

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

MURILO BAENA LOPES

Cirurgião-Dentista

**INFLUÊNCIA DA REFUNDIÇÃO DE LIGA DE PALÁDIO-PRATA
NA DESADAPTAÇÃO CERVICAL E INTERNA
DE COROAS TOTAIS METÁLICAS**

Dissertação apresentada à
Faculdade de Odontologia de
Piracicaba, da Universidade
Estadual de Campinas, para
obtenção do título de Mestre em
Materiais Dentários.

Piracicaba – SP

2003

i

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

MURILO BAENA LOPES

Cirurgião-Dentista

**INFLUÊNCIA DA REFUNDIÇÃO DE LIGA DE PALÁDIO-PRATA
NA DESADAPTAÇÃO CERVICAL E INTERNA
DE COROAS TOTAIS METÁLICAS**

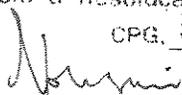
Orientador: Prof. Dr. Simonides Consani - FOP/UNICAMP

Banca examinadora:

Prof. Dr. Simonides Consani
Prof. Dr. Manoel Damião de Sousa Neto
Prof. Dr. Mário Coelho Alexandre Sinhoreti

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83

CPG. 30/04/03


Assinatura do Orientador

Dissertação apresentada à Faculdade
de Odontologia de Piracicaba, da
Universidade Estadual de
Campinas, para obtenção do título
de Mestre em Materiais Dentários.

Piracicaba – SP

2003

UNIDADE	BC
Nº CHAMADA	T/UNICAMP L881i
V	EX
TOMBO BC	64280
PROC.	124103
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	14/06/03
Nº CPD	

CM00185224-6

BIB ID 293084

Ficha Catalográfica

L881i Lopes, Murilo Baena.
 Influência da refundição de liga de paládio-prata na
 desadaptação cervical e interna de coroas totais metálicas. / Murilo
 Baena Lopes. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2003.
 xi, 88f. : il.

Orientador : Prof. Dr. Simonides Consani.
 Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas,
 Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Fundição dentária. 2. Adaptação. 3. Materiais dentários. I.
 Consani, Simonides. II. Universidade Estadual de Campinas.
 Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 26 de Fevereiro de 2003, considerou o candidato MURILO BAENA LOPES aprovado.

1. Prof. Dr. SIMONIDES CONSANI

2. Prof. Dr. MANOEL DAMIÃO DE SOUSA NETO

3. Prof. Dr. MARIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI

200320613

Anekdota Búlgara

Era uma vez um czar naturalista

que caçava homens.

Quando lhe disseram que também se caçam

borboletas e andorinhas,

ficou muito espantado

e achou uma barbaridade...

Carlos Drummond de Andrade

Dedico este trabalho a meus pais, José e Joceli, pelo apoio e compreensão e por sempre possibilitarem condições para a formação dos filhos.

Ao meu irmão, Maurício pelo apoio e incentivo.

À Fernanda, pelo carinho e compreensão durante a realização desta tese.

Agradecimento Especial

Ao Prof. Dr. Simonides Consani, Titular da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela amizade, atenção e dedicação na orientação deste trabalho, e pelo estímulo ao desenvolvimento do espírito crítico.

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do seu Diretor Prof. Dr. Thalles Rocha de Mattos Filho e do Diretor Associado Prof. Dr. Oslei Paes de Almeida, pelos bons momentos que aqui passei desde o início da graduação.

Ao Prof. Dr. Mario Fernando de Goes, Titular da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelo convívio, e conhecimentos transmitidos e críticas construtivas durante o curso.

Ao Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho, Professor Doutor da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela amizade e orientação científica desde o início de minha formação profissional, incentivando a busca pelo conhecimento.

Ao Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti, Professor Doutor da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela amizade e incentivo na realização de atividades científicas, além da ajuda essencial na estatística deste trabalho.

À Prof^a. Dr. Regina Maria Puppim Rontani, Professora Doutora da Área Odontopediatria da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela possibilidade de expansão do conhecimento em outra área.

À Prof^a. Dr. Gláucia Maria Bovi Ambrosano, Professora Doutora da Área Bioestatística da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela elaboração da análise estatística.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES, pela concessão da bolsa de mestrado.

Ao Engenheiro Mecânico Marcos Blanco Cangiani, Técnico da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela amizade e constante auxílio na solução das dificuldades.

À Sra. Selma Aparecida Barbosa Segalla, Técnica de Laboratório da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela amizade, confiança e presteza.

À funcionária Doralice N. L. Romano, Auxiliar de Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela ajuda no levantamento bibliográfico.

À minha colega Luciana Andrea Salvio, pela amizade e colaboração nas atividades científicas e teóricas durante o Programa.

Aos demais colegas do Programa de Pós-Graduação em mestrado e doutorado, pelos ótimos momentos em que convivemos.

Ao meu amigo e colega de república Guilherme, pela convivência desde o tempo de graduação.

Aos meus amigos da graduação que continuaram na FOP, assim como eu, em busca de mais conhecimentos, Fernando, Nilton, Carol, Simon, Gigante, Poliana e Carioca que de uma maneira ou de outra contribuíram para minha formação, tanto científica como extra acadêmica.

MEUS SINCEROS AGRADECIMENTOS.

SUMÁRIO

RESUMO.....	01
ABSTRACT.....	02
1 – INTRODUÇÃO.....	03
2 – REVISÃO DA LITERATURA.....	06
3 – PROPOSIÇÃO.....	42
4 – METODOLOGIA.....	43
4.1 – Materiais.....	43
4.2 – Método.....	43
5 – RESULTADOS	54
6 – DISCUSSÃO	64
7 – CONCLUSÃO	73
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	74
APÊNDICE	81

RESUMO

O processo de refundição é rotineiramente utilizado por laboratórios protéticos para a confecção de próteses e restaurações fundidas. Este trabalho propõe avaliar os desajustes cervical e interno de coroas totais metálicas fundidas com liga de Pd-Ag (Pors-on 4, Degussa S/A), sob influência da refundição e de diferentes configurações marginais (ombro reto, ombro biselado em 20° e chanfro reto em 45°), com a fonte de calor de fundição gás-oxigênio. Foram confeccionados 30 troquéis de alumínio, sendo 10 para cada tipo de término cervical, sobre os quais foram encerados coroas com auxílio de uma matriz cilíndrica metálica bipartida, com o propósito de padronizar a espessura das paredes. Os padrões de cera foram incluídos em revestimento aglutinado por fosfato (Deguvest) e a fundição realizada após aquecimento em forno (EDG). Posteriormente, as coroas metálicas foram assentadas nos respectivos troquéis, sob carga estática de 9 kgf, e a leitura do desajuste cervical realizada com um microscópio metrológico (Carl Zeiss), provido de um relógio comparador digital (Mitutoyo, série 543 IDF), com precisão de 0,001 mm. Em seguida, as amostras foram incluídas em resina de poliéster e após a polimerização, seccionadas ao meio no sentido longitudinal, para as leituras da adaptação interna, efetuadas da mesma maneira como descrito para a adaptação cervical. Os resultados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey (5%) e demonstraram que: a liga virgem apresentou melhor adaptação, tanto cervical quanto interna, quando comparada com a liga refundida; o tipo de término não exerceu influência nos desajustes, quando a coroa foi fundida com liga virgem. Para a liga refundida, o término em ombro reto demonstrou valores de adaptação estatisticamente superiores ao ombro biselado em 20°, sendo que o chanfro em 45° não diferiu de ambos.

ABSTRACT

The metal recast process is traditionally used by dental laboratories to produce prosthesis and restorations. The aim of this study was to evaluate the cervical and internal fits of total metal crowns, which were casted and recasted with palladium-silver alloy (Pors-on 4, Degussa S/A), with three different marginal configuration: straight shoulder, 20-degree bevel shoulder and 45-degree chamfered. The oxigen-gas heat source was used to melt the alloy. Thirty aluminium dies were made, 10 for each margin configuration. The dies were waxed using a cylindrical metal matrix to standardize the thickness of the walls. The wax patterns were invested in a phosphate investment (Deguvest) and cast after heated in an oven (EDG), according to the manufacturer's instruction. Afterwards, the specimens were seated on the dies, with a static load of 9 kgf. The marginal discrepancy was measured with a metric microscope (Carl Zeiss), using a digital micrometer (Mitutoyo, 543 IDF series), with accuracy of 0,001 mm. The samples were embedding in polyester resin and longitudinally cut for internal discrepancy measurements, measured by the same way made in the marginal discrepancy. The results were submitted to analysis of variance and Tuckey's test (5%) and indicated that the new metal presented better adaptation than the recast one for both marginal and internal discrepancy measurements. The margin designs didn't have any influence when new metal were used. For recast metal, the straight shoulder was better than the 20-degree bevel shoulder and the 45-degree chamfered didn't differ from anyone.

1. INTRODUÇÃO

As ligas odontológicas à base de paládio e prata foram introduzidas no mercado em 1930 e sua utilização com porcelana data de 1974. Pesquisadores têm confirmado que as propriedades físicas dessa liga são aceitáveis para o tratamento dental (HONG *et al.*, 1988). Contudo, com sua popularização e com o monopólio das reservas de paládio mundial, as ligas tornaram-se uma substancialmente cara.

O procedimento de fundição requer mais metal para a confecção da peça do que realmente é necessário (PRESSWOOD, 1983). Assim, na utilização de ligas de alto valor comercial, torna-se interessante que se consiga reaproveitar as sobras (condutos de alimentação e base), com a intenção de produzir fundições adequadas. Assim, os protéticos utilizam esse procedimento como rotina em laboratório, porém, sem conhecimento adequado de como realizar a refundição, produzindo muitas vezes, fundições insatisfatórias.

Um dos maiores problemas é a adaptação marginal das restaurações fundidas que, por sua vez, torna-se matéria de pesquisa relevante em prótese fixa, devido à sua importância na longevidade e manutenção da saúde periodontal (GARDNER, 1982). Os fatores que influem no assentamento e estabilidade das restaurações fundidas estão relacionados com a forma, ângulo de convergência dos preparos, término cervical, rugosidade das paredes axiais, granulação e viscosidade dos agentes cimentantes (BRISSOLARA, 2000).

Em relação ao tipo de preparo e de término cervical, existe grande contradição na literatura, sendo que não há consenso entre qual seria a melhor maneira de realizar o preparo, e os motivos da escolha são os mais variados possíveis (SYU *et al.*, 1993). Dentre eles está a capacidade da liga em reproduzir detalhes, onde nem sempre a liga refundida apresenta as mesmas características de reprodução obtida com a liga virgem.

Ao avaliar o efeito de várias porcentagens da liga de ouro-paládio refundida na união com a porcelana dental, RASMUSSEN & DOKOUDAKIS (1986) verificaram que um *coping* com 50% ou 75% de metal refundido foi adequado para promover satisfatória adaptação cervical. Porém, com 85% ou mais, sérias mudanças foram encontradas, como o aumento na frequência e tamanho das fendas na interface metal-porcelana.

Os estudos de REISBICK & BRANTLEY (1995) mostraram que quanto mais vezes a liga era refundida, maior era a ocorrência de significantes decréscimos no percentual de alongação e resistência ao escoamento, além de promover aumento de falhas de fundição, principalmente porosidade. Por outro lado, NELSON *et al.* (1986), avaliando uma liga de níquel-cromo refundida, não encontraram mudanças degenerativas marcantes nas propriedades físicas, microestrutura ou características clínicas.

Nem sempre as fundições proporcionam adaptação satisfatória, chamando atenção para o fato que a própria estabilidade dimensional dos blocos fundidos se constitui em óbice ao assentamento de restaurações, como coroas cimentadas sobre a face externa do preparo, onde a própria exatidão prejudicaria

a adaptação (MANTOVANI, 1990). Com isso, torna-se necessário o procedimento de alívio interno nas restaurações fundidas, para obter espaço para o material de retenção. Esse alívio pode ser feito por meio de várias técnicas, como ataque químico, decapagem eletrolítica, expansão do revestimento nos procedimentos de fundição e espaçador (WILSON, 1993).

MILAN (1999) avaliou os ajustes cervical e interno de coroas totais metálicas fundidas com liga de paládio-prata (PORS – ON 4), sob influência de diferentes fontes de calor de fundição e configurações marginais, onde a melhor adaptação, tanto interna como marginal, foi obtida com o alívio pós-fundição, com jateamento de óxido de alumínio. Nesse estudo, a interação término cervical em chanfro reto em 45° e fonte de calor gás-oxigênio promoveu a melhor adaptação. Recentemente, SOUZA Jr *et al.* (2001) também verificaram a supremacia da fonte de calor de fundição gás-oxigênio na fluidez de diversos tipos de ligas metálicas, quando comparado com a fonte de calor acetileno-oxigênio.

Porém, como as características de uma liga refundida nem sempre são as mesmas da liga virgem, seria interessante avaliar se o tipo de término cervical poderia compensar as deficiências da liga refundida.

2. REVISÃO DA LITERATURA

KASLOFF (1961) confeccionou vinte e nove padrões de cera a partir de uma matriz MOD de aço inoxidável e um padrão de cera a partir de uma coroa total de aço inoxidável. Em seis padrões, o pino formador do canal de alimentação foi fixado na proximal, e nos vinte e quatro padrões restantes, a fixação foi no centro do corpo-de-prova. Foram incluídos doze padrões em revestimento para expansão térmica e três em revestimento para expansão higroscópica, totalizando quinze padrões que foram fundidos em uma máquina a ar comprimido. Outros doze padrões de cera foram incluídos em revestimento para expansão higroscópica e fundidos em uma máquina de fundição centrífuga horizontal. Também dois padrões MOD foram incluídos em revestimento para expansão higroscópica e o padrão da coroa total em revestimento para expansão térmica, sendo que os três anéis foram fundidos em uma máquina de fundição centrífuga vertical a vácuo. Todos os anéis com revestimento para expansão térmica continham duas tiras de amianto umedecidas. Estes anéis de fundição foram levados para um forno elétrico e aquecidos à temperatura de 538°C por uma hora. Uma liga de ouro foi fundida com um maçarico a gás/ar. O autor concluiu que as fundições eram clinicamente aceitáveis, porém, a posição do pino formador do canal de alimentação em relação ao padrão de cera, bem como a quantidade de água adicionada na técnica de expansão higroscópica, afetaram a adaptação das fundições.

KRUG & MARKLEY (1969) revisando a literatura sobre técnicas de fundição afirmaram que era impossível, sob condições clínicas, assentar perfeitamente uma restauração fundida bem adaptada, tendo em vista que faltaria espaço para o agente de cimentação. Este fato conduziria a uma falha de adaptação de 100 μm , a menos que a superfície interna recebesse um alívio controlado, a fim de permitir que o excesso de cimento se escoasse. Eles afirmaram que um alívio de 25 μm era excelente, e este alívio poderia ser obtido das seguintes formas: abrasão mecânica com brocas, método impróprio e impreciso; aplicação de espaçador sobre o troquel antes da construção do padrão de cera, aceitável somente para coroas totais; realização de um canal interno de escape, para coroas totais com grande altura; condicionamento eletrolítico; e, condicionamento com água régia, para ligas a base de ouro.

SHILLINGBURG *et al.* (1973) estudaram quatro tipos de acabamento vestibular a fim de determinar o efeito de suas configurações sobre a estabilidade das margens de restaurações metalocerâmicas, durante os estágios de cocção da porcelana. Um troquel mestre foi fundido em liga de cromo/cobalto, representando um preparo para coroa total metalocerâmica. As faces lingual e proximais eram acabadas em chanfro, e a forma de acabamento na vestibular era chanfro, chanfro em bisel, ombro com bisel ou ombro reto. Para a produção dos casquetes, um molde bipartido foi preenchido com cera liquefeita. Os padrões em cera foram incluídos em revestimento e fundidos. As estruturas metálicas foram desgaseificadas, aplicado o opaco, as porcelanas de corpo e incisal, e realizado o glazeamento. As medidas da distorção foram feitas antes dos procedimentos de

cocção, após a desgaseificação, após a adição de porcelana de opaco, após a primeira adição de porcelana de corpo, após a segunda cocção da porcelana de corpo e após o glazeamento final. Nenhuma tentativa foi feita para medir a abertura existente entre a margem do casquete e a linha do preparo, embora, tenha sido considerada somente a alteração no ajuste que ocorreu durante o ciclo de cocção. Todas as quatro linhas de acabamento exibiram aumentos sucessivos na abertura vestibular no decorrer dos estágios de aplicação de porcelana. Os autores concluíram que a linha de acabamento em ombro (biselado ou não) produziu menor distorção nas margens vestibulares do que a linha em chanfro com ou sem bisel.

TUCCILO *et al.* (1974) analisaram a estabilidade da liga de ouro em diferentes métodos de fundição. Utilizaram duas ligas de ouro, uma com 75% e outra com 87,5%. Fundiu-se através do processo da cera perdida, discos de 5/8 polegadas de diâmetro, utilizando resistência elétrica, indução ou centrífuga com maçarico de gás-oxigênio como fontes de calor. A refundição foi realizada com material fundido somente uma vez, sendo dividido em 100%, 75%, 50% de liga refundida. Os elementos secundários da liga de ouro, como o Cu e Ag se mantiveram estáveis independentemente do processo de fundição ou superaquecimento da liga. Na refundição, a perda progressiva de ferro da liga pode ser reduzida significativamente pela adição de liga virgem utilizando os métodos de indução e gás-oxigênio. A perda de elementos como o Fe é acentuado com o superaquecimento da liga.

LEWIS (1975) verificou o efeito da refundição nas propriedades mecânicas de liga à base de níquel para prótese parcial removível. Para a primeira série, calor por indução foi empregado, na segunda, resistência elétrica e na terceira, maçarico de acetileno-oxigênio. Em cada série o mesmo metal foi fundido seqüencialmente o mesmo número de vezes e todas peças foram submetidas ao teste mecânico. As propriedades mecânicas testadas (resistência à tensão, porcentagem de alongação e dureza) variaram de acordo com o número de vezes em que a peça foi fundida e com o método de calor empregado. Os resultados mostraram um declínio dos valores depois de repetidas fundições.

STRANDMAN & GLANTZ (1976) realizaram um estudo das características da chama oxigênio/acetileno utilizada nas fundições odontológicas com liga de Cr-Co. Para cada mistura da chama foram confeccionados seis corpos-de-prova e para cada um deles, o tempo de fundição variou entre 20, 40, 60, 80, 100, 120 segundos. Também foi estudada a variação da distância entre a chama e a liga do cadinho (40, 55, 70 mm) e a quantidade de liga a ser fundida (10 a 50 gramas), em cadinhos aquecidos previamente a 1.000°C e não aquecidos. Verificaram que o excesso de calor fornecido pela chama acetileno-oxigênio promovia a volatilização de alguns componentes da liga, com pontos de fusão mais baixos, alterando a viscosidade e dificultando a injeção da liga. Os autores concluíram que o índice de transferência de calor e o tempo de fundição eram governados pela temperatura e tendência de oxidação da chama utilizada e da temperatura inicial do cadinho; com chama não oxidante, o aumento da temperatura da liga variou diretamente com o efeito de aquecimento/temperatura

da chama; com chama oxidante, o óxido retardou o aumento da temperatura da liga; quando os cadinhos foram aquecidos, o tempo de fundição foi menor; a variação na quantidade de liga não afetou a relação entre o tempo de fundição das várias chamas; e, com o aumento da distância entre a chama e a liga, o tempo de fundição foi menor.

EAMES *et al.* (1978) estudaram várias técnicas para melhorar a adaptação de fundições. Dentes humanos extraídos foram preparados utilizando métodos que foram correlacionados com as condições clínicas. As variáveis experimentais foram grau de convergência dos preparos para coroa completa, efeitos de vários tipos de cimentos utilizados comumente, efeitos de um furo de escape oclusal, alívio das fundições com água-régia, e aplicação de um espaçador antes da fabricação do padrão de cera. Coroas totais e preparos para inlay foram incluídos neste estudo. No mínimo, cinco dentes para cada método foram preparados com dez controles em cada método ensaiado, para um total de 185 coroas e 40 inlays. As amostras fundidas com ouro tipo III foram seccionadas, e seis medidas na interface oclusal foram feitas ao acaso para cada coroa, utilizando um micrômetro monocular adaptado ao microscópio. Para as coroas fixadas em posição estática, com pressão digital, sem alívio ou condicionamento, um espaço oclusal de 215 μm foi observado quando a convergência do preparo foi de 10°. Com uma convergência de 20°, o espaço diminuiu para 99 μm . Quando as fundições foram adaptadas sem cimento, a interface era de 150 μm , mas retornavam à posição normal quando a força era liberada. Os autores concluíram que nenhuma fundição se adapta perfeitamente no dente preparado ou no troquel.

A possibilidade de completa adaptação é muito variável devido aos muitos procedimentos de manipulação envolvidos na sua confecção.

Em 1978, EAMES & MACNAMARA fizeram outro estudo utilizando três ligas a base de ouro e duas a base de prata, confeccionando três padrões em cera em forma de lâmina incluídos em revestimento para a técnica da expansão térmica. Os padrões para as ligas de ouro foram levados a um forno elétrico à temperatura de 482°C. Para as ligas de prata, a temperatura do forno atingiu 704°C. As máquinas de fundição/fontes de calor utilizadas foram: centrífuga/resistência elétrica; pressão a vácuo/resistência elétrica; pressão a vácuo/gás e ar (ligas de ouro) e gás e oxigênio (ligas de prata); centrífuga com pressão a vácuo/gás e ar (ligas de ouro) e gás e oxigênio (ligas de prata). Após a obtenção das fundições, os corpos-de-prova foram embutidos em acrílico e seccionados em três, polidos e as medidas das discrepâncias foram feitas em um microscópio com aumento de 125 vezes. O critério para avaliação do grau de reprodução foi a largura da aresta da fundição, onde as mais largas indicaram arredondamento da borda, o qual foi considerado como margem incompleta e pouco sucesso da fundição. Os autores concluíram que as três máquinas de fundição a vácuo produziram amostras com fidelidade de reprodução superiores aos das máquinas centrífugas.

HEMBREE & COOPER (1979) compararam a retenção de fundições tipo inlays e coroas quando áreas de tensão foram aliviadas ou não. Foram utilizados dez molares com preparos para coroa total, e dez pré-molares

preparados para inlay. As fundições serviram como controle, uma vez que foram confeccionadas a fim de se ajustarem intimamente aos preparos. A seguir, as fundições foram cimentadas nos respectivos preparos, com uma carga de 9 kgf durante dez minutos. Após 24 horas o teste de tração foi realizado para determinar a retenção das fundições. No segundo grupo foi feita a aplicação de quatro camadas de espaçador de troquel sobre os preparos. Novas fundições foram produzidas de forma idêntica ao primeiro grupo e submetidas aos mesmos ensaios. Os autores concluíram que o alívio não prejudicou a retenção das fundições cimentadas, tanto para as coroas totais quanto para as inlays.

FAUCHER & NICHOLLS (1980) propuseram quantificar a magnitude e localização da distorção marginal durante a cocção da porcelana em relação ao desajuste marginal. Um troquel mestre, representando um preparo para coroa total metalocerâmica, foi confeccionado para cada tipo de acabamento vestibular – em chanfro, ombro reto ou ombro biselado. Cinco casquetes foram preparados para cada margem vestibular, com o auxílio de uma matriz bipartida, incluídos em revestimento e fundidos. As fundições foram degaseificadas e a porcelana aplicada de forma convencional. As medições da distorção foram realizadas antes e após a degaseificação, após a aplicação do opaco, após aplicação da porcelana de corpo, após a aplicação da porcelana incisal e após o glazeamento. Durante cada estágio, nove níveis de medida foram registrados. Os resultados mostraram que a margem em chanfro exibiu maior distorção do que a margem em ombro reto ou ombro biselado. A distorção para todos os tipos de acabamento marginal continuou após os ciclos de cocção. Os autores concluíram que os desenhos em

ombro reto e ombro biselado mostraram significativamente menor distorção do que o acabamento em chanfro.

WIGHT *et al.* (1980) confeccionaram 54 padrões de cera de formato cilíndrico, com 10 mm de comprimento por 6 mm de diâmetro, separados em três grupos de 18 padrões, a fim de verificar os efeitos dos condutos acessórios de ventilação, largura do conduto principal e espessura do revestimento. Todos os condutos principais eram retangulares, com 1,25 mm de espessura por 5 mm de comprimento, variando a espessura da área de união com o padrão de cera em 1, 2 e 3 mm. O padrão de cera unido ao conduto formava um ângulo de 135° e de cada grupo subdividido, 6 padrões eram confeccionados com dois acessórios, para aumentar a ventilação. Outros 6 padrões não eram ventilados. Foi utilizado um revestimento à base de fosfato. Após mistura do revestimento por 10 segundos, os anéis foram colocados em um forno elétrico à temperatura de 121°C, por 4 horas, com aumento da temperatura para 705°C, mantendo-a por 2 horas e 30 minutos. A liga de Ni-Cr foi fundida em uma máquina Ticomatic e os corpos-de-prova foram deixados esfriar lentamente à temperatura ambiente. Após limpeza e remoção dos condutos, os corpos-de-prova eram seccionados longitudinalmente e examinados macro e microscopicamente para verificação de porosidades ou fundição incompleta dos padrões. Os autores concluíram que todos os padrões com condutos acessórios (ventilados) e com área de união do conduto principal ao padrão de 2 e 3 mm não apresentaram falhas de fundição.

HAMAGUCHI et al. (1982) realizaram um estudo para determinar a existência ou não de distorção marginal clinicamente significativa, devido à fusão da porcelana, e se o desenho do preparo era significativo para prevenir esta distorção marginal. Quatro troquéis metálicos fundidos representando um preparo para coroa total, com término cervical vestibular em chanfro, chanfro com bisel, ombro e ombro com bisel foram preparados. Os casquetes forma fundidos com liga de ouro, e a porcelana aplicada da seguinte forma: duas camadas de opaco, duas camadas de gengival, duas camadas de incisal e um ciclo glazeador. Medidas do ajuste foram feitas antes da aplicação da porcelana, após o glazeamento e após a remoção da porcelana do casquete, com um microscópio eletrônico de varredura. Uma comparação de três fotomicrografias mostrando a margem vestibular antes da aplicação da porcelana, com a porcelana glazeada e com a porcelana removida, mostrou pouca alteração na abertura da margem. Na margem em ombro biselado, não houve alteração após a remoção da porcelana, porém, com a porcelana glazeada houve um excesso que se estendeu além da margem. Nas margens em chanfro biselado, chanfro e ombro não houve alteração na configuração após a remoção da porcelana. Os autores concluíram que nenhuma alteração significativa ocorreu, indicando que independente do desenho da margem, aplicação da porcelana e cocção, não houve distorção da margem vestibular.

YLI-URPO *et al.* (1982) confeccionaram 18 padrões de cera utilizando matriz para coroa total de primeiro molar. Foi empregado um revestimento para expansão térmica, vertido em um anel metálico revestido internamente com uma

tira de amianto. Os anéis de fundição, contendo os padrões de cera, foram mantidos em um forno elétrico à temperatura de 500, 600 e 700°C, por 30 minutos, antes da fundição. Foi utilizada uma liga de ouro do tipo III, a qual foi fundida com um maçarico a gás/ar, em uma máquina centrífuga. Os autores concluíram que as peças fundidas melhores adaptadas sobre a matriz foram aquelas cujos anéis de fundição permaneceram no forno à temperatura de 700°C.

GARDNER (1982) revisando a literatura sobre margens de coroas totais afirmaram que são o elo mais importante, porém, o mais susceptível à falha, tanto biológica como mecânica, no sucesso de restaurações fundidas. Verificou que a maioria das pesquisas mostrava a margem subgingival como sendo mais agressiva ao tecido adjacente comparada à margem supragingival. A maioria das pesquisas mostrou que a margem em pluma ou em faca não são as mais aceitáveis. Margens volumosas com linha interna em ângulo agudo demonstraram ser melhores e biséis seriam permitidos devido ao efeito de junta em correção produzindo melhor adaptação. Verificou que o alívio interno ou escape para o cimento melhora o assentamento, conseqüentemente o ajuste marginal das fundições.

PRESWOOD (1983), entendendo que as fundições requerem quantidades maiores de metal que o volume do molde, realizou múltiplas refundições com uma liga de Ni-Cr-Be (Co-Span, C. Vauple Dental). As amostras foram feitas em cera de calibre 28, medindo de 8 por 12 mm, sendo incluídas em revestimento e fundidas. O procedimento de fundição foi repetido 5 vezes

utilizando o botão remanescente das fundições prévias. As fundições foram uniformemente oxidadas a 900°C em 720 mmHg por 90 segundos. A variação na cor indicava mudança na composição. Os *sprues* foram enviados a um laboratório analítico. Não foi encontrado diferenças entre as ligas virgem e refundidas.

VERMILEYA *et al.* (1983) determinaram a influência do agente de alívio de troquel sobre a retenção de restaurações fundidas. Utilizaram dezoito preparos para coroa total, com convergência variando entre 10° e 20°, sendo alguns cobertos com duas camadas de espaçador. Em seguida, os padrões de cera foram incluídos em revestimento e fundidos com liga de ouro. A cimentação das coroas nos respectivos troquéis foi efetuada com uma carga estática de 5 kgf, durante 10 minutos, antes da realização de teste de tração. Os autores concluíram que a força de retenção foi maior para os troquéis que receberam alívio promovido pelo espaçador de troquel.

COMPAGNI *et al.* (1984) confeccionaram padrões de cera representando coroas em pré-molar e molar, e um pântico de pré-molar, a fim de investigar os efeitos de vários desenhos de canal de alimentação, máquina de fundição, fontes de calor, na porosidade das fundições. Três padrões de cera foram incluídos em um único anel de fundição, variando o desenho do pino formador do canal de alimentação, utilizando revestimento à base de fosfato de amônio e magnésio. Após uma hora, os anéis foram levados a um forno elétrico à temperatura de 315°C, por 30 minutos e, em seguida, a temperatura foi elevada a 630°C, por uma hora. Foram utilizados cinco anéis de fundição para cada máquina

de fundição/fonte de calor: centrífuga/gás e oxigênio; centrífuga/indução; aspiração e compressão/resistência elétrica; e centrífuga/resistência elétrica. Três minutos após a fundição, os anéis foram mergulhados em água. Em seguida, os corpos-de-prova foram submetidos à análise metalográfica. Todas amostras mostraram imperfeições, com o mais alto número de fundições com porosidades no grupo pântico de pré-molar. Os autores concluíram que ao usar câmara de compensação, nenhum intermediário deveria existir entre ela e o padrão de cera; excelentes fundições poderiam ser realizadas com qualquer uma das máquinas de fundição e fontes de calor empregadas.

BELSER et al. (1985) compararam clinicamente o ajuste de três desenhos de coroas metalocerâmica. Vinte e sete pacientes que requeriam coroa metalocerâmica no elemento 36, com margem vestibular supragengival foram selecionados. Os dentes foram preparados e as coroas inseridas por dois protesistas experientes. O desenho das coroas foi assim distribuído: ombro, ombro biselado e ombro com margem em porcelana. Moldagens dos dentes foram feitas com hidrocolóide reversível para obtenção do modelo de trabalho. Os casquetes foram fundidos com liga de ouro, e a porcelana foi aplicada em quatro etapas: 2 camadas de opaco, 2 camadas de corpo e um ciclo glazeador. Antes da cimentação, as coroas foram colocadas sobre os dentes, e moldagens separadas da margem vestibular foram feitas com elastômero tipo leve. As coroas foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco, e nova moldagem foi feita da face vestibular. As moldagens foram vazadas com resina epóxica, e preparadas para técnica em microscopia eletrônica de varredura. Antes da cimentação, todas as

margens abriram menos do que 50 μm , e após a cimentação as aberturas tinham aumentado nos três grupos. Os autores concluíram que não houve diferença estatística significativa entre as margens antes ou após a cimentação.

DEADMOM (1985) realizou um estudo para correlacionar o ajuste marginal de coroas totais fundidas com o desenho da margem. Cem coroas totais fundidas foram selecionadas através do desenho das secções mesial, distal, vestibular e lingual de cada troquel. Quatrocentas secções marginais foram avaliadas e tabuladas. As dimensões das aberturas marginais foram classificadas como abertas ($> 39 \mu\text{m}$) e fechadas ($< 39 \mu\text{m}$). A determinação da dimensão da abertura foi feita pela visualização das fundições sobre os troquéis com aumento de 2 vezes e uma tira de metal pontiaguda com 38 μm . Quando a ponta deslizava entre a margem da fundição e o troquel com uma leve pressão, a abertura excedia 39 μm . Desenhos da margem com a mesma configuração de abertura foram agrupados para análise estatística. O grupo A incluía chanfro regular, o grupo B ponta de faca, margens com bisel e margens com metal em relevo, e o grupo C incluía chanfro acentuado e ombros sem metal em relevo. Das quatrocentas secções marginais, 9% tinham aberturas que excediam 39 μm . As secções marginais em ponta de faca mostraram um total de 5,2% das margens abertas; o chanfro regular promoveu 9,4% das margens abertas; o chanfro pesado e ombro sem bisel mostraram 50% de aberturas que excediam 39 μm . Com base nestes resultados, o autor concluiu que preparos marginais com chanfros pesados sem bisel e ombros são mais prováveis de terem aberturas que excedam 39 μm ; chanfrados pesados e ombros foram também mais susceptíveis a ter

sobrecontorno em suas margens; margens em ponta de faca e biseladas foram os piores por terem aberturas que excediam 39 μm .

HINMAN *et al.* (1985) investigaram as variáveis que afetam a precisão de fundições de múltiplos elementos em uma peça fundida. Um sistema de troquel de aço que se aproximava de uma armação de prótese parcial fixa de três elementos foi utilizado para produzir padrões de cera de dimensões variáveis. Ao conjunto foi acoplado o pino formador do canal de alimentação de maneira convencional com o uso de um pino plástico disponível comercialmente e uma barra coberta com cera, ou um sistema totalmente em cera. O conjunto foi cuidadosamente removido do sistema de troquel e revestido com as seguintes variáveis: anel de fundição e forrador, posição do padrão, proporção pó/líquido do revestimento, tempo de presa antes da fundição, remoção do anel de fundição do forno, máquina de fundição, temperatura de fusão da liga. Após a fundição, o anel foi deixado esfriar na bancada até a temperatura ambiente, e a fundição foi limpa com jato de ar e óxido de alumínio. Bolhas e irregularidades foram removidas. A fundição completa foi colocada sobre o sistema de troquel com carga de 5 kgf, e as medidas dos desajustes anotadas a partir da fundição até o início do casquete. Os resultados mais consistentes no ajuste foram obtidos com a tomada de presa em bancada, com barra de cera. Sob estas condições, a distribuição no ajuste foi comparativamente menor para as armações como fundidas e retentores seccionados. As coroas com presa em bancada expandiram menos do que os retentores seccionados de armações produzidas pela mesma técnica. Os autores concluíram que a expansão do revestimento e distorção do padrão afetaram a

precisão de fundições múltiplas; um sistema de pino formador do canal de alimentação todo em cera produziu menos distorção no padrão do que barras plásticas; a presa na bancada e um sistema de pino formador do canal de alimentação todo em cera produziu a menor distorção e a mais alta consistência no ajuste de armações fundidas.

NELSON *et al.* (1986) determinaram o efeito da refundição e das propriedades físicas e características clínicas da liga de Ni-Cr. Cento e uma fundições foram feitas, que consistiram em 11 conjuntos de barras e 90 estruturas para prótese parcial removível. Sendo que a primeira fundição era realizada com liga 100% virgem (Ticonium 100) e produzia 4 barras. A sobra de metal era então reutilizado para a próxima fundição, onde era adicionado mais 50% de liga virgem. Esse procedimento era repetido através de 10 gerações. Os resultados demonstraram que não ocorreram mudanças degenerativas significativas depois de 10 gerações refundidas.

RASMUSSEN & DOUKOUDAKIS (1986) avaliaram o efeito de várias porcentagens da liga de Au-Pd refundida na união com a porcelana dental. Confeccionaram cinco grupos de acordo com a porcentagem de liga refundida (0, 50, 75, 85 e 100%), de dimensões 6 por 8 mm no corpo e 2 por 3 mm na secção, sendo que a área de porcelana apresentou as mesmas medidas. Realizaram o teste de flexão de três pontos numa Instron com velocidade de 0,05 cm/min. As amostras foram observadas em uma lupa estereoscópica e em microscópio eletrônico de varredura. Verificaram que o *coping* com 50% de liga virgem para

restauração metalocerâmica era uma margem adequada segura. Entretanto, não houve efeitos adversos quando se utilizou 75% de metal refundido, mas sérias mudanças foram encontradas com 85% ou mais.

PANNO *et al.* (1986) compararam a adaptação marginal após cimentação de coroas com término cervical em ombro biselado em 45° e em 80°. Vinte réplicas de incisivos centrais superiores em ivorine foram preparadas para receberem coroas metalocerâmicas, treze preparos tinham bisel de 80°, e sete tinham bisel de 45° na face vestibular e 80° nas demais. Troquéis de gesso pedra foram obtidos a partir dos preparos, cobertos com quatro camadas de espaçador. Foi realizado o enceramento, e os padrões resultantes foram incluídos e fundidos com liga de prata/paládio. Aos casquetes foi aplicada a porcelana, e as coroas cimentadas com cimento de poliacrilato de zinco. O conjunto troquel/coróa foi embutido em resina e seccionado vestibulolingualmente, e analisado com microscópio eletrônico de varredura e óptico. A espessura da linha de cimento foi medida com um micrômetro ocular linear e com um microscópio eletrônico de varredura na junção da linha de acabamento do preparo com a fundição. O grupo com bisel de 80° e colar metálico mostrou uma média de 27,6 µm; e o grupo com bisel de 80° e porcelana nas margens obteve a média de 29,6 µm. Os autores concluíram que o preparo com bisel de 45° com metal ou porcelana na linha de acabamento, teve espessura do cimento comparável ao ombro biselado em 80°.

HONG *et al.* (1988) compararam uma liga comercial de paládio-prata depois de repetidas fundições com ou sem a adição de liga virgem. A intensidade

de paládio, prata, latão, índio e K-alfa perto da zona de oxidação foi analisada com XMA. A intensidade e curvas de latão, prata, e o oxigênio aumentaram progressivamente através de cada geração apesar da adição de liga virgem. A espessura da zona de oxidação e as suas microporosidades na zona de oxidação interna aumentaram através de cada geração que não foi adicionada liga virgem. Embora o estudo tenha indicado que a zona de oxidação foi favoravelmente formada quando era adicionada liga nova, 50% em peso, para as quatro gerações, a prata e o óxido metálico da zona de oxidação aumentaram através de cada geração.

STEPHANO *et al.* (1989) compararam qualitativa e quantitativamente a adaptação cervical de coroas metálicas feitas a partir de ligas de ouro, níquel/cromo e cobre/alumínio. Usaram réplica metálica de um preparo dental para coroa, a fim de confeccionar oito troquéis de gesso pedra melhorado. Os padrões de cera foram obtidos em duas condições: encerados no troquel de gesso sem espaçador e encerados no troquel de gesso com espaçador. A partir desses troquéis, obtiveram 64 coroas metálicas fundidas. As coroas eram adaptadas ao troquel metálico, e a seguir a medição do ajuste cervical era feita com o auxílio de um microscópio de mensuração linear, com precisão de 1 μm . As coroas fundidas sem espaçadores apresentam os seguintes valores de desajuste médio: DURACAST- 207,87 μm ; DURABOND – 230 μm ; NICROCAST – 253,81 μm ; OURO – 108,81 μm . As coroas fundidas com espaçadores mostraram os seguintes valores de desajuste médio: DURACAST – 47,75 μm ; DURABOND – 62,75 μm ; NICROCAST – 62,12 μm ; OURO – 18,56 μm . Os autores concluíram que o uso de

espaçadores para troquéis diminuiu de forma estatisticamente significativa os desajustes cervicais das coroas, qualquer que tenha sido a liga metálica utilizada.

MANTOVANI *et al.* (1990), baseado no fato das fundições de precisão nem sempre proporcionarem adaptação satisfatória, pois a própria exatidão, como em coroas cimentadas, prejudicaria a adaptação, avaliaram quantitativamente o uso de espaçadores como um meio de melhorar a adaptação de coroas de liga de ouro ao nível cervical dos troquéis de gesso pedra de alta resistência, utilizando coroas de ouro obtidas sob três condições: pelo enceramento direto da coroa sobre um troquel/padrão de aço; pelo enceramento direto sobre um espaçador de cobre (casquete), com 30 μm de espessura, assentado sobre o troquel/padrão de aço; pelo enceramento direto sobre um espaçador de cobre, com 40 μm de espessura, assentado sobre o troquel/padrão de aço. O desajuste entre a coroa e o troquel foi medido em 99 corpos-de-prova de gesso pedra, obtidos com 11 elastômeros, com o auxílio de um microscópio de mensuração linear, com precisão de leitura de 1 μm . Os resultados mostraram que os troquéis obtidos do modelo original sem espaçador apresentaram um desajuste médio de 284 μm ; os troquéis com espaçador de 30 a 40 μm mostraram desajustes médios de 18 a 9 μm , respectivamente. Os autores concluíram que o uso de espaçadores tende a igualar o desajuste cervical das coroas de ouro fundidas, qualquer que seja o elastômero utilizado durante a moldagem.

VECCHIO *et al.* (1990) verificaram as medidas do desajuste cervical em coroas totais metálicas fundidas obtidas com ligas alternativas à base de

prata/estanho, utilizando três técnicas de inclusão. Através de um troquel de aço inoxidável com preparo em forma de coroa total, 15 padrões de cera foram confeccionados e incluídos em revestimento, de acordo com três técnicas: convencional, a vácuo e pressão. Para cada técnica de inclusão foram utilizados 5 corpos-de-prova. Para as fundições foram utilizadas somente ligas novas, e sua fusão feita com um maçarico a gás/ar. O desajuste cervical foi medido em quatro pontos referenciais, cinco vezes para cada ponto, em um microscópio comparador com um aumento de 45 vezes. A técnica convencional de inclusão mostrou um desajuste cervical médio de 104 μm ; para a técnica a vácuo foi de 65 μm e para a técnica de pressão 25 μm . Os autores concluíram que os melhores resultados de adaptação cervical dos corpos-de-prova foram obtidos pela técnica de pressão.

FELTON *et al.* (1991) avaliaram qualitativa e quantitativamente os efeitos de dois abrasivos disponíveis comercialmente e utilizados para jateamento, sobre várias configurações marginais de cinco ligas para fundição em metalocerâmica. Troquéis de aço inoxidável com término cervical em chanfro de 45°, ombro biselado em 20°, e ombro de 90° foram utilizados. Os troquéis foram duplicados, e feitos padrões de resina acrílica autopolimerizável. A estes foi adicionado o pino formador do canal de alimentação, incluídos em revestimento aglutinado por fosfato e fundidos. Trezentas fundições, 10 para cada liga e configuração marginal foram feitas para testar cada um dos abrasivos. A escala da perda vertical da margem do maior para o menor entre as ligas foi: Jelenko O, Olympia igual a Cameo, JelStar, Genesis II; e para os terminos cervicais foi: ombro biselado, chanfro igual a ombro. As diferenças entre as margens foram

estatisticamente diferentes para todas as ligas. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os efeitos abrasivos do óxido de alumínio e as pérolas de vidro. Os autores concluíram que o maior efeito na perda vertical de liga na margem da fundição foi a sua configuração; e que significativo dano marginal podia ocorrer durante a abrasão, com qualquer das técnicas, nas fundições dentais.

JACOBS & WINDELER (1991) investigaram a taxa de solubilidade do cimento de fosfato de zinco, utilizando como agente cimentante, em relação ao tamanho da fenda marginal. Amostras padronizadas foram construídas para simular aberturas marginais de 25, 50, 75 e 150 μm , e suas respectivas linhas de cimento. O estudo foi dividido em duas fases. A fase 1 avaliou os efeitos da difusão simples sobre a solubilidade do cimento em um ambiente estático, enquanto a fase 2 investigou os efeitos de forças convencionadas sobre a dissolução do cimento em um ambiente dinâmico. Em ambas fases não houve diferença estatística significativa na taxa de dissolução do cimento para os grupos 25, 50 e 75 μm . O grupo teste de 150 μm , para ambos estudos, demonstrou aumento na taxa de dissolução do cimento.

PASSON *et al.* (1992) realizaram um estudo a fim de examinar o efeito que o alívio com espaçador de troquel produzia na retenção de coroas totais cimentadas. Utilizaram vinte e cinco dentes molares de resina com preparo para coroa total com término em chanfro, divididos em cinco grupos. Os preparos foram aliviados com 4, 8, 12 ou 16 camadas de espaçador e, em seguida,

confeccionados os padrões de cera, incluídos em revestimento e fundidos com liga de ouro do tipo III. Após a limpeza, as fundições foram analisadas quanto à irregularidades, as quais foram removidas e nenhuma outra melhora do ajuste foi realizada. Em seguida, as coroas foram fixadas com cimento de fosfato de zinco, sob carga estática de 5 kgf por 10 minutos. Após 72 horas foi realizado o ensaio de tração a fim de determinar a força requerida para remover as coroas cimentadas. Os autores concluíram que a aplicação de até 16 camadas (151 μm) de espaçador não afetava a força requerida para remover as coroas cimentadas.

SYU *et al.* (1993) pesquisaram o espaço da parede axial criado entre o troquel e a coroa por procedimentos de fundição de rotina, e a influência das linhas de acabamento em ombro, ombro biselado e chanfro na adaptação marginal de coroas totais fundidas. Três réplicas de incisivos centrais superiores em ivorine foram preparadas para coroa total com três linhas de acabamento vestibulares: ombro, ombro biselado em 45° e chanfro. Cada dente preparado foi duplicado, e obtido 10 troquéis para cada grupo pelo uso de gesso pedra de alta resistência. Padrões de cera foram produzidos e incluídos em revestimento aglutinado por fosfato. Após a eliminação da cera, 10 fundições foram feitas com uma liga de alto conteúdo de paládio, liquefeita com uma chama de gás/oxigênio. As fundições foram limpas e adaptadas aos troquéis. Duas secções vestibulolinguais foram feitas 1 mm ao lado da linha média. As fendas marginais foram medidas com o uso de um projetor de perfil, com 100 vezes de aumento. As médias das medidas do espaço das paredes axiais vestibulares e linguais combinado para as secções 1 e 2 foram: ombro – 21,7 μm e 15,6 μm ;

biselado – 31,8 µm e 33,1 µm; chanfro – 26,4 µm e 31,8 µm. Nenhuma diferença significativa foi determinada entre ombro, ombro biselado e chanfro. Os autores concluíram que a adaptação marginal não foi influenciada pelo tipo de linha de acabamento e que fundições bem adaptadas mostraram sobrecontornos marginais horizontais clinicamente insignificantes.

WHITE & KIPNIS (1993) determinaram o efeito do uso de agentes adesivos sobre o assentamento marginal de restaurações fundidas. Preparos padronizados para coroas completas foram realizados em 35 pré-molares recém-extraídos, e reproduzidos em gesso pedra melhorado. Os troquéis foram revestido com três camadas de espaçador, encerados de forma convencional e incluídos em revestimento aglutinado por fosfato. O molde foi fundido com uma liga de metal básico em uma máquina de fundição por indução. Os contatos positivos internos foram removidos com uma broca meia-roda, e as fundições adaptadas sobre seus troquéis. As superfícies internas foram abrasionadas, e os contatos prematuros identificados e ajustados com broca. As fundições foram colocadas sobre seus dentes correspondentes com uma carga de 6 kgf. A abertura marginal foi determinada em quatro marcas pré-determinadas, em um microscópio metalúrgico. As amostras foram designadas ao acaso para cinco grupos de agentes cimentantes, e foram cimentadas com uma carga de 6 kgf durante 7 minutos. A abertura e marginal foi medida após 24 horas de armazenagem a 37°C e 100% de umidade relativa. Os resultados de abertura marginal pré-cimentação um para os grupos I a V foram: 57,2 µm; 58 µm; 69,5 µm; 3 35,1 µm e 66,5 µm. Após a cimentação, as médias foram 82,8 µm; 111 µm; 141,6 µm; 263 µm e 333

µm. Os autores concluíram que significantes diferenças na adaptação marginal foram criadas por vários agentes cimentantes. A escala da menor para a maior média de abertura marginal foi cimento e ionômero de vidro, cimento de fosfato de zinco, cimento de policarboxilato de zinco e cimento resinosos (Panavia e Tenure).

Ainda em 1993, WHITE & KIPNIS realizaram um estudo para determinar a influência de cinco agentes cimentantes sobre a inclinação das restaurações fundidas durante sua adaptação. Para isso realizaram preparos para coroa total com convergência de 6°, altura de 4 mm e término cervical em chanfro, em trinta e seis pré-molares. Os moldes dos preparos foram vazados em gesso pedra especial. Os troquéis foram recobertos com três camadas de espaçador até 1 mm da linha de acabamento, levemente lubrificadas, e os casquetes foram feitos utilizando-se a técnica da cera vertida. A eles foi adicionado o pino formador do canal de alimentação e feita a inclusão em revestimento aglutinado por fosfato. O molde foi fundido usando uma liga de metal básico, liquefeita em máquina por indução. Após a desinclusão das fundições e remoção dos canais de alimentação, os defeitos positivos internos foram removidos usando brocas. A superfície interna foi abrasionada com o óxido de alumínio de 50 µm. Novo ajuste foi realizado com brocas. Todo procedimento foi realizado duas vezes. Cada fundição foi colocada sobre seu dente natural preparado, e aplicada a ela uma carga axial de 49 N. A abertura marginal foi medida em quatro pontos diametralmente opostos, três vezes em cada ponto por três observadores em um microscópio metalográfico com 500 vezes de aumento, e auxílio de um micrômetro digital. O ajuste final das fundições foi alcançado usando um meio revelador de silicone e brocas. Nova

medida da abertura marginal foi tomada. Em seguida, os casquetes foram designados ao acaso para cinco agentes cimentantes: ionômero de vidro, poliacarboxilato de zinco, fosfato de zinco, Tenure e Panavia. As fundições foram cimentadas aos respectivos dentes naturais com uma força axial de 49 N pelo tempo de 7 minutos. As aberturas marginais foram medidas após armazenagem das amostras em estufa a 37°C e 100% de umidade por 24 horas. Os resultados mostraram que houve diferenças significantes e na inclinação das coroas no ajuste inicial, adaptação e cimentação somente nos grupos Tenure e Panavia, e que a inclinação foi menor para fosfato de zinco, seguido pela ionômero de vidro e poliacarboxilato. Os autores concluíram que a inclinação tridimensional de uma coroa foi afetada pelo ajuste inicial, adaptações internas e cimentação; adaptação com um meio revelador de silicone corrigiu a inclinação das coroas; a cimentação inclinou as coroas; os cimentos resinosos inclinaram mais as coroas do que os outros grupos de agentes cimentantes.

WILSON (1993) determinou a relação entre força de assentamento, deformação da coroa e tempos de assentamento, utilizando troquéis de latão torneados com término cervical em ombro reto com 1 mm de largura, e diversas reproduções com 10 µm a menos de largura do que o anterior, até o limite de 40 µm. Após a confecção das coroas e a realização dos testes, o autor concluiu que conforme ocorria aumento da força de assentamento, também aumentava a deformação. O aumento do espaço para o cimento contribuía para facilitar o assentamento das coroas, diminuindo a força empregada. Esse alívio poderia ser

feito por meio de várias técnicas, como ataque químico, decapagem eletrolítica, expansão do revestimento nos procedimentos de fundição e espaçador digital.

WHITE *et al.* (1994) estudaram a influência da abertura marginal de coroas fixadas com diversos agentes cimentantes sobre a infiltração marginal. Realizaram preparos para a coroa total com conicidade de 6°, altura de 4 mm e término cervical em chanfro em trinta e seis pré-molares. Os moldes dos preparos foram preenchidos com gesso pedra especial. Os troquéis foram recobertos com três camadas de espaçador até 1 mm da linha de acabamento, levemente lubrificados, e os casquetes foram feitos utilizando-se a técnica da cera vertida. A eles foi adicionado o pino formador do canal de alimentação, e feita a inclusão em revestimento aglutinado por fosfato. O molde foi fundido usando uma liga de metal básico liquefeita em uma máquina de indução. Após a desinclusão das fundições e remoção dos canais de alimentação, os defeitos positivos internos foram removidos usando uma broca esférica. A superfície interna foi abrasionada com o óxido de alumínio de 50 µm. Novo ajuste foi realizado com broca. Cada fundição foi colocada sobre dente natural preparado, e aplicada a ela uma carga axial de 49 N. A abertura marginal foi medida em quatro pontos diametralmente opostos, três vezes em cada ponto por três observadores em um microscópio metalúrgico com 500 vezes de aumento, e auxílio de um micrômetro digital. O ajuste final das fundições foi alcançado usando um meio revelador de silicone e uma broca esférica. Nova medida da abertura marginal foi tomada. Em seguida os casquetes foram designados ao acaso para cinco agentes cimentantes: ionômero de vidro, poliacarboxilato de zinco, fosfato de zinco, Tenure e Panavia. As fundições foram

cimentadas aos respectivos dentes naturais com uma força axial de 49 N pelo tempo de 7 minutos. As aberturas marginais foram medidas após armazenagem das amostras em estufa a 37°C e 100% de umidade por 24 horas. Os dentes restaurados foram armazenados em água destilada a 37°C por 14 dias e termociclados de 5°C até 50°C por 1500 ciclos. Em seguida, os dentes foram tratados com um corante de nitrato de prata, colocados em um filme radiográfico e expostos em uma lâmpada de 150 watts, por 6 horas. As amostras foram embutidas em resina epóxica incolor e seccionadas mesiodistalmente e vestibulolingualmente. A penetração linear do nitrato de prata a partir da margem externa do agente cimentante foi medida com um microscópio metalográfico em 500 vezes de aumento e com um micrômetro digital. A infiltração média foi calculada para todos pontos de medidas de abertura maior que 100 µm. A média total da abertura marginal pré-cimentação foi 53,4 µm. A infiltração ocorreu principalmente na interface dente/cimento, e nos pontos de medida com uma fenda marginal menor do que 100 µm foi de 951 µm, a qual foi a maior, mas não diferente significativamente da infiltração média dos pontos de medida com uma fenda maior do que 100 µm, a qual foi de 730 µm. Os autores concluíram que abertura marginal por si só não pode ser correlacionada diretamente com a infiltração marginal.

HARRIS & WICKENS (1994) compararam a adaptação de casquetes de titânio produzidos por deposição eletroquímica com casquetes de ouro fundido, em relação ao mesmo preparo dentário. Uma réplica em ivorine simulando 1 primeiro molar inferior foi preparada como troquel mestre, tendo como linha de

acabamento um chanfro vestibular com 1,5 mm de profundidade, e nas faces lingual, mesial e distal 0,5 mm de profundidade. O troquel foi reproduzido 20 vezes, e 10 troquéis foram cobertos com 2 camadas de espaçador e, em seguida, feito o enceramento, a inclusão e a fundição com liga de ouro. Sobre o segundo grupo de 10 troquéis, foram produzidos 10 casquetes de titânio através do procedimento PROCERA, sem o uso de espaçador. Todos casquetes foram posicionados com um material de moldagem a base de polivinilsiloxano de baixa viscosidade, com uma carga de 5 kgf por 10 minutos. O desajuste cervical foi medido como sendo a espessura da película do material cimentante. A largura média da película nas margens de chanfro profundas foi de 95 μm , e para as outras margens de chanfro, os valores variaram de 47 a 84 μm . Visto que a espessura da película de polivinilsiloxano foi substancialmente menor do que a do cimento de fosfato de zinco, os valores não deveriam ser considerados representativos da espessura de película. Os autores concluíram que a espessura de cimento dos casquetes de ouro e titânio não apresentava espessura uniforme, e que a espessura da película média em todas regiões marginais dos casquetes de titânio era maior do que as regiões correspondentes dos casquetes de ouro.

KEYF & ANIL (1994) realizaram um estudo para avaliar a adaptação marginal e dois tipos de linha de acabamento de coroas temporárias. Quatro troquéis de latão foram preparados para cada tipo de linha de acabamento, moldados e os moldes preenchidos com resina autopolimerizável, totalizando 24 amostras para cada término cervical. Sobre estes troquéis foram feitas as coroas provisórias com PROTEMP. As medidas das fendas entre a margem da

restauração e a linha de acabamento do preparo foram feitas em quatro pontos de referência pelo uso de um microscópio comparador. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre a adaptação das coroas temporárias do tipo de chanfro e ombro, à exceção do ombro depois de sete dias.

GEMALMAZ & ALKUMRU (1995) examinaram as alterações do ajuste marginal de restaurações metalocerâmicas em relação ao ciclo de cocção da porcelana, e determinaram o efeito do tipo de liga, desenho da margem, cobertura de porcelana e a proximidade da porcelana da margem desajustada. Dois modelos mestre de aço foram preparados, um com margem em ombro e outro com chanfro. Para criar um padrão de cera com 0,5 mm de espessura uniforme, um molde bipartido foi fabricado para cada desenho marginal. Um total de 32 padrões de cera foram fundidos, metade com término em ombro e outra metade com término em chanfro, com ligas não preciosa e preciosa. Em seguida era aplicada a porcelana, e três casquetes de cada um dos quatro grupos experimentais foram usados como controle sem aplicação da porcelana. A medida do ajuste foi determinada pela mensuração entre as marcas referenciais existentes no troquel mestre e o ponto mais apical da margem do casquete, e feitas em cinco estágios da fabricação das coroas: antes e após a degaseificação, após a aplicação do opaco, após aplicação da porcelana de corpo e após o glazeamento. A alteração total do ajuste marginal para liga preciosa no decorrer dos cinco estágios foi de 25,91 μm , e para a liga não preciosa foi 11,59 μm . Não houve diferença significativa na alteração do ajuste marginal relacionado ao desenho marginal ou proximidade da porcelana, nem quando as quatro variáveis

foram interagidas. Os autores concluíram que os mais altos valores da alteração do ajuste marginal dos casquetes foram encontrados no primeiro ciclo de cocção da porcelana; os casquetes de liga não preciosa revelaram alterações marginais significativamente menores do que os casquetes da liga preciosa; e que o cálculo das alterações marginais foi independente do desenho da margem e proximidade da porcelana.

REISBICK & BRANTLEY (1995) avaliaram as propriedades mecânicas e mudanças microestruturais associadas com refundição de liga de ouro tipo III. Utilizou-se fundição elétrica e quatro tratamentos: liga virgem, liga refundida uma, duas e três vezes. As amostras foram levadas a uma máquina de teste universal com velocidade de alongamento de 0,5 mm/min e feito o gráfico de tensão/deformação. As amostras foram analisadas em um microscópio eletrônico de varredura revelando que o número de defeitos aumentava com a refundição e sua presença dominava o processo de fratura. A variação das propriedades mecânicas da liga refundida foi atribuída a esses defeitos.

EMTIAZ & GOLDSTEIN (1997) mediram o espaço presente antes e depois da cimentação alcançado *in vivo*, variando o número de camadas de espaçador de troquel. Para isso, quatorze estudantes foram divididos em quatro grupos da seguinte forma: grupo 1 - adicionou uma camada de espaçador; grupo 2 - adicionou duas camadas de espaçador; grupo 3 - adicionou três camadas de espaçador; e o grupo 4 - adicionou quatro camadas de espaçador, sempre mantendo uma distância de 0,5 a 1 mm da margem do preparo. Duzentas e

noventa e uma fundições foram produzidas, as quais foram ajustadas nos dentes dos pacientes, com o auxílio de silicone para checagem de ajuste (Fit-Checker). Em seguida, o material era removido do interior da coroa e a sua espessura medida em três locais diferentes com micrômetro, a fim de determinar o desajuste. Os resultados mostraram que uma ou duas camadas de espaçador forneceu espaço pré-cimentação menor do que três e quatro camadas e a interface oclusal coroa-troquel foi significativamente maior do que a interface lateral.

CARTER & WILSON (1997) realizaram um estudo de revisão da literatura a respeito de espaçadores de troquéis e seu efeito sobre o assentamento e retenção de coroas. Eles verificaram que a aplicação de espaçadores aos troquéis previamente a construção da coroa podia produzir um alívio, resultando em fundição com variações na espessura da secção transversal e da película de cimentação. Diminuição na elevação da coroa produzida com espaçador foi atribuída à queda das forças hidrostáticas na película do cimento, melhorando o escoamento do cimento e diminuindo o contato entre a superfície interna da coroa e o dente. Porém, vários estudos mostraram resultados conflitantes, sugerindo que os efeitos do espaçador de troquel sobre a retenção de coroas permaneciam indeterminados. Isto porque a retenção da coroa era um fenômeno complexo relacionado a inúmeros fatores, tais como variáveis no preparo, acabamento superficial da fundição e do preparo, produção de retenções adicionais e variáveis na cimentação.

MILAN *et al.* (1997) considerando as dificuldades técnicas existentes na confecção de restaurações fundidas, onde o mínimo desajuste cervical acarreta sérios problemas clínicos futuros, realizaram um trabalho visando analisar o ajuste cervical de coroas totais metálicas, confeccionadas com liga à base de prata/paládio (PALLIAG - M) e paládio/prata (PORS - ON 4), com três diferentes tipos de término cervical: ombro reto, ombro biselado em 20° e chanfro em 45°, sobre troquéis torneados de aço inoxidável. Para fusão das ligas foram utilizadas três fontes de calor: acetileno/oxigênio, gás/oxigênio e resistência elétrica. Após a fundição, os corpos-de-prova foram assentados sobre seus respectivos troquéis, sob carga estática de 9 kgf. As leituras da interface troquel/coróa foram feitas em um microscópio comparador, provido de micrômetro digital. Os resultados indicaram que a liga de Pd/Ag (PORS - ON 4) apresentou a maior média de desajuste cervical, sendo diferente estatisticamente (5%) da liga de Ag/Pd (PALLIAG-M); o método acetileno/oxigênio resultou na maior média de desajuste, sendo diferente estatisticamente (5%) das fontes resistência elétrica e gás oxigênio, ambas iguais; o ombro biselado em 20° e chanfro mostraram as maiores médias de desajuste, sendo ambos iguais estatisticamente (5%), e diferentes do ombro reto. Nessas condições estatísticas, concluíram que a liga de Ag/Pd (PALLIAG - M) apresentou o melhor ajuste cervical, dentro da análise das ligas utilizadas; as fontes de calor de fundição resistência elétrica e gás/oxigênio mostraram o melhor ajuste cervical, não diferindo estatisticamente (5%) entre si; e, o ombro reto obteve o melhor ajuste cervical dentro da análise dos tipos de termino cervical. Porém, quando analisado sob influência da fonte de calor gás-oxigênio, não foram encontradas diferenças estatísticas entre os tipos de término.

PILO & CARDASH (1998) estudaram a espessura da camada de cimento em coroas unitárias retidas com fosfato de zinco, em uso no mínimo por 10 anos. Utilizaram 97 dentes restaurados com coroas, sendo 48 em anteriores, 22 em pré-molares e 27 em molares. Os dentes extraídos foram incluídos em resina de poliéster transparente e seccionados em 2 cortes longitudinais, cada uma a aproximadamente 0,75 mm da linha média. A espessura de cimento foi mensurada em um microscópio comparador com precisão de 4 µm em pontos determinados, sendo nos dentes anteriores: no ponto mais alto na incisal, em um e dois terços da altura das paredes vestibular e lingual; para molares ou pré-molares: no ponto mais alto das cúspides, vestibulares ou linguais, no sulco central e em um e dois terços da altura das paredes vestibular e lingual. Empregaram uma equação matemática que correlacionava a desadaptação oclusal com a espessura de cimento na região axial, que foi:

$$\text{Desajuste oclusal} = \frac{\text{Espessura de cimento nas paredes axiais}}{\text{Seno da metade do ângulo de convergência}}$$

Encontraram pobres correlações entre a espessura do cimento nas paredes vestibular e lingual, e entre a espessura do cimento e essas paredes e a parede oclusal em coroas cimentadas.

MILAN *et al.* (1999) avaliaram a influência de fontes de calor de fundição, configurações marginais e alívio interno, na adaptação cervical e interna

de coroas totais metálicas. Analisaram três tipos diferentes de término cervical: ombro reto, ombro biselado em 20° e chanfro reto em 45°, com ou sem alívio interno (espaçador de troquel, ataque químico com ácido nítrico e jateamento com óxido de alumínio) utilizando duas fontes de calor: gás-oxigênio e resistência elétrica. Verificaram que os melhores ajustes cervical e interno foram obtidos com a fonte gás-oxigênio; independentemente dos fatores analisados, o término cervical em chanfro reto de 45° apresentou os melhores resultados; e, o jateamento com óxido de alumínio demonstrou-se mais eficiente.

BERZINS *et al.* (2000), baseado no fato que a liga na cavidade bucal permite interação eletroquímica entre os elementos, podendo ocorrer liberação de íons metálicos solúveis dentro da cavidade bucal, formação de produtos de corrosão na superfície da liga ou uma combinação de ambos, propuseram determinar em ligas de Pd-Cu as características eletroquímicas que as diferem das demais ligas de paládio, pela sua alta incidência de reações alérgicas e de hipersensibilidade. Quatro grupos de ligas, Pd-Cu, Pd-Ga (com ou sem Ag), Pd-Ag e Au-Pd, foram avaliados pela técnica de mensuração tradicional de corrosão em uma solução alcalina tamponada fosfatada a 20°C. Os valores de circuito potencial aberto (OCP) da liga de Pd-Cu e de Pd-Ga foram comparáveis a da relatada para Pd puro (239 ± 21 mV). Com isso ocorre a liberação do íon Pd^{+2} , que ofereceu plausível explicação para a freqüente incidência de reações de hipersensibilidade associada com ligas de Pd-Cu. Para as outras ligas ocorreu a formação de um filme de AgCl na superfície, que tem potencial para suprimir a liberação de Pd^{+2} .

BRISOLARA *et al.* (2000), baseado no fator que o assentamento e retenção das restaurações fundidas estavam relacionados com a forma, ângulo de convergência dos preparos, término cervical, rugosidade das paredes axiais, granulação e viscosidade dos agentes cimentantes, avaliaram o ajuste cervical antes e após a cimentação de coroas totais metálicas confeccionadas com liga de níquel-cromo (Verabond II) em preparos sobre dentes bovinos com diferentes terminos cervicais: chanfro em 45°, ombro biselado em 20° e ombro reto, com cimento de fosfato de zinco, ionômero de vidro e resinoso. Noventa coroas foram fundidas utilizando maçarico gás-oxigênio. A discrepância marginal foi medida com micrômetro digital (Mytutoyo) e as coroas metálicas foram cimentadas sobre os dentes, realizando nova leitura da discrepância. Verificaram que tanto antes como após a cimentação, o término cervical ombro biselado em 20° mostrou maior média de desajuste cervical, diferindo estatisticamente do chanfro em 45° e do ombro reto, também diferentes entre si.

PAPAZOGLU *et al.* (2001) analisaram a distorção em alta temperatura de coroas metalocerâmicas utilizando ligas de alto conteúdo de paládio, sendo, quatro ligas que continham cobre em sua composição, três que não o possuíam, uma liga de paládio-prata e, como controle, uma liga de ouro. Um troquel de aço inoxidável foi confeccionado para simular um preparo de coroa em dente posterior. Aplicaram folha plástica aquecida sobre o preparo, fizeram o enceramento e realizaram a fundição. Pelo uso de pontos de referência na margem, os diâmetros mesio-distal e vestibulo-lingual de *copings* idênticos foram mensurados com um microscópio de comparação em quatro fases: depois de fundida, de oxidada, da

simulação de queima da aplicação de duas camadas de opaco, e depois da simulação da queima do corpo de cerâmica. Observaram que as mudanças dimensionais que poderiam ocorrer em altas temperaturas em ligas à base de paládio eram imprevisíveis, pois a distorção poderia surgir de diferentes causas: oxidação interna próxima à superfície, escoamento e liberação de tensão. Concluíram que as distorções das ligas de paládio não produziram problemas clínicos, pois os valores foram baixos e que inúmeras técnicas laboratoriais poderiam evitar essas distorções.

SOUZA Jr *et al.* (2001) avaliaram a fluidez de seis ligas alternativas para metalocerâmica, sendo duas de níquel-cromo-berílio (LiteCastB e Verabond), duas de níquel-cromo (Verabond II e Durabond) e duas à base de paládio-prata (Pors-on 4 e W-1), utilizando duas fontes de calor. Os corpos-de-prova foram confeccionados empregando-se uma tela de nylon, com 16X16 filamentos de 0,25 mm de espessura, totalizando 256 quadrados completos. Cada tela foi fixada com cera tipo II ao conduto de alimentação, que era próprio para ser adaptado à base do anel de silicone. O conjunto foi incluído em revestimento fosfatado e após a presa, colocados em um forno elétrico digital. As fundições foram realizadas em centrífuga convencional, com maçarico de gás/oxigênio ou acetileno/oxigênio. Após a desinclusão, os corpos-de-prova foram limpos com jato de óxido de alumínio e os espaços preenchidos contados. Verificaram que a fonte de calor gás-oxigênio apresentou melhores resultados, e entre as ligas, as de Ni-Cr foram melhores, seguidas em ordem decrescente pelas ligas de Ni-Cr e Pd-Ag.

TUFEKCI *et al.* (2002) avaliaram a liberação de elementos *in vitro* de uma liga de Pd-Cu-Ga e de Pd-Ga em teste de corrosão. Fundiram discos de 12 mm por 1 mm de diâmetro, que foram submetidos a tratamento térmico simulando ciclos de queima da porcelana. Duas amostras de cada liga foram imersas em solução aquosa de ácido láctico e solução de cloreto de sódio, por três períodos (7, 70 e 700 horas). Após o período de imersão, as amostras eram removidas e a solução analisada em um espectroscópio de indução plasma-massa (ICP-MS). Verificaram que na liga de paládio-cobre-gálio ocorria a maior liberação de óxidos de paládio e conseqüentemente apresentava maior risco de reações biológicas adversas.

3. PROPOSIÇÃO

Este trabalho avaliou as desadaptações cervical e interna de coroas totais metálicas confeccionadas com liga de Pd-Ag (Pors-on 4, Degussa S/A), sob influência da refundição e de diferentes configurações marginais (ombro reto, ombro biselado em 20° e chanfro reto em 45°), quando fundidas com a fonte de calor de fundição gás-oxigênio.

4. METODOLOGIA

4.1 MATERIAIS

Neste estudo foi utilizada uma liga metálica à base de Pd-Ag (Pors-on 4). Na Tabela 1 encontram-se as informações sobre o nome comercial, composição, fabricante e temperatura da zona de fusão da liga metálica.

TABELA 1 – Liga metálica utilizada neste estudo

NOME COMERCIAL	COMPOSIÇÃO*	FABRICANTE	TEMPERATURA DA ZONA DE FUSÃO
PORS-ON 4	Ag 30% Pd 57,8% Sn 6% Zn ♦ 2% In 4% Ru♦ 2%	Degussa-Hüls Hanau-Alemanha	1175° a 1275° C

* Informações fornecidas pelo fabricante.

♦Até 2%.

4.2 MÉTODO

Foram confeccionados 30 troquéis simulando preparos do tipo coroa total, torneados em barras cilíndricas de alumínio, separados em três grupos de dez unidades, cujas características e dimensões principais são as seguintes: a) término cervical em ombro reto de 1 mm de largura; b) ombro biselado em 20°; e, c) ombro em chanfro reto em 45°, todos com paredes axiais em convergência total para a oclusal de 10° (Figuras 1 e 2). O diâmetro próximo ao término cervical com 7 mm e o oclusal com 6 mm.

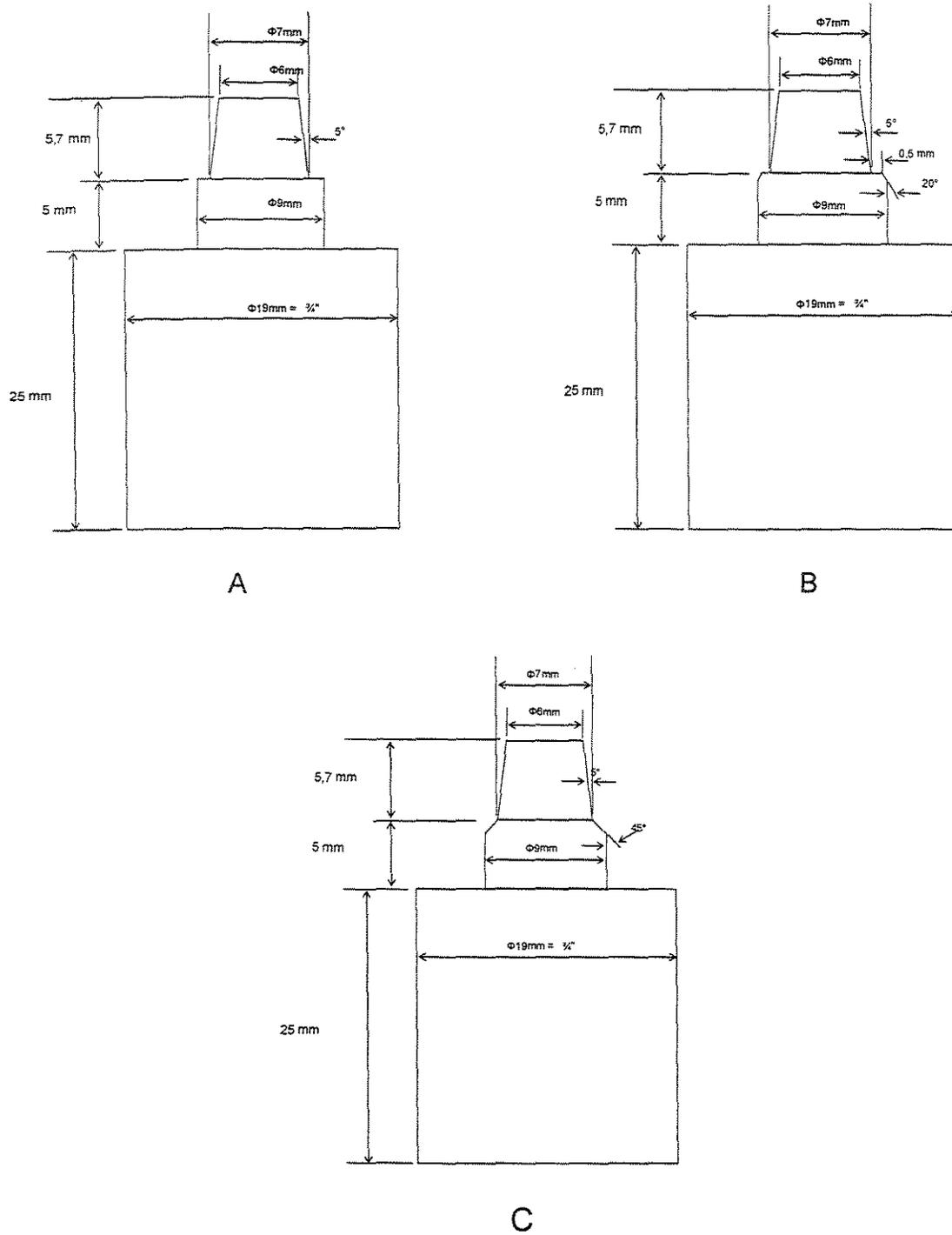


FIGURA 1 – Desenhos esquemáticos dos troquéis com preparos totais cônicos, com términos cervicais em ombro reto (A), ombro biselado em 20° (B) e, chanfro reto em 45° (C).

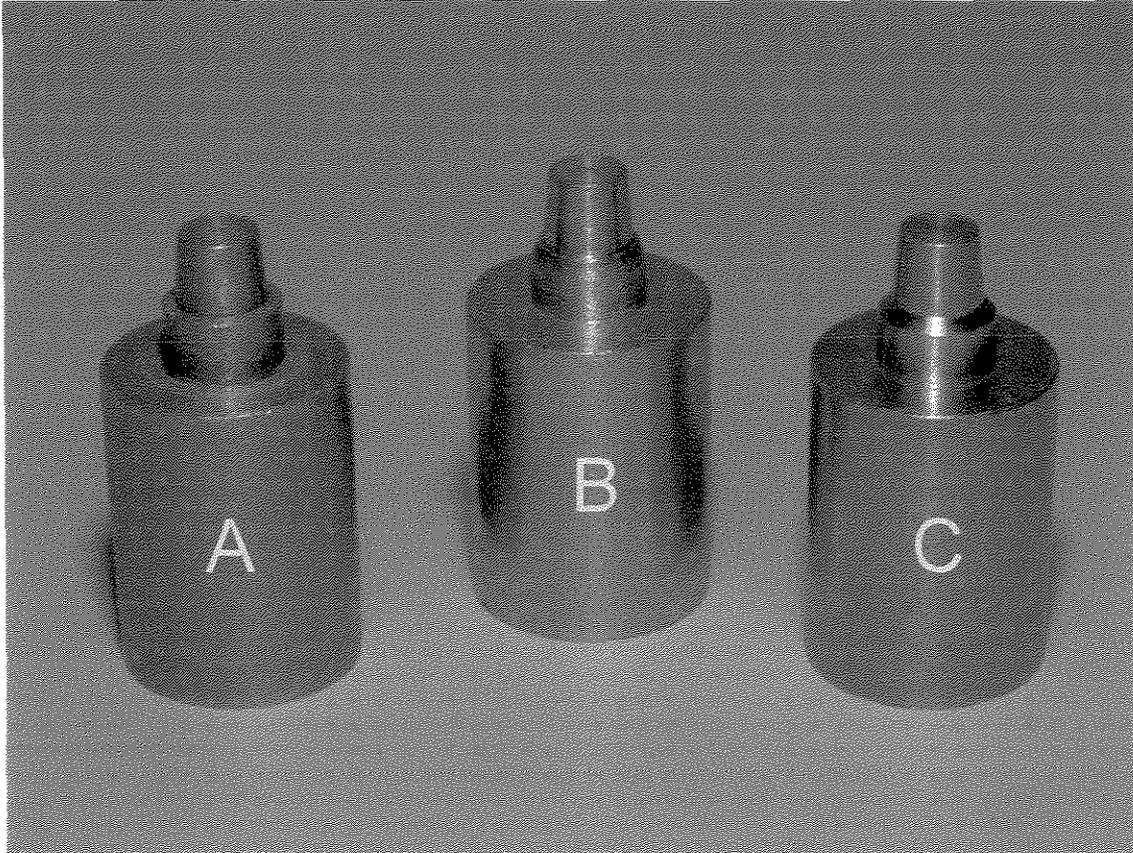


FIGURA 2 – Troquéis metálicos torneados em alumínio, com términos cervicais em ombro reto (A); biselado em 20° (B); e, chanfro reto em 45° (C).

Para uniformizar a espessura dos padrões de cera usados na fundição foi utilizada uma matriz metálica cilíndrica (Figura 3-A), que se adaptava ao redor do troquel (Figura 3-B), durante o procedimento de enceramento.

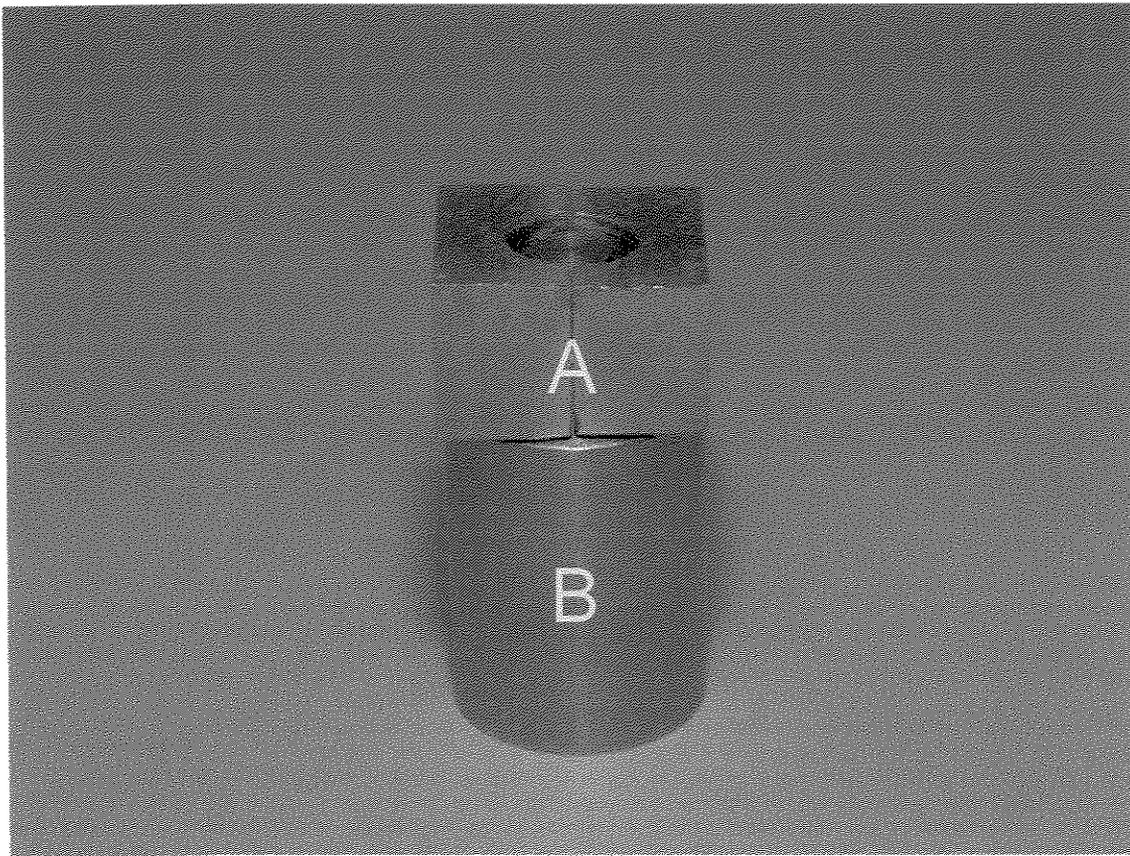


FIGURA 3 - Matriz metálica (A) e troquel metálico (B).

Foram confeccionados sobre os troquéis trinta padrões em cera bege Plastodent Art Line (Degussa-Hüls, Hanau, Alemanha) para escultura. Para tanto, o troquel e a matriz cilíndrica foram lubrificadas com Isolit (Degussa S/A, Guarulhos/SP) e aquecidos em uma estufa Fanem, modelo 315 SE (São Paulo/SP) a $80 \pm 5^\circ \text{C}$, para facilitar os procedimentos de enceramento. Para a liquefação da cera foi utilizado o aparelho plastificador de godiva (Guipol Equipamentos Odontológicos Ltda., Marília/SP) regulado a $75 \pm 5^\circ \text{C}$. A cera era colocada dentro de um Becker e este parcialmente imerso na água do plastificador. A cera liquefeita foi vertida em excesso no interior do conjunto matriz-

troquel. Posteriormente, foi colocado sobre esta uma placa de vidro com um peso metálico de 500 gramas, por 5 minutos (MILAN, 1999), com a finalidade de comprimir a cera e compensar a contração durante o esfriamento.

Em seguida, a matriz cilíndrica foi removida na região correspondente à face oclusal do padrão de cera foi configurado o pino formador do conduto de alimentação, com cera de 2,5 mm de diâmetro (Ceras Babinete Ltda., Maringá/PR), inclinado 45° em relação à face oclusal. O padrão de cera foi removido do troquel e um conjunto de três padrões composto de um exemplar de cada tipo de término foi fixado à base formadora de cadinho, através dos pinos formadores do conduto de alimentação. O agente redutor de tensão de superfície Waxit (Degussa S/A, Guarulhos/SP) foi aplicado em toda a superfície do padrão de cera e deixado secar em temperatura ambiente. Em seguida, a base formadora de cadinho (Figura 4-B) foi adaptada ao anel de silicone para fundição (Fenix Tech Inc., USA), conforme Figura 4-A.

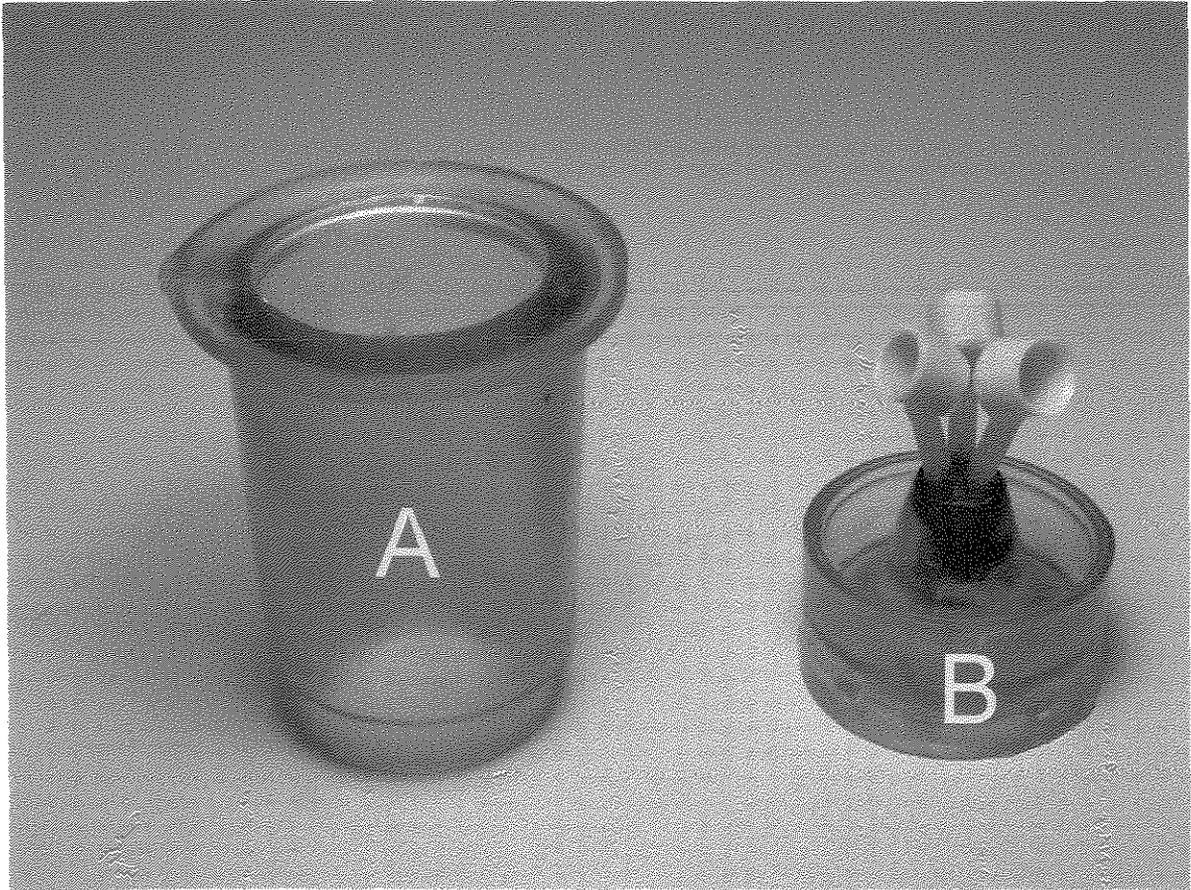


FIGURA 4 – Anel de silicone para fundição (A) e base formadora do cadinho com padrões em cera posicionados (B).

Os padrões de cera foram incluídos em revestimento Deguvest Impact aglutinado por fosfato de amônio e magnésio (Degussa-Hüls, Hanau, Alemanha), de acordo com as instruções do fabricante, na proporção pó-líquido de 150 gramas para 33 ml, espatulado mecanicamente a vácuo no Multivac - 4 (Degussa-Hüls, Hanau, Alemanha) e vertido manualmente no anel de silicone, sob vibração mecânica.

Após a presa do revestimento, a base formadora de cadinho e o anel de silicone foram retirados e o cilindro de revestimento levado ao forno elétrico (EDG

Equipamentos e Controles Ltda, modelo EDGCON 5P, São Carlos/SP), com o cadinho voltado para baixo. A evaporação da cera, desidratação e expansão térmica do revestimento foram feitos através do aquecimento até a temperatura de 350°C, com taxa de aquecimento de 15°C por minuto. Nessa temperatura, o cilindro de revestimento foi posicionado com o cadinho para cima, onde permaneceu por um período de 60 minutos, quando foi aquecido até atingir 900°C, com taxa de aquecimento de 50°C por minuto, por mais 60 minutos.

Os cilindros de revestimento foram separados em 2 grupos de acordo com o tipo de liga, sendo 5 fundidos com a liga virgem e 5 com a liga 100% refundida, sendo 5 fundições para cada tipo de término cervical. Após a fusão da liga de paládio-prata Pors-on 4 (Degussa S.A.), utilizando a fonte de calor gás-oxigênio, os cilindros de revestimento foram retirados do forno, colocados na centrífuga e fundidos. Posteriormente foram removidos da máquina de fundição e deixados esfriar sobre bancada, até atingir a temperatura ambiente. Em seguida, as coroas foram retiradas do revestimento e escovadas em água corrente a fim de eliminar os vestígios do revestimento. Após a remoção dos condutos de alimentação com disco de carbeto de silício, as coroas foram submetidas ao ultrassom Thornton (Unique Ind. E Com. De Produtos Eletrônicos Ltda., Santo Amaro/SP), em solução de água e detergente líquido (ODD). As amostras foram aliviadas internamente com jato de partículas de óxido de alumínio com 100 µm de diâmetro, em jateador Oxy Dry (Fili Manfredi, S. Secondo di Pimerolo, Torino, Itália) pelo tempo de 3 minutos, com 4 kgf de pressão.

A seguir, foi realizado o procedimento de leitura do ajuste cervical das coroas. Para isso, a coroa foi adaptada no respectivo troquel com carga estática de 9 kgf em uma prensa pneumática, durante 1 minuto (Figura 5).

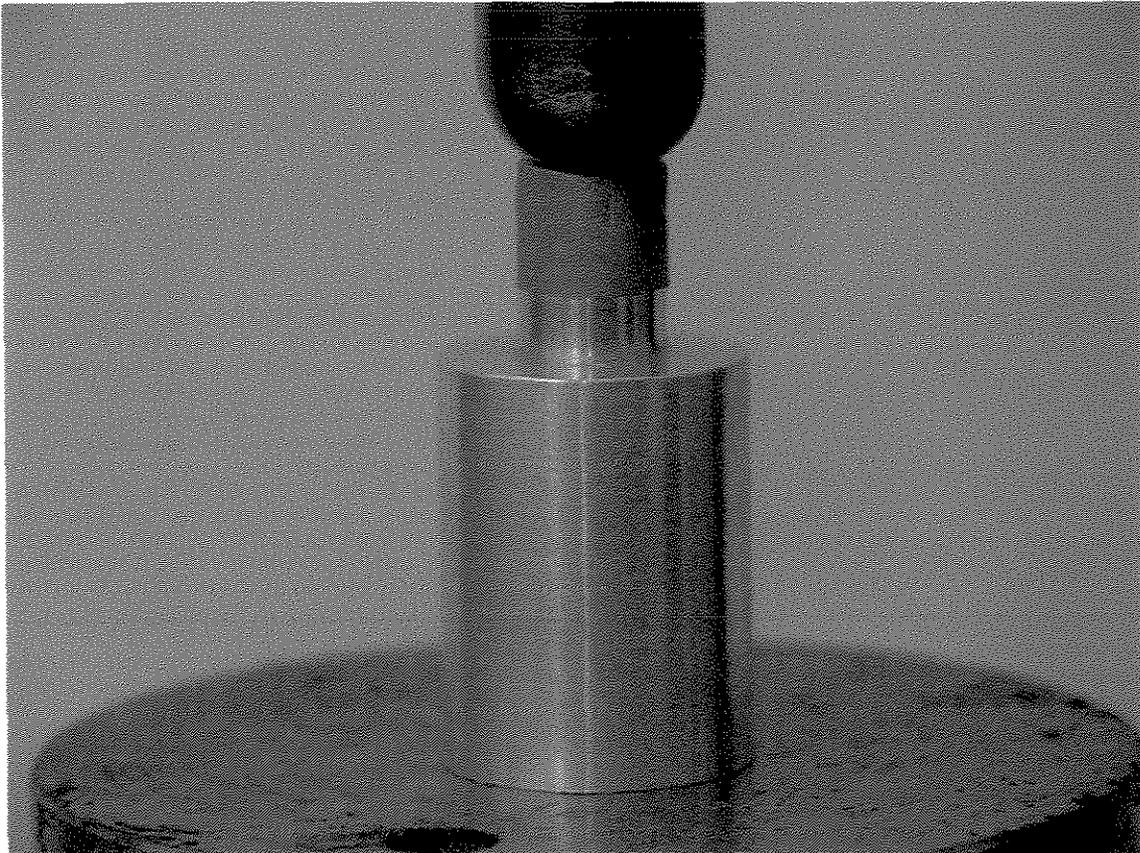


FIGURA 5 – Conjunto coroa-troquel submetido à carga estática em prensa pneumática.

Em seguida, o conjunto foi levado ao microscópio metrológico Leitz Wetzlan (Alemanha), com aumento de 30 vezes. O retículo do microscópio foi posicionado até coincidir com um dos quatro pontos no limite cervical do troquel, demarcados com caneta para retroprojeter, cor laranja, em posições diametralmente opostas (Figura 6). Em seguida, o retículo foi movimentado até

atingir o lado correspondente na coroa, sendo a leitura registrada por um relógio comparador digital 543 IDF (Mitutoyo Sul Americana Ltda., Susano/SP), com precisão de 0,001 mm. A leitura indicou o valor da desadaptação cervical existente naquela interface. Cada interface coroa-troquel foi medida três vezes em cada um dos quatro pontos assinalados, totalizando doze leituras para cada corpo-de-prova (MILAN *et al.*, 1997).

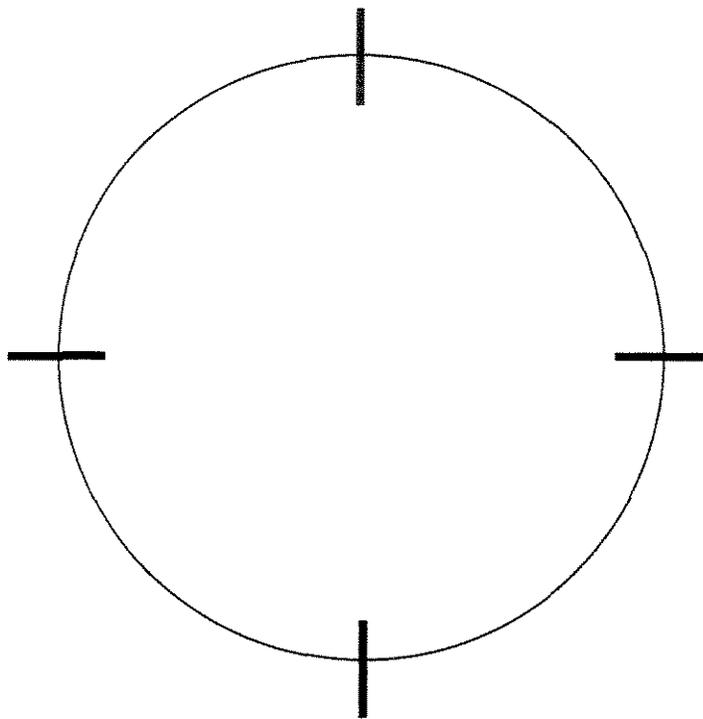


FIGURA 6 – Ilustração dos pontos de leitura da desadaptação cervical das coroas.

Para realização das leituras da desadaptação interna das coroas, o reassentamento da coroa ao troquel foi idêntico ao anteriormente descrito, com exceção do fato que a borda externa da coroa foi colada ao troquel com adesivo de secagem rápida (Super Bonder). A seguir, o conjunto troquel-coroa foi

embutido em resina de poliéster incolor Resapol (Fiber Center, São Paulo/SP) e seccionado no plano longitudinal, passando pelo centro da coroa, com o auxílio de uma politriz de bancada (Fabrica Nacional de Motores Monofásicos Nevoni, São Paulo/SP) adaptada para o corte de amostras. Após, cada hemi-secção (Figura 7) foi demarcada com uma caneta para retroprojektor em três pontos na coroa e no troquel, correspondentes ao centro das paredes oclusal e lateral do preparo, conforme desenho esquemático ilustrado na Figura 8. Em cada demarcação foram realizadas três leituras, conforme técnica descrita para a desadaptação cervical.

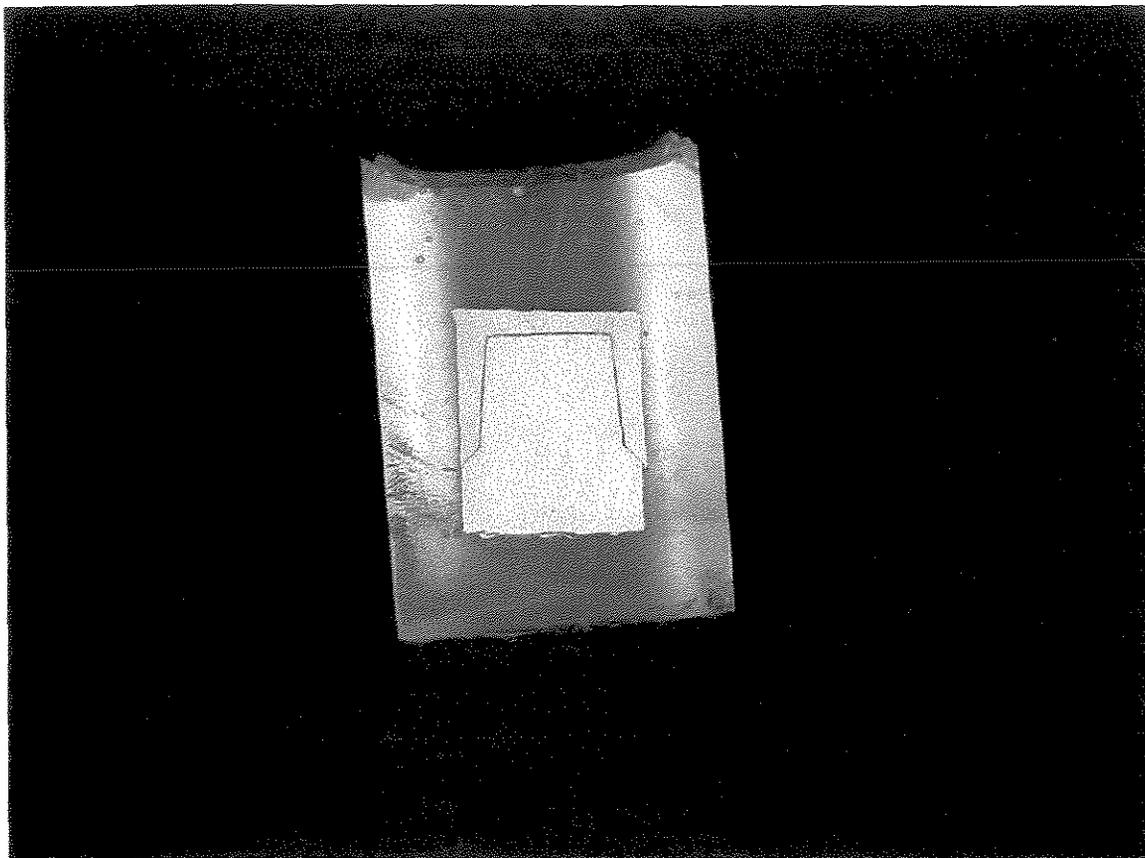


FIGURA 7 – Hemi-secção longitudinal do corpo-de-prova.

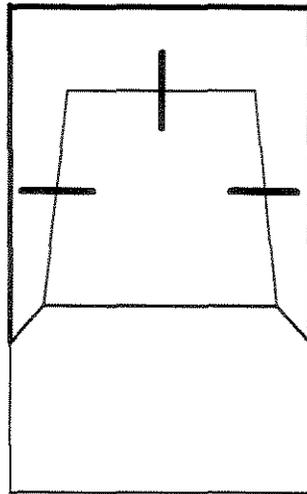


FIGURA 8 – Ilustração dos pontos de medida do desajuste interno das coroas.

Após a realização de todas as leituras, os dados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tuckey em nível de 5% de significância, de acordo com o delineamento estatístico para os fatores: liga, término cervical e regiões de desadaptação cervical e interna.

5. RESULTADOS

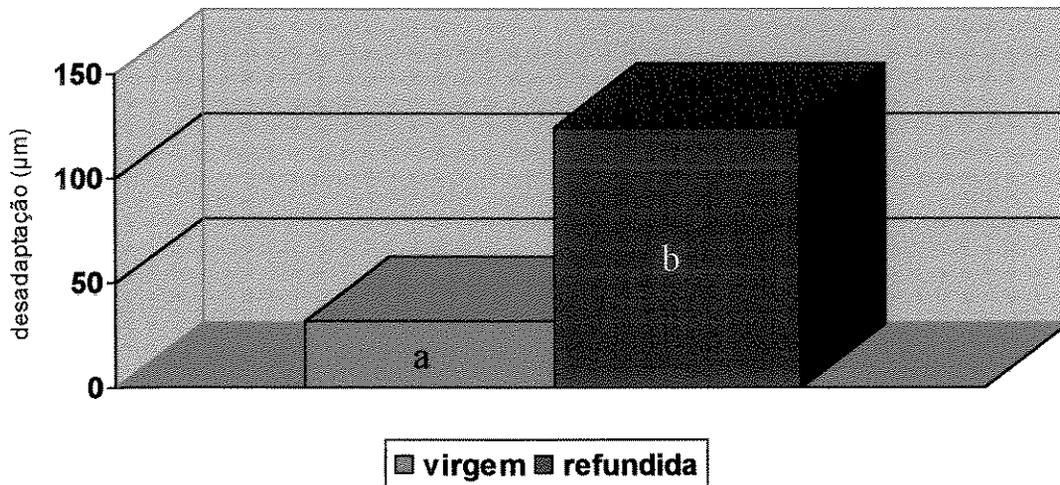
Os resultados obtidos foram submetidos à análise de variância com esquema fatorial, onde os fatores avaliados foram: A – material, B – tipo de término e, C – local de desadaptação. A interação desses fatores foi feita com esquema de parcela subdividida, fixando-se o fator local de desadaptação. A análise de variância dos dados de desadaptação cervical e interno mostrou efeito significativo em nível de 5% ($p < 0,5$), o que possibilitou a aplicação do teste de Tukey também em nível de 5% de significância. A descrição dos resultados foi realizada em quatro etapas, primeiro descrevendo a desadaptação geral em relação ao tipo de material, depois a desadaptação cervical, em seguida, a interna e por último a desadaptação em relação a região.

Quanto ao tipo de material, a liga virgem apresentou desadaptação significativamente menor que a liga refundida, como observado na Tabela 2 e na Figura 9.

TABELA 2 – Médias da desadaptação para o fator material (μm), independentemente dos demais fatores

liga	desadaptação	5%
virgem	31,4592	a
refundida	124,2629	b

Médias seguidas de letras distintas diferem entre si em nível de 5%.



Médias seguidas de letras distintas nas barras diferem entre si em nível de 5%.

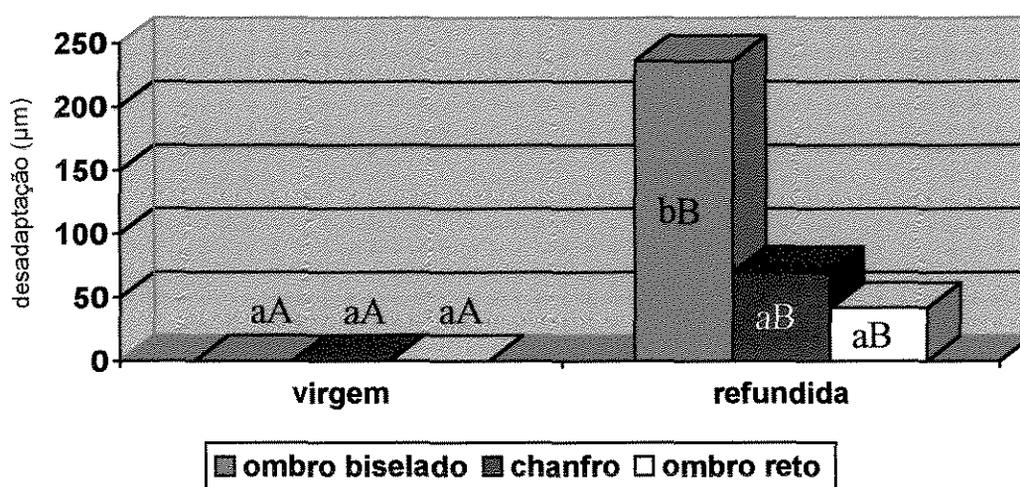
FIGURA 9 – Representação gráfica das médias da desadaptação (μm) para fator material

Quanto à desadaptação cervical, para a liga virgem não houve diferença entre os tipos de término, porém, para a refundida, o ombro biselado apresentou maior desadaptação que o ombro reto e o chanfro em 45° , que não diferiram entre si. Quando a liga virgem foi comparada com a refundida, esta apresentou valores de desadaptação estatisticamente superiores.

TABELA 3 – Médias da desadaptação cervical (μm) para o fator término cervical

	ombro biselado	5%	chanfro 45°	5%	ombro reto	5%
virgem	0,0000	aA	0,0000	aA	0,0000	aA
refundida	236,1499	bB	69,9833	aB	41,8833	aB

Médias seguidas de letras distintas minúsculas em linha e maiúsculas na coluna diferem entre si em nível de 5%



Médias seguidas de letras distintas minúsculas em cada liga ou maiúsculas em barras de mesma cor diferem entre si em nível de 5%.

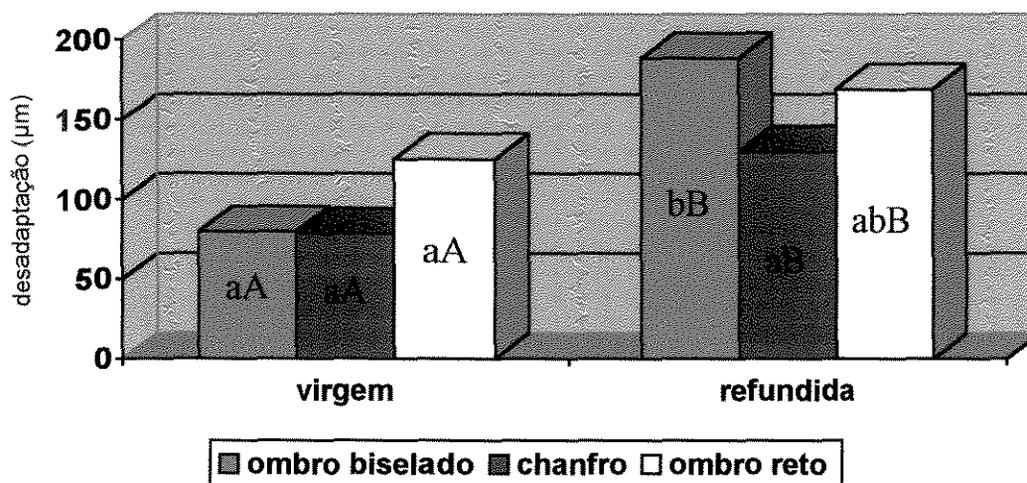
FIGURA 10 – Representação gráfica das médias da desadaptação cervical (μm) para o fator término cervical.

Quanto à desadaptação interna, analisando somente o fator adaptação oclusal, para a liga virgem não houve diferença entre os tipos de término, porém, para a liga refundida, o ombro biselado apresentou maior desadaptação que o chanfro em 45°, ambos não diferindo do ombro reto. Quando a liga virgem foi comparada com a refundida, esta apresentou valores estatisticamente superiores.

TABELA 4 – Médias da desadaptação oclusal para o fator término cervical (μm)

	ombro biselado	5%	chanfro 45°	5%	ombro reto	5%
virgem	79,5999	aA	78,4000	aA	125,1333	aA
refundida	188,3000	bB	129,9333	aB	168,7000	abB

Médias seguidas de letras distintas minúsculas em linha e maiúsculas na coluna diferem entre si em nível de 5%.



Médias seguidas de letras distintas minúsculas em cada liga ou maiúsculas em barras de mesma cor diferem entre si em nível de 5%.

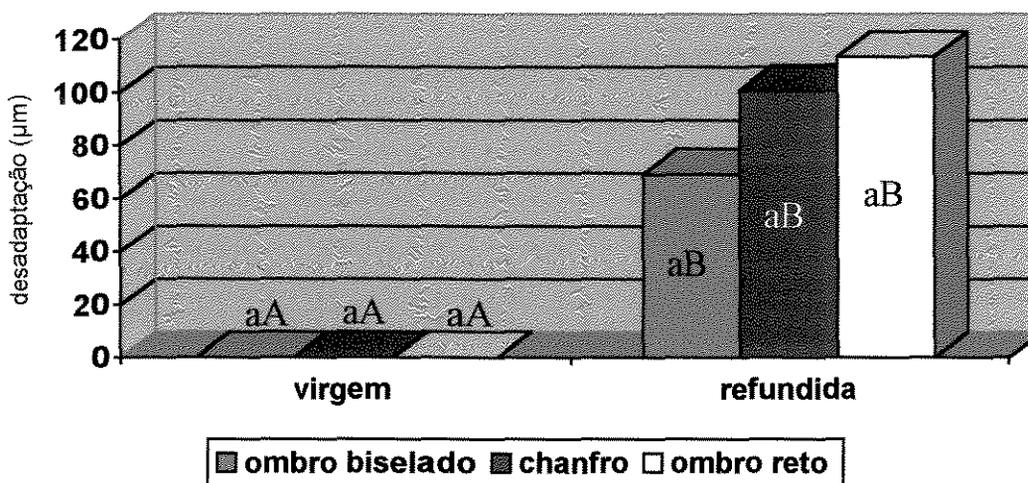
FIGURA 11 – Representação gráfica das médias da desadaptação oclusal (μm) para o fator término cervical.

Quanto ao desajuste interno, analisando somente o fator desadaptação axial, dentro do mesmo material, tanto para a liga virgem quanto para a liga refundida, não houve diferença entre os tipos de término. Quando a liga virgem foi comparada com a refundida, esta apresentou valores estatisticamente superiores.

TABELA 5 – Médias da desadaptação axial (μm) para o fator término cervical

	ombro biselado	5%	chanfro 45°	5%	ombro reto	5%
virgem	0,0000	aA	0,0000	aA	0,0000	aA
refundida	69,1666	aB	100,7500	aB	113,5000	aB

Médias seguidas de letras distintas minúsculas em linha e maiúsculas na coluna diferem entre si em nível de 5%.



Médias seguidas de letras distintas minúsculas em cada liga ou maiúsculas em barras de mesma cor diferem entre si em nível de 5%.

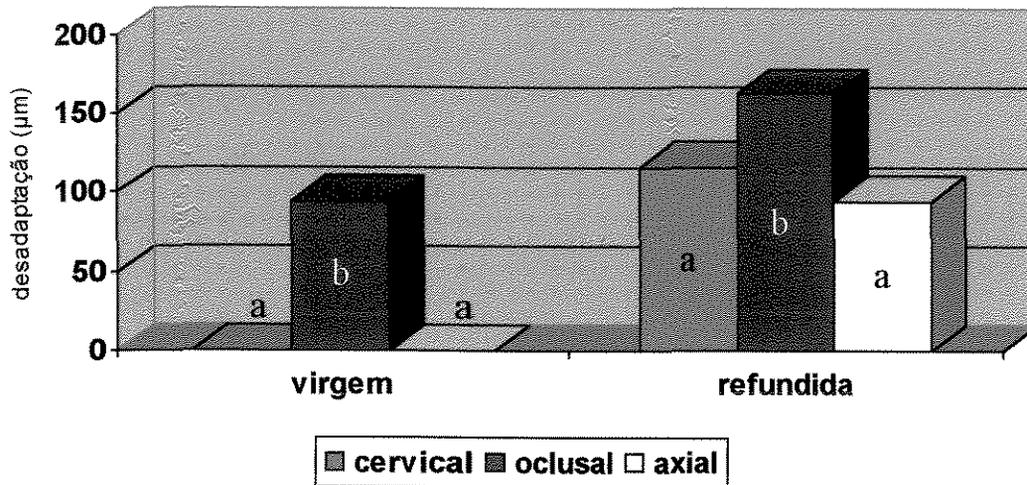
FIGURA 12 – Representação gráfica das médias da desadaptação axial (μm) para o fator término cervical.

Quanto à região, a desadaptação oclusal foi significativamente maior que as desadaptações cervical e axial, como observado na Tabela 6 e na Figura 13.

TABELA 6 – Médias da desadaptação (μm) para o fator região

liga região	virgem	5%	refundida	5 %
cervical	0,0000	a	116,0055	a
oclusal	94,3777	b	162,3111	b
axial	0,0000	a	94,4722	a

Médias seguidas de letras distintas na coluna diferem entre si em nível de 5%.



Médias seguidas de letras distintas em cada liga diferem entre si em nível de 5%.

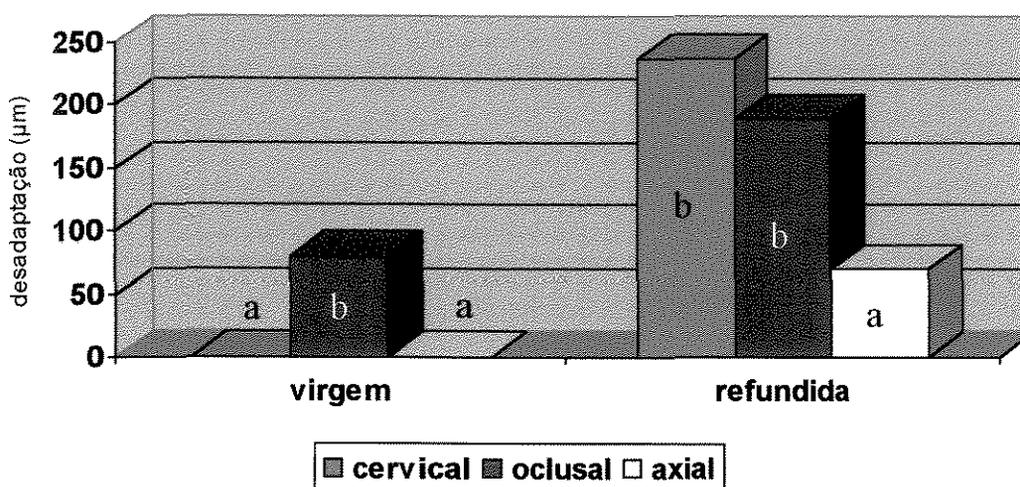
FIGURA 13 – Representação gráfica das médias da desadaptação (μm) para fator região.

Analisando somente o fator término ombro biselado, para a liga virgem, a região oclusal apresentou valores de desadaptação estatisticamente superiores ao das regiões cervical e axial, que não diferiram entre si. Para a liga refundida, oclusal e cervical apresentaram valores superiores estatisticamente ao da região axial.

TABELA 7 – Médias de desadaptação para ombro biselado (μm) do fator região

liga região	virgem	5%	refundida	5 %
cervical	0,0000	a	236,1499	b
oclusal	79,5999	b	188,3000	b
axial	0,0000	a	69,1666	a

Médias seguidas de letras distintas na coluna diferem entre si em nível de 5%.



Médias seguidas de letras distintas em cada liga diferem entre si em nível de 5%.

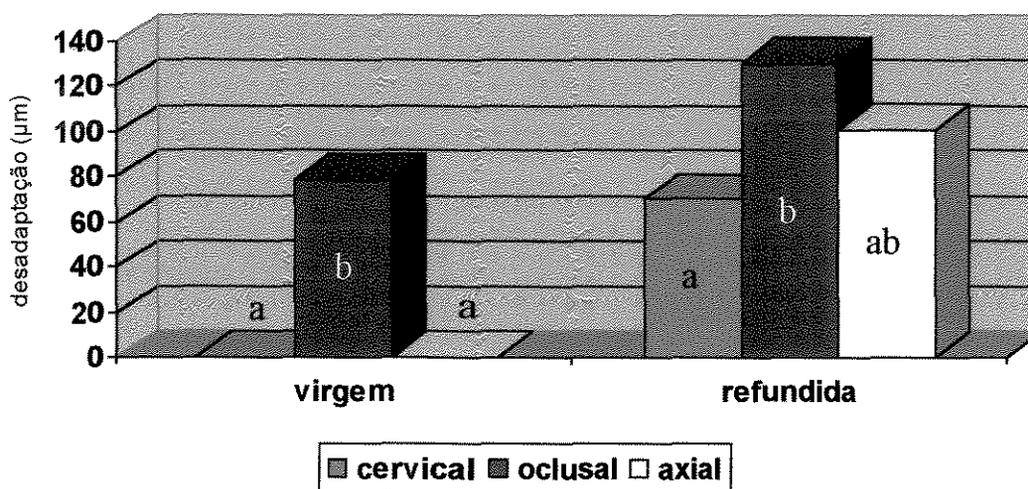
FIGURA 14 – Representação gráfica das médias da desadaptação (μm) para fator material.

Analisando somente o fator término chanfro em 45° , para a liga virgem, a região oclusal apresentou valores de desadaptação estatisticamente superiores às regiões cervical e axial, que não diferiram entre si. Para a liga refundida, a região oclusal apresentou valores estatisticamente superiores ao cervical, sendo que a região axial não diferiu das demais.

TABELA 8 – Médias de adaptação para chanfro em 45° (µm) do fator região

liga região	virgem	5%	refundida	5 %
cervical	0,0000	a	69,9833	a
oclusal	78,4000	b	129,9333	b
axial	0,0000	a	100,7500	ab

Médias seguidas de letras distintas na coluna diferem entre si em nível de 5%.



Médias seguidas de letras distintas em cada liga diferem entre si em nível de 5%.

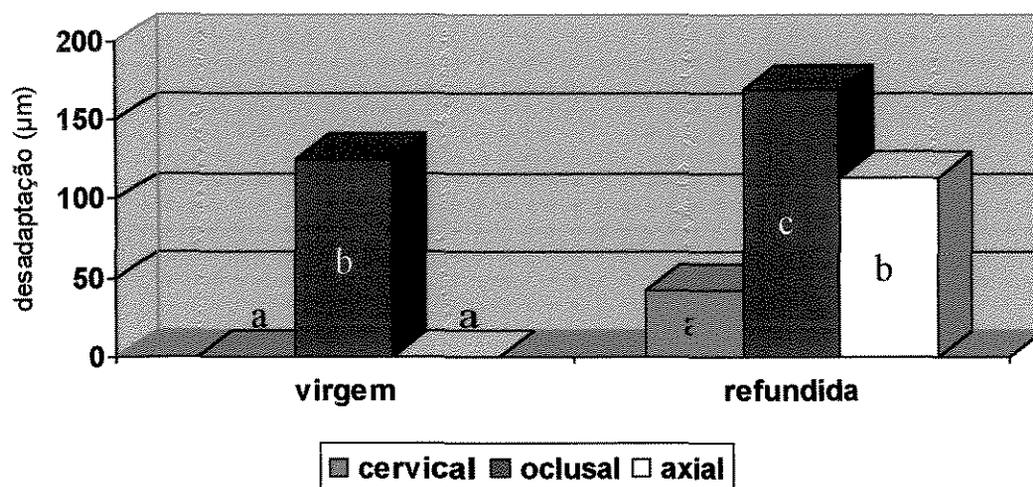
FIGURA 15 – Representação das médias do desajuste para fator material (µm).

Analisando somente o fator término em ombro reto, para a liga virgem, a região oclusal apresentou valores de desadaptação estatisticamente superiores às regiões cervical e axial, que não diferiram entre si. Para a liga refundida a região oclusal apresentou valores estatisticamente superiores aos demais, sendo que a desadaptação axial foi estatisticamente maior que a cervical.

TABELA 9 – Médias de adaptação para ombro reto (μm) do fator região

liga região	virgem	5%	refundida	5 %
cervical	0,0000	a	41,8833	a
oclusal	125,1333	b	168,7000	c
axial	0,0000	a	113,5000	b

Médias seguidas de letras distintas na coluna diferem entre si em nível de 5%.



Médias seguidas de letras distintas em cada liga diferem entre si em nível de 5%.

FIGURA 16 – Representação gráfica das médias do desajuste (μm) para fator região.

As figuras 17A, 17B e 17C são imagens representativas das amostras de acordo com o tipo de término utilizado (ombro biselado, chanfro em 45° e ombro reto), quando seccionadas longitudinalmente para avaliação da desadaptação interna.

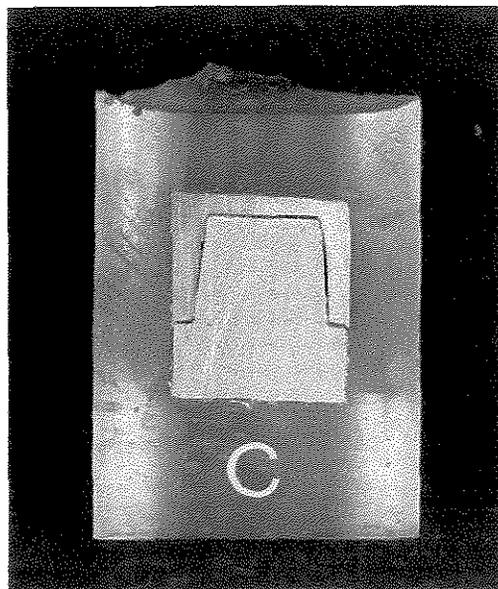
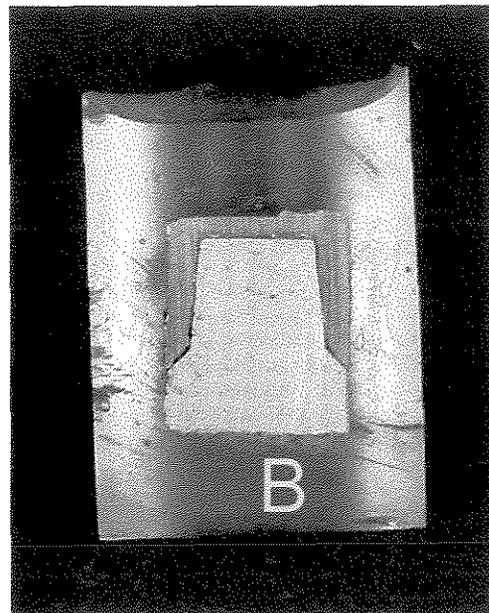
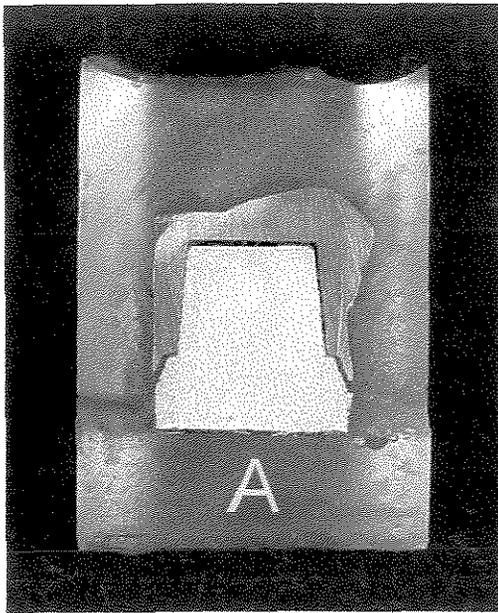


FIGURA 17 – Fotografia do ajuste interno de corpos-de-prova com término em ombro biselado (A), chanfro em 45° (B) e ombro reto (C).

6. DISCUSSÃO

A coroa metálica total deve apresentar requisitos satisfatórios, como contornos apropriados, relação oclusal e selamento marginal eficientes, após cimentada ao preparo. O selamento marginal e a adaptação interna são fatores críticos para o sucesso clínico dessas restaurações, onde a ineficiência leva à infiltração marginal devido à solubilização do agente cimentante no meio bucal. Este fato tem sido uma preocupação constante dos pesquisadores, que analisaram a influência de contornos marginais (FAUCHER & NICHOLLS, 1980; BELSER *et al.*, 1985, DEADMON, 1985; PANNO *et al.*, 1986; SYU *et al.*, 1993; e, KEYF & ANIL, 1994), máquinas de fundição (EAMES & MACNAMARA, 1978 e COMPAGNI *et al.*, 1984), ciclo de queima da porcelana (SHILLINBURG *et al.*, 1973; HAMAGUSHI *et al.*, 1982; e, GEMALMAZ & ALKUMRU, 1995), abrasão à ar (FELTON *et al.*, 1991), alívio interno (HEMBREE & COOPER, 1979; VERMILEYA *et al.*, 1983; STEPHANO *et al.*, 1989; MANTOVANI *et al.*, 1990; PASSON *et al.*, 1992; WILSON, 1993; CARTER & WILSON, 1997; e, EMTIAZ & GOLDSTEIN, 1997), tipo de cimento (JACOBS & WINDELER, 1991; WHITE & KIPNIS, 1993; e, WHITE *et al.*, 1994) e técnicas de fundição (KASLOFF, 1961; KRUG & MARKLEY, 1969; EAMES *et al.*, 1978; WIGHT *et al.*, 1980; YLI-URPO & KARMAKOSKI, 1982; HINMAN *et al.*, 1985; VECCHIO *et al.*, 1990; HARRIS & WICKENS, 1994; e, MILAN *et al.*, 1997) no ajuste de coroas totais.

Pela análise dos dados provenientes da leitura dos níveis de desajuste cervical das coroas, tomando-se em consideração apenas o fator material (Tabela

2 e Figura 9), a liga virgem mostrou a menor média de desajuste, sendo diferente estatisticamente da liga refundida. Quando o desajuste cervical foi analisado dentro do fator material, a liga virgem apresentou valores estatisticamente diferentes da liga refundida, mostrando melhores resultados de adaptação (Tabela 3 e Figura 10). O mesmo ocorreu na desadaptação interna nas regiões oclusal e axial, onde a liga virgem apresentou resultados estatisticamente menores (Tabelas 4 e 5 e Figuras 11 e 12).

Esses resultados, por analogia, parecem discordar dos apresentados por PRESSWOOD (1983), onde uma liga de níquel-cromo-berílio podia ser refundida por seis vezes sem perder a estabilidade de cor ou apresentar mudanças na composição. NELSON *et al.* (1986) demonstraram também que não havia mudanças degenerativas notáveis na liga de níquel-cromo após serem refundidas por dez vezes, verificando, ainda, que as variações na dureza, no módulo de elasticidade e nos índices de fratura avaliados estavam presentes tanto na primeira fundição como nas demais. Porém, LEWIS *et al.* (1975), avaliando as propriedades mecânicas de uma liga à base de níquel, por meio de teste de tração, verificaram que os valores obtidos divergiam à partir da quarta refundição, devido à inevitável mudança da composição, que agia também, tanto direta quanto indiretamente, na fusibilidade da liga. REISBICK & BRANTLEY (1995) também verificaram um decréscimo dos valores das propriedades mecânicas de uma liga à base de ouro, quando refundida. Afirmaram que essa redução nas propriedades mecânicas era relevante clinicamente em alguns tipos de fundições, principalmente em prótese parcial fixa. Além disso, verificaram também que a

refundição podia causar porosidade, descoloração e/ou fratura da liga. Da mesma forma, RASMUSSEN & DOUKOUDAKIS (1986) observaram que o tamanho e a frequência de poros interfaciais aumentavam nas ligas com mais de 85% de material refundido.

Apesar de não ser o objetivo do estudo, seria importante relatar que segundo BERZINS *et al.* (2000), quando uma liga é colocada na cavidade bucal, ocorre interação eletroquímica entre os dois elementos. O efeito da interação pode manifestar-se como: liberação de íons metálicos solúveis dentro da cavidade bucal; formação de produtos de corrosão na superfície da liga ou uma combinação de ambos. Com relação ao reaproveitamento da liga fundida, HONG *et al.* (1988), avaliando o efeito da camada de oxidação na liga refundida de paládio-prata, usada em restaurações metalocerâmica, verificaram que a concentração de prata na camada de óxido era maior na liga refundida. Essa prata podia ser absorvida pela porcelana quando em altas temperaturas e a precipitação de partículas responsáveis pela descoloração da porcelana ocorria durante o ciclo de esfriamento. Entretanto, segundo BERZINS *et al.* (2000), essa camada de óxido de prata impedia que ocorresse a liberação de Pd⁺², que é um alérgeno que podia desencadear reações biológicas na cavidade bucal, envolvidas com alergia e hipersensibilidade. TUFEKCI *et al.* (2002) verificaram que na corrosão da liga de paládio-cobre-gálio ocorria maior liberação de óxidos de paládio, entretanto, levaria aproximadamente mil anos para que ocorresse a perda total do paládio. Com base na observação desse autor, é possível supor que a perda de paládio

durante a corrosão da liga refundida ou virgem não teria significado clínico danoso.

Em 1974, TUCCILLO *et al.* compararam o efeito de três diferentes técnicas de fundição na estabilidade dimensional e dureza de uma liga de ouro para restaurações metálicas e metalocerâmicas, verificando que os metais nobres presentes na composição não sofriram alteração durante o procedimento de refundição, porém ocorria perda de metais básicos. Por essa razão, a liga refundida apresentava menor nível de adaptação do que a liga virgem, devido ao fato que no processo de fundição, a volatilização de alguns componentes da liga contribuía para que na próxima fundição ocorresse maior contração de fundição.

Quando o tipo de término foi analisado independentemente dos demais fatores, para a liga virgem, tanto na desadaptação cervical quanto na interna, não houve diferença estatística entre os três tipos de término (Tabela 3, 4 e 5 e Figuras 10, 11 e 12). Porém, para a liga refundida, ocorreu desadaptação cervical maior para o ombro biselado, estatisticamente superior ao chanfro em 45° e ao ombro reto, os quais não diferiram entre si. Na desadaptação oclusal interna, o ombro biselado novamente apresentou valores superiores, diferindo estatisticamente do chanfro em 45°. O ombro reto, por sua vez, não diferiu de ambos. A desadaptação interna axial da liga refundida não mostrou diferença entre os diferentes tipos de terminos.

Segundo PAPAZOGLU *et al.*(2001), as mudanças dimensionais que poderiam ocorrer em altas temperaturas nas ligas à base de paládio eram imprevisíveis, pois a distorção poderia surgir de diferentes causas: oxidação

interna próxima à superfície, escoamento e liberação de tensão. STRANDMAN & GLANTZ (1976) verificaram que o excesso de calor fornecido pela chama acetileno-oxigênio promovia a volatilização de alguns componentes da liga, com pontos de fusão mais baixos, alterando a viscosidade e dificultando a injeção da liga. Com base nesse fato, era de se supor, neste trabalho, que a fonte de calor gás-oxigênio, com menor energia, porém suficiente para fusão da liga, não fornecesse excessiva temperatura a ponto de volatilizar constituintes da liga. Entretanto, com base nos resultados, acredita-se que alguns dos componentes se volatilizaram durante a fundição, tornando mais crítica a perda desses elementos, quando da refundição. Como consequência ocorreu maior contração da liga, resultando em pior adaptação. Provavelmente, deficientes níveis de reprodutibilidade da liga, como pode ser notado no caso do ombro biselado, promoveram maior adaptação cervical, devido à dificuldade da liga refundida em reproduzir o formato do bisel.

Entretanto, outro componente que poderia ter causado efeito no nível de adaptação cervical, independentemente do tipo de término, seria a convergência das paredes laterais do preparo. Segundo EAMES *et al.* (1978), enquanto uma convergência de preparo em 10° resultava em discrepância oclusal de 215 µm, convergência de 20° reduzia esse desajuste para 99 µm. Apesar deste estudo adotar na confecção do preparo somente a convergência total de 10°, é possível supor, com base nos resultados de EAMES *et al.* (1978), que a diferença na discrepância encontrada neste trabalho pudesse diminuir se a convergência das coroas fosse maior, como normalmente ocorre nos preparos realizados pelos

clínicos. Porém, o alívio pós-fundição com óxido de alumínio deve ter sido um fator importante na redução dos valores de desadaptação. Segundo MILAN *et al.* (1999), esse procedimento de alívio interno seria a melhor técnica para aumentar o nível de adaptação das coroas totais confeccionadas com liga de paládio-prata. Além disso, os resultados da desadaptação cervical, sob influência do tipo de término marginal, também mostraram que o chanfrado em 45° obteve melhor resultado, diferindo dos de SYU (1993), onde coroas fundidas com ligas virgens mostraram o mesmo padrão de desadaptação cervical, em relação aos preparos com ombro biselado, chanfro e ombro reto. O estudo de MILAN *et al.* (1997) também não mostrou diferença estatística significativa entre ombro reto, chanfrado e ombro biselado, quando a fonte de calor gás-oxigênio foi utilizada na confecção de coroas com liga de paládio-prata (Pors-on 4). Porém, as afirmações de SCHILLINBURG *et al.* (1973) e FAUCHER & NICHOLLS (1980) diferem desses resultados, quando verificaram que o tipo de acabamento em ombro reto mostrava melhor adaptação que o término em chanfro.

Segundo DEADMON (1985), fundições confeccionadas em diversos laboratórios protéticos mostravam que as margens biseladas promoviam os piores resultados de adaptação cervical. Contudo, esse autor não informou o tipo de fonte de calor empregada nem os tipos de liga usados na fundição. É provável que a falta de padronização técnica entre os laboratórios tenha promovido alteração da composição da liga no momento da fusão, causando diferentes níveis de reprodutibilidade de detalhes entre os tipos de terminos. Também BRISOLARA (2000) obteve resultados similares aos de DEADMON (1985) com liga de níquel-

chromo, onde o ombro biselado apresentava os maiores valores de desadaptação, diferindo do chanfro em 45° e do ombro reto. Em nosso trabalho, resultados similares aos desses autores foram obtidos somente com a liga refundida.

A observação isolada do local de leitura mostrou que, independentemente do tipo de liga, a região oclusal apresentou valores maiores e estatisticamente significantes de desadaptação (Tabelas 6 e Figura 13). A liga virgem apresentou o mesmo padrão de desadaptação, independentemente do tipo de término (Tabelas 7, 8 e 9 e Figuras 14, 15 e 16). Para a liga refundida, no término em ombro biselado (Tabela 7 e Figura 14), a região axial apresentou a menor desadaptação, diferindo estatisticamente das regiões cervical e oclusal, as quais, não diferiram entre si. Para o chanfrado (Tabela 8 e Figura 15), a região oclusal apresentou a maior desadaptação, diferindo da região cervical, enquanto a região axial não diferiu de ambas. Analisando o ombro reto (Tabela 9 e Figura 16), a região oclusal apresentou a maior desadaptação, seguidas das regiões axial e cervical, todas apresentando diferenças estatísticas entre si.

Segundo PILO & CARDASH (1998), a desadaptação oclusal devido à espessura de cimento na parede axial era uma função do seno da metade do ângulo de convergência do preparo da coroa. Assim para estimar o desajuste oclusal, a fórmula utilizada foi:

$$\text{Desajuste oclusal} = \frac{\text{Espessura de cimento nas paredes axiais}}{\text{Seno da metade do ângulo de convergência}}$$

Podemos considerar hipoteticamente para este trabalho, que a desadaptação axial seria igual ao espaço a ser ocupado pelo cimento, após a retenção da peça. Sendo assim, neste estudo a convergência total foi de 10° , o que significa na fórmula, que o seno de 5° seria 0,087. Com isso, um aumento da desadaptação axial de $1\ \mu\text{m}$, equivaleria ao desajuste de $11,5\ \mu\text{m}$ na região oclusal. Assim, é possível compreender porque um pequeno aumento da desadaptação das paredes axiais acarretaria deficiente adaptação oclusal e cervical.

Para a liga refundida, quando foi avaliado o ombro biselado, houve igualdade estatística entre as regiões oclusal e cervical, as quais foram estatisticamente superiores à região axial, devido provavelmente ao insatisfatório escoamento dessa liga, ocasionando falha na reprodução do bisel. Os términos chanfro em 45° e ombro reto promoveram melhor adaptação na região cervical quando comparados com o ombro biselado em 20° , com valor de desadaptação estatisticamente menor quando comparado à região oclusal.

Independente dos demais fatores, a liga refundida mostrou maior desadaptação quando comparada com a liga virgem. É provável que tenha ocorrido volatilização de componentes alterando as propriedades físicas e mecânicas, como maleabilidade, escoamento, contração e fusibilidade. Mesmo com alívio interno, na refundição, devido provavelmente à maior contração da liga, ocorreu imbricação na região axial, dificultando o assentamento correto da coroas nas regiões oclusal e cervical.

Os resultados mostraram que a liga refundida aumentou a desadaptação, o que foi verificado também por RASMUSSEN & DOUKOUDAKIS, (1986), mesmo quando incorporaram liga virgem à liga refundida.

O consenso geral em trabalhos clínicos seria produzir restaurações metálicas com maior adaptação possível, pois, na cavidade bucal as fundições são submetidas à condições críticas de uso, como forças mastigatórias, ambiente solubilizante e degradante do material fixador e presença de microrganismos, que prejudicam potencialmente a durabilidade em uso. Sabendo dos problemas que a desadaptação ocasiona na sobrevivência da restauração em uso, e que a liga refundida diminui o nível de adaptação, o procedimento de refusão de ligas não deveria ser empregado na confecção de peças protéticas fundidas.

7. CONCLUSÃO

Diante dos resultados obtidos e analisados, julgamos procedente emitir as seguintes conclusões:

1 – A liga de paládio-prata (Pors-on) virgem apresentou melhor adaptação, tanto cervical quanto interna, quando comparada com a liga refundida.

2 – Para a liga virgem, não houve diferença na adaptação entre os tipos de término.

3 – Para a liga refundida, os terminos em chanfro reto e chanfro em 45° apresentaram os melhores valores de adaptação cervical, enquanto o ombro biselado apresentou os piores resultados, exceto quando verificado a desadaptação axial.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS¹

BELSER, U.C.; MACENTEE, M.I.; RICHTER, W.A. Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: a scanning electron microscope study. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.53, n. 1, p. 24-29, Jan. 1985.

BERZINS, D.W. *et al.* Electrochemical characteristics of high-Pd alloys in relation to Pd-allergy. **Dent Mater**, Oxford, v.16, n.6, Jun. 2000.

BRISOLARA, P.G.S. *et al.* Avaliação da adaptação cervical de coroas totais metálicas com diferentes terminos antes e após a cimentação. Piracicaba, 2000. xviii, 122 p. Dissertação (Mestrado em Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

CARTER, S.M.; WILSON, P.R., The effects of die-spacing on post-cementation crown elevation and retention. **Aust Dent J**, St Leonards, v.42, n.3, p.192-198, Jun. 1997.

COMPAGNI, R.; FAUCHER, R.R.; YUODELIS, R.A. Effects of sprue design, casting machine, and heat source on casting porosity. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.52, n.1, p.41-45, July 1984.

DEADMON, H.W. The relationship between open margins and margin designs on fill cast crown made by commercial dental laboratories. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.53, n.4, p.463-465, Apr. 1985.

¹ Baseada na NBR-6023 de ago. de 2000, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). Abreviatura dos títulos dos periódicos em conformidade com o MEDLINE.

EAMES, W.B.; MACNAMARA, J. F. Evaluation of casting machines for ability to cast sharp margins. **Operative Dent**, Seattle, v.3, n.4, p.137-141, 1978.

EAMES, W.B. *et al.* Techniques to improve the seating of castings. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 96, n.3, p.432-437, Mar. 1978.

EMTIAZ, S.; GOLDSTEIN, G. Effect of die spacers on precementation space of complete coverage restorations. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.10, n.2, p.131-135, Mar.-Apr. 1997.

FAUCHER, R.R.; NICHOLLS, J.I. Distortion related to margin design in porcelain-fused-to-metal restoration. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.43, n.2, p.149-155, Feb. 1980.

FELTON, D.A. *et al.* Effects of air abrasives on marginal configurations of porcelain-fused-to-metal alloys: an SEM analysis. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.65, n.1, p.38-43, Jan. 1991.

GARDNER, F.M. Margins of complete crowns – Literature review. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.48, n.4, Oct. 1982.

GEMALMAZ, D.; ALKUMRU, H.N. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.73, n.1, p.49-54, Jan. 1995.

HAMAGUSHI, H.; CACCIATORE, A.; TUELLER, V.M. Marginal distortion of porcelain-bonded-to-metal complete crown: an SEM study. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.47, n.2, p.146-153, Feb. 1982.

HARRIS, I.R.; WICKENS, J.L. A comparison of the fit of spark-eroded titanium copings and cast gold alloy copings. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.7, n.4, p.348-355, Apr. 1994.

HEMBREE, J.H.Jr.; COOPER, E.R.Jr. Effects of die relief on retention of cast crowns and inlays. **Operative Dent**, Seattle, v.4, p.104-107, 1979.

HINMAN, R.W. *et al.* Improving the casting accuracy of fixed partial dentures. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.53, n.4, p.466-471, Apr. 1985.

HONG, J.M.; RAZZOOG, M.E.; LANG, B.R. The effect of recasting on the oxidation layer of a palladium-silver porcelain alloy. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.59, n.4, p.420-425, Apr. 1988.

JACOBS, M.S.; WINDELER, A.S. An investigation of dental luting cement solubility as function of the marginal gap. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.65, n.3, p.436-442, Mar. 1991.

KASLOFF, Z. Casting techniques and some variables. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.11, n.3, p.533-536, May-June 1961.

KEYF, F.; ANIL, N. The effect of margin design on the marginal adaptation of temporary crowns. **J Oral Rehabil**, Oxford, v.21, p. 367-371, 1994.

KRUG, R.S.; MARKLEY, M.R. Cast restoration with gold-foil-like margins. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.22, n.1, p54-67, Jul. 1969.

LEWIS, A. J. The effects of remelting on the mechanical properties of a nickel base partial denture alloy. **Aust Dent J**, St Leonards v.20, n.2, p.89-93, Apr 1975.

MANTOVANI, A.V. *et al.* Avaliação do desajuste cervical de coroas de liga de ouro em troquéis de gesso pedra, obtidos a partir de materiais de moldagem diversos. **Rev Fac Odont Sao Paulo**, São Paulo, v.4, n.1, p.31-37, Jan.-Mar. 1990.

MILAN, F.M. *et al.* Influência de três fontes de calor de fundição sobre a adaptação cervical de coroas totais metálicas. **RFO UPF**, Passo Fundo, v.2, n.2, p.33-42, Jul.-Dez. 1997.

MILAN, F.M. Influência de fontes de calor de fundição, configurações marginais e alívio interno, na adaptação cervical e interna de coroas totais metálicas. Piracicaba, 1999. xvi, 141 p. Tese (Doutorado em Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

NELSON, D. R. *et al.* Recasting a nickel-chromium alloy. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.55, n.1, p.122-127, Jan. 1986.

PANNO, F.V. *et al.* Evaluation of the 45-degree labial bevel with a shoulder preparation. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.56, n.6, p. 655-661, Dec. 1986.

PAPAZOGLU, E.; BRANTLEY, W.; JOHNSTON, W. M. Evaluation of high-temperature distortion of high-palladium metal-ceramic crowns. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.85, n.2, p.133-140, Feb. 2001.

PASSON, C. *et al.* The effect of multiple layers of die-spacer on crown retention. **Operative Dent**, Seattle, v.17, n.2, p.42-49, 1992.

PILO, R.; CARDASH, H.S. In vivo retrospective study of cement thickness under crowns. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.79, n.6, p.621-625, Jun. 1998.

PRESSWOOD, R.G. Multiple recast of a nickel-chromium-beryllium alloy. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.50, n.2, p.198-199, Aug 1983.

RASMUSSEN, S.T.; DOUKOUDAKIS, A.A. The effect of using recast metal on the bond between porcelain and a gold-palladium alloy. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.55, n.4, p.447-453, Apr. 1986.

REISBICK, M.H.; BRANTLEY, W.A. Mechanical property and microstructural variations for recast low-gold alloy. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.8, n.4, p.346-350, Aug. 1995.

SCHILLINGBURG, H.T.; HOBBS, S.; FISCHER, D.W. Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.29, n.3, p.276-284, Mar. 1973.

SOUZA Jr, O.B.; CRUZ, C.A.S.; ADABO, G.L. Estudo da fluidez de ligas de metais básicos para metalocerâmica: efeito de fonte de calor e tipo de liga metálica. **Rev Bras Protese Clin Lab**, Curitiba, v.3, n.11, p.69-75, jan.-fev. 2001.

STEPHANO, C.B. *et al.* Adaptação cervical de coroas totais fundidas com diversas ligas metálicas, usando troquéis com e sem espaçador. **Rev Fac Odont Sao Paulo**, São Paulo, v.3, n.3, p. 383-389, Jul.-Set. 1989.

STRANDMAN, E.; GLANTZ, P. On the characteristics of acetylene-oxygen flames used in dental casting. **Odontol Revy**, Lund, v. 27, n.3, p.197-333, Mar. 1976.

SYU, J.Z. *et al.* Influence of finish-line geometry on the fit of crowns. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.6, n.1, p.25-30, Jan. 1993.

TUCCILO, J.J.; LICHTENBERGER, H.; NIELSEN, J.P. Composition stability of gold base dental alloys for different melting techniques. **J Dent Res**, Washington, v.53, n.5, p.1127-1131, Oct. 1974.

TUFEKCI, E. *et al.* Inductively coupled plasma-mass spectroscopy measurements of elemental release from 2 high-palladium dental casting alloys into a corrosion testing medium. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.87, n.1, p.80-85, Jan. 2002.

VECCHIO, G.M.F. *et al.* Avaliação do desajuste cervical de coroas totais metálicas fundidas com ligas alternativas à base de prata/estanho, relacionado com técnicas de inclusão. **Archos Cent Estud Curso Odontol Univ Fed Minas Gerais**, Belo Horizonte, v.27, n.1-2, p.49-61, Jan-Dez 1990.

VERMILYEA, S.G.; KUFFLER, M.J.; HUGET, E.F. The effects of die relief on the retention of full coverage castings. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.50, n.2, p. 207-210, Aug. 1983.

WHITE, S.N., KIPNIS, V. Effects of adhesive luting agents on the marginal seating of cast restorations. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.69, n.1, p.28-31, Jan. 1993

WHITE, S.N., KIPNIS, V. The three-dimensional effects of adjustment and cementation on crown seating. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.6, n.3, p.248-254, Mar. 1993.

WHITE, S.N.; INGLES, R.J.; KIPNIS, V. Influence of marginal opening on microleakage of cemented artificial crowns. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.71, n.3, p.257-264, Mar. 1994.

WIGHT, T.A., GRISIUS, R.J., GAUGLER, R.W. Evaluation of three variables affecting the casting of base metal alloys. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.43, n.4, p.415-418, Apr. 1980.

WILSON, P.R. The effect of die spacing on crown deformation and seating time. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.6, n.4, p.397-401, Apr. 1993.

YLI-URPO, A.; KARMAKOSHI, P. Casting accuracy at different mould temperatures. **Swed Dent J**, Jönköping, v.6, n.1, p.45-47, Feb. 1982.

APÊNDICE

TABELA 10 – Dados originais e médias de desadaptação cervical da liga virgem

		repetições amostras	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	médias	D.P.
ombro biselado	1		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0000	0,0000
	2		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0000	0,0000
	3		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0000	0,0000
	4		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0000	0,0000
	5		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0000	0,0000
chanfro 45o	1		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0000	0,0000
	2		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0000	0,0000
	3		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0000	0,0000
	4		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0000	0,0000
	5		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0000	0,0000
ombro reto	1		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0000	0,0000
	2		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0000	0,0000
	3		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0000	0,0000
	4		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0000	0,0000
	5		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0000	0,0000

TABELA 11 – Dados originais e médias de desadaptação cervical da liga refundida

		repetições amostras	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	médias	D.P.
ombro biselado	1		87	0	453	251	304	227	255	255	255	211	446	277	251,7500	120,5640
	2		310	361	468	181	210	231	162	162	217	270	375	155	258,5000	96,1453
	3		267	107	220	195	311	96	226	226	317	193	173	187	209,8333	65,5284
	4		231	234	230	239	206	228	246	246	199	273	249	186	230,5833	22,9000
	5		196	307	241	141	139	335	195	195	193	370	295	160	230,5833	74,7066
chanfro 45o	1		0	58	31	207	0	90	158	158	0	76	27	152	79,7500	69,8154
	2		45	0	0	55	75	0	65	65	34	0	82	87	42,3333	33,0008
	3		10	139	47	65	19	10	68	68	24	35	33	65	48,5833	34,5867
	4		197	138	117	88	220	136	98	98	189	169	101	73	135,3333	46,0260
	5		96	52	33	44	60	41	19	19	78	69	220	20	62,5833	52,9094
ombro reto	1		0	15	13	0	0	13	8	8	0	16	13	78	13,6667	20,3279
	2		145	93	57	134	136	102	109	109	143	127	86	89	110,8333	25,8645
	3		24	18	0	43	110	0	46	46	71	27	38	58	40,0833	29,4093
	4		0	48	47	0	0	46	0	0	0	53	50	0	20,3333	24,1120
	5		23	12	31	29	17	17	41	41	12	8	35	28	24,5000	10,9125

TABELA 12 – Dados originais e médias de desadaptação interna da liga virgem

	repetições amostras	1	2	3	4	5	6	7	8	9	médias	D.P.
ombro biselado	1	0	94	0	0	98	0	0	97	0	96,3333	45,4226
	2	0	103	0	0	113	0	0	98	0	104,6667	49,4715
	3	0	67	0	0	75	0	0	72	0	71,3333	33,6808
	4	0	53	0	0	68	0	0	55	0	58,6667	27,9210
	5	0	68	0	0	69	0	0	74	0	70,3333	33,1901
chanfro 45o	1	0	64	0	0	57	0	0	70	0	63,6667	30,1691
	2	0	73	0	0	68	0	0	68	0	69,6667	32,8694
	3	0	68	0	0	75	0	0	67	0	70,0000	33,0622
	4	0	97	0	0	103	0	0	91	0	97,0000	45,8136
	5	0	94	0	0	91	0	0	90	0	91,6667	43,2232
ombro reto	1	0	138	0	0	131	0	0	135	0	134,6667	63,5041
	2	0	125	0	0	117	0	0	115	0	119,0000	56,1526
	3	0	139	0	0	121	0	0	131	0	130,3333	61,5866
	4	0	118	0	0	113	0	0	113	0	114,6667	54,0715
	5	0	128	0	0	120	0	0	133	0	127,0000	59,9481

TABELA 13 – Dados originais e médias de desadaptação interna da liga refundida

	repetições amostras	1	2	3	4	5	6	7	8	9	médias	D.P.
ombro biselado	1	96	101	176	105	90	172	118	86	168	123,7778	35,3588
	2	67	58	162	60	63	165	57	50	166	94,4444	49,7723
	3	83	30	242	43	27	260	38	27	255	111,7778	100,8321
	4	67	121	199	51	118	199	45	113	199	123,8333	59,4962
	5	51	60	152	62	60	152	51	70	154	90,5556	44,4841
chanfro 45o	1	80	88	79	75	104	84	82	93	82	85,3333	8,2567
	2	159	178	95	176	184	104	168	176	96	148,7222	36,1051
	3	129	56	156	137	51	139	98	54	145	107,2222	40,6606
	4	81	59	214	103	61	209	117	52	212	123,3333	65,6412
	5	72	81	96	78	74	121	78	75	115	87,7778	17,4851
ombro reto	1	113	139	268	97	128	261	111	141	242	166,9444	65,4845
	2	131	127	114	130	114	108	107	109	103	116,2778	10,0714
	3	121	145	93	122	152	96	113	143	91	119,7778	22,0510
	4	82	83	182	86	85	181	89	81	170	115,9444	44,1641
	5	121	99	204	116	91	204	116	103	208	140,5556	46,8799

TABELA 14 – Análise de variância

causas da variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	Valor F	Prob.>F
Material	1	93781.8343466	193781.8343466	362.2948	0.00001
Término	2	16108.6653064	8054.3326532	15.0584	0.00016
Mat & Ter	2	23212.6033290	11606.3016645	21.6992	0.00003
Resíduo (A)	24	12836.9591089	534.8732962		
Parcelas	29	245940.0620910			
Adaptação	2	116424.3764707	58212.1882354	55.3270	0.00001
Mat & Adapt	2	8697.3326878	4348.6663439	4.1331	0.02152
Term & Adapt	4	51222.1552046	12805.5388012	12.1709	0.00001
Mat & Term & Adapt	4	40820.6198000	10205.1549500	9.6994	0.00004
Resíduo (B)	48	50503.0843695	1052.1475910		
Total	89	513607.6306237			

Media Geral = 77.861107

Coefficiente de Variação (A) = 17.149 %

Coefficiente de Variação (B) = 41.660 %

TABELA 15 – Teste de Tukey para médias de ajuste cervical do fator material

num. ordem	num. tratamento	nome	num. repetições	médias	médias originais	5%
1	2	Refundida	45	124,262958	124,262958	a
2	1	Virgem	45	31,459262	31,459262	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5%.

TABELA 16 – Teste de Tukey para médias de ajuste cervical do fator material dentro do bisel do fator término

num. ordem	num. tratamento	nome	num. repetições	médias	médias originais	5%
1	2	Refundida	5	236,149979	236,149979	a
2	1	Virgem	5	0,000000	0,000000	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5%.

TABELA 17 – Teste de Tukey para médias de ajuste cervical do fator material dentro do chanfro do fator término

num. ordem	num. tratamento	nome	num. repetições	médias	médias originais	5%
1	2	Refundida	5	69,983320	69,983320	a
2	1	Virgem	5	0,000000	0,000000	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5%.

TABELA 18 – Teste de Tukey para médias de ajuste cervical do fator material dentro do ombro do fator término

num. ordem	num. tratamento	nome	num. repetições	médias	médias originais	5%
1	2	Refundida	5	41,883320	41,883320	a
2	1	Virgem	5	0,000000	0,000000	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5%.

TABELA 19 – Teste de Tukey para médias de ajuste interno oclusal do fator material dentro do bisel do fator término

num. ordem	num. tratamento	nome	num. repetições	médias	médias originais	5%
1	2	Refundida	5	188,300000	188,300000	a
2	1	Virgem	5	79,599999	79,599999	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5%.

TABELA 20 – Teste de Tukey para médias de ajuste interno oclusal do fator material dentro do chanfro do fator término

num. ordem	num. tratamento	nome	num. repetições	médias	médias originais	5%
1	2	Refundida	5	129,933362	129,933362	a
2	1	Virgem	5	78,400021	78,400021	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5%.

TABELA 21 – Teste de Tukey para médias de ajuste interno oclusal do fator material dentro do ombro do fator término

num. ordem	num. tratamento	nome	num. repetições	médias	médias originais	5%
1	2	Refundida	5	168,700003	168,700003	a
2	1	Virgem	5	125,133340	125,133340	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5%.

TABELA 22 – Teste de Tukey para médias de ajuste interno axial do fator material dentro do bisel do fator término

num. ordem	num. tratamento	nome	num. repetições	médias	médias originais	5%
1	2	Refundida	5	69,166640	69,166640	a
2	1	Virgem	5	0,000000	0,000000	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5%.

TABELA 23 – Teste de Tukey para médias de ajuste interno axial do fator material dentro do chanfro do fator término

num. ordem	num. tratamento	nome	num. repetições	médias	médias originais	5%
1	2	Refundida	5	100,750000	100,750000	a
2	1	Virgem	5	0,000000	0,000000	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5%.

TABELA 24 – Teste de Tukey para médias de ajuste interno axial do fator material dentro do ombro do fator término

num. ordem	num. tratamento	nome	num. repetições	médias	médias originais	5%
1	2	Refundida	5	113,500000	113,500000	a
2	1	Virgem	5	0,000000	0,000000	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5%.

TABELA 25 – Teste de Tukey para médias de término dentro do virgem do fator material e cervical do fator adaptação

num. ordem	num. tratamento	nome	num. repetições	médias	médias originais	5%
1	1	Bisel	5	0,000000	0,000000	a
2	2	Chanfro	5	0,000000	0,000000	a
3	3	Ombro	5	0,000000	0,000000	a

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5%.

TABELA 26 – Teste de Tukey para médias de término dentro do virgem do fator material e oclusal do fator adaptação

num. ordem	num. tratamento	nome	num. repetições	médias	médias originais	5%
1	3	Ombro	5	125,133340	125,133340	a
2	1	Bisel	5	79,599999	79,599999	a
3	2	Chanfro	5	78,400021	78,400021	a

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5%.

TABELA 27 – Teste de Tukey para médias de término dentro do virgem do fator material e axial do fator adaptação

num. ordem	num. tratamento	nome	num. repetições	médias	médias originais	5%
1	1	Bisel	5	0,000000	0,000000	a
2	2	Chanfro	5	0,000000	0,000000	a
3	3	Ombro	5	0,000000	0,000000	a

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5%.

TABELA 28 – Teste de Tukey para médias de término dentro do refundido do fator material e cervical do fator adaptação

num. ordem	num. tratamento	nome	num. repetições	médias	médias originais	5%
1	1	Bisel	5	236,149979	236,149979	a
2	2	Chanfro	5	69,983320	69,983320	b
3	3	Ombro	5	41,883320	41,883320	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5%.

TABELA 29 – Teste de Tukey para médias de término dentro do refundido do fator material e oclusal do fator adaptação

num. ordem	num. tratamento	nome	num. repetições	médias	médias originais	5%
1	1	Bisel	5	188,300000	188,300000	a
2	3	Ombro	5	168,700003	168,700003	ab
3	2	Chanfro	5	129,933362	129,933362	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5%.

TABELA 30 – Teste de Tukey para médias de término dentro do refundido do fator material e axial do fator adaptação

num. ordem	num. tratamento	nome	num. repetições	médias	médias originais	5%
1	3	Ombro	5	113,500000	113,500000	a
2	2	Chanfro	5	100,750000	100,750000	a
3	1	Bisel	5	69,166640	69,166640	a

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5%.

TABELA 31 – Teste de Tukey para médias de adaptação dentro do virgem do fator material

num. ordem	num. tratamento	nome	num. repetições	médias	médias originais	5%
1	2	Oclusal	15	94,377787	94,377787	a
2	1	Cervical	15	0,000000	0,000000	b
3	3	Axial	15	0,000000	0,000000	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5%.

TABELA 32 – Teste de Tukey para médias de adaptação dentro do refundido do fator material

num. ordem	num. tratamento	nome	num. repetições	médias	médias originais	5%
1	2	Oclusal	15	162,311122	162,311122	a
2	1	Cervical	15	116,005540	116,005540	b
3	3	Axial	15	94,472213	94,472213	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5%.

TABELA 33 – Teste de Tukey para médias de adaptação dentro de virgem do fator material e bisel do fator término

num. ordem	num. tratamento	nome	num. repetições	médias	médias originais	5%
1	2	Oclusal	5	79,599999	79,599999	a
2	1	Cervical	5	0,000000	0,000000	b
3	3	Axial	5	0,000000	0,000000	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5%.

TABELA 34 – Teste de Tukey para médias de adaptação dentro de virgem do fator material e chanfro do fator término

num. ordem	num. tratamento	nome	num. repetições	médias	médias originais	5%
1	2	Oclusal	5	78,400021	78,400021	a
2	1	Cervical	5	0,000000	0,000000	b
3	3	Axial	5	0,000000	0,000000	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5%.

TABELA 35 – Teste de Tukey para médias de adaptação dentro de virgem do fator material e ombro do fator término

num. ordem	num. tratamento	nome	num. repetições	médias	médias originais	5%
1	2	Oclusal	5	125,133340	125,133340	a
2	1	Cervical	5	0,000000	0,000000	b
3	3	Axial	5	0,000000	0,000000	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5%.

TABELA 36 – Teste de Tukey para médias de adaptação dentro de refundido do fator material e bisel do fator término

num. ordem	num. tratamento	nome	num. repetições	médias	médias originais	5%
1	1	Cervical	5	236,149979	236,149979	a
2	2	Oclusal	5	188,300000	188,300000	a
3	3	Axial	5	69,166640	69,166640	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5%.

TABELA 37 – Teste de Tukey para médias de adaptação dentro de refundido do fator material e chanfro do fator término

num. ordem	num. tratamento	nome	num. repetições	médias	médias originais	5%
1	2	Oclusal	5	129,933362	129,933362	a
2	3	Axial	5	100,750000	100,750000	ab
3	1	Cervical	5	69,983320	69,983320	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5%.

TABELA 38 – Teste de Tukey para médias de adaptação dentro de refundido do fator material e ombro do fator término

num. ordem	num. tratamento	nome	num. repetições	médias	médias originais	5%
1	2	Oclusal	5	168,700003	168,700003	a
2	3	Axial	5	113,500000	113,500000	b
3	1	Cervical	5	41,883320	41,883320	c

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5%.