quando então, era realizada a leitura (A).

Do mesmo modo, eram obtidas as leituras (B) e (C).

Para uma maior segurança, para cada distância, eram realizadas três leituras, sendo a média aritmética o valor real obtido (OLSEN & TAYLOR<sup>42</sup>, 1961).



FIGURA 4.7. - Microscópio Comparador:

A - amostra;

B - posicionador da amostra;

#### 4.2.14 ANÁLISE ESTATÍSTICA:

O delineamento experimental utilizado foi inteiramente casualizado com esquema fatorial. Para comparação entre as médias das duas técnicas ensaiadas (Experimental e Convencional), submetidas a análise de alteração dimensional linear, foi utilizado o teste de Tukey, ao nível de 5% de probabilidade (Vide Apêndice - Capítulo 8).

## 5- RESULTADOS

## 5- RESULTADOS:

Os valores médios das distâncias, correspondentes à alteração dimensional linear, para as técnicas experimental e convencional, foram submetidas à análise estatística, mediante a utilização do teste de Tukey, ao nível de 5% de probabilidade (Vide Capítulo 8 - Apêndice).

Os dados obtidos a partir da análise estatística estão contidos nas Tabelas 5.1, 5.2, e 5.3 e nas Figuras 5.1, 5.2, 5.3.

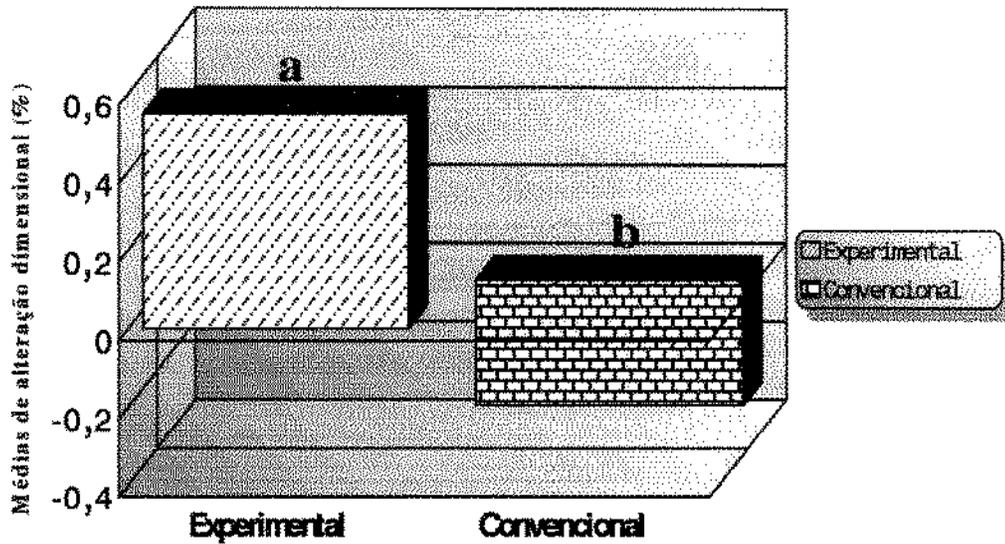
A Tabela 5.1 e a Figura 5.1 apresentam os valores médios de alteração dimensional linear, das técnicas Experimental e Convencional, considerando a distância A.

**TABELA 5.1 - MÉDIAS DE ALTERAÇÃO DIMENSIONAL LINEAR DAS TÉCNICAS EXPERIMENTAL E CONVENCIONAL NA DISTÂNCIA A (%)**

<b>Técnica</b>	<b>Média</b>	<b>D. P. M.*</b>
Experimental	0,55 <b>a</b>	0,04
Convencional	-0,32 <b>b</b>	0,11

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de probabilidade, pelo teste de Tukey  
\* Desvio Padrão da Média

**FIGURA 5.1 - MÉDIAS DE ALTERAÇÃO DIMENSIONAL LINEAR DAS TÉCNICAS EXPERIMENTAL E CONVENCIONAL NA DISTÂNCIA A (%)**



Barra seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de probabilidade, pelo Teste de Tukey

Considerando o fator **distância A**, a comparação entre as amostras obtidas das técnicas Experimental e Convencional, mostrou que houve diferença estatisticamente significativa, sendo que a técnica Experimental apresentou uma expansão e a Convencional mostrou, estatisticamente, uma contração.

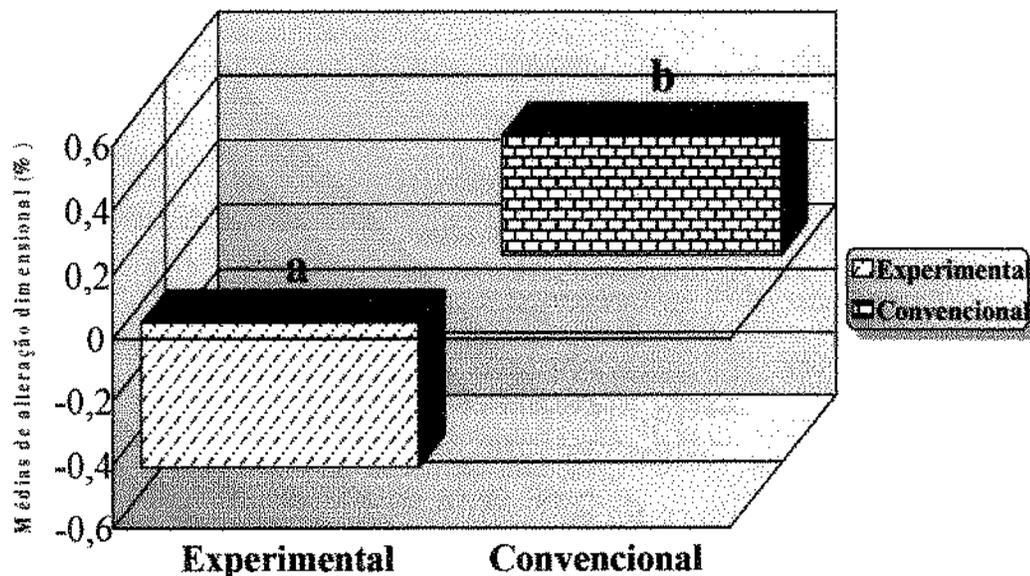
A Tabela 5.2 e a Figura 5.2 registram os valores médios de alteração dimensional linear, das técnicas Experimental e Convencional, considerando a distância B.

**TABELA 5.2 - MÉDIAS DE ALTERAÇÃO DIMENSIONAL LINEAR DAS TÉCNICAS EXPERIMENTAL E CONVENCIONAL NA DISTÂNCIA B (%)**

Técnica	Média	D. P. M.*
Convencional	0,37 a	0,35
Experimental	-0,46 b	0,08

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de probabilidade, pelo teste de Tuk ey  
 \* Desvio Padrão da Média

**FIGURA 5.2 - MÉDIAS DE ALTERAÇÃO DIMENSIONAL LINEAR DAS TÉCNICAS EXPERIMENTAL E CONVENCIONAL NA DISTÂNCIA B (%)**



Barras seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de probabilidade, pelo Teste de Tukey

Na região de pré-molar, denominada **distância B**, novamente foi encontrado diferença estatisticamente significante entre as duas técnicas avaliadas.

Desta vez, a técnica Convencional apresentou uma expansão e a Experimental teve um comportamento inverso.

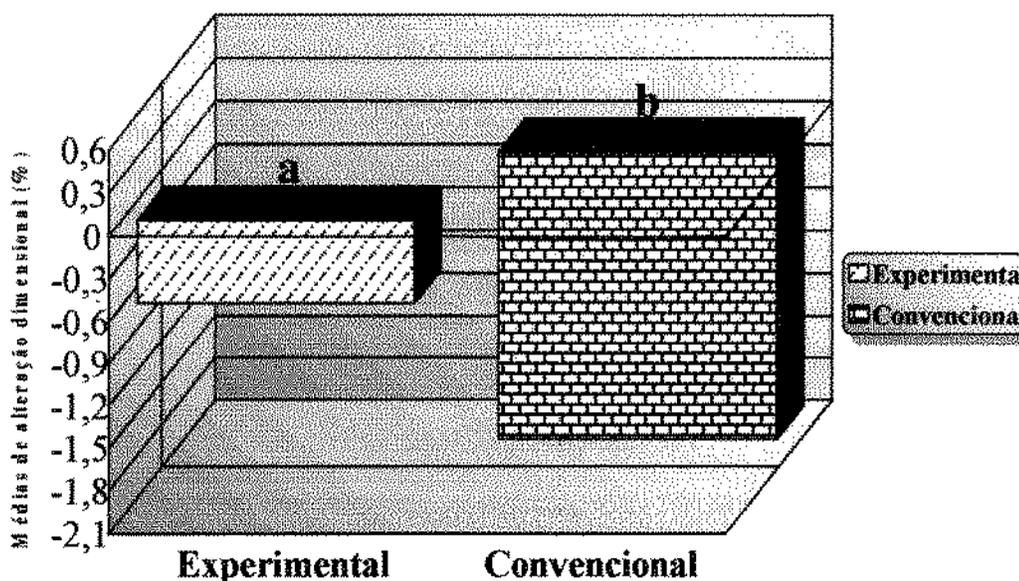
A Tabela 5.3 e a Figura 5.3 registram os valores médios de alteração dimensional linear, das técnicas Experimental e Convencional, considerando a distância C.

**TABELA 5.3 - MÉDIAS DE ALTERAÇÃO DIMENSIONAL LINEAR DAS TÉCNICAS EXPERIMENTAL E CONVENCIONAL NA DISTÂNCIA C (%)**

Técnica	Média	D. P. M.*
Experimental	-0,58 a	0,05
Convencional	-2,02 b	0,28

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de probabilidade, pelo teste de Tuk ey  
 \* Desvio Padrão da Média

**FIGURA 5.3 - MÉDIAS DE ALTERAÇÃO DIMENSIONAL LINEAR DAS TÉCNICAS EXPERIMENTAL E CONVENCIONAL NA DISTÂNCIA C (%)**



Barras seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de probabilidade, pelo Teste de Tukey

Na região de molar, denominada **distância C**, também foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre as duas técnicas avaliadas.

Nesta condição, a técnica Convencional mostrou valores estatisticamente superiores à técnica Experimental, sendo que ambas apresentaram contração.

A Figura 5.4 ilustra o aspecto superficial das amostras após os procedimentos de acabamento e limpeza.



**FIGURA 5.4** - Fotografia das amostras fundidas pelas técnicas Experimental e Convencional.

A- Experimental

B- Convencional

## 6- DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

## 6 - DISCUSSÃO DOS RESULTADOS:

Nas reabilitações orais, onde estão indicadas as próteses parciais removíveis, tradicionalmente constituídas de uma infra-estrutura metálica à base de Co-Cr, buscamos uma integração biomecânica, funcional e estética dos elementos que compõem o sistema Estomatognático. Esta integração pode ser diretamente influenciada por fatores de natureza clínica e laboratorial.

Apesar do nosso estudo não abranger testes mecânicos, o controle de todas as variáveis laboratoriais foi almejado na tentativa de se obter amostras com propriedades próximas do ideal. Desta forma, nas duas técnicas de fundição ensaiadas, padronizamos a pressão de oxigênio e acetileno, assim como o comprimento da chama e a distância entre a extremidade do maçarico e a liga, pois, segundo **STRANDMAN**<sup>54</sup>, em 1976, a quantidade de carbono, quando se utiliza chama de oxigênio e acetileno, aumenta à medida que se eleva a quantidade de acetileno. Um alto conteúdo de carbono aumenta a dureza, diminuindo o ponto de escoamento e o alongamento. **OSBORNE**<sup>43</sup>, em 1966, da mesma forma, comenta que o aumento no conteúdo de carbono resulta em uma fase maciça e contínua de carbonetos, a qual reduz a resistência podendo causar fragilidade. Segundo o autor, a chama neutra a uma distância de 100 mm produziu melhores resultados, isto é, fundição com grãos maiores, estruturas dendríticas finas e poucos carbonetos interdendríticos. Quando utilizou chama neutra a uma distância de 50 mm, a única diferença foi com relação à superfície, que se mostrou mais áspera.

A técnica de fundição para as próteses parciais removíveis do sistema Co-Cr emprega praticamente os mesmos procedimentos adotados para as ligas de ouro. As diferenças surgem, segundo **EARNSHAW**<sup>21</sup> em 1956, principalmente devido ao alto ponto de fusão, situado entre 1.300°C e 1.400°C, e alta contração de fundição das ligas de Co-Cr; com valores na ordem de 2,3% (**CRAIG et al.**<sup>14</sup>, **EARNSHAW**<sup>20, 21</sup>); e, emprego de revestimentos especiais, à base de fosfato de amônia e magnésio ou silicato de etila, como meio de compensar a grande contração de fundição destas ligas.

Assim, simulando um arco dentário inferior e conseqüente alteração dimensional linear das próteses parciais removíveis, verificamos na tabela 5.1 e Figura 5.1 que dentro do Fator Distância A, a técnica Experimental apresentou uma expansão e a Convencional mostrou uma contração, sendo que houve diferença estatisticamente significativa ao nível de 5% de probabilidade.

Entretanto, na Tabela 5.2 e Figura 5.2, considerando agora a distância B, observamos resultados inversos aos anteriores, ou seja, desta vez, a técnica Convencional apresentou uma expansão e a Experimental uma contração.

As mensurações no sentido ântero-posterior para a técnica Experimental mostraram em média uma expansão de 0,55% (Tabela 5.1), resultados semelhantes aos de **PULSKAMP**<sup>46</sup> em 1979, em torno de 0,46%. No mesmo estudo, este autor encontrou também uma expansão de 0,79% nas medições transversais; resultados próximos, na ordem de 0,37% (Tabela 5.2), foram vistos em nosso trabalho para a técnica Convencional. De acordo com o autor, esta expansão é provavelmente devido a grande expansão de presa e térmica dos revestimentos aglutinados por sílica adotados nesta técnica de fundição. Também, a resistência destes revestimentos às altas temperaturas poderiam impedir a contração da liga.

Finalmente, na Tabela 5.3 e Figura 5.3, pudemos constatar que dentro do Fator Distância C, também foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre as duas técnicas avaliadas, sendo que ambas apresentaram contração. Nesta condição, a técnica Convencional obteve os maiores valores médios de alteração dimensional linear, na ordem de 2,02%.

O fenômeno da contração de solidificação das ligas de Co-Cr pode ser explicado em parte, como já mencionado anteriormente, pelo alto ponto de fusão das mesmas. **EARNSHAW**<sup>20</sup> em 1958, afirmou que a contração térmica da liga durante a solidificação era compensada pela adição de metal líquido fornecido pelos condutos de alimentação e câmara de compensação, cuja contração aparente era igual à contração da liga quando do resfriamento a partir da temperatura de *solidus* para a temperatura ambiente. Constatou também, que a contração real era menor que a contração aparente, devido a fatores como a fricção no entrelaçamento entre a liga e a

superfície do molde que podia ocasionar distorções no processo, principalmente nos primeiros estágios do resfriamento. O autor concluiu que a contração real de fundição era afetada pela resistência do revestimento, onde quanto maior a rugosidade superficial do molde, menor a contração da liga.

Os maiores valores de contração encontrados na distância C, pela técnica Convencional, talvez possam estar relacionados ao fato dessa distância ser a de maior dimensão dentre todas as medidas estudadas. Se considerarmos que no molde já poderia ter ocorrido uma considerável contração, a significância pode ter sido resultado da somatória de alterações molde-modelo (**GIAMPAOLO**<sup>27</sup>). Da mesma forma, **DOOTZ et al.**<sup>19</sup> em 1965, relataram que o efeito da hidratação do modelo refratário, banho de cera e a cobertura com o revestimento podem causar uma expansão do modelo na ordem de 0,10 a 0,20% para cada condição; e, o efeito em rede dessas variáveis pode afetar a expansão de compensação total até 0,40%, o qual é refletido na precisão da fundição. Ainda, segundo os autores, algumas das alterações dimensionais dos revestimentos podem ser oriundas do confinamento do material duplicador, isto é, a sua força restritiva pode ser maior em determinadas áreas e em outras não. Outrossim, **EARNSHAW**<sup>22</sup> em 1960, destaca que o efeito restritivo da superfície do molde de hidrocolóide pode, em parte, impedir a expansão de presa, e, assim, não haver a adequada compensação da contração de fundição. Entretanto, pode também haver uma considerável expansão de presa de amostras de revestimentos obtidos em moldes de hidrocolóides podendo ocorrer uma provável expansão higroscópica do revestimento, pela interação entre este material e o gel de hidrocolóide.

É importante salientar também que, para a técnica Convencional, foi utilizada cera liqüefeita para se obter o padrão metálico, e sendo assim, distorções inerentes à este material provavelmente foram incorporadas. Segundo **CRAIG et al.**<sup>15</sup> em 1989, tais distorções resultam de alterações térmicas e liberações de tensões, induzidas pela tendência natural da cera contrair, no resfriamento, por bolhas de ar aprisionadas, por alteração de forma da cera e por variáveis de manipulação. Todos estes fatores podem

ter contribuído nos resultados da técnica Convencional, principalmente considerando-se o fator distância C.

Todavia, para a técnica Experimental, a somatória de alterações provavelmente foi reduzida, em função desta técnica não requerer moldagens com hidrocolóide irreversível, obtenção de modelo refratário, banho de cera, etc... Esta técnica empregou na obtenção do padrão metálico, a resina acrílica Duralay, que de acordo com **WIDMER**<sup>57</sup> em 1959, e **ARRUDA**<sup>2</sup> em 1979, adapta-se melhor nas bordas do preparo e reproduz melhor os detalhes que o padrão de cera; e, a contração linear desta variou de 0,13% a 0,28%, dependendo de variáveis como temperatura e tempo.

Segundo **DOOTZ et al.**<sup>19</sup>, **EARNSHAW**<sup>20</sup> e **PHILLIPS**<sup>47</sup>, o desenho da infra-estrutura de uma prótese parcial removível também pode afetar a precisão, onde quanto maior a área de superfície da fundição em relação ao seu volume, menor a contração.

**PAFFENBARGER et al.**<sup>44</sup> em 1943, já atentava para a importância do tamanho e forma da fundição, bem como o método de colocação dos condutos alimentadores. Este fato foi confirmado experimentalmente por **EARNSHAW**<sup>20</sup> em 1958, observando que a forma da fundição e a resistência compressiva do revestimento, são fatores interrelacionados que podem afetar marcadamente a contração de fundição.

Em nosso trabalho, a forma de um arco simulando a arcada mandibular, com uma constrição na região intermediária externa bilateral (Fig. 4.1), talvez tenha contribuído para o fenômeno da contração, onde a região de área de superfície menor descrita acima, favoreceu a alteração dimensional, concordando, desta forma, com a afirmação de **DOOTZ et al.**<sup>19</sup> em 1965, que em uma mesma armação metálica, diferentes graus de precisão podem ser encontrados.

Na opinião de **SHANLEY et al.**<sup>49</sup> em 1981, a contração de uma infra-estrutura metálica no plano horizontal e vertical pode ser também decorrente do conjunto plano-guia, apoio oclusal e conector menor. Assim, conclui que é necessário um controle meticuloso na confecção da estrutura metálica para que a prótese parcial removível desempenhe a sua função adequadamente.

Além da alteração dimensional, outro fato de relevante importância encontrado, foi a presença de porosidades superficiais vistas em maior número nas amostras obtidas pela técnica convencional.

Segundo **LEWIS**<sup>33,34,35,36,37,38</sup>, a porosidade em uma estrutura fundida é resultante essencialmente da interação da contração do metal durante o processo de solidificação e a dissolução pelo metal de gases contaminantes. Porosidades por contração e inclusão de gases não são, entretanto, separadas distintamente quanto à localização, pois ambas ocorrem naquelas partes da fundição que se solidificam por último. Assim, freqüentemente, as porosidades, são interdendríticas(**NOORT & LAMB**<sup>41</sup>, 1984).

Em uma avaliação metalográfica, realizada por **LEWIS**<sup>37</sup> em 1979, foram descritos três tipos de porosidades, sendo uma delas associada às imperfeições externas ou fendas, muito comuns encontradas também nas amostras obtidas pela técnica convencional. Segundo o autor, estas imperfeições podem ser influenciadas por variáveis de manipulação da liga, onde dentre elas o revestimento pode ser um fator de destaque. Dependendo da natureza física e química do revestimento pode haver um efeito no processo de cristalização dendrítica da liga durante a solidificação e no escape de gases. Mas não há evidências significativas que comprovem as diferenças entre os revestimentos aglutinados por sílica ou por fosfato.

Embora os revestimentos fosfatados serem considerados mais resistentes que os aglutinados por sílica, no entender de **EARNSHAW**<sup>21</sup> em 1956, por apresentarem baixa porosidade superficial, são mais difíceis de eliminar os gases presentes.

Este fato não foi evidenciado em nosso trabalho pelos resultados da técnica Experimental, onde, quando o revestimento à base de fosfato foi utilizado encontramos superfícies menos porosas. Resultados semelhantes foram encontrados também por **LEWIS**<sup>36</sup> em 1977, destacando que a natureza do revestimento refratário é um fator que pode influenciar a quantidade e o tipo das porosidades desenvolvidas nas estruturas fundidas.

Dessa forma, com base nos resultados obtidos e em consonância com os outros trabalhos<sup>48,49</sup>, podemos concluir que as diferenças lineares significativas encontradas

em ambas as técnicas de fundição, sugerem que poderiam resultar em desadaptação destas peças metálicas em situações clínicas. Isto pode nos levar a pensar que a técnica Experimental, com relevantes reduções de materiais, passos e equipamentos empregados, poderá ser utilizada conferindo assim vantagens apreciáveis em relação a técnica convencional.

## 7- CONCLUSÃO

## **7 - CONCLUSÃO -**

Com base nos resultados obtidos, podemos concluir que:

**1-** Dentro do fator **distância A**, as amostras obtidas das técnicas Experimental e Convencional apresentaram valores médios de alteração dimensional linear estatisticamente diferentes entre si ao nível de 5% de significância, sendo que a técnica Experimental apresentou uma expansão e a Convencional um contração;

**2-** Considerando a **distância B**, novamente foi encontrada diferença estatisticamente significativa ao nível de 5% de probabilidade, onde nesta condição, a técnica Convencional mostrou uma expansão e a Experimental uma contração;

**3-** Na condição **distância C**, a técnica Convencional apresentou valores médios de contração estatisticamente superior ao nível de 5% de significância em relação a técnica Experimental.

## 8- APÊNDICE

## 8 - APÊNDICE:

### 8.1. RESULTADOS ORIGINAIS:

Padrão Metálico - A= 2,839 cm (anterior)  
 B= 3,236 cm (pré-molar)  
 C= 3,398 cm (molar)

**TABELA 8.1 - VALORES ORIGINAIS DA DISTÂNCIA A (CM) E ALTERAÇÃO DIMENSIONAL (%) PARA A TÉCNICA EXPERIMENTAL**

Amostra	PADRÃO	DISTÂNCIA A	ALTERAÇÃO
1	2,839	2,854	0,528
2	2,839	2,859	0,704
3	2,839	2,859	0,704
4	2,839	2,858	0,669
5	2,839	2,857	0,634
6	2,839	2,854	0,528
7	2,839	2,849	0,352
8	2,839	2,85	0,387
9	2,839	2,852	0,458
10	2,839	2,856	0,599

**TABELA 8.2 - VALORES ORIGINAIS DA DISTÂNCIA B (CM) E ALTERAÇÃO DIMENSIONAL (%) PARA A TÉCNICA EXPERIMENTAL**

Amostra	PADRÃO	DISTÂNCIA B	ALTERAÇÃO
1	3,236	3,224	-0,371
2	3,236	3,227	-0,278
3	3,236	3,241	0,155
4	3,236	3,214	-0,68
5	3,236	3,216	-0,618
6	3,236	3,211	-0,773
7	3,236	3,219	-0,525
8	3,236	3,218	-0,556
9	3,236	3,221	-0,464
10	3,236	3,218	-0,556

**TABELA 8.3 - VALORES ORIGINAIS DA DISTÂNCIA C (CM) E ALTERAÇÃO DIMENSIONAL (%) PARA A TÉCNICA EXPERIMENTAL**

Amostra	PADRÃO	DISTÂNCIA C	ALTERAÇÃO
1	3,398	3,366	-0,942
2	3,398	3,386	-0,353
3	3,398	3,385	-0,383
4	3,398	3,375	-0,677
5	3,398	3,378	-0,589
6	3,398	3,382	-0,471
7	3,398	3,376	-0,647
8	3,398	3,378	-0,589
9	3,398	3,381	-0,5
10	3,398	3,374	-0,706

**TABELA 8.4 - VALORES ORIGINAIS DA DISTÂNCIA A (CM) E ALTERAÇÃO DIMENSIONAL (%) PARA A TÉCNICA CONVENCIONAL**

Amostra	PADRÃO	DISTÂNCIA A	ALTERAÇÃO
1	2,839	2,818	-0,74
2	2,839	2,83	-0,317
3	2,839	2,817	-0,775
4	2,839	2,838	-0,035
5	2,839	2,814	-0,881
6	2,839	2,832	-0,247
7	2,839	2,835	-0,141
8	2,839	2,843	0,141
9	2,839	2,839	0
10	2,839	2,831	-0,282

**TABELA 8.5 - VALORES ORIGINAIS DA DISTÂNCIA B (CM) E ALTERAÇÃO DIMENSIONAL (%) PARA A TÉCNICA CONVENCIONAL**

Amostra	PADRÃO	DISTÂNCIA B	ALTERAÇÃO
1	3,236	3,283	1,452
2	3,236	3,289	1,638
3	3,236	3,281	1,391
4	3,236	3,281	1,391
5	3,236	3,28	1,36
6	3,236	3,208	-0,865
7	3,236	3,215	-0,649
8	3,236	3,21	-0,803
9	3,236	3,213	-0,711
10	3,236	3,222	-0,433

**TABELA 8.6 - VALORES ORIGINAIS DA DISTÂNCIA C (CM) E ALTERAÇÃO DIMENSIONAL (%) PARA A TÉCNICA CONVENCIONAL**

Amostra	PADRÃO	DISTÂNCIA C	ALTERAÇÃO
1	3,398	3,336	-1,825
2	3,398	3,345	-1,56
3	3,398	3,33	-2,001
4	3,398	3,33	-2,001
5	3,398	3,339	-1,736
6	3,398	3,347	-1,501
7	3,398	3,331	-1,972
8	3,398	3,339	-1,736
9	3,398	3,244	-4,532
10	3,398	3,35	-1,413

## 8.2. DELINEAMENTO EXPERIMENTAL:

### OBSERVAÇÕES NÃO TRANSFORMADAS

**TABELA 8.7 - NOME DOS FATORES**

FATOR	NOME
A	TÉCNICA
B	DISTÂNCIA

**TABELA 8.8 - ANÁLISE DE VARIÂNCIA:**

CAUSAS DA VARIACÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB. >F
TÉCNICA	1	3.6620237	3.6620237	9.3641	0.00373
DISTÂNCIA	2	24.2470395	12.1235197	31.0010	0.00001
TÉC x DIS	2	14.2012260	7.1006130	18.1569	0.00002
RESÍDUO	54	21.1177272	0.3910690		
TOTAL	59	63.2280163			

Média geral: -0.412383

Coefficiente de variação: -151.644%

**TABELA 8.9 - TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TÉCNICA:**

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	EXPERIMENTAL	30	-0.165333	-0.165333	a	A
2	2	CONVENCIONAL	30	-0.659433	-0.659433	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 0.32414 - D.M.S. 1% = 0.43135

**TABELA 8.10 - TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TÉCNICA**

### DENTRO DE A DO FATOR DISTÂNCIA:

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	EXPERIMENTAL	10	0.556300	0.556300	a	A
2	2	CONVENCIONAL	10	-0.327700	-0.327700	b	B

**TABELA 8.11 - TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TÉCNICA**

**DENTRO DE B DO FATOR DISTÂNCIA:**

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	CONVENCIONAL	10	0.377100	0.377100	a	A
2	1	EXPERIMENTAL	10	-0.466600	-0.466600	b	B

**TABELA 8.12 - TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TÉCNICA**

**DENTRO DE C DO FATOR DISTÂNCIA:**

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	EXPERIMENTAL	10	-0.585700	-0.585700	a	A
2	2	CONVENCIONAL	10	-2.027700	-2.027700	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 0.56143 - D.M.S. 1% = 0.74712

**TABELA 8.13 - ANÁLISE FIXANDO O NÍVEL EXPERIMENTAL DO FATOR**

**TÉCNICA E NÍVEL A DO FATOR DISTÂNCIA**

ESTATÍSTICAS	TESTE
NÚMERO OBSERVADO	10
VALOR MÍNIMO	0.352000
VALOR MÁXIMO	0.704000
AMPLITUDE	0.352000
TOTAL	5.563000
MÉDIA	0.556300
VARIÂNCIA	0.016206
DESVIO PADRÃO	0.127305
D. P. MÉDIA	0.040257
COEF. VARIAÇÃO	22.884155
COEF. ASSIM	-0.337900
COEF. CURT.	1.791435
MEDIANA	0.563500
QUARTIL INF.	0.458000
QUARTIL SUP.	0.669000
IC 5% L.S.	0.647281
IC 5% L.I.	0.465319
IC 1% L.S.	0.687136
IC 1% L.I.	0.425464

**TABELA 8.14 - ANÁLISE FIXANDO O NÍVEL EXPERIMENTAL DO FATOR  
TÉCNICA E NÍVEL B DO FATOR DISTÂNCIA**

ESTATÍSTICAS	TESTE
NÚMERO OBSERVADO	10
VALOR MÍNIMO	-0.773000
VALOR MÁXIMO	0.155000
AMPLITUDE	0.928000
TOTAL	-4.666000
MÉDIA	-0.466600
VARIÂNCIA	0.068093
DESVIO PADRÃO	0.260947
D. P. MÉDIA	0.082519
COEF. VARIAÇÃO	-55.925220
COEF. ASSIM.	1.345825
COEF. CURT.	4.318614
MEDIANA	-0.540500
QUARTIL INF.	-0.618000
QUARTIL SUP.	-0.371000
IC 5% L.S.	-0.280108
IC 5% L.I.	-0.653092
IC 1% L.S.	-0.198414
IC 1% L.I.	-0.734786

**TABELA 8.15 - ANÁLISE FIXANDO O NÍVEL EXPERIMENTAL DO FATOR  
TÉCNICA E NÍVEL C DO FATOR DISTÂNCIA**

ESTATÍSTICAS	TESTE
NÚMERO OBSERVADO	10
VALOR MÍNIMO	-0.942000
VALOR MÁXIMO	-0.353000
AMPLITUDE	0.589000
TOTAL	-5.857000
MÉDIA	-0.585700
VARIÂNCIA	0.029919
DESVIO PADRÃO	0.172972
D. P. MÉDIA	0.054699
COEF. VARIAÇÃO	-29.532543
COEF. ASSIM.	-0.563456
COEF. CURT.	2.931599
MEDIANA	-0.589000
QUARTIL INF.	-0.677000
QUARTIL SUP.	-0.471000
IC 5% L.S.	-0.462081
IC 5% L.I.	-0.709319
IC 1% L.S.	-0.407930
IC 1% L.I.	-0.763470

**TABELA 8.16 - ANÁLISE FIXANDO O NÍVEL CONVENCIONAL DO FATOR  
TÉCNICA E NÍVEL A DO FATOR DISTÂNCIA**

ESTATÍSTICAS	TESTE
NÚMERO OBSERVADO	10
VALOR MÍNIMO	-0.881000
VALOR MÁXIMO	0.141000
AMPLITUDE	1.022000
TOTAL	-3.277000
MÉDIA	-0.327700
VARIÂNCIA	0.125836
DESVIO PADRÃO	0.354733
D. P. MÉDIA	0.112177
COEF. VARIAÇÃO	-108.249435
COEF. ASSIM.	-0.416156
COEF. CURT.	1.801357
MEDIANA	-0.264500
QUARTIL INF.	-0.740000
QUARTIL SUP.	-0.035000
IC 5% L.S.	-0.074181
IC 5% L.I.	-0.581219
IC 1% L.S.	0.036874
IC 1% L.I.	-0.692274

**TABELA 8.17 - ANÁLISE FIXANDO O NÍVEL CONVENCIONAL DO FATOR  
TÉCNICA E NÍVEL B DO FATOR DISTÂNCIA**

ESTATÍSTICAS	TESTE
NÚMERO OBSERVADO	10
VALOR MÍNIMO	-0.865000
VALOR MÁXIMO	1.638000
AMPLITUDE	2.503000
TOTAL	3.771000
MÉDIA	0.377100
VARIÂNCIA	1.288435
DESVIO PADRÃO	1.135092
D. P. MÉDIA	0.358948
COEF. VARIAÇÃO	301.005620
COEF. ASSIM.	-0.14358
COEF. CURT.	1.053823
MEDIANA	0.463500
QUARTIL INF.	-0.711000
QUARTIL SUP.	1.391000
IC 5% L.S.	1.188322
IC 5% L.I.	-0.434122
IC 1% L.S.	1.543680
IC 1% L.I.	-0.789480

**TABELA 8.18 - ANÁLISE FIXANDO O NÍVEL CONVENCIONAL DO FATOR  
TÉCNICA E NÍVEL C DO FATOR DISTÂNCIA**

ESTATÍSTICAS	TESTE
NÚMERO OBSERVADO	10
VALOR MÍNIMO	-4.532000
VALOR MÁXIMO	-1.413000
AMPLITUDE	3.119000
TOTAL	-20.277000
MÉDIA	-2.027700
VARIÂNCIA	0.817925
DESVIO PADRÃO	0.904392
D. P. MÉDIA	0.285994
COEF. VARIAÇÃO	-44.601868
COEF. ASSIM.	-2.401391
COEF. CURT.	7.310645
MEDIANA	-1.780500
QUARTIL INF.	-2.001000
QUARTIL SUP.	-1.560000
IC 5% L.S.	-1.381354
IC 5% L.I.	-2.674046
IC 1% L.S.	-1.098220
IC 1% L.I.	-2.957180

## 9- SUMMARY

## **9 - SUMMARY -**

The purpose of this study was to evaluate the two-dimensional precision of cobalt-chromium removable partial denture frameworks, using specimens manufactured by conventional and new techniques.

A standard metal die simulating the dental arch was designed and constructed for use in this study. This die was machined with "X" markings inscribed on metal horizontal ridges for use as references points in determining the dimensional accuracy of the two casting techniques. To obtain the samples by technique experimental was used the Duralay synthetic resin. For to obtain the samples by technique convencional molds of the die were prepared from special hydrocolloid in accordance with the manufacturer's instructions. The cast was fabricated from silica-bonded investment. It was then dipped in melted beeswax according to the manufacturer's instructions. In this technique experimental was used phosphate-bonded investment.

All casting were made with cobalt-chromium alloys and casted with oxi-acetilene torch. The castings were allowed to bench cool and then cleded with a sandblaster, and the sprues were removed. The castings were measured horizontally to determine if there were significant differences anteroposteriorly and cross-arch among the two casting techniques. In position A, Tukey's test at 5% significance level, showed a experimental technique's with expansion (0.55%) and the convencional, a shrinkange (0.32%). In position B, the conventional technique's showed a expansion (0.37%) and the experimental showed a shrinkange (0.46%). And in position C, both the techniques showed a shrinkange. In this position, experimental technique's shrinkanged 0.58% and the conventional 2.02%.

- 1- Removable partial dentures;
- 2- Precision casting.

## 10- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

## 10 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS:\*

1. **ALLAN, F.C., ASGAR, K.** Reaction of cobalt-chromium casting alloy with investment. J. dent. Res., Washington, v.45, n.5, p.1516-1528, Sept./Oct. 1966.
  
2. **ARRUDA, J.L.M.** Manutenção dos detalhes de superfície e comportamento dimensional de materiais utilizados no processo de fundição. Tese (Doutoramento - Prótese dental) - Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", 1979, 74p.
  
3. **ASGAR, K., ALLAN, F.C.** Microstructure and physical properties of alloys for partial denture castings. J. dent. Res., Washington, v.47, n.2, p.189-197, Mar./Apr. 1968.
  
4. \_\_\_\_\_, **et al.** Effect of casting conditions on physical properties of some experimental partial denture alloys. J. biomed. Mater. Res., v.3, n.4, p.409-23, Mar. 1969.
  
5. \_\_\_\_\_, **PEYTON, F.A.** Effect of castings conditions on some mechanical properties of cobalt base alloys. J. dent. Res., Washington, v.40, n.4, p.73-86, Feb. 1961.

---

\* De acordo com a NBR 6023 de agosto de 1989 da Associação Brasileira de Normas Técnicas.

Abreviaturas de Periódicos: "World List of Scientific Periodicals".

6. **ASGAR, K., PEYTON, F.A.** Effect of microstructure on the physical properties of cobalt-base alloys. J. dent. Res., Washington, v.40, n.1, p.63-72, Jan./Feb. 1961.
  
7. \_\_\_\_\_. A new alloy for partial denture. J. prosth. Dent., St. Louis, v. 23, n.1, p. 36-43, Jan. 1970.
  
8. **BATES, J.F.** The mechanical properties of the cobalt chromium alloys and their relation to partial denture design. Br. dent. J., London, v.119, n.2, p.389-396, Nov. 1965.
  
9. \_\_\_\_\_. Studies related to the fracture of partial dentures. The flexural fatigue of cobalt-chromium alloy. Br. dent. J., London, v.118, n.12, p.532-537, June, 1965.
  
10. **BEN-UR, Z. et al.** The fracture of cobalt-chromium alloy removable partial dentures. Quintessence int., Berlin, v.17, n.12, p.797-801, Dec. 1986.
  
11. **BERGMAN, M., HOLMLUND, L., SÖREMARK, R.** Some properties of two dental cobalt-chromium alloys. Odont. Revy., Malmö, v.25, n.2, p.179-188, Apr./June, 1974.
  
12. **CARTER, T.J., KIDD, J.N.** The precision casting of cobalt-chromium alloy. Part 1 - The influence of casting variables on dimensions and finish. Br. dent. J., London, v.118, n.9, p.383-390, May, 1965.

13. **CARTER, T.J., KIDD, J.N.** The precision casting of cobalt-chromium alloy. Part 2 - The influence of casting variables on microstructure and mechanical properties. Br. dent. J., London, v.118, n.10, p.431-436, May, 1965.
  
14. **CRAIG, R.G. et al.** Cast and wrought base metal alloys. In: \_\_\_\_\_ et al., ed. Restorative dental materials. 8.ed. St. Louis: C.V. Mosby, 1989. cap.15, p.431-456.
  
15. \_\_\_\_\_ et al. Mechanical properties. In: \_\_\_\_\_ et al., Restorative dental materials. 8.ed. St. Louis: C.V. Mosby, 1989. cap.4, p.65-112.
  
16. \_\_\_\_\_ et al. Nature of metals and alloys. In: \_\_\_\_\_ et al., Restorative dental materials. 8.ed. St. Louis: C.V. Mosby, 1989. cap.5, p.113-138.
  
17. **CUCCI, A.L.M. et al.** Fadiga de grampos de retenção em prótese parcial removível. Efeito de ligas, espessuras e técnicas de fusão. Parte I. Revta Odont. Unesp, São Paulo, v.19, n.1, p.245-250, jan./dez. 1990.
  
18. **CUNNINGHAM, D.M.** Comparasion of base metal alloys and type IV gold alloys for removable partial denture frameworks. Dent. Clin. N. Am., Philadelphia, v.17, n.4, p.719-723, Oct. 1973.

19. **DOOTZ, C.D.T., CRAIG, R.G., PEYTON, F.A.** Influence of investments and duplicating procedures on the accuracy of partial denture castings. J. prosth. Dent., St. Louis, v.15, n.4, p.679-690, July/Aug. 1965.
  
20. **EARNSHAW, R.** The casting shrinkage of cobalt-chromium alloys. Aust. dent. J., St. Leonards, v.3, n.3, p.159-170, June, 1958.
  
21. \_\_\_\_\_. Cobalt-chromium alloys in dentistry. Br. dent. J., London, v.101, n.3, p.67-75, Aug. 1956.
  
22. \_\_\_\_\_. Investments for casting cobalt-chromium alloys. Part I. Br. dent. J., London, v.108, n.11, p.389-396, June, 1960.
  
23. **EBERSBACH, W. et al.** Structure and mechanical properties of chromium-cobalt casting alloys as influenced by rate of cooling. Dt. Stomat., v.19, n.5, p.338-348, 1969. Apud Oral Res. Abstr., v.5, p.309, 1970. [Abstract, 1901].
  
24. **ERDLE, R.W., PRANGE, C.H.** U.S. patent 1956278. 1934. Apud AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Guide to dental materials: including A.D.A. specification n. 14 for dental Co-Cr castings alloys. Chicago: ADA, 1962/63. p.78-88.

25. **EERIKÄINEN, E., RANTANEN, T.** Inaccuracies and defects in frameworks for removable partial dentures. J. oral Rehabil., Oxford, v.13, n.4, p.347-353, July, 1986.
  
26. **GAY, W.D.** Laboratory procedures for fitting removable partial denture frameworks. J. prosth. Dent., St. Louis, v.40, n.2, p.227-229, Aug. 1978.
  
27. **GIAMPAOLO, E.T.** Precisão de reprodução dimensional linear de moldes e modelos. Influência de materiais duplicadores e revestimentos. Dissertação (Mestrado em Prótese) - Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", 1983.
  
28. **HARCOURT, H.J.** The effects of variation in cooling rates and heat treatment on cobalt-chromium alloys. Br. dent. J., London, v.116, n.11, p.475-483, June, 1964.
  
29. \_\_\_\_\_. An investigation into oxy-acetylene melting of chrome-cobalt alloys and its effect on surface texture and homogeneity in casting. Br. dent. J., London, v.108, n.4, p.139-146, Feb. 1960.
  
30. \_\_\_\_\_, **COTTERILL, W.F.** Induction melting of cobalt-chromium alloys. A comparison with flame melting. Br. dent. J., London, v.118, n.8, p.323-329, Apr. 1965.

31. **HESBY, D.A. et al.** Physical properties of a repeatedly used nonprecious metal alloy. J. prosth. Dent., St. Louis, v.44, n.3, p.291-293, Sept. 1980.
32. **LANE, J.R.** A survey of dental alloys. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.39, n.4, p.414-437, Oct. 1949.
33. **LEWIS, A.J.** Dendritic crystallization. Aust. dent. J., St. Leonards, v.23, n.4, p.356-358, Aug. 1978.
34. \_\_\_\_\_. The effect of variations in mould temperature, metal temperature and mould size on the development of internal porosity in cast structures. Aust. dent. J., St. Leonards, v.22, n.4, p.243-246, Aug. 1977.
35. \_\_\_\_\_. Failure of removable partial denture castings during service. J. prosth. Dent., St. Louis, v.39, n.2, p.147-149, Fev. 1978.
36. \_\_\_\_\_. The influence of the refractory investment on the development of porosity in cast structures. Aust. dent. J., St. Leonards, v.22, n.6, p.455-457, Dec. 1977.
37. \_\_\_\_\_. A metallographic evaluation of porosity occurring in removable partial denture castings. Aust. dent. J., St. Leonards, v.24, n.6, p.408-411, Dec. 1979.

38. **LEWIS, A.J.** Microporosity in casting alloys. Aust. dent. J., St. Leonards, v.20, n.3, p.161-166, June, 1975.
39. **MILECK, A.** Ligas de cromo-cobalto utilizadas em próteses parciais removíveis: estudo de algumas propriedades. Tese (Doutoramento - Prótese dental) - Faculdade de Farmácia e Odontologia de Piracicaba, 1967, 95p.
40. **MOHAMMED, H., ASGAR, K.** A new dental superalloy system: I. theory and alloy design. J. dent. Res., Washington, v.52, n.1, p.136-144, Jan./Feb. 1973.
41. **NOORT, R.V., LAMB, D.J.** A scanning electron microscope study of Co-Cr partial dentures fractured in service. J. Dent., Bristol, v.12, n.2, p.122-126, June, 1984.
42. **OLSEN, E.S., TAYLOR, D.F.** The effect of casting temperature on the dimensional accuracy of cobalt-chromium dental casting. J. dent. Res., Washington, v.40, n.4, p.767, July./Aug. 1961. (Abstract, M 16).
43. **OSBORNE, J.** Improvement in cobalt-chromium alloys. Revue. belg. Med Dent., Schoten, v.21, n.3, p.303-310, Mar. 1966.
44. **PAFFENBARGER, G.C., CAUL, H.J., DICKSON, G.** Base metal alloys for oral restorations. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.30, n.11, p.852-862, June, 1943.

45. **PESSANHA HENRIQUES, G.E., CONSANI, S.** Resistência à fadiga de ligas do sistema Co-Cr, submetidas ou não a procedimentos de refusão e soldagem. Tese (Doutoramento em Clínica Odontológica - Prótese) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1995. 128p.
46. **PEYTON, F.A., CRAIG, R.G.** Compatibility of duplicating compounds and casting investments. J. prosth. Dent., St. Louis, v.12, n.18, p.1111-24, Nov./Dec. 1962.
47. **PHILLIPS, R.W.** Ligas de metais básicos para fundições odontológicas. In: \_\_\_\_\_ Materiais dentários de Skinner. 8.ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1984. cap. 34, p.401-407.
48. **PULSKAMP, F.E.** A comparison of the casting accuracy of base metal and gold alloys. J. prosth. Dent., St. Louis, v.41, n.3, p.272-276, Mar. 1979.
49. **SHANLEY, J.J. et al.** A comparative study of the centrifugal and vacuum-pressure techniques of casting removable partial denture frameworks. J. prosth. Dent., St. Louis, v.45, n.1, p.18-23, Jan. 1981.
50. **SKINNER, E.W., PHILLIPS, R.W.** A ciência dos materiais odontológicos. São Paulo: Atheneu, 1962. p.715-32.
51. **SMITH, E.A.** Vitallium as a substitute for dental gold casting alloys. Br. dent. J., London, v.85, n.7, p.180-181, Oct. 1948.

52. **STRANDMAN, E.** The influence of carbon content on the mechanical properties in a cast dental Co-Cr alloy. Odont. Revy., Malmö, v.27, n.4, p.273-286, Okt./Dez. 1976.
53. \_\_\_\_\_. The influence of different heat treatments on a dental Co-Cr alloy. Odont. Revy., Malmö, v.27, n.4, p.287-302, Okt./Dez. 1976.
54. \_\_\_\_\_. The influence of different types of acetylene-oxygen flames on the carbon content of a dental Co-Cr alloy. Odont. Revy., Malmö, v.27, n.3, p.223-238, Juli/Sept. 1976.
55. \_\_\_\_\_, **GLANTZ, P.O.** On the characteristics of acetylene-oxygen flames used in dental casting. Odont. Revy., Malmö, v. 27, n.3, p.197-222, Juli/Sept. 1976.
56. **TAYLOR, D.F., LEIBFRITZ, A., ADLER, A.G.** Physical properties of chromium-cobalt dental alloy. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.56, n.3, p.343-351, Mar. 1958.
57. **WIDMER, H .** Physical properties of plastic and wax for small impression. Zurich, 1959 / Dissertation /. Apud LIMA, D.S. "Avaliação de moldagens obtidas com resina Duralay e com mercaptana, metalizadas pelo cobre ou pela prata, através do ajuste cervical de coroas totais." Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, 1980.