



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



LIGIA LUZIA BUARQUE E SILVA

ESTUDO COMPARATIVO DA ADAPTAÇÃO ENTRE COPINGS METÁLICOS E  
DE ALUMINA, NO SISTEMA IN-CERAM, ANTES E APÓS A CIMENTAÇÃO.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica, Área de Concentração Prótese Dental.

Orientador: Prof. Dr. Alexandre Brait Landulpho

PIRACICABA

2007

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**  
Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

Si38e	<p>Silva, Ligia Luzia Buarque e. Estudo comparativo da adaptação entre copings metálicos e de alumina, no sistema In-Ceram, antes e após a cimentação. / Ligia Luzia Buarque e Silva. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2007.</p> <p style="text-align: center;">Orientador: Alexandre Brait Landulpho. Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p style="text-align: center;">1. Prótese dentária. 2. Materiais dentários. 3. Cimentos dentários. I. Landulpho, Alexandre Brait. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.</p> <p style="text-align: right;">(mg/fop)</p>
-------	--

Título em Inglês: Comparative study of the adaptation between metallic copings and alumina, in system In-Ceram, before and after cementation.

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Dental prosthesis. 2. Dental materials. 3. Dental cements

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Alexandre Brait Landulpho, Henrique Casselli, Lourenço Correr Sobrinho

Data da Defesa: 28-02-2007

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

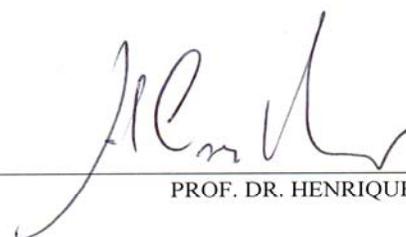


A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de MESTRADO, em sessão pública realizada em 28 de Fevereiro de 2007, considerou a candidata LIGIA LUZIA BUARQUE E SILVA aprovada.



---

PROF. DR. ALEXANDRE BRAIT LANDULPHO



---

PROF. DR. HENRIQUE CASELLI



---

PROF. DR. LOURENÇO CORRER SOBRINHO

## ***DEDICATÓRIA***

---

A DEUS pela generosidade com que tem abençoado minha vida.

Dedico este trabalho à minha filha ISABELA, que é a razão da minha felicidade e alimenta minha vontade de viver e de ser algo de bom em sua vida. Espero que compreenda meus momentos de ausência enquanto me dediquei a esta dissertação.

Ao meu pai FREDERICO que além de ser meu amado pai também é meu mestre, cultivador do meu sucesso e, a quem devo minha eterna gratidão.

A minha mãe GRAÇA, exemplo de amor à família. Sinto-me privilegiada em tê-la como MÃE e somente posso agradecer-lhe com muito amor, e com a promessa de que serei uma profissional digna.

Aos meus irmãos WILKENS, MÔNICA, FRED E FELIPE, pelos grandes momentos de descontração, amor, carinho e torcida.

## **AGRADECIMENTOS**

---

À Direção da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, por meio do seu Diretor Prof. Dr. FRANCISCO HAITER NETO.

À coordenação do curso de pós-graduação, área de concentração Prótese Dental, por meio do Prof. Dr. FREDERICO ANDRADE E SILVA.

Ao Prof. Dr. LOURENÇO CORRER SOBRINHO, pelos conhecimentos que me transmitiu, disponibilidade e, acima de tudo, o prazer com que me ajudou a concluir esta tese.

Ao Prof. Dr. MÁRIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI, pela presteza com que fez a análise estatística.

A toda a equipe do Laboratório ERO PRÓTESE, em especial ao Sr. ELIAS ROSA DE OLIVEIRA, pela forma com que me recebeu em seu laboratório, pela perfeição da confecção dos *copings* utilizados nesta pesquisa.

A CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico), pelo apoio científico e financeiro para o desenvolvimento desta pesquisa.

À Coordenação do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da FOP, em nome da Profa. Dr. RENATA CUNHA MATHEUS RODRIGUES GARCIA.

Ao Prof. Dr. WILKENS AURÉLIO BUARQUE E SILVA, apesar de não ter participado diretamente da elaboração desta tese, me deu base para que esta fosse confeccionada. Com certeza minha escolha em ser protesista, teve grande influência da sua pessoa.

A todos os professores da Área de Prótese Dental da FOP, o Dr. FREDERICO ANDRADE E SILVA, Dr. WILKENS AURÉLIO BUARQUE E SILVA, Dr. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES, Dr. MAURO ANTÔNIO DE ARRUDA NÓBILO, Dra. ALTAIR ANTONINHA DEL BEL CURY, Dra. CÉLIA MARISA RIZZATTI BARBOSA, Dra. RENATA CUNHA MATHEUS RODRIGUES GARCIA, Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA, Dr. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI pela oportunidade de aprender os ensinamentos dispensados durante o curso. Os senhores representam à referência profissional que nós, alunos, sonhamos um dia ser.

Ao Técnico especializado engenheiro mecânico MARCOS BLANCO CANGIANI, pela ajuda na confecção dos preparos e orientação na leitura dos corpos de prova.

A secretária do Departamento de Prótese e Periodontia SHIRLEY ROSANA SBRAVATTI MORETO, pela dedicação e solicitude.

A ex-estagiária da secretaria do Departamento de Prótese e Periodontia JULIANA DE SOUZA, meu sincero agradecimento.

A ex-funcionária MARIA CECÍLIA GREGÓRIO GOMES, por ter sido minha segunda mãe aqui nesta Faculdade, meus sinceros agradecimentos.

A funcionária SELMA APARECIDA BARBOSA SEGALLA, pela simpatia com que me recebeu no laboratório de Materiais Dentários.

As funcionárias do CETASE (Centro de Estudos e Tratamento das Alterações Funcionais do Sistema Estomatognático) BIANCA SOUZA SAMPAIO, EDNA DONÁ SCAGNOLATTO pelo papel fundamental que desempenham para com os pacientes e alunos de nossa Área, obrigada pela presteza com que nos ajudam.

Aos meus colegas de curso, CÉSAR EDUARDO RIBEIRO, MÔNICA VIEIRA DE JESUS CRUZ, LEONARDO VEDANA, MARCELA RODRIGUES ALVES, GUILHERME RAMOS, FERNANDA PAIXÃO, GIULIANA ZANATTA, DEVANIR PRADO, pelos bons momentos profissionais e pessoais. É uma satisfação enorme poder aprender com vocês. Desejo a todos muito sucesso.

Aos meus colegas de especialização em Prótese Dentária turma 2002, CÍNTIA, FERNANDO, LUCIANO, SIMONE, DANIELA, PAULO, LÍVIA, CÉSAR, RONISE, MÔNICA e IARA, pelos incríveis momentos de alegria, solidariedade e amizade. Deste curso tenho certeza que levarei amigos para vida toda. Obrigada!

Ao meu “irmão” HENRIQUE CASSELLI, pelo carinho, proteção e amizade.

A minha cunhada Lisandra Pegorari, pelas inúmeras vezes em que cuidou da minha filha enquanto estive ausente fazendo esta tese.

Aos meus sobrinhos, Henrique e Anna Júlia, pelos grandes momentos de alegria e descontração. Esses momentos que fazem tudo valer a pena.

Ao Sr. Álvaro e Sra. Lourdes Pegorari que sempre me abrigaram em seus corações, me ajudando sempre que possível.

As minhas amigas de faculdade FABRÍCIA, CAROL, FRANCINE, KAROL, JULIANA, pelas alegrias e, especialmente pela amizade, sei que vocês torcem por mim.

A minha prima Carol que além de ser da minha família, hoje é uma grande amiga.

Aos alunos de graduação da FOP/UNICAMP, obrigada pela experiência de aprender com vocês e ensinar.

A todas as pessoas que participaram contribuindo para a realização deste trabalho, direta ou indiretamente, meu agradecimento.

## **AGRADECIMENTO ESPECIAL**

---

Ao Prof. Dr. ALEXANDRE BRAIT LANDULPHO, meu orientador, por ter contribuído de forma ímpar, pessoa que não só se limitou a ser meu orientador, mas também foi e com certeza, continuará sendo meu Amigo. Obrigada pela forma com que conduziu minha formação desde a especialização até o término desta tese.

"Não se pode ensinar alguma coisa a alguém, pode-se apenas auxiliar a descobrir por si mesmo".

Galileu

"Duvida sempre de ti mesmo,  
até que os dados não deixem  
lugar para dúvidas."

## RESUMO

Este estudo analisou comparativamente a adaptação marginal antes e após a cimentação de *copings* metálicos e de alumina, no sistema In-Ceram, em preparos sobre dentes bovinos, utilizando dois tipos de cimento. Sessenta incisivos bovinos foram fixados em resina acrílica ativada quimicamente e as porções coronárias foram preparadas para coroa total, utilizando pontas diamantadas tronco cônica nº 4103 com paredes axiais com expulsividade de 8º e término cervical em ombro. Trinta coroas foram confeccionadas para cada tipo de *coping*. Após, os *copings* foram adaptados sobre os preparos com carga estática de 9 Kgf por 1 minuto e a discrepância marginal foi medida com microscópio de mensuração (STM). Em seguida, os *copings* foram removidos e 15 amostras de cada tipo de *coping* foram cimentados sobre os dentes com cimento de fosfato de zinco (SS White, Petrópolis, RJ. Brasil) e 15 com cimento resinoso (Rely X ARC 3M/ESPE Divisão Dental – Brasil), aplicou-se uma carga estática de 9 Kgf por 7 minutos e novamente a discrepância marginal foi medida. Os resultados foram submetidos à Análise de Variância e ao Teste de Tukey (5%) e indicaram que os dois tipos de *copings* apresentaram desajuste cervical após a cimentação estatisticamente superior ao desajuste cervical antes da cimentação, para os dois cimentos. O sistema In-Ceram apresentou valores de desajuste cervical estatisticamente superior quando cimentados com cimento resinoso. Nenhuma diferença estatística foi observada entre os dois tipos de *copings* quando cimentados com cimento de fosfato de zinco.

Palavras-chave: Prótese Dentária, Alumina, Cimentação.

## ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the marginal fit before and after cementation of metal and aluminium oxide In-Ceram copings, on bovine teeth preparation using two kinds of cement. Sixty bovine incisors were embedded in resin and the coronal portions of the teeth were prepared to receive complete crowns using a 4103 diamond bur under refrigeration with 8° of tapering and right shoulder. Thirty crowns were fabricated for each coping. The crowns were then seated on the teeth with 9 Kgf static loads for 1 minute and the marginal discrepancy was measured using a microscopic (STM). Afterwards, the copings were removed and fifteen samples of each coping were luted on the teeth with zinc phosphate (SS White/Esp, Petrópolis, RJ. Brasil) and resin cement (Rely X ARC 3M/ESPE Divisão Dental – Brasil), applied 9 Kgf static loads for 7 minutes and the marginal discrepancy was measured again. Data were submitted to analysis of variance and Tukey's test (5%); results showed that the two copings had cervical fits after cementation statistically higher than those before cementation, concerning both cements. The In-Ceram system showed statistically higher values for the cervical fits when resin cement was used. No statistically significant difference was found between the copings concerning cements with zinc phosphate.

Key-words: Dental Prosthesis, Aluminium Oxide, Cementation.

## SUMÁRIO

---

	<i><b>pág.</b></i>
1- INTRODUÇÃO	1
2- REVISÃO DE LITERAURA	3
2.1 – Sistema Metalocerâmico	3
2.2 – Sistemas Cerâmicos Livres de Metal	18
3 – PROPOSIÇÃO	37
4 – MATERIAIS E MÉTODOS	39
4.1 - Confecção dos Preparos e Obtenção dos Corpos de Prova	39
4.2 - Moldagem e obtenção dos troquéis	41
4.3 - Preparos dos copings com cerâmica In-Ceram	43
4.4 - Preparos dos copings com metal	46
4.5 - Leitura do ajuste cervical antes da cimentação	48
4.6 – Cimentação dos <i>copings</i>	51
4.7 – Leitura da adaptação cervical após cimentação	53
5 – RESULTADOS	55
6 – DISCUSSÃO	61
7 – CONCLUSÃO	67
8 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	69
9 – APÊNDICE	81

## **1. INTRODUÇÃO**

O anseio dos pacientes que procuram tratamento por meio de reabilitações com excelência estética, bem como o desejo dos profissionais de odontologia em buscar melhores soluções protéticas tem motivado nos últimos anos o aperfeiçoamento de materiais restauradores. Como consequência, a odontologia restauradora passou por uma revolução industrial e tecnológica que possibilitou aos cirurgiões dentistas opções restauradoras de alta eficiência, sob o ponto de vista estético.

A grande procura por restaurações que proporcionem um sorriso esteticamente perfeito fez das cerâmicas restauradoras materiais cada vez mais populares, por apresentarem padrões de excelência no que concernem as características estéticas.

Estruturalmente, as cerâmicas sofreram modificações com a finalidade de se tornarem mais resistentes podendo ser utilizadas como materiais restauradores, dispensando infra-estrutura metálica de suporte.

A associação das cerâmicas com infra-estrutura metálica, assegurou a resistência mecânica (BRECKER, 1956), porém, a oxidação, resultante da queima da liga durante os procedimentos para a aplicação do opaco é um ponto negativo desta associação, que se torna mais crítico quando associado à translucidez cada vez maior das cerâmicas, possibilitando a redução da qualidade do fator estético (JONES, 1985).

Muito embora a utilização de ligas metálicas nobres e outros materiais a base de ouro minimizassem o problema da oxidação, persistia o fator translucidez. Assim, buscou-se substituir a utilização de ligas metálicas para se obter melhores padrões estéticos.

As primeiras tentativas para a obtenção de uma restauração de cerâmica pura sem infra-estrutura metálica ocorreram com a concepção das facetas laminadas que eram confeccionadas com cerâmicas feldspáticas. Porém,

esta modalidade técnica, ainda deixava dúvida sob o ponto de vista de resistência e precisão do ajuste marginal.

O uso da alumina em odontologia tem colaborado com a solução destes problemas, uma vez que uma infra-estrutura não metálica, obtida a partir da sinterização de partículas de óxido de alumínio, permite a confecção de próteses esteticamente mais aceitáveis sem detrimento do fator mecânico.

O vedamento marginal é uma das variáveis importantes para a proteção do elemento suporte e para sucesso a longo prazo da restauração (BESCHNIDT & STRUB, 1999). A adaptação marginal é considerada um fator fundamental e significativo para a prevenção de cáries secundárias e um importante indicador do sucesso ou fracasso da restauração.

Paralelamente às cerâmicas, os agentes de cimentação também evoluíram, assim como, os adesivos dentais (WHITE & KPINIS, 1992). Apesar disso, alguns problemas continuaram ocorrendo, como os causados pelas alterações volumétricas provocadas pelas variações térmicas no meio bucal e pela contração de polimerização na face dente/restauração.

Além disso, a espessura acentuada da linha de cimento pode expô-lo aos líquidos bucais e como conseqüência advir à solubilidade do material, acúmulo de placa bacteriana, instalação de cárie, manchamento marginal, e doença periodontal (VALDERHAUG & BIRKELAND, 1976; FIGUEIRÓ, 2000)

Tendo em vista os resultados apresentados na literatura parece-nos oportuno avaliar e comparar a adaptação marginal entre *copings* confeccionados em alumina pela técnica In-Ceram, e *copings* confeccionados em ligas metálicas a base de Níquel/Cromo e 5% de Titânio, ambos cimentados com fosfato de zinco e cimento resinoso.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

Para fins didáticos a revisão de literatura será dividida em tópicos. De acordo com a bibliografia colocada ao nosso alcance, fazemos as citações que nos pareceram de maior relevância para a pesquisa.

### 2.1 – Sistema Metalocerâmico

BRECKER, em 1956, foi o primeiro a divulgar o uso da cerâmica sobre ligas de ouro, sendo que este material proporcionou maior resistência à fratura da cerâmica, evitando a descoloração ocorrida nas coroas plásticas e a insistente cobrança do paciente em relação à estética. O autor observou que a utilização do ouro produziu uma excelente adaptação marginal e que o coeficiente de expansão térmica do ouro foi compatível com o da cerâmica.

CHRISTENSEN, em 1966, relacionou o desajuste de restaurações tipo *inlay* confeccionadas em liga de ouro e a acuidade de dez cirurgiões dentistas em classificá-las como boas, clinicamente aceitáveis ou deficientes. Dez pré-molares foram montados adjacente um ao outro em base de resina acrílica, sendo preparados de forma padronizada. As restaurações foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco sobre os respectivos dentes, e então avaliadas com o auxílio de uma sonda exploradora e radiografias interproximais. O autor verificou que os valores de desajuste cervical variaram de 34 a 119  $\mu\text{m}$ , com valor médio de 74  $\mu\text{m}$  na região interproximal. Concluiu que margens clinicamente aceitáveis podiam possuir valores de até 39  $\mu\text{m}$ , valor este obtido a partir de uma fórmula de regressão linear.

McLEAN *et al.*, em 1971, em um estudo *in vivo* estimou a película de cimento em restaurações *inlays* e coroas totais em ouro, metalocerâmicas e faceta laminada. Foi colocada cuidadosamente sobre a superfície interna das coroas

uma fina camada de elastômero (Impregum) e assentado nos dentes preparados com uma pressão digital firme. As restaurações foram removidas de forma que a película de elastômero fosse removida intacta. A película foi então embebida em resina, obtendo-se um bloco. A partir deste foi realizado o seccionamento horizontal no sentido mesial para distal, e as medidas das espessuras obtidas. Segundo os autores, um espaço de 80  $\mu\text{m}$  pode ser muito difícil de ser detectado mesmo em um rigoroso exame utilizando-se explorador clínico e radiografia. Em uma desadaptação de 200  $\mu\text{m}$ , a radiografia mostrava uma considerável desadaptação, mas no exame com explorador era observada uma leve discrepância, não demonstrando evidência conclusiva. Neste caso, o exame radiográfico demonstrou-se mais fiel que o uso de um explorador clínico. Para os autores, um espaço de até 160  $\mu\text{m}$  foi considerado um sucesso clínico, mas um espaço de 120  $\mu\text{m}$  seria o ideal, para que não ocorra dissolução do material cimentante.

SHILLINGBURG *et al.*, em 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 linguais e proximais eram acabadas em chanfro, nas vestibulares foi em chanfro, chanfro com bisel, ombro com bisel e ombro reto. Para a produção dos casquetes, um molde bipartido foi utilizado, e preenchido com cera liquefeita. Os padrões de cera foram incluídos em revestimento e passaram pelo processo de fundição. As estruturas metálicas foram desgaseificadas, aplicando o opaco, as porcelanas de corpo e incisal, e realizado o glazeamento. As medidas da distorção foram feitas antes dos procedimentos de cocção, após os procedimentos de desgaseificação, da adição da porcelana de opaco, da primeira adição da porcelana de corpo, da segunda cocção da porcelana de corpo e do glazeamento final. Nenhuma tentativa foi feita para medir a desadaptação existente entre a margem do casquete e a linha do preparo embora, tenha sido considerada somente a alteração no ajuste

que ocorre durante o ciclo de cocção. Todas as quatro linhas de acabamento exibiram aumentos sucessivos no desajuste vestibular no decorrer dos estágios de aplicação da 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.

EAMES *et al.*, em 1978, estudaram várias técnicas para melhorar a adaptação de fundições. Dentes humanos extraídos foram preparados utilizando métodos que foram correlacionados com 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 186 coroas e 40 *inlays*. As amostras fundidas com liga de 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 totais fixadas em posição estática, com pressão digital, sem alívio ou condicionamento, um espaço oclusal de 215  $\mu\text{m}$  foi observado quando a convergência do preparo foi de  $10^\circ$ . Com uma convergência de  $20^\circ$ , o espaço oclusal diminuiu para 99  $\mu\text{m}$ . Quando as fundições foram adaptadas sem cimento, a interface era de 150  $\mu\text{m}$ , 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 e quanto menor o ângulo de convergência do preparo, maior é o desajuste da restauração metálica. A possibilidade de completa adaptação é muito variável devido aos muitos procedimentos de manipulação envolvidos na sua confecção.

OILO, em 1978, avaliou a adaptação de coroas fixadas com diferentes tipos de cimentos para esmalte, dentina e material restaurador. Coroas metálicas

foram fixadas nos dentes com cimento de fosfato de zinco, policarboxilato, EBA (cimento reforçado de óxido de zinco – mistura de 32% de eugenol e ácido etóxi benzóico - EBA) e resinoso. Após a fixação, o conjunto foi armazenado por 24 horas a 100% de umidade relativa. Decorrido esse tempo, o conjunto foi cortado no sentido perpendicular e lixado com lixas de carbetto de silício (400 e 600) e polido com óxido de alumínio (0,05  $\mu\text{m}$ ). Réplicas das superfícies polidas foram confeccionadas usando silicona de condensação (Xantopren), analisadas em um estéreo-microscópio e posteriormente em microscópio eletrônico de varredura (MEV), fendas ocorreram em todos os corpos de prova cimento/interface-dente e cimento/interfade-dente-liga ou ambos. O cimento resinoso apresentou fendas somente na interface dente/cimento O fosfato de zinco e o EBA apresentaram fendas nas duas interfaces. O cimento de policarboxilato foi o cimento que mostrou boa adaptação ao esmalte e dentina deixando espaço na interface liga/cimento. Além disso, os agentes de cimentação apresentaram baixa propriedade de umedecimento e, após a presa, eles podem contrair e serem removidos da restauração e do dente através da interface, dente/restauração, principalmente quando estão imersos em ambiente úmido.

GAVELIS *et al.*, em 1981, correlacionaram o término marginal com o vedamento das coroas totais metálicas. Foram estudados oito tipos de preparos em troquéis metálicos simulando molares. Sete preparos possuíam 10 mm de diâmetro no término. Cada preparo media 6 mm na oclusal e um ângulo de convergência de  $10^{\circ}$ . Os términos apresentavam as seguintes formas: ombro reto  $90^{\circ}$ ; ombro  $45^{\circ}$ ; ombro e chanfro com chanferete de 1 mm paralelos as paredes axiais; ombro de 1 mm com chanferete de  $30^{\circ}$ . As coroas foram cimentadas sobre os preparos e levados a uma máquina de compressão. A pressão de cimentação era de 100 libras, reduzindo lentamente até 57 libras em um intervalo de 10 minutos de cimentação. Posteriormente, as coroas foram seccionadas no centro e os resultados mostraram que preparos com chanferete paralelos tiveram melhor vedamento marginal, seguido ombro reto  $90^{\circ}$ , ombro  $45^{\circ}$  e ombros com

chanderetes em 30° e 45°. Com relação à adaptação da restauração, o ombro reto 90° proporcionou melhor adaptação em relação ao chanfro de 45°.

JANENKO & SMALES, em 1979, em um estudo clínico e laboratorial, avaliaram acúmulo de placa, gengivite, contorno axial, ângulo de emergência, adaptação marginal, sobre-contorno e sub-contorno em coroas totais de jaquetas de cerâmica pura e metalocerâmica. Cento e uma coroas de jaqueta e oitenta e oito de metalocerâmica foram examinadas em 126 pacientes, as restaurações foram feitas por estudantes do último ano de odontologia e clínicos do hospital da Universidade de Adelaide na Austrália, sob supervisão de professores. A avaliação foi realizada por meio de *score*. No estudo laboratorial a possibilidade de retenção de placa sobre esmalte, dentina, cerâmica, ouro e fosfato de zinco foi avaliada. Cinco amostras de cada material foram suspensas em 60 ml de saliva humana fresca contendo 10% de sucrose e também em saliva contendo 10% de D-glucose como controle e todas foram incubadas a 37° C, por 48 horas. A adaptação marginal também foi avaliada. Os resultados mostraram que, o acúmulo de placa supragengival foi menor para as coroas artificiais, não houve diferença no acúmulo de placa entre cerâmica e metalocerâmica. Alta porcentagem de coroas estava associada à gengivite, em alguns casos severos. A adaptação marginal de coroas de cerâmica pura foi inferior a metalocerâmica. O esmalte mostrou pouco acúmulo de placa, enquanto, a cerâmica glazeada não apresentou nenhuma formação de placa e a cerâmica sem glaze resultou em alto acúmulo de placa. O ouro mostrou acúmulo de placa em algumas regiões de defeitos de margem. A superfície de fosfato de zinco reteve considerável quantidade de placa. Os autores concluíram que, a gengivite às vezes severa estava associada com ambos os materiais restauradores. Houve uma correlação positiva entre a gengivite, adaptação marginal, rugosidade de superfície e defeitos marginais.

PANNO *et al.*, em 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

receber coroas metalocerâmicas, dezessete preparos tinham bisel de 80°, e sete com bisel de 45°. 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 policarboxilato de zinco. O conjunto troquel/coróa foi embutido em resina e seccionado no sentido vestibulo-lingual, e analisado com microscópio eletrônico de varredura e óptico. A espessura da linha de cimento foi medida com um micrômetro ocular linear 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; o grupo com bisel de 80° e porcelana nas margens obteve a média de 29,6 µm; e o grupo com bisel de 45° com porcelana na margem apresentou uma média de 29,5 µm. Os autores concluíram que o preparo com bisel 45° com metal ou porcelana na linha de acabamento, teve espessura do cimento comparável ao ombro biselado.

STEPHANO *et al.*, em 1989, compararam qualitativa e quantitativamente a adaptação cervical de coroas metálicas feitas a partir de ligas de ouro, níquel/cromo e cobre/alumínio. Usaram uma réplica metálica de um preparo dental para coróa, a fim de confeccionar oito troquéis de gesso com espaçador. A partir desses troquéis, obtiveram 64 coroas metálicas fundidas. As coroas eram adaptadas ao troquel metálico, e a seguir se procedia a medição do desajuste cervical com o auxílio de um microscópio de mensuração linear, com precisão de 1 µm. As coroas fundidas sem espaçadores apresentaram 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.

VECCHIO *et al.*, em 1990, verificaram as medidas do desajuste cervical em coroas totais metálicas obtidas com ligas alternativas à base de prata/estanho, utilizando três técnicas de inclusão. Por meio 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 utilizaram-se cinco corpos-de-prova. Para as fundições a fusão foi feita com maçarico à gás/ar. O desajuste cervical foi medido em quatro pontos referenciais, cinco vezes em cada ponto, em um microscópio comparador com aumento de 45 vezes. A técnica convencional de inclusão mostrou um desajuste cervical médio de 104  $\mu\text{m}$ , para a técnica a vácuo foi de 65  $\mu\text{m}$  e para a técnica de pressão 25  $\mu\text{m}$ . Os autores concluíram que os melhores resultados de adaptação cervical dos corpos-de-prova foram obtidos pela técnica de pressão.

FELTON *et al.*, em 1991, avaliaram *in vivo* o efeito da desadaptação de coroas metálicas sobre a saúde periodontal. Quarenta e duas restaurações com término sub-gengival em chanfro e tempo mínimo de uso de 4 anos foram selecionadas em pacientes da Universidade da Carolina do Norte. A região do término foi moldada para análise em microscopia eletrônica de varredura e o índice gengival foi obtido por sondagem de profundidade do espaço periodontal na região vestibular. Os autores concluíram que o aumento no desajuste entre a peça fundida e o dente preparado resultava em aumento da inflamação gengival.

JACOBS & WINDELER, em 1991, investigaram a taxa de solubilidade do cimento fosfato de zinco, utilizado como agente cimentante, em relação ao tamanho da fenda marginal. Amostras padronizadas foram construídas para simular aberturas marginais de 25, 50, 75 e 150  $\mu\text{m}$ , e suas respectivas linhas de cimento. O estudo foi dividido em duas fases. A fase I avaliou os efeitos da difusão simples sobre a solubilidade do cimento em um ambiente estático, enquanto que a fase II investigou os efeitos de forças convencionadas sobre a dissolução do cimento em ambiente dinâmico. Em ambas as fases não houve diferença significativa na taxa de dissolução do cimento para os grupos 25, 50 e 75  $\mu\text{m}$ . O

grupo teste 150  $\mu\text{m}$ , para ambos os estudos, demonstrou um aumento na dissolução do cimento.

TJAN & TAN, em 1991, avaliaram o desajuste cervical de coroas totais confeccionadas em cinco ligas alternativas, comparando-as com coroas totais confeccionadas em liga de ouro tipo III. Os autores ressaltaram que durante a seleção de uma liga alternativa para a restauração fundida, um dos fatores importantes a ser considerado foi a precisão dimensional da peça resultante do processo de fundição. Clinicamente, os autores consideraram que uma restauração tinha desajuste cervical aceitável quando a fenda era imperceptível visualmente ou por sondagem. Os autores observaram que a existência de fenda marginal permitia a dissolução do material de cimentação exposto ao meio bucal, formando um nicho para crescimento bacteriano que possibilitava a ocorrência de inflamação gengival, recidiva de cárie e inflamação pulpar. Os autores concluíram que: a liga à base de prata-paládio produziu resultados próximos aos da liga de ouro tipo III; a liga à base de níquel/cromo/molibdênio, produziu os maiores valores de desajuste cervical; o alívio interno propiciado pelo espaçador para troqueis era imprescindível, sendo recomendado calibrar o número de camadas de acordo com a liga utilizada.

VAHIDI *et al.*, em 1991, compararam a adaptação marginal de coroas Renaissance, metalocerâmicas e Dicor. Foram preparados 22 pré-molares recém extraídos com término em ombro, sendo 12 coroas confeccionadas com o sistema Renaissance, cinco Dicor e cinco metalocerâmicas. As coroas foram confeccionadas de acordo com as recomendações dos fabricantes e cimentadas nos preparos com cimento de policarboxilato (Durelon) sob pressão constante. Após a cimentação, as amostras foram inseridas em resina acrílica, seccionadas e polidas para a análise da adaptação marginal. A espessura de película de cimento foi avaliada sob microscopia óptica de luz com aumento de 100 vezes na interface dente/restauração. A fenda marginal das coroas metalocerâmicas (37  $\mu\text{m}$ ) e coroas Renaissance (76  $\mu\text{m}$ ). As coroas Dicor apresentaram fendas marginais de 30  $\mu\text{m}$ . Diferenças, estatisticamente significantes, foram encontradas entre os três

sistemas cerâmicos. As coroas Dicor e metalocerâmicas, apresentaram espessuras de película de cimento similares. Análise em microscópio eletrônico mostrou presença de porosidade na região marginal das coroas Renaissance e metalocerâmicas, sendo que para o sistema Dicor nenhuma porosidade foi encontrada.

WHITE *et al.*, em 1992, mediram *in vitro* a microinfiltração marginal de coroas metálicas fundidas fixadas ao dente com diferentes cimentos. Para isso realizaram preparos para coroa total em quarenta e dois pré-molares, com término cervical em chanfro em esmalte, mesial e distal em dentina e cimento. Quarenta e duas coroas metálicas foram obtidas com ligas Resilium III. As amostras foram divididas em seis grupos com sete amostras cada. Cada grupo foi fixado com cimentos de poliacrilato, fosfato de zinco, ionômero de vidro, Dent-Mat Panavia Ex e Tenure. Os resultados mostraram que o cimento resinoso Tenure foi o mais resistente a microinfiltração, seguido pelo Panavia Ex, cimento de ionômero de vidro, poliacrilato. As coroas fixadas com o cimento de fosfato de zinco exibiram maior microinfiltração, enquanto as fixadas com os cimentos resinosos exibiram a menor infiltração marginal.

SYU *et al.*, em 1993, pesquisaram o espaço da parede axial criado entre o troquel e a coroa por procedimentos de fundição de rotina, e a influência do término cervical em ombro, ombro biselado e chanfro na adaptação marginal de coroas fundidas. Três réplicas de incisivos centrais superiores em Ivorine foram preparadas para coroa total com três diferentes terminos cervicais na vestibular: ombro, ombro biselado em 45°, chanfro. Cada dente preparado foi duplicado e obtido 10 troquéis para cada grupo pelo uso de gesso pedra tipo IV. Padrões de cera foram produzidos e incluídos em revestimento aglutinados por fosfato. Após a eliminação da cera 10 fundições foram feitas com uma liga com alto teor de paládio, liquefeita com uma chama de gás/oxigênio. As fundições foram limpas e adaptadas aos troquéis. Duas secções vestibulo-linguais foram feitas 1 mm ao lado da linha média. Os desajustes marginais foram medidos com o uso de um projetor, 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 e 15,6  $\mu\text{m}$ ; ombro biselado 31,8 e 33,1  $\mu\text{m}$ ; chanfro 26,4 e 31,8  $\mu\text{m}$ . Não houve diferença significativa entre os termos ombro, ombro biselado e chanfro. Os autores concluíram que a adaptação marginal não foi influenciada pelo tipo de término e que fundições bem adaptadas mostraram sobre-contornos marginais horizontais significantes.

WHITE & KIPNIS, em 1993, determinaram o efeito do uso de materiais de cimentação adesivos sobre o assentamento marginal de coroas metálicas. Foram confeccionados 35 preparos para coroa total em molares recém-extraídos, reproduzidos em gesso pedra melhorado. Os troquéis foram revestidos 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 kg. A abertura marginal foi determinada em quatro marcas pré-determinadas, em microscópio metalúrgico. Houve randomização das amostras para os grupos de materiais de cimentação, e foram cimentadas com uma carga de 6 kg durante 7 minutos. A abertura marginal foi medida após 24 horas de armazenagem a 37°C e 100% de umidade relativa. O estudo mostrou como resultado uma abertura marginal pré-cimentação para os grupos I e V respectivamente: 57,2  $\mu\text{m}$ ; 58,0  $\mu\text{m}$ ; 69,5  $\mu\text{m}$ ; 35,1  $\mu\text{m}$  e 66,5  $\mu\text{m}$ . Após a cimentação, as médias foram 82,8  $\mu\text{m}$ ; 111  $\mu\text{m}$ ; 141,6  $\mu\text{m}$ ; 263  $\mu\text{m}$  e 333  $\mu\text{m}$ . Os autores concluíram que significantes diferenças na adaptação marginal foram criadas pelos vários materiais de cimentação. A escala da menor para a maior média de abertura marginal foi cimento de ionômero de vidro, cimento de fosfato de zinco, cimento de policarboxilato de zinco e cimentos resinosos (Panavia e Tenure).

WHITE *et al.*, em 1994, investigaram a relação entre desajuste e a microinfiltração. Preparos padronizados foram feitos em pré-molares humanos intactos e *copings* metálicos foram fundidos obedecendo à técnica convencional. As fundições foram aleatoriamente divididas para os seguintes agentes de cimentação: cimento de fosfato de zinco, cimento de policarboxilato de zinco, cimento de ionômero de vidro, cimento resinoso e uma resina composta com agente de união dentinário com NPG-GMA e cimentadas de acordo com as especificações dos fabricantes. Os desajustes marginais e as microinfiltrações foram avaliados nos mesmos pontos. Os resultados mostraram um maior desajuste marginal para os cimentos resinosos em relação aos outros cimentos. Não houve correlação entre o desajuste marginal e a infiltração para os diferentes agentes de cimentação.

GELMALMAZ & ALKUMURU, em 1995, examinaram as alterações do desajuste 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 de aço foram preparados, um com término em ombro outro e em 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 foi fundido, metade com término em ombro e outra metade com término em chanfro, com ligas nobres e não nobres. Em seguida era aplicada a porcelana; 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 referências existentes no troquel mestre e o ponto mais apical da margem do casquete em quatro pontos diametralmente opostos, e feitos em cinco estágios da fabricação das coroas antes e após a desgaseificação, após a aplicação do opaco, após a aplicação da porcelana de corpo e após o glazeamento. A alteração total do ajuste marginal para a liga preciosa no decorrer dos cinco estágios foi de 25, 91  $\mu\text{m}$ , e para a liga não preciosa foi 11,59  $\mu\text{m}$ . Os resultados mostraram que não houve diferença

significante 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 do desajuste 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 de liga preciosa; e que o cálculo das alterações marginais foi independentemente do desenho da margem e proximidade da porcelana.

VALDERRAMA *et al.*, em 1995, compararam a adaptação marginal e interna de coroas de titânio com coroas de ouro/platina/paládio, e o efeito da cocção da porcelana sobre o ajuste marginal e adaptação interna destes dois tipos de coroas metalocerâmicas. Após a obtenção de 80 casquetes, todos foram avaliados quanto a presença de irregularidades internas, que foram removidas com broca esférica nº4. Em seguida, foram assim agrupados: 10 casquetes de ouro/platina/paládio cimentados; 10 coroas metalocerâmicas de ouro/platina/paládio cimentadas; 10 casquetes de titânio cimentados; 10 coroas metalocerâmicas de titânio cimentadas; e igual número e grupos de casquetes e coroas não cimentados. As coroas fixadas com cimento de fosfato de zinco foram incluídas em resina epóxica e seccionadas em dois planos: diagonal e vestibulo-lingual. As coroas foram medidas em nove pontos em um microscópio comparador com aumento de 40 vezes. Para cada coroa, cada ponto foi medido nove vezes. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística significativa da abertura marginal entre as coroas ouro/platina/paládio e as de titânio. Os desajustes marginais totais para as restaurações foram  $61 \mu\text{m}$  ( $\pm 34 \mu\text{m}$ ) para as coroas de titânio e  $47 \mu\text{m}$  ( $\pm 17 \mu\text{m}$ ) para as coroas de ouro/platina/paládio. Os autores concluíram que no ponto de maior aproximação marginal não houve diferença significativa entre as coroas cimentadas de titânio e ouro/platina/paládio, e que a cocção da porcelana não causou alteração significativa no ajuste marginal das estruturas metálicas de ouro/platina/paládio e titânio.

FIGUEIRÓ, em 1997, avaliou a influência da convergência axial na adaptação e infiltração marginal de coroas totais fixadas com cimento de fosfato de zinco, ionômero de vidro e resinoso. Foram realizados preparos do tipo coroa total em 60 dentes molares recém extraídos, que receberam coroas metálicas de Níquel/Cromo (NiCr). Foram formados 12 grupos de acordo com o agente cimentante utilizado, a convergência axial de 12° e de 16°, e a utilização ou não de ciclagem térmica. As coroas foram cimentadas seguindo as orientações do fabricante, utilizando uma carga estática de 9 kgf durante 7 minutos. Os grupos que sofreram ciclagem térmica foram submetidos a um regime de 1500 ciclos nas temperaturas de 10°C e de 50°C. Todos os grupos foram imersos em corante azul de metileno a 1%, permanecendo em temperatura de 37°C durante 24 horas. As coroas foram seccionadas longitudinalmente e, realizado polimento de todas as seções obtidas em uma politriz manual. A adaptação marginal e infiltração foram medidas utilizando um microscópio comparador, com aumento de 40x. O autor concluiu que a adaptação das coroas foi melhorada com aumento da convergência, para os cimentos de ionômero de vidro e resinoso. A infiltração não sofreu alteração em relação ao grau de convergência das paredes axiais. O cimento resinoso apresentou a menor infiltração entre os agentes cimentantes avaliados, sendo que os cimentos de fosfato de zinco e ionômero de vidro não apresentaram diferença em relação à infiltração. A utilização de ciclagem térmica aumentou a infiltração. O cimento de fosfato de zinco apresentou menores valores de desajuste cervical, seguido por ionômero de vidro e resinoso.

SCHILLING *et al.*, em 1999, avaliaram o desajuste cervical e determinaram a aceitabilidade clínica de fundições simples incluídas com revestimento fosfatado (Ceramigold) usando método convencional e acelerado. Quarenta e quatro fundições foram obtidas sendo vinte e duas incluídas por meio de inclusão convencional e vinte e duas pelo método acelerado com revestimento. Cada fundição foi colocada sobre o seu respectivo troquel de gesso e 4 medidas foram efetuadas em posições diametralmente opostas. Medidas perpendiculares e com inclinação de 25° foram feitas nas margens das restaurações. Os resultados

mostraram que para as duas formas de medidas não houve diferença estatística entre os grupos acelerado (31,6 e 32,2  $\mu\text{m}$ ) e convencional (13,2 e 13,6  $\mu\text{m}$ ). Todas as medidas de adaptação estavam dentro dos padrões de aceitabilidade clínica exceto uma. O revestimento fosfatado produziu fundições simples dentro de 30 minutos com abertura marginal comparável às encontradas com o método convencional.

BRISOLARA, em 2000, avaliou 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  $45^\circ$ , ombro biselado em  $20^\circ$  e ombro reto, com os cimentos de fosfato de zinco, ionômero de vidro e resinoso. Noventa coroas totais metálicas foram fundidas com liga de níquel-cromo (Verabond II) utilizando maçarico gás-oxigênio. Após a fundição, as coroas foram adaptadas sobre os preparos com carga estática de 9 kg. A desajuste marginal foi medido com micrômetro digital (Mitutoyo) e as coroas metálicas foram fixadas sobre os dentes com os cimentos de fosfato de zinco, ionômero de vidro e resinoso, manipulados de acordo com as recomendações dos fabricantes. Em seguida, a desajuste marginal foi medido novamente. Os resultados submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey 5% de significância, indicaram que antes da cimentação, o término cervical em ombro biselado em  $20^\circ$  mostrou a maior média de desajuste cervical, sendo diferente estatisticamente do chanfro  $45^\circ$  e ombro reto, também diferente entre si; após a cimentação, para cada tipo de cimento, o melhor ajuste cervical foi obtido com o término cervical em ombro reto, seguido pelo chanfro em  $45^\circ$  e ombro biselado em  $20^\circ$ , independente do término cervical, as coroas metálicas fixadas com cimento de ionômero de vidro apresentaram os melhores resultados, seguido pelo cimento de fosfato de zinco e cimento resinoso.

FIGUEIRÓ, em 2000, avaliou a influência da convergência axial e do alívio interno na adaptação e resistência à tração de coroas totais cimentadas com cimento resinoso Scotchbond (3M) e Enforce (Dentsply). Foram realizados preparos padronizados do tipo coroa total em 160 dentes incisivos bovinos, nos

quais foram confeccionadas coroas metálicas níquel/cromo, formando oito grupos de acordo com: convergência axial (24° e 32°), utilização de alívio e agente cimentante. As coroas foram cimentadas seguindo as orientações dos fabricantes, utilizando uma carga estática de 9 kgf durante 2 minutos. Os corpos-de-prova receberam uma ciclagem térmica (1500 ciclos nas temperaturas de 5°C ± 2°C). As faces obtidas foram incluídas em resina acrílica autopolimerizável, sendo posteriormente realizado polimento com lixas d'água em uma politriz de bancada. Metade das coroas foi seccionada longitudinalmente utilizando um disco diamantado, no seu terço médio no sentido vestibulo-lingual. A adaptação das coroas foi medida em um microscópio comparador (Leitz) com o aumento de 40X, e a resistência à tração foi medida em uma máquina de testes Universal (Instron). Os resultados foram agrupados e submetidos a uma análise de variância que se mostrou significativa ao nível de 5%, sendo realizado o teste de Tukey para a comparação das médias. Conforme a metodologia adotada conclui-se que: 1) o aumento da convergência axial de 24° para 32°, melhorou a adaptação das coroas totais; 2) a utilização de alívio interno nas coroas totais melhorou a adaptação cervical; 3) o cimento resinoso Scotchbond proporcionou uma melhor adaptação cervical nas coroas totais quando comparado com o cimento Enforce; 4) o aumento da convergência axial de 24° para 32°, diminuiu a resistência à tração do cimento Scotchbond; 5) a utilização de alívio interno nas coroas diminuiu a resistência à tração das mesmas; 6) na convergência de 24°, o cimento Scotchbond apresentou maior resistência à tração quando comparado com o cimento Enforce.

MILAN *et al.*, em 2004, avaliaram a relação entre a aplicação do espaçador antes da confecção do padrão de cera e alívio interno das coroas totais metálicas após a fundição, verificadas através da análise do desajuste interno e marginal. Foram confeccionadas cento e vinte coroas totais metálicas com 7 mm de diâmetro na cervical, 6 mm de diâmetro na oclusal e um ângulo de convergência das paredes axiais de 10°, 40 coroas em término em ombro 90°, 40 coroas em ombro biselado em 20° e 40 coroas em chanfro reto em 45°, todas

feitas com liga de paládio/prata (PORS – ON/Degussa), fundidas com gás-oxigênio ou resistência elétrica numa centrífuga. Após a fundição, as coroas foram assentadas sobre seus respectivos troquéis com diferentes terminos cervicais com carga estática de 90 N por 1 minuto. Após, o conjunto foi embutido em resina acrílica e seccionado longitudinalmente para verificar a desajuste marginal ocorrido nas interfaces lateral e oclusal com o micrômetro digital. Os dados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey em nível de significância de 5%. Os melhores ajustes marginais e internos foram obtidos com a fonte de calor gás-oxigênio. O término cervical em chanfro reto de 45° mostrou os melhores ajustes, tanto cervical como interno, e o melhor alívio interno e marginal foram obtidos em coroas jateadas com partículas de óxido de alumínio com 50 µm.

## 2.2 – Sistemas Cerâmicos Livres de Metal

BATCHELOR e DINSDALE, em 1960, e BINNS, em 1962, *apud* McLEAN & HUGHES, em 1965, mostraram que quando grãos cristalinos de alta resistência foram introduzidos dentro da matriz de um vidro ou cerâmica de expansão térmica similar, a resistência do material aumentou progressivamente após a cocção com o aumento da proporção da fase cristalina. Também mostrou que para uma fenda se propagar neste tipo de sistema, esta deve se estender através das fases vítrea e cristalina. Então, a energia necessária para a propagação das fendas deve ser maior do que aquela necessária para fraturar apenas a fase vítrea. Os cristais de alta resistência atuam como bloqueadores da propagação de fendas.

Segundo PETTROW, em 1961, a forma do preparo utilizado para as coroas de cerâmica foi essencial na manutenção das propriedades mecânicas. Os preparos foram realizados nas quatro faces (vestibular, lingual, mesial e distal) da superfície do dente e essas faces convergiam axialmente e verticalmente em

direção do ângulo. Os dois tipos de fratura considerados nas coroas de cerâmica foram iniciais e funcionais. A fratura inicial ocorreu durante um ajuste clínico preliminar ou na cimentação da coroa. Essas fraturas foram diagnosticadas como resultado de pressões internas causadas por desajustes na impressão, no modelo ou pela técnica de cimentação. A fratura funcional ocorreu após um determinado período de uso. A forma anatômica das coroas também teve grande influência na fratura das coroas. O arredondamento dos ângulos internos produziu um maior volume na coroa e eliminou linhas específicas de clivagem. Portanto, a tensão foi distribuída sobre uma espessura maior, conseqüentemente, aumentando a resistência à fratura. Outro fator responsável pela fratura das cerâmicas foi a porosidade, a qual foi classificada em duas categorias: normal e excessiva. Porosidade normal ocorreu durante o processo de condensação e queima da cerâmica. Uma condensação manual inadequada, contaminação e queima foram as principais causas de porosidades excessivas (bolhas). As porosidades afetaram a resistência da cerâmica criando zonas de concentrações de tensões e de baixa resistência à fratura. Porosidade excessiva afetou a resistência da cerâmica mais do que o tipo normal. A borda quebrada ocasionalmente exibia poros em grandes quantidades, os quais presumivelmente foi um fator significativo no fracasso da estrutura.

LEHMAN e HAMPSON, em 1962, relataram a importância do tipo de preparo dos dentes, a fim de proporcionar maior resistência às coroas de cerâmica. A necessidade de preparo do dente de forma adequada foi muito importante para a cerâmica, que tinha boa resistência à compressão e baixa tração. Informaram também os detalhes que os dentistas ignoravam, quando pouca atenção era dada ao nível do término em ombro. Os autores esperavam que se evitassem os desgastes indiscriminados das estruturas dos dentes, fazendo preparos de forma simples, porém, permitindo uma adequada adaptação da cerâmica.

McLEAN & HUGHES, em 1965, relataram que as fraturas das cerâmicas odontológicas ocorrem devido à existência de fendas na superfície do

material, local em que ocorre a concentração de tensões quando a cerâmica é submetida a cargas de tração, fazendo com que a resistência medida seja sempre menor do que coesão molecular ou a resistência teórica do material cerâmico. Com o objetivo de melhorar as propriedades da cerâmica, os autores determinaram os efeitos da introdução da alumina na matriz vítrea sobre as propriedades físicas e mecânicas da cerâmica. Diferentes concentrações de alumina foram utilizadas, sendo obtido resultados mais satisfatórios com as amostras em que foi empregado um conteúdo de 40% em peso de alumina. Concluíram que o uso dos cristais de alumina, como fase de reforço na matriz vítrea, forneceu aumento significativo nas propriedades mecânicas da cerâmica, sendo a resistência à fratura aproximadamente o dobro da cerâmica convencional.

VALDERHAUG & BIRKELAND, em 1976, avaliaram a higiene bucal, condições gengivais, profundidade de bolsa periodontal e recessão gengival em 114 pacientes com prótese fixa. Oito por cento dos pacientes receberam tratamento periodontal antes do tratamento protético. Durante a realização do estudo todos os pacientes participaram de um programa de higiene bucal. As margens da coroa estavam localizadas sub-gengival, supra-gengival e na altura da gengiva. Inicialmente 65% das margens estavam sub-gengivais, porém cinco anos depois a porcentagem diminuiu para 41%. Quando as margens estavam localizadas sub-gengivalmente houve um aumento no índice de profundidade de bolsa periodontal e recessão gengival comparada com as margens supra-gengivais. As restaurações com linha de cimentação maior se correlacionavam com maior índice de recessão gengival e bolsa periodontal.

RILEY, em 1977, fez descrição do desenho e da espessura das restaurações em cerâmica. Segundo o autor, a estrutura metálica deve ser confeccionada para permitir uma saúde gengival boa e uma adequada espessura da cerâmica permitindo melhor estética e adequada resistência à deformação. A espessura de uma peça torna-se muito importante, pois pequenas variações nas dimensões podem acarretar diminuição na resistência, ou seja, afetar a durabilidade da restauração no meio bucal.

HOLMES *et al.*, em 1987, realizaram um estudo com o objetivo de mensurar a adaptação marginal de coroas Dicor e compará-las com coroas fundidas em ouro tipo III. Dez coroas totais Dicor e dez coroas tipo *veneer* foram confeccionadas em modelos *Ivorine* idênticos, com margens em chanfro, utilizando um molde especial para enceramento. As coroas foram cimentadas com resina sem carga e embutidas em resina epóxica e depois de seccionadas no sentido vestíbulo lingual e mésio distal, polidas e fotografadas com aumento de 250 vezes. A fenda marginal para o grupo Dicor foi de  $51 \pm 14 \mu\text{m}$  (V),  $54 \pm 11 \mu\text{m}$  (L),  $1 \pm 16 \mu\text{m}$  (M),  $35 \pm 13 \mu\text{m}$  (D). Para as coroas de ouro foram encontradas  $43 \pm 11 \mu\text{m}$  (V),  $51 \pm 28 \mu\text{m}$  (L),  $73 \pm 33 \mu\text{m}$  (M),  $61 \pm 28 \mu\text{m}$  (D). As médias combinadas foram  $48 \pm 7 \mu\text{m}$  para Dicor e  $57 \pm 19 \mu\text{m}$  para ouro. Não houve diferenças significantes entre locais e materiais ( $p < 0,001$ ), mas a variabilidade das coroas em ouro foi maior que o dobro das coroas Dicor.

CHAN *et al.*, em 1989, realizaram um estudo a fim de registrar os desajustes marginais e deformações superficiais de coroas metalocerâmicas, metalocerâmicas com ombro cerâmico (*colarless*) e Cerestone. Foram preparados dezoito dentes humanos extraídos para coroas cerâmicas, com término cervical em ombro arredondado. As coroas foram confeccionadas conforme as instruções dos fabricantes, cimentadas com cimento de fosfato de zinco e analisadas em microscópio eletrônico de varredura (MEV). Todos os materiais, metal e cerâmica apresentaram irregularidades nas regiões marginais. As margens das coroas Cerestone ficaram expostas em vários pontos sem recobrimento de cerâmica de cobertura. Todos os sistemas tiveram regiões de boa adaptação e de adaptação ruim. A MEV em três tipos de restaurações estéticas mostrou-se que a configuração marginal das coroas é mais irregular que os estudos de microscopia convencional têm registrado. As fendas marginais médias para Cerestone, metalocerâmica e *colarless* foram de 75, 65 e 95  $\mu\text{m}$  respectivamente. As imagens obtidas mostraram que ambas as margens em metal ou cerâmica, apresentaram crateras, irregularidade e outras microporosidades.

ABBATE *et al.*, em 1989, avaliaram a adaptação marginal de quatro sistemas cerâmicos com margem em metal, coroa metalocerâmica com margem em cerâmica e dois sistemas de cerâmica pura. Foram confeccionadas 40 coroas e cimentadas com cimento de fosfato de zinco seguindo-se as recomendações dos fabricantes. Na cimentação as coroas foram submetidas inicialmente à pressão digital e suportadas com carga estática de 5 kg, por 10 minutos. Em seguida, todas as coroas foram incluídas em resina epóxica e seccionadas no sentido vestíbulo lingual, em três cortes distantes, 1 mm aproximadamente do centro do dente, produzindo um disco central de 2 mm que não foi usado no estudo. Os outros dois cortes foram seqüencialmente polidos até a lixa 600. A espessura de película foi medida com micrômetro digital acoplado a um vídeo com imagem ampliada em uma televisão de alta definição. As medições foram feitas por meio das faces vestibulares e linguais seccionadas, utilizando-se um escore com pontos pré-determinados de 100, 200 e 300  $\mu\text{m}$  da margem de acabamento. As coroas Cerestore apresentaram a menor desadaptação e Dicor a maior, sem diferença estatística entre elas.

HUNG *et al.*, em 1990, avaliaram a adaptação de dois sistemas de cerâmica pura (Cerestore e Dicor) e um metalocerâmica (Liga-Cameogold, Jelenko e cerâmica-Ceramco). Dez preparos para coroas totais foram feitos para cada sistema, utilizando pré-molares humanos livres de cárie. Foram tomadas impressões com polivinilsiloxano e obtidos troquéis. As coroas foram confeccionadas seguindo as recomendações dos fabricantes. A adaptação marginal foi medida antes e após cimentação e após termociclagem em microscópio óptico. Após a termociclagem as coroas e dentes foram incluídos e metade foram cortados no sentido vestíbulo-lingual e o restante no sentido mesio-distal, em secções seriadas de 1 mm, e a desadaptação foi avaliada novamente no ângulo cavo superficial. Os resultados mostraram que houve diferença significativa entre todas as condições do ensaio, para cada material. Assim, conclui-se que a desadaptação marginal aumentou após a cimentação e

termociclagem. O sistema metalocerâmico apresentou valores de desadaptação inferiores ao sistema cerâmico livre de metal.

ALKUMURU *et al.*, em 1992, investigaram as variações na fenda entre coroas cimentadas e o preparo dental. Coroas anteriores foram confeccionadas com cerâmica Vita Pt (infraestrutura) e Vitadur N (dentina e esmalte) com término cervical em chanfro largo e ombro reto. As coroas foram cimentadas aos dentes preparados sob pressão digital de 30 N, por 2 minutos, com três tipos de cimento: resinoso (Panavia-Ex), ionômero de vidro (Ketac Cem) e fosfato de zinco. As coroas cimentadas foram armazenadas em água por 24 horas, seccionadas no sentido vestibulo-lingual e as metades incluídas em resina epóxica. A análise foi realizada em MEV, medindo a espessura de película de cimento em intervalos de 0,4mm da coroa. Foi observado que as fendas marginais foram maiores na porção lingual da coroa e fator como escolha do cimento teve influência na desadaptação. Os autores concluíram que a adaptação das coroas cerâmicas não é dependente apenas da adaptação da coroa ao preparo dentário, mas também pela forma do dente e pelo comportamento do cimento.

WHITE & YU, em 1992, avaliaram as diversas interações entre a espessura de cimento e seu comportamento frente às necessidades clínicas em uma série de estudos. Inicialmente, os autores procuraram determinar e comparar a espessura de novos agentes cimentantes adesivos. O método aplicado estava de acordo com as especificações da American National Standards Institution/American Dental Association (ADA) especificação número 8 para fosfato de zinco. Foram testados 20 materiais manipulados exatamente de acordo com as instruções dos fabricantes. Os testes consistiram na colocação de uma porção da mistura padrão do cimento, misturado e posicionado entre duas placas de vidro redondas, lisas e de espessura uniforme, com um área de superfície de 2 cm<sup>2</sup>. Após o posicionamento do cimento uma carga de 15 Kg foi aplicada verticalmente sobre as placas. Um guia eletrônico de precisão de 0,5- $\mu$ m e uma escala de 300  $\mu$ m foram selecionados. As medições foram feitas e foi anotado a média mais próxima, sempre após dez minutos de misturados o cimento. Cada cimento foi

analisado dez vezes e a média de espessura padrão foi calculada para cada cimento. Os resultados revelaram que, materiais satisfizeram a especificação para espessura de 25  $\mu\text{m}$ , e estes foram os cimentos de hidroxiapatita, ionômero de vidro, fosfato de zinco e poliacarboxilato. Cinco outros materiais se enquadraram, para espessuras menores que 40  $\mu\text{m}$ , dentre eles ionômero de vidro e cimento resinoso (C&B Metabond – 26,3  $\mu\text{m}$ ). Seis cimentos apresentaram uma espessura do filme com mais de 40  $\mu\text{m}$  (Panavia Ex – 44,7  $\mu\text{m}$ ). Os autores investigaram o efeito da interação com a superfície dentinária na determinação da película de alguns cimentos. Foram testados o fosfato de zinco (Flecks Zinc Phosphate – USA), cimento resinoso com agente de união (Dent Mat Thin Film Cement e Tenure – USA), ionômero de vidro (Ketac Cem – Germany) e Poliacarboxilato (Durelon – Germany). Os resultados mostraram espessura dos cimentos de fosfato de zinco e ionômero de vidro significativamente menor quando em contato com a dentina, do que quando os cimentos estiveram entre duas superfícies de vidro. Os cimentos resinosos e poliacarboxilato não apresentaram diferença aos dois tipos de superfície. Fatores importantes durante o processo de cimentação foram colocados pelos autores como fundamentais para se conseguir uma fina camada de cimento e diminuir a dor pós-operatória. A manipulação rigorosa dos cimentos, limpeza das peças protéticas, secagem da superfície do dente e da prótese, sem desidratar os túbulos dentinários é fundamental para uma boa união. Para os cimentos ionoméricos é recomendada a proteção externa com verniz evitando umidade durante a polimerização.

WHITE *et al.*, em 1992, examinaram o efeito da força de assentamento na espessura de película de diferentes cimentos. Foi avaliado o fosfato de zinco (Flecks Zinc Phosphate – USA), cimento resinoso com agente de união (Dent Mat Thin Film Cement e Tenure – USA), ionômero de vidro (Ketac Cem – Germany) e poliacarboxilato (Durelon – Germany) com variação de carga 1, 3, 5, 15 e 23 Kg. Foi observada uma substancial diferença de espessura para as diversas cargas aplicadas aos cimentos, os resultados demonstraram que a reorganização interna

das partículas estava associada a magnitude de força durante o assentamento. Os cimentos de ionômero de vidro requerem menor força do que os cimentos resinosos, estando os cimentos de fosfato de zinco e policarboxilato em posição intermediária. Isso em relação com viscosidade de cada produto, também associada a viscosidade dos diferentes ácidos. O fosfórico é menos viscoso que o poliacrílico, respectivamente nos cimentos policarboxilatos e ionômero de vidro, e menos que os dois presentes nos cimentos resinosos, o Bis-GMA e o poli (metilmetacrilato). Também a natureza da reação afeta a espessura. Os cimentos de fosfato de zinco, policarboxilato e ionômero de vidro endurecem mais lentamente devido à reação ácido-base entre líquido e as partículas de carga. Os cimentos resinosos endurecem pela polimerização de monômeros, formando grandes moléculas, os polímeros. A viscosidade do líquido aumenta de forma exponencial, induzindo as partículas a se reorganizarem e desta forma obter uma espessura mínima.

GREY *et al.*, em 1993, compararam a adaptação marginal e a resistência à ruptura de coroas metalocerâmicas, porcelanas aluminizadas (Vitadur N, Vita) e coroas cerâmicas com *copings aluminizados* (In-Ceram, Vita). Trinta e três coroas de tamanhos e formas similares foram confeccionadas sobre um modelo padrão, sendo onze em cada um dos sistemas. A adaptação de cada tipo de coroa foi determinada pelo peso de um silicone de baixa viscosidade interposto entre coroa e o modelo padrão. Com valores da densidade do silicone e o conhecimento da área total do preparo, foi possível calcular a desadaptação. As coroas foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco sobre o modelo padrão, e submetidas à carga de ruptura. A média da espessura de película foi de 95, 154, 123  $\mu\text{m}$  respectivamente. A carga média de ruptura de coroas cerâmicas com *copings aluminizados* (In-Ceram, Vita) após cimentação, foi superior à porcelana aluminizada ( $p < 0,0001$ ), porém não houve diferença estatística quando comparadas às coroas confeccionadas em metalocerâmicas e as confeccionadas em In-Ceram.

PERA *et al.*, em 1994, avaliaram a adaptação marginal de três tipos de preparos da infraestrutura de In-Ceram alumina (Vita), após a aplicação de cerâmica de estratificação. Foram utilizados nove dentes de manequim divididos em três grupos, compostos por um incisivo central, um canino e um primeiro pré-molar. No grupo A foi feito preparo com término em chanfro, no grupo B preparo com ombro de 50° e no grupo C foi confeccionado ombro em 90°. Foram obtidas réplicas destes preparos em resina epóxica, totalizando 27 modelos (nove para cada grupo). Modelos das réplicas foram obtidos em gesso especial, sobre os quais foram confeccionadas coroas em In-Ceram alumina. As coroas foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco nos respectivos modelos em resina epóxica, e medidas para verificar desadaptações foram realizadas com auxílio de estereomicroscópio com um aumento de cem vezes, em quatro pontos eqüidistantes para cada corpo de prova. Foram avaliadas: a) infraestrutura nos modelos de gesso; b) infraestrutura no modelo de resina epóxica. O menor valor da linha de cimentação foi observado no grupo A (21,67 µm) e no grupo B (23,70 µm.), sendo maior no grupo C (27,5 µm). Observou-se melhor adaptação do chanfro e ombro 50° em relação ao ombro 90°. Não foram observadas diferenças em relação ao tipo de dente. Foi observada estabilidade dimensional da infraestrutura do In-Ceram durante a queima da cerâmica de estratificação.

RINKE *et al.*, em 1995, avaliaram a adaptação marginal e a resistência à fratura de coroas In-Ceram convencionais e In-Ceram Celay. Dois modelos padrões, um incisivo central superior e um pré-molar foram confeccionados em liga Cobalto-Cromo (Co-Cr), com o término em ombro com ângulos internos arredondados. Os modelos foram reproduzidos com silicone de adição, até a obtenção de quarenta unidades, sendo vinte de cada tipo de dente. Dez incisivos e dez pré-molares foram utilizados para a confecção de coroas pelo método In-Ceram convencional e a outra metade utilizados para a obtenção de coroas pela técnica In-Ceram Celay. Após a avaliação do desajuste marginal, todas as coroas foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco, com pressão estática de 30 Kg. As confeccionadas pelo método In-Ceram convencional e cimentadas

nos incisivos centrais, apresentaram desajuste marginal com média de 32,5  $\mu\text{m}$ , enquanto que as confeccionadas pela técnica In-Ceram Celay apresentaram cerca de 38  $\mu\text{m}$ . Porém, estes desajustes foram significativamente menores do que o encontrado nas coroas cimentadas nos pré-molares, que apresentaram em média uma linha de cimento de 45  $\mu\text{m}$  para ambas as técnicas de confecção. Com relação à resistência a fratura, houve diferença significativa para as coroas cimentadas nos incisivos centrais (que apresentaram maior resistência a este ensaio laboratorial). O estudo indica que as coroas In-Ceram Celay apresentaram adaptação marginal e resistência à fratura clinicamente aceitável.

GROTEN *et al.*, em 1997, realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a adaptação marginal de *copings* In-Ceram Celay após as diferentes etapas de sua fabricação, e comparar os dados obtido por microscópio óptico e eletrônico de varredura. Um modelo mestre de incisivo central superior em aço com preparo para coroa total e término cervical em ombro arredondado foi utilizado, e a partir dele foram produzidos dez modelos de trabalho em gesso e respectivas coroas. A avaliação da fenda marginal externa foi realizada no modelo mestre em aço utilizando microscopia óptica de luz e um sistema de análise de imagem vídeo computadorizado, após cada um dos seguintes passos: a) fresagem; b) infiltração por vidro; c) aplicação da cerâmica, realizando aproximadamente 3600 leituras (124-138 por corpo de prova). No estágio final, com a cerâmica de cobertura já aplicada, a fenda marginal foi também avaliada com auxílio de MEV (grupo Cs), proporcionando aproximadamente 1000 medições (100 por corpo de prova). Neste caso, a análise foi realizada por meio de fotografias em preto e branco. Os resultados obtidos foram: A=25,1  $\mu\text{m} \pm 5,1$ ; B=20,6  $\mu\text{m} \pm 2,3$ ; C=18,3  $\mu\text{m} \pm 4,1$ ; Cs=23  $\mu\text{m} \pm 7,6$ . As diferenças encontradas entre as séries não mostraram relevância estatística. Dados da MEV confirmam os resultados da microscopia óptica. Os autores concluíram que os passos de fabricação após cada cópia por usinagem não mostraram influência óbvia na

largura da fenda marginal e acreditam que o sistema Celay In-Ceram resulta em uma adaptação marginal clinicamente aceitável.

SULAIMAN *et al.*, em 1997, compararam a adaptação marginal *in vitro* de três sistemas cerâmicos (In-Ceram, IPS Empress II e Procera) em função dos diferentes estágios de confecção e da face do dente. Para tanto, obteve-se um incisivo central superior utilizando liga metálica (Rexillum, Jeneric Pentron), e as coroas foram confeccionadas de acordo com as recomendações dos fabricantes. A adaptação marginal de cada restauração foi verificada no modelo mestre com aumento de 225 vezes com auxílio de microscópio digital (Nikon SMZ-U, Nikon, Japão) após os seguintes estágios de confecção: a) material de infra-estrutura; b) após queima de cerâmica de dentina e esmalte; c) após glazamento. Os resultados mostraram que todos os sistemas cerâmicos foram significativamente diferentes entre si ( $p < 0,05$ ). O In-Ceram exibiu maior desajuste marginal (161  $\mu\text{m}$ ), seguindo do Procera (83  $\mu\text{m}$ ) e IPS Empress II (63  $\mu\text{m}$ ). Não houve diferença estatística significativa entre os vários estágios de confecção das coroas. As margens vestibular e lingual exibiram fendas marginais significativamente maiores que distal e mesial.

MAY *et al.*, em 1998, avaliaram a adaptação marginal e interna de coroas Procera All-Ceram em dentes molares e pré-molares. Cinco primeiros molares e primeiros pré-molares superiores artificiais (Ivorine) foram preparados para receber coroas totais, com padronização do ângulo de convergência em  $10^\circ$ , términos cervicais em chanfro com profundidade de 1,3 a 1,5 mm e redução oclusal de 2 mm. A partir dos mesmos, modelos em resina epóxica foram obtidos, e sobre eles confeccionadas coroas. A adaptação foi avaliada em relação à fenda marginal, adaptação interna e precisão de assentamento (média de todos os pontos de medição), por meio de leitura com laser videografia. Foi realizado um procedimento no qual a coroa foi fixada ao modelo com silicone leve, com o propósito de reproduzir todos os aspectos internos da coroa. Após sua polimerização a coroa foi removida e feita digitalização do troquel; o silicone foi removido e feita nova digitalização, que em conjunto com a anterior compôs uma

imagem tridimensional da película, representando a fenda interna da coroa. Dimensões médias de fendas e desvio padrão na fenda marginal para os pré-molares e molares foram  $56 \mu\text{m} \pm 21$  e  $63 \mu\text{m} \pm 13 \mu\text{m}$ , respectivamente e a precisão de adaptação para os grupos de coroas não foi significativamente diferentes em nível de 5%. Neste estudo foi observado que o sistema produziu coroas com aceitável adaptação de margem (54 a  $64 \mu\text{m}$ ) e aspectos internos (49 a  $63 \mu\text{m}$ ).

SHEETS, em 1999, mostrou que a utilização de um microscópio pode ajudar a melhorar a adaptação marginal de restaurações cerâmicas de qualquer tipo. O autor cita que entre os fatores mais críticos em relação às restaurações de cerâmica estão àqueles relacionados com a estética, saúde periodontal e a longevidade da restauração, provavelmente devido à precisão das margens da restauração. O autor afirma que margens com qualidades duvidosas podem causar sobre-contorno e saliências indesejáveis, as quais podem resultar em cárie e inflamação periodontal.

BESCHNIDT & STRUB, em 1999, realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a adaptação marginal de cinco diferentes sistemas de coroas cerâmicas (In-Ceram, Empress maquiagem, Empress estratificação, Celay feldspática e Celay In-Ceram) antes da cimentação, após cimentação e após pré-carga cíclica em boca artificial. Sessenta dentes incisivos centrais superiores foram incluídos em blocos de resina com a porção coronária exposta, e preparados para coroa totalmente cerâmica e metalocerâmica. Os dentes foram moldados e obtidos modelos de trabalho sobre os quais foram confeccionadas as coroas segundo instruções dos fabricantes. As coroas foram assentadas e fixadas nos seus respectivos pilares por pressão digital, duplicadas em resina epóxica para a avaliação da fenda marginal pré-cimentação. Foram realizados os procedimentos de cimentação pela técnica adesiva e as amostras foram novamente duplicadas. Metades das amostras foram submetidas à ciclagem térmica e mecânica, e as réplicas em resina epóxica obtidas para a análise da fenda marginal. Os

resultados foram comparados com a coroa metalocerâmica, com margem vestibular cerâmica, cimentadas com cimento de fosfato de zinco. A cimentação das coroas aumentou significativamente a fenda marginal ( $p < 0,01$ ). Antes da cimentação a técnica da maquiagem do Empress II mostrou as menores fendas marginais (média 47  $\mu\text{m}$ ), seguida por In-Ceram convencional (média 60  $\mu\text{m}$ ) e Empress estratificado (62  $\mu\text{m}$ ). Coroas Celay In-Ceram mostraram fendas marginais de 78 $\mu\text{m}$  de média, as feldspáticas de 99  $\mu\text{m}$  e as metalocerâmicas 64  $\mu\text{m}$ . O envelhecimento em simulador de mastigação não teve influência na adaptação das amostras. O estudo mostra que todos os sistemas apresentam margens clinicamente aceitáveis.

HILBERT, em 2002, estudou a adaptação marginal de cerâmica In-Ceram Alumina (Vita) com dois tipos de término e diferentes tratamentos de superfície interna da cerâmica. Foi utilizado troquéis metálicos com preparo para coroa total com término cervical em ombro arredondado e em chanfro largo. A partir de cada preparo foram confeccionadas vinte *copings* de In-Ceram alumina e a adaptação avaliada em microscópio para medição. Cada grupo foi subdividido em dois e receberam tratamento interno com cobertura de sílica: 1) em toda a extensão interna e 2) em toda a superfície interna, mas aliviando o bordo cervical. As fendas foram novamente avaliadas. Os resultados mostraram valores médios de:  $42,27 \pm 18,78 \mu\text{m}$  para chanfro largo e  $33,35 \pm 20,08 \mu\text{m}$  para ombro arredondado sem diferença estatística entre os grupos. Os valores foram comparados àqueles do tratamento com sílica e mostraram que o tratamento superficial alterou a adaptação das coroas. O autor concluiu que, apesar das diferenças apresentadas nos grupos tratados, todos os valores de fenda marginal observado se encontram dentro dos limites clinicamente aceitáveis.

CELIK & GELMALMAZ, em 2002, avaliaram a integridade marginal de *veneer* de resina composta e de cerâmica comparadas com o sistema IPS Empress utilizando dois diferentes agentes de cimentação. O estudo avaliou também a integridade marginal de IPS Empress sob jateamento com partículas

abrasivas. Foram usados 42 incisivos superiores humanos, nos quais foram confeccionados 14 coroas *veneer* de cada material. Para a realização das restaurações foi aplicado espaçador a fim de promover espaço para o agente cimentante. As restaurações foram cimentadas com cimento resinoso Variolink II High e Variolink Ultra. Os dentes restaurados foram seccionados no sentido vestibulo lingual e mésio distal e a fenda marginal foi avaliada em microscópio com 200 vezes de aumento. Os resultados mostraram que a fenda marginal variou de 105  $\mu\text{m}$  a 182  $\mu\text{m}$ . Nenhuma diferença foi encontrada entre os diferentes tipos de *veneers* e agentes de cimentação. Diferenças foram encontradas nas fendas marginais do IPS Empress com e sem jateamento. Os autores concluíram que o uso da técnica alternativa de jateamento do IPS Empress não foi benéfico, e que o uso da técnica alternativa de agente de cimentação com alto conteúdo de carga não causou aumento da fenda marginal para os diferentes tipos de restaurações.

BORGES, em 2003, avaliou o desajuste cervical antes e após a cimentação de coroas totais IPS Empress 2, Cergogold e In-Ceram utilizando 2 tipos de cimento (resinoso e ionômero de vidro). Foram usados 90 incisivos bovinos, com preparos de coroa total com término em ombro reto. Trinta coroas foram confeccionadas para cada tipo de cerâmica. Após confecção as coroas foram adaptadas sobre seus preparos e feita a primeira medição no microscópio de mensuração (STM). Em seguida, 15 coroas foram cimentadas sobre os dentes com cimento resinoso e 15 com cimento de ionômero de vidro e novamente o desajuste foi medido. Os resultados mostraram que os três sistemas cerâmicos apresentaram desajuste cervical após as cimentações estatisticamente superiores ao desajuste antes da cimentação, para os dois cimentos. O sistema IPS Empress 2 (antes: 95,05  $\mu\text{m}$  e após 126,80  $\mu\text{m}$ ) apresentou valores de desajuste cervical estatisticamente superior ao Cergogold (antes: 69,35  $\mu\text{m}$  e após 95,00  $\mu\text{m}$ ) antes e após a cimentação. Nenhuma diferença estatística foi observada entre os sistema IPS Empress 2 e In-Ceram (antes: 75,79  $\mu\text{m}$  e após 111,35  $\mu\text{m}$ ) e Cerogogold. O autor concluiu, ainda, que nenhuma diferença estatística foi

observada para o desajuste cervical quando os três sistemas cerâmicos foram cimentados com resinoso e ionômero de vidro.

YEO, YANG e LEE, em 2003, compararam a adaptação marginal de próteses confeccionadas segundo os sistemas In-Ceram Celay, In-Ceram convencional, IPS Empress 2, mantendo um grupo controle portador de restaurações metalocerâmicas NiCr confeccionadas e cimentadas em dentes humanos. Os autores concluíram que o sistema IPS Empress 2 obteve a melhor adaptação com uma fenda de  $46 \pm 16 \mu\text{m}$ , seguido pelo sistema In-Ceram Celay com  $83 \pm 33 \mu\text{m}$ , pelo grupo controle (metalocerâmica) com  $87 \pm 34 \mu\text{m}$  e pelo sistema In-Ceram convencional com  $112 \pm 55 \mu\text{m}$ . Os autores afirmaram que o estudo apresentou limitações, pois não foi verificada a adaptação interna destas restaurações, para isso faz-se necessário a cimentação e seccionamento das amostras.

QUINTAS *et al.*, em 2004, avaliou *in vitro* o efeito de diferentes terminos, técnicas cerâmicas, e agentes de cimentação em relação à adaptação marginal dos *copings*. Dois molares de aço foram preparados para coroa total com diferentes terminos (chanfro largo e ombro arredondado); cada molar foi duplicado para confeccionar 90 *copings*. Um total de 180 *copings* gerou 18 grupos ( $n=10$  para cada término - *coping* – agente de cimentação). Os materiais de cimentação testados foram fosfato de zinco, ionômero de vidro modificado por resina (Fuji Plus), e cimento resinoso (Panavia F). Foram feitas duas demarcações pré-determinadas para mensuração antes e após cimentação. Com o teste ANOVA foi avaliado o desempenho de cada fator: 3 fatores entre *coping* (término-material do *coping*-agente de cimentação) e 1 fator interno *coping* (antes e após cimentação) ( $\alpha = 0,5$ ). Os resultados mostraram que os *copings* Procera apresentaram menor valor de fenda marginal antes e após cimentação ( $25/44 \mu\text{m}$ ), quando comparado com Empress II ( $68/110 \mu\text{m}$ ) e In-Ceram alumina ( $57/117 \mu\text{m}$ ). Considerando cada fator separadamente, o sistema de confecção da cerâmica

apareceu ser o fator mais importante testado para definir a fenda marginal dos *copings* cerâmicos, com menores valores para o sistema Procera.

NAKAMURA *et al.*, em 2005, avaliaram a desadaptação marginal e interna de coroas fabricadas usando o sistema *Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing* (CAD/CAM) Decsy. Um primeiro pré-molar foi o utilizado como mestre e coroas experimentais foram fabricados no mesmo. Quatro condições foram estabelecidas combinando dois diferentes ângulos de convergência (4 e 12 graus) e dois agentes diferentes de cimentação utilizando o sistema adesivo com espessura de película de 15  $\mu\text{m}$  e 55  $\mu\text{m}$ . Os resultados mostraram as coroas com desadaptação marginal de 42 a 56  $\mu\text{m}$ . Quando o agente de cimentação possuía 15  $\mu\text{m}$ , a desadaptação interna era de 85-88  $\mu\text{m}$ , quando o agente era de 55  $\mu\text{m}$ , a adaptação interna era de 126-138  $\mu\text{m}$ . A desadaptação marginal para cada coroa mostrou resultados clinicamente aceitáveis.

FLEMING *et al.*, em 2005, avaliaram a adaptação marginal e interna de dois tipos de sistemas cerâmicos, IPS Empress e Procera. Os sistemas foram fabricados com quatro diferentes morfologias e ambos os sistemas foram cimentados com cimento de fosfato de zinco. Foram feitas secções horizontais e verticais passando pela linha de coroa/dente preparado e imagens da secção vertical foi comparada com a reprodução da curvatura pré-determinada utilizando um processador de imagens digital. Na secção horizontal foi possível avaliar a linha cimentária. A análise das imagens identificou uma grande variação na superfície interna da coroa quando comparada com a superfície externa do dente preparado. A diferença ocorreu na adaptação da ponta da cúspide para a oclusal, essas desadaptações ocorreram com menor frequência no sistema Empress. O desajuste marginal variou independentemente da morfologia dos preparos, foi de 7-529  $\mu\text{m}$  para Procera e 26-548  $\mu\text{m}$  para Empress. IPS Empress apresentou melhor habilidade de reproduzir a superfície interna quando comparados com Procera.

KOKUBO *et al.*, em 2005, avaliaram a adaptação marginal e interna do sistema Procera AllCeram. Noventa coroas procera (45 em dentes pré-molares e 45 em dentes molares) foram avaliadas antes da cimentação. Silicona branca e preta foi utilizada para registrar a adaptação marginal e interna; as coroas foram seccionadas no sentido vestibulo-lingual e méso-distal para mensurar a espessura de silicone utilizando um microscópio eletrônico. Sessenta pontos de referência foram avaliados em cada espécime, utilizando a análise de variância e teste T3 de Dunnett. Os valores marginais foram os menores em todos os grupos. Houve diferenças estatísticas ( $p < 0,001$ ) em quatro diferentes pontos (marginal, ao redor na inclinação do chanfro, parede axial e superfície oclusal) em cada grupo, exceto para o dente molar. A desadaptação marginal do sistema Procera foi clinicamente aceitável.

BINDL & MORMANN, em 2005, avaliaram a adaptação marginal e interna de *copings* cerâmicos confeccionados pelo sistema CAD/CAM. Seis preparos para coroa total foram duplicados 12 vezes produzindo 72 modelos de gesso. Foi feito 12 *copings* para cada tipo de sistema - *Slip cast* (In-Ceram Zirconia), prensagem a calor (Empress II) e CAD/CAM (Cerec inLab, DCS, Decim e Procera). A fissura do desajuste foi avaliada com o microscópio eletrônico 120x de magnificação. O desajuste marginal no In-Ceram foi de  $25 \pm 18 \mu\text{m}$ , com significância de  $p < 0,05$  menor do que Empress II com  $44 \pm 23 \mu\text{m}$ . O sistema Procera foi de  $17 \pm 16 \mu\text{m}$  e Decim  $23 \pm 17 \mu\text{m}$ , não diferiram ( $p > 0,05$ ) do In-Ceram ( $25 \pm 18 \mu\text{m}$ ), mas foi menor ( $p < 0,001/p < 0,01$ ) do que o sistema Empress II ( $44 \pm 23 \mu\text{m}$ ) e Cerec inLab ( $43 \pm 23 \mu\text{m}$ ) ( $p < 0,001/p < 0,05$ ). DCS ( $33 \pm 20 \mu\text{m}$ ) não houve diferença ( $p > 0,05$ ) quando comparado com nenhum dos outros. A adaptação interna do Procera foi de  $136 \pm 68 \mu\text{m}$  maior ( $p < 0,001$ ) do que Decim com  $81 \pm 30 \mu\text{m}$  e In-Ceram  $94 \pm 84 \mu\text{m}$  ( $p < 0,05$ ) enquanto que Empress II foi de  $105 \pm 53 \mu\text{m}$ , DCS  $110 \pm 79 \mu\text{m}$  e Cerec inLab  $114 \pm 58 \mu\text{m}$ . Os autores concluíram que o sistema CAD/CAM apresentou a mesmo desajuste que os sistemas cerâmicos convencionais.

GOLDIN *et al.*, em 2005, compararam a adaptação marginal do sistema cerâmico prensado livre de metal e coroas metalocerâmicas, com um sistema tradicional de coroas metalocerâmicas. O preparo de coroa total foi feito com um incisivo central superior *typodont* com as seguintes dimensões: 1,5mm de desgaste nas paredes axiais e incisais, com o término em chanfro. Após o preparo foi realizada uma moldagem com poliéter obtendo 45 modelos de gesso tipo IV, em seguida foi fabricado 15 coroas metalo-cerâmicas e ombro cerâmico (Ceramco II, Ceramco e Argelite 60); 15 coroas metalo-cerâmicas com cerâmica prensada (CPC-MK e Argelite 60) e 15 coroas com cerâmica prensada (CPC-MK). A adaptação foi aferida com um microscópio com magnificação de 45x. Feita uma análise de variância (ANOVA) para comparar os dados. Os resultados mostraram que o desajuste para coroas metalocerâmicas foi de  $94 \pm 41 \mu\text{m}$ , para as coroas metalocerâmicas com cerâmica prensada foram  $88 \pm 29 \mu\text{m}$  e para coroas com cerâmica prensada  $81 \pm 25 \mu\text{m}$ . Os autores concluíram que todos os sistemas tiveram o mesmo desempenho, sendo clinicamente aceitáveis.

Segundo NAERT *et al.*, em 2005, avaliaram a adaptação marginal do sistema Procera por meio de dois estudos. Um estudo *in vitro* (com 8 dentes humanos: 4 incisivos, 2 caninos e 2 pré-molares) e outro clinicamente (300 coroas colocadas em um centro clínico da Universidade Católica de Leuven em 165 pacientes preservados por 5 anos). Para o estudo *in vitro* os preparos foram de coroa total com término em chanfro, após a confecção dos *copings* os autores fizeram 3 avaliações: do *coping* Procera no dente preparado, *coping* Procera no modelo de gesso, sendo que 4 *copings* foram cimentados com cimento de ionômero de vidro e 4 *copings* cimentados com cimento resinoso. A avaliação foi feita em 4 pontos (médio-vestibular, mesial, distal e lingual) por meio de estereomicroscopia. O estudo clínico foi realizado a partir da seleção do perfil do paciente, posteriormente foram confeccionados os preparos e os passos laboratoriais conforme as instruções do fabricante. Antes da cimentação foi observado: a integridade da margem, forma e estética de acordo com o CDA

*quality* (Califórnia Dental Association of Quality). A primeira proervação foi feita logo após o término do tratamento em 1999 e subseqüentemente até 2004. O paciente foi submetido ao CDA *quality* e a escala analógica a qual o paciente assinalava 1 para insatisfação e 10 para satisfação com estética e função. Os resultados mostraram que antes da cimentação a média da fenda marginal foi de 30  $\mu\text{m}$  e, após cimentação uma média de 29  $\mu\text{m}$ . Não houve diferença estatística entre os materiais ( $p < 0,05$ ). No estudo clínico os dados mostraram que 14,7 pacientes apresentaram história de parafunção em determinado momento, apresentando facetas nos dentes antagonistas. A adaptação marginal avaliada pelo sistema CDA *quality* antes da cimentação mostrou que 17% dos *copings* Procera foram devolvidos para o laboratório por deficiência de adaptação, 3% foi rejeitado pelo departamento após aplicação da porcelana. Após cimentação 13% apresentaram placa bacteriana nas restaurações, uma restauração fraturou 6% apresentaram trincas na porcelana, 1,8% das restaurações mostraram-se com a adaptação inaceitável e, 70% dos pacientes ficaram satisfeitos com a estética e função.

### **3 - PROPOSIÇÃO**

A proposta deste estudo foi analisar comparativamente a adaptação marginal de *copings* metálicos e de alumina, antes e após a cimentação com diferentes materiais.



## 4. MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 - Confeção dos Preparos e Obtenção dos Corpos de Prova

Foram utilizados 60 incisivos bovinos recém extraídos, armazenados em recipiente contendo água destilada e deixados à temperatura ambiente. As raízes dos dentes foram incluídas em cilindros de resina acrílica ativada quimicamente, na cor rosa Vipi Flash (Vipi, Pirassununga, São Paulo, Brasil), até aproximadamente 2 mm aquém do limite cimento/esmalte. A mistura monômero e polímero, proporcionada e preparada de acordo com as instruções do fabricante, foi vertida no interior dos cilindros de P.V.C. (Tigre, São Paulo, Brasil) de 3 centímetros de altura por 2,5 de diâmetro na fase arenosa sob vibração. O procedimento de inclusão dos dentes foi realizado de forma que a base do cilindro permaneça perpendicular em relação ao longo eixo do dente com auxílio de um delineador, de acordo com Silva em 1995 e 1997.

Após a polimerização da resina acrílica, todos os preparos para coroa total foram confeccionados em torno mecânico (Nardini 300 III, Brasil) inicialmente com ferramenta de vídea, sob refrigeração (Figura 1, A). Em seguida, foram usadas pontas diamantadas tronco cônica nº 4103 (KG Sorensen Ind. e Com. Ltda, São Paulo, Brasil) a fim de obter preparo coronário em dentina, com as seguintes dimensões: base menor 4,2 mm de diâmetro, base maior 7,0 mm e altura de 8,0 mm, com expulsividade de 8° das paredes axiais e terminação cervical em ombro (Figura 1, B). Os ângulos internos foram arredondados para ambos os sistemas de *copings*. O acabamento das paredes do preparo foi realizado com a utilização de brocas multilaminadas (KG Sorensen Ind. e Com. Ltda, São Paulo, Brasil), de acordo com Brisolará em 2000 e Borges em 2003.

As medidas foram conferidas com um paquímetro (Digimess, São Paulo, Brasil) com precisão de 0,5 µm, objetivando a padronização de todos os preparos (Figura 1, C). O conjunto dente-cilindro de resina foi numerado para

melhor identificação das amostras, e armazenados em água destilada, até o momento do ensaio.



Fig. 1: A, B – Preparo do dente em torno mecânico (Nardini 300III); e C – Dente preparado.

#### 4.2 – Moldagem e obtenção dos troqueis.

Cada dente preparado foi reproduzido, inicialmente em negativo, por meio de procedimento de moldagem com silicona de adição (Express, 3M/ESPE Dental Products, USA), utilizando a técnica de reembasamento. Utilizou-se como moldeira um tubo de P.V.C. com 3 cm de comprimento e 2,5 de diâmetro. Em uma das extremidades deste tubo foi posicionada e fixada uma placa de resina acrílica quimicamente ativada, com a função de dar suporte ao material de moldagem. Esta placa apresentava perfurações para favorecer a eliminação de tensões no ato da moldagem e assegurar mecanicamente a fixação deste material no tubo de P.V.C. (Fig. 2).



Fig 2: Dispositivo para moldagem

Previamente ao ato da moldagem foi confeccionado sobre os dentes preparados e com o auxílio de um plastificador a vácuo (Bio Art Equipamentos Odontológicos, Brasil), um *coping* de lâmina de acetato com 1,5 mm de

espessura, tendo como objetivo a padronização do alívio para as moldagens com silicona densa (Fig. 3, A). Após este material ter sido manipulado e acomodado no tubo de P.V.C., o dente preparado com o *coping* de acetato em posição foi inserido no mesmo respeitando o tempo de trabalho, buscando um posicionamento mais central possível. Decorridos 3,5 minutos, o conjunto tubo/molde foi removido do preparo e o material de alívio descartado. O espaço correspondente ao alívio foi preenchido com material de moldagem fluido, por meio de um misturador e dispensador automático. Após 3,5 minutos o molde foi novamente removido do preparo, permanecendo em repouso por 60 minutos, para recuperação elástica e liberação de hidrogênio, seguindo as recomendações do fabricante (Fig. 3, B).



Fig. 3: A – Alívio em acetato sobre o dente preparado. B – Molde em silicona de adição.

Todos os procedimentos de moldagem foram realizados sob condições de temperatura e umidade relativa controladas de  $23 \pm 2^{\circ}\text{C}$  e  $50 \pm 10\%$  UR (Council on dental Materials and Devices, 1977). Tanto os dentes preparados, quanto o material utilizado no procedimento de moldagem, permaneceram por um

período mínimo de uma hora nas condições ambientes acima citadas antes de serem utilizados.

Os moldes foram preenchidos após uma hora, com gesso pedra tipo IV (Durone IV, Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) proporcionado conforme as normas do fabricante (19 ml de água para 100ml de pó) e manipulado mecanicamente a vácuo (Vacu Vestor, Whip- Mix, Canadá), por 35 segundos. Os moldes foram preenchidos sob vibração, estando acoplada ao dispositivo para moldagem, uma matriz em P.V.C. para formação da base do troquel (Fig. 4). Os troques foram removidos após 30 minutos e numerados de acordo com o respectivo dente, sendo aguardado um período de 24 horas antes de serem utilizados na confecção dos *copings*.



Fig 4 – Prenchimento da matriz em P.V.C. para formação da base do troquel.

#### 4.3 – Preparos dos copings com o sistema In-Ceram alumina.

Foram confeccionados 30 corpos-de-prova, 15 para cada tipo de agente de cimentação.

Sobre o troquel em gesso foi aplicada uma única camada de espaçador (Interspace Varnish, Vita - – Zahnfabric H. Rauther GmbH & Co – Germany). Após secagem do espaçador, foi realizado o procedimento de confecção do *coping* de In-Ceram alumina em três etapas da seguinte forma:

1) O modelo com espaçador foi duplicado com um gesso refratário (Vita – Zahnfabric H. Rauther GmbH & Co – Germany), por meio de um molde de silicóna, com o propósito de resistir às altas temperaturas durante o processo de sinterização da alumina.

2) O término do dente preparado foi delimitado com um lápis especial vermelho (Tikky, 0,5 mm). Uma camada de selador (Vita – Zahnfabric H. Rauther GmbH & Co.) foi aplicada sobre o troquel. Com pincel (Pure Sabre – England) foi aplicada a mistura In-Ceram Alumina (Vita – Zahnfabric H. Rauther GmbH & Co.), preparada a partir de 38 gramas de pó de alumina In-Ceram para 5 mL do líquido de mescla Vita In-Ceram e uma gota do aditivo Vita In-Ceram Alumina. O pó foi dividido em três partes: a primeira parte foi manipulada num béquer de vidro com auxílio de uma espátula de vidro e, em seguida colocada no vibrador Vitasonic II (Vita – Zahnfabric h. Rauther GmbH & Co.) com água gelada ou gelo, por 2 minutos. As outras duas partes foram submetidas ao mesmo procedimento, porém vibradas por 2 a 7 minutos, respectivamente. Após a aplicação do estabilizador Vita In-Ceram (Vita – Zahnfabric h. Rauther GmbH & Co.), os *copings* foram mantidos por 2 horas em temperatura ambiente.

3) Decorridas 2 horas, os *copings* foram levados ao forno Vita In-Ceram (Vita) de acordo com ciclos de queima: 6 horas a 120°C e mais 4 horas a 1120°C. Terminado o procedimento de queima (Fig 5, A), o corpo-de-prova foi adaptado no troquel e o excesso de material da superfície externa foi removido com ponta cilíndrica diamantada. Em seguida, foi realizado o controle de trincas com o líquido teste, onde se pode visualizar e descartar qualquer *coping* que possuísse trincas visíveis ao teste. Com o auxílio de um pincel, o vidro Vita In-Ceram misturado com água destilada foi aplicado e o *coping* foi levado ao forno Vita In-Ceram (Vita), de acordo com os ciclos de queima: 30 minutos a 200°C e

mais 4 horas a 1100°C. Após a queima do vidro (Fig. 5, B), o excesso que permaneceu sobre a superfície do corpo-de-prova foi removido com uma ponta cilíndrica diamantada. Foi feito jateamento com óxido de alumínio (35 a 50 µm) na superfície externa dos corpos-de-prova com o aparelho (Oxyker Dry – Filli, Manfredini - Itália) e os *copings* foram levados ao forno Dekema (Degussa-Huls) por 10 minutos sem vácuo para o controle de vidro (Fig. 5, C).

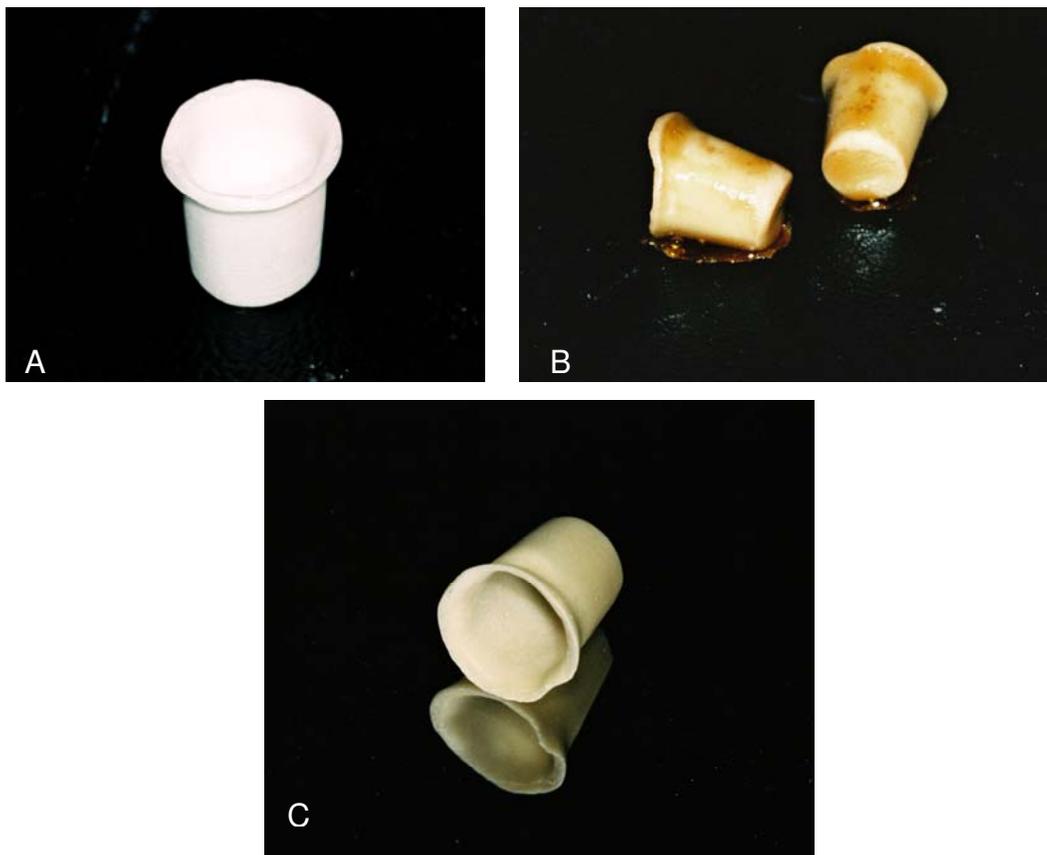


Fig 5: A – *Copings* In-Ceram após primeira queima. B – Após queima do vidro. C – *Coping* finalizado.

#### 4.4 - Preparos dos copings com metal

Foram confeccionados 30 corpos-de-prova, 15 para cada tipo de agente de cimentação.

Sobre o modelo de gesso foi realizado um alívio externo com uma camada de espaçador Spacelaquer (Degussa - Germany) de 30  $\mu\text{m}$  segundo a técnica preconizada por PHILIPS em 1973. Após secagem do espaçador, a confecção do *coping* procedeu da seguinte forma:

1) O término do dente preparado foi evidenciado com um lápis (Tikky, 0,5 mm). Na superfície do troquel e com o auxílio de um pincel foi aplicada uma fina camada de agente isolante, sendo então exposto ao Bico de Bunsen para adquirir a temperatura desejada, evitando a diferença brusca de temperatura durante o enceramento. A espessura do enceramento foi de 0,5 mm. Em seguida foi acrescentado cera em toda a extensão do dente preparado e inserido o conduto de alimentação em cera com 1,6 de diâmetro e inclinação de 45° no ângulo formado pelas paredes lateral e oclusal.

2) Os padrões de cera foram incluídos em revestimento Termocast (Polidental) aglutinado por fosfato de amônio e magnésio, proporcionado na relação 16 mL de líquido para 100 g de pó, de acordo com as instruções do fabricante. Foi espatulado mecanicamente a vácuo no inclusor Vacomatic (Dental Precisa), pelo tempo de 60 segundos e, vertido manualmente no anel de silicone, sob vibração mecânica. Após a presa do revestimento, a base formadora do cadinho e o anel de silicone foram retirados e o cilindro de revestimento colocado no forno elétrico (EDG/Divisão Prótese Odontológica, São Carlos, São Paulo, Brasil), com o cadinho voltado para baixo. O aquecimento para evaporação da cera, desidratação e expansão térmica do revestimento foi feito lentamente, por meio do aquecimento até a temperatura de 300°C (15°C por minuto) e mantidos nesta temperatura de 900°C (50°C por minuto) onde permaneceram por 60 minutos. Após a fusão (1329°C) da liga à base de níquel-cromo (Tilite, Talladium, Brasil), com a fonte de calor gás/oxigênio, os cilindros de revestimento foram

removidos do forno e colocados na centrífuga (City Máquinas – Brasil) para injeção da liga.

3) Logo após, os cilindros foram removidos da máquina de fundição e deixados esfriar sobre a bancada, até atingir a temperatura ambiente. Em seguida, as fundições foram removidas dos cilindros e submetidas ao jato de ar com partículas de óxido de alumínio (120  $\mu\text{m}$ ), em um jateador Oxyker Dry (Filli, Manfredini - Itália) por 3 minutos, com pressão de 60 lb, com a finalidade de eliminar os resíduos do revestimento. Após a remoção dos condutos de alimentação com disco de carboneto de silício (Dentorium-Labordental), os *copings* foram submetidos ao acabamento superficial externo, efetuado com pedras de Arkansas (Fig. 6).



Fig. 6 – Fundições acabadas

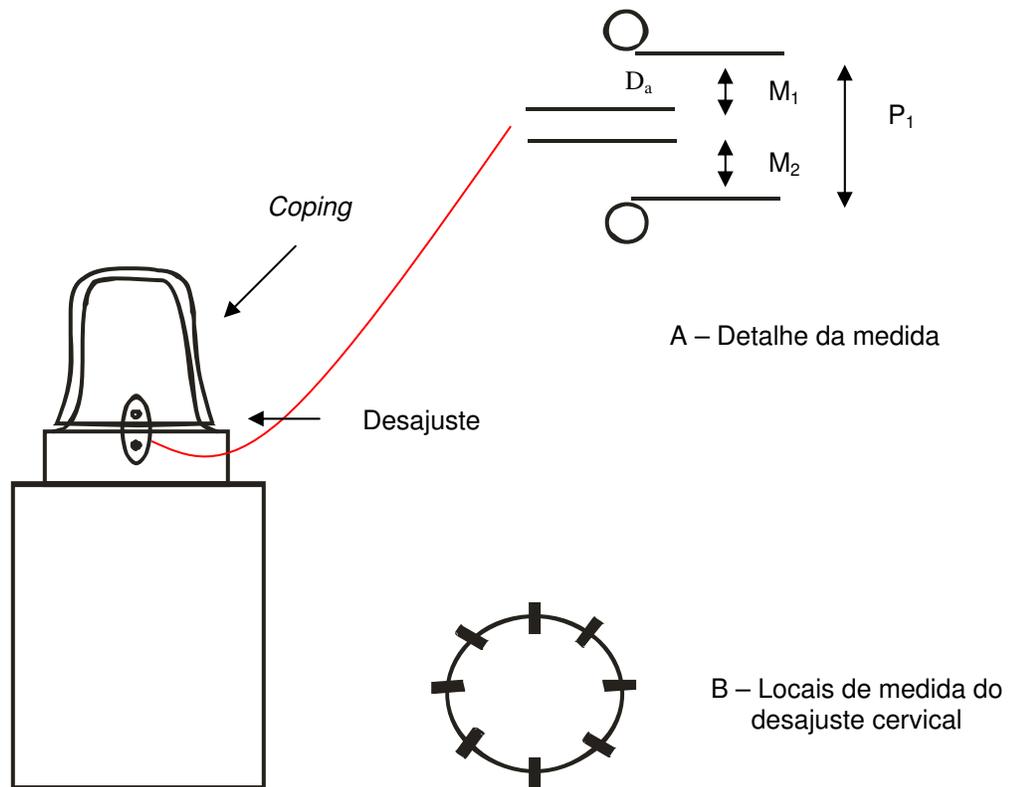
#### 4.5 – Leitura da adaptação cervical antes da cimentação

Cada *coping* foi posicionado sobre o respectivo dente e o conjunto submetido à carga estática de 9 kgf durante um minuto (Brisolara, 2000; Borges, 2003), numa prensa pneumática desenvolvida na Disciplina de Materiais Dentários da FOP/UNICAMP, a fim de obter um perfeito assentamento. Em seguida, o conjunto foi levado ao microscópio de mensuração (STM – Olympus Optical Co. Ltda, Japan) (Fig. 7A) em aumento de 50 vezes sendo exibidas por unidade de leitura digital para coordenadas X e Y (MMDC 201 – Olympus Optical Co. Ltda, Japan), com valores registrados em milímetros e precisão de 0,5  $\mu\text{m}$ . Oito demarcações em posições diametralmente opostas (Fig. 7B) foram feitas no dente com uma ponta diamantada nº 1012 (KG Sorensen Ind. e Com. Ltda, São Paulo, Brasil) em torno de bancada e nos *copings* (no mesmo alinhamento) com caneta de retroprojeter. Posteriormente, o retículo do microscópio foi posicionado até coincidir com um dos oito pontos demarcados no dente (Fig. 7 A e B). A leitura do ajuste foi registrada pelas coordenadas X e Y do microscópio, com precisão de 0,5  $\mu\text{m}$ ; sendo que, três mensurações foram efetuadas em cada um dos oito pontos assinalados, totalizando 24 leituras para cada corpo-de-prova.



Fig 7: A – Microscópio de mensuração e corpo-de-prova posicionado no microscópio.

Após leitura das distâncias, foi aplicada uma fórmula matemática, com o intuito de calcular o possível desajuste entre *coping* e término cervical do dente preparado (Figura 8).



$$D_a = P_1 - (M_1 + M_2)$$

$D_a$  = Desajuste cervical antes da cimentação no *coping*

$P_1$  = Distância entre o ponto demarcado no dente até o ponto demarcado no *coping*

$M_1$  = Distância entre o ponto demarcado no *coping* até a linha do término do *coping*

$M_2$  = Distância entre o ponto demarcado no dente até a linha do término do preparo do dente

Figura 8 – Desenho esquemático da determinação do desajuste cervical das coroas: A – Detalhe da medida ( $P_1$ ); e B – Locais de medida do desajuste.

#### 4.6 – Cimentação dos *copings*

Cada grupo foi constituído por 30 dentes, divididos aleatoriamente em dois grupos distintos, de acordo com o agente cimentante a ser utilizado: fosfato de zinco (SS White, Petrópolis, RJ. Brasil) e cimento resinoso (Rely X ARC 3M ESPE/Divisão Dental – Brasil).

A manipulação dos materiais cimentantes e a cimentação ao dente foram feitas de acordo com as instruções do fabricante. A cimentação dos *copings* nos preparos foi realizada em ambiente com temperatura e umidade controladas ( $23 \pm 1^\circ\text{C}$  e  $50 \pm 5\%$  de umidade relativa). Os *copings* foram cimentados nos respectivos preparos utilizando uma prensa pneumática, desenvolvida na Disciplina de Materiais Dentários da FOP – UNICAMP (Fig. 9), com carga estática de 9 kgf aplicada axialmente sobre a superfície oclusal dos mesmos, durante 7 minutos (Brisolara, 2000; Borges 2003).

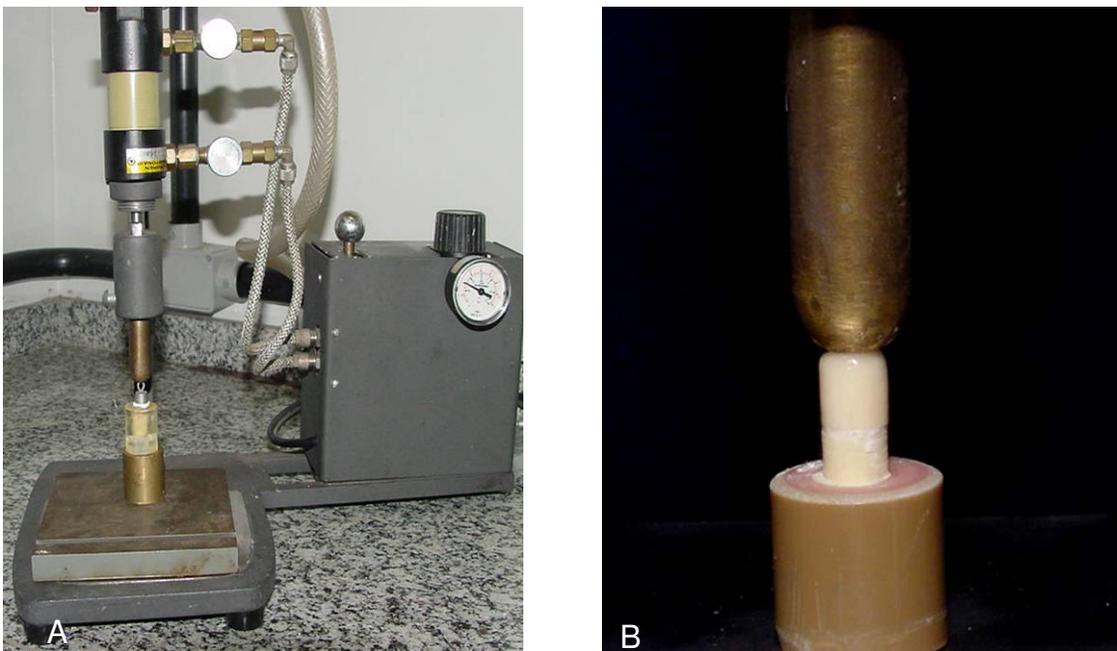


Fig. 9 – Fixação do *coping* no dente com prensa pneumática: A – Prensa pneumática; B – *coping* durante cimentação.

Foram cimentados 15 *copings* metálicos e 15 *copings* In-Ceram com cimento resinoso de acordo com as instruções:

1) No dente: foi realizada profilaxia com pedra-pomes e água. Logo após, os dentes foram condicionados com ácido fosfórico 35% (3M/ESPE Divisão Dental – Brasil), por 30 segundos, lavados em água corrente por 15 segundos e secados com bolinhas de algodão. Foram aplicadas duas camadas do adesivo Scotchbond (3M/ESPE Divisão Dental – Brasil) e polimerizadas por 20 segundos.

2) No *coping* metálico: foi feito jateamento com óxido de alumínio internamente.

3) Foi dispensado o cimento resinoso no bloco de mistura e espatulado por 10 segundos com uma espátula plástica fornecida pelo fabricante. Aplicou-se uma pequena porção nas paredes axiais internas do *coping*, o qual foi levado ao dente preparado com firme pressão digital. Imediatamente após aplicou-se uma carga de 9 kgf, por 7 minutos, removendo-se o excesso de cimento com uma sonda exploradora e fotoativando-se por 40 segundos em posições diametralmente opostas e 40 segundos na superfície oclusal, totalizando 160 segundos.

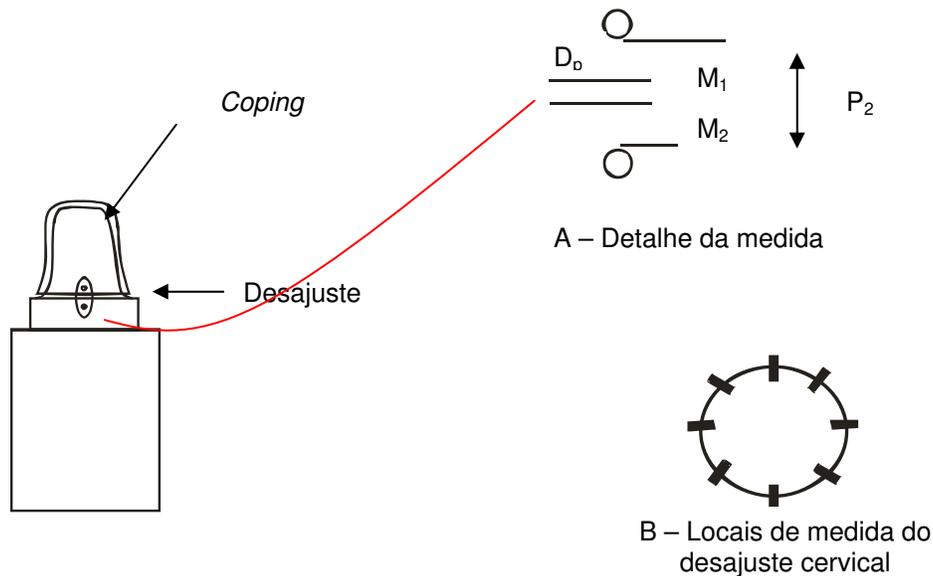
Foram cimentados 15 *copings* metálicos e 15 *copings* In-Ceram com cimento de fosfato de zinco de acordo com as instruções do fabricante:

1) No dente: foi feito profilaxia com pedra-pomes e água.

2) Logo após, foi realizado a manipulação do cimento de fosfato de zinco da seguinte maneira: 1 medida de pó para 4 gotas de líquido (divisão do pó em 6 partes). Espatulação por 90 segundos sobre uma placa de vidro grossa com uma espátula metálica nº24 e aplicação na superfície interna dos *copings* com um pincel nº 0 da área marginal até a metade em suas paredes axiais, e em seguida levado ao dente. Imediatamente foi aplicada uma carga estática de 9 kgf, por 7 minutos. Aguardou-se 15 minutos para presa final do cimento e procedeu-se a remoção dos excessos com uma sonda exploradora.

4.7 – Leitura da adaptação cervical após cimentação

Decorrido uma hora após a cimentação dos *copings* nos respectivos preparos, foi realizado o procedimento de leitura da adaptação cervical. Novamente, o conjunto foi levado ao microscópio de mensuração (STM – Olympus Optical Co.) em aumento de 50 vezes. E aplicado à mesma fórmula para avaliação da desadaptação antes da cimentação.



$$D_p = P_2 - (M_1 + M_2)$$

$D_p$  = Desajuste cervical após a cimentação no *coping*.

$P_2$  = Distância entre o ponto demarcado no dente até o ponto demarcado no *coping*, após a cimentação.

$M_1$  = Distância entre o ponto demarcado no *coping* até a linha do término do *coping*.

$M_2$  = Distância entre o ponto demarcado no dente até a linha do término do preparo do dente.

Figura 10 – Desenho esquemático da determinação do desajuste cervical das coroas após a cimentação: A – Detalhe da medida ( $P_2$ ); e B – Locais de medida do desajuste.

Após obtenção dos dados, os valores numéricos foram submetidos à Análise de Variância e as médias ao teste de Tukey, com 5% de significância.

## 5 - RESULTADOS

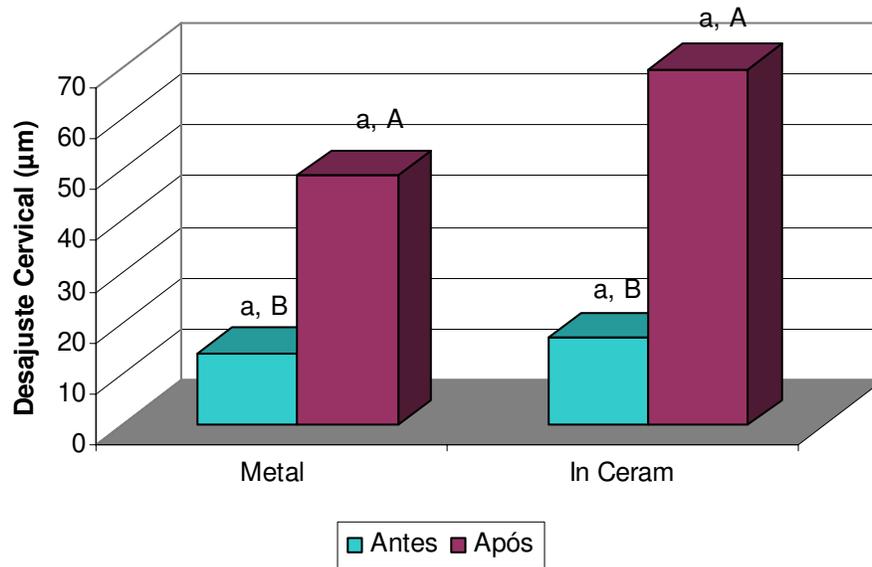
Os valores originais do desajuste cervical dos *copings* de metal e In-Ceram, cimentados com cimento de fosfato de zinco e cimento resinoso (apêndice), foram submetidos à Análise de Variância e as médias ao teste de Tukey, em nível de 5% de significância representadas nas Tabelas 1, 2 e 3 e nas Figuras 11, 12 e 13.

A Tabela 1 e a Figura 11 mostram os valores médios de desajuste cervical dos *copings* de metal e In-Ceram, antes e após a cimentação com cimento de fosfato de zinco. Antes da cimentação, os *copings* de metal e de In-Ceram não apresentaram diferença estatística ( $p>0,05$ ). Os mesmos resultados foram observados após a cimentação. Quando foi comparado o desajuste cervical para cada tipo de *coping* antes e após a cimentação, observamos que o desajuste cervical após a cimentação foi significativamente superior ao desajuste antes da cimentação ( $p<0,05$ ) (Tabela1 e Figura 11).

Tabela 1 – Valores médios do desajuste cervical ( $\mu\text{m}$ ) para os *copings* metal e In-Ceram, antes e após cimentação com cimento de fosfato de zinco.

<i>Copings</i>	Desajuste Cervical ( $\mu\text{m}$ )	
	Antes	Após
Metal	14,54 $\pm$ 1,65 a, B	40,03 $\pm$ 5,17 a, A
In-Ceram	19,47 $\pm$ 3,82 a, B	47,10 $\pm$ 5,37 a, A

Médias e desvio padrão seguidas por letras distintas minúsculas na coluna e maiúsculas na linha diferem entre si, em nível de 5% de significância pelo teste de Tukey.



Barras de mesma cor seguida de letra minúscula e de cores diferentes de letras maiúsculas distintas apresentam diferença entre si, em nível de 5% significância pelo Teste de Tukey.

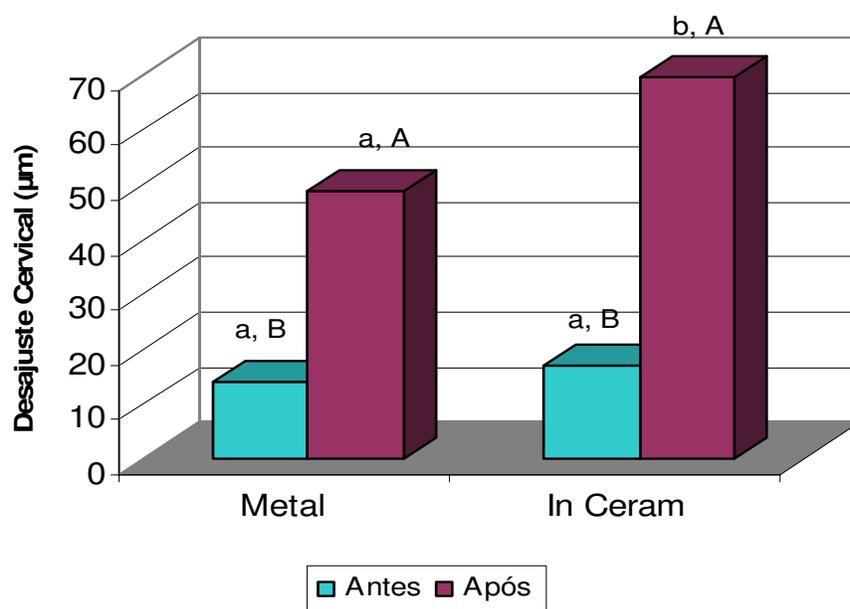
Figura 11 – Ilustração gráfica dos valores médios de desajuste cervical ( $\mu\text{m}$ ) para os *copings* de metal e In-Ceram, antes e após a cimentação com cimento de fosfato de zinco.

A Tabela 2 e a Figura 12 mostram os valores médios de desajuste cervical dos *copings* de metal e In-Ceram, antes e após a cimentação com cimento resinoso. Antes da cimentação, os *copings* de metal e In-Ceram não apresentaram diferença estatística ( $p > 0,05$ ). Após a cimentação, o *coping* de In-Ceram apresentou valores de desajuste cervical significativamente superior em relação ao *coping* de metal ( $p < 0,05$ ). Quando foi comparado o desajuste cervical para cada tipo de *coping* antes e após a cimentação, observamos que o desajuste cervical após a cimentação foi significativamente superior ao desajuste antes da cimentação ( $p < 0,05$ ) (Tabela 2 e Figura 12).

Tabela 2 – Valores médios do desajuste cervical ( $\mu\text{m}$ ) para os *copings* metal e In-Ceram, antes e após cimentação com cimento resinoso.

Copings	Desajuste Cervical ( $\mu\text{m}$ )	
	Antes	Após
Metal	14,20 $\pm$ 1,92 a, B	48,87 $\pm$ 4,42 a, A
In-Ceram	17,15 $\pm$ 2,24 a, B	69,67 $\pm$ 4,58 b, A

Médias e desvio padrão seguidas por letras distintas minúsculas na coluna e maiúsculas na linha diferem entre si, em nível de 5% de significância pelo teste de Tukey.



Barras de mesma cor seguida de letra minúscula e de cores diferentes de letras maiúsculas distintas apresentam diferença entre si, em nível de 5% de significância pelo Teste de Tukey.

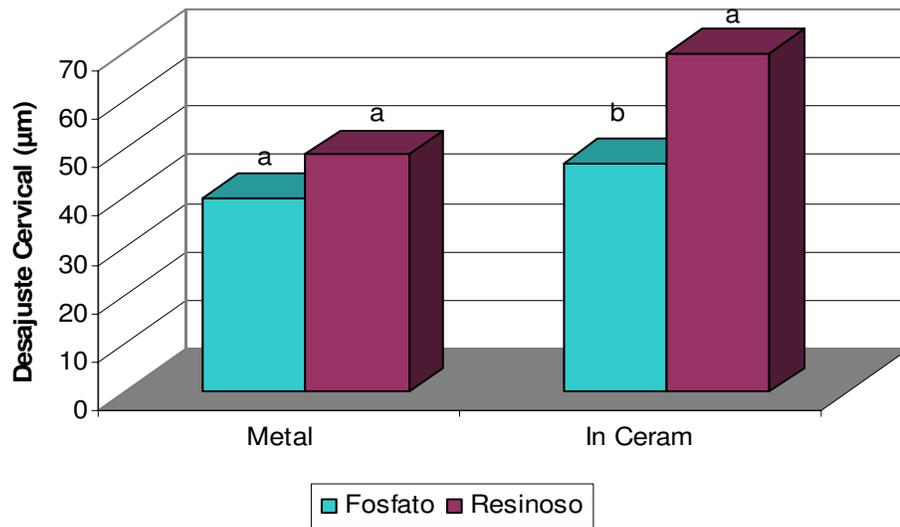
Figura 12 – Ilustração gráfica dos valores médios de desajuste cervical ( $\mu\text{m}$ ) para os *copings* de metal e In-Ceram, antes e após cimentação com cimento resinoso.

A Tabela 3 e a Figura 13 mostram a comparação do desajuste cervical para cada tipo de *coping* quando cimentadas com cimento de fosfato de zinco e resinoso. O *coping* de metal não apresentou nenhuma diferença estatística quando cimentado com cimento de fosfato de zinco e cimento resinoso. Os valores médios de desajuste cervical após cimentação do *coping* de In-Ceram com cimento resinoso apresentou valores de desajuste cervical significativamente superior em relação ao cimento de fosfato de zinco ( $p < 0,05$ ).

Tabela 3 – Valores médios do desajuste cervical ( $\mu\text{m}$ ) para os *copings* de metal e In-Ceram, após cimentação com cimento de fosfato de zinco e cimento resinoso.

<i>Copings</i>	Desajuste Cervical ( $\mu\text{m}$ )	
	Fosfato	Resinoso
Metal	40,03 $\pm$ 5,17 a	48,87 $\pm$ 4,42 a
In-Ceram	47,10 $\pm$ 5,37 b	69,67 $\pm$ 4,58 a

Médias e desvio padrão seguidas por letras distintas minúsculas na linha diferem entre si, em nível de 5% de significância pelo teste de Tukey.



Barras de mesma cor seguida de letra, dentro de cada tipo de *coping*, não apresentam diferença entre si, em nível de 5% significância pelo Teste de Tukey.

Figura 13 – Ilustração gráfica dos valores médios de desajuste cervical ( $\mu\text{m}$ ) para os *copings* de metal e In-Ceram após cimentação com cimento de fosfato de zinco e cimento resinoso.



## 6 - DISCUSSÃO

Os materiais restauradores indiretos, tanto com infra-estrutura de metal quanto os de cerâmica pura, devem apresentar característica como biocompatibilidade, excelência estética, contorno, resistência ao carregamento e selamento marginal eficiente (GROTEN *et al.*, 1997). O selamento marginal e a adaptação são fatores críticos para o sucesso clínico da restauração. Quando esses se apresentam deficientes, levam a problemas como solubilidade do agente cimentante e, como consequência nichos para retenção de placa, com desenvolvimento de cárie, doença periodontal e subsequente falha da restauração indireta (OILO, 1978; TJAN *et al.*, 1991 e GOLDIN *et al.*, 2005). Alguns estudos têm mostrado grande variação de resultados, com valores médios de adaptação próximos de 28  $\mu\text{m}$  (PERA *et al.*, 1994) e outros superiores a 160  $\mu\text{m}$  (SULAIMAN, 1997 *et al.*; CELIK & GELMAMAZ, 2002). Entretanto, uma fenda marginal aceitável clinicamente deve apresentar no máximo 120  $\mu\text{m}$  McLEAN & FRAUNHOFER (1971); JACOBS & WINDELER (1991).

Neste estudo, a análise dos dados da leitura do desajuste marginal cervical mostra que entre os *copings* de metal e de alumina (In-Ceram) antes da cimentação, não apresentaram diferença estatisticamente significativa ( $p > 0,05$ ). Já, após a cimentação dos *copings* de metal e In-Ceram, os mesmos apresentaram valores de desajuste cervical estatisticamente superior em relação ao desajuste cervical antes da cimentação ( $p < 0,05$ ) (Tabela 1 e 2 e Figuras 11 e 12).

Os resultados antes da cimentação para o  *coping*  de metal diferem daqueles encontrados por EAMES *et al.* (1978), STEPHANO *et al.* (1989), VECCHIO *et al.* (1990) e WHITE & KIPNIS (1993), que encontraram valores superiores antes da cimentação quando comparado ao nosso estudo. Por outro lado, estão de acordo com os resultados obtidos por SYU *et al.* (1993) e SCHILLING *et al.* (1999). Os baixos níveis de desajuste cervical encontrados

nesse estudo podem ser provavelmente atribuídos à técnica do operador nos processos de confecção do *coping* metálico, do tipo de preparo utilizado, angulação e convergência para incisal das paredes axiais e tipo de liga.

Já, quando foram analisados os copings de alumina (In-Ceram), os resultados obtidos nesse estudo antes da cimentação diferem dos encontrados por SULAIMAN *et al.* (1997), MAY *et al.* (1998), BESCHNIDT & STRUB (1999), HILBERT (2002), BORGES (2003) e YEO *et al.* (2003), que encontraram valores de desajuste cervical superiores aos encontrados nesse estudo. Os baixos valores de desajuste cervical encontrados, provavelmente podem ser atribuídos à técnica nos processos de confecção do *coping* In-Ceram, uma vez que o sistema é feito artesanalmente. Não foi encontrado na literatura trabalhos com valores inferiores a 33,25  $\mu\text{m}$  (HILBERT, em 2002) para *copings* In-Ceram antes da cimentação, como os obtidos em nosso estudo. Além disso, esses valores também podem ter sido influenciados pela diminuição na quantidade de camada de espaçador colocada sobre o modelo, onde geralmente são utilizadas duas camadas, sendo que no presente estudo optou-se para uma camada apenas, com o intuito de minimizar o desajuste interno e marginal. Assim os valores obtidos neste estudo apresentaram-se menores aos encontrados na literatura.

Após a cimentação, os resultados encontrados de desajuste cervical do metal não mostraram diferença estatística quando comparados com o In-Ceram ( $p > 0,05$ ) (Tabela 1 e Figura 11). Para os dois tipos de *copings* após a cimentação com cimento de fosfato de zinco e resinoso foram encontrados valores de desajuste cervical estatisticamente superior em relação ao desajuste cervical antes da cimentação ( $p < 0,05$ ) (Tabela 1 e 2 e Figuras 11 e 12).

O selamento marginal é um dos critérios mais importantes para a restauração de cerâmica alcançar sucesso a longo prazo (BESCHNIDT & STRUB, 1999). Porém, clinicamente seria difícil assentar perfeitamente uma restauração indireta, uma vez que devemos levar em consideração alguns procedimentos importantes como: alterações do material de moldagem, alterações no ato da duplicação do modelo para a confecção do *coping*, no caso do In-Ceram, a técnica

do protético. Em outras situações, os procedimentos muitas vezes fogem da técnica e são inerentes aos materiais odontológicos.

Os resultados encontrados nesse trabalho corroboram com os de ALKUMURU *et al.* (1992), HUNG *et al.* (1990) e BESCHNIDT & STRUB (1999) que encontraram aumento do desajuste dente-restauração após a cimentação. Após a cimentação, os valores encontrados para o sistema In-Ceram concordam com os achados de ABBATE *et al.* (1989) e BESCHNIDT & STRUB (1999) que encontraram valores de desajuste cervical semelhantes ao nosso trabalho. Por outro lado, HOLMES *et al.* (1987) encontraram valores de desajuste cervical para restaurações indiretas em cerâmica livres de metal após cimentação inferiores aos obtidos nesse estudo, embora em seu estudo tenha sido utilizada resina sem carga para a fixação das coroas, e também outro sistema de restauração livre de metal. Dessa forma, podemos supor que, independente do tipo do preparo, da utilização de espaçador e da pressão para assentamento, o escoamento de cimentos com carga provavelmente resultarão em desajustes superiores aos encontrados antes da cimentação. Conforme os dados da Tabela 3 e Figura 13 podemos observar que o cimento resinoso promoveu desajuste cervical estatisticamente superior no sistema In-Ceram quando comparado com o cimento de fosfato de zinco ( $p < 0,05$ ) concordando com o ALKUMURU *et al.* (1992), que encontraram maiores desajustes quando foi utilizado o cimento resinoso em relação ao cimento de fosfato de zinco. WHITE & YU (1992) verificaram que a espessura da película formada pelo cimento de fosfato de zinco entre duas placas de vidro era inferior ao cimento resinoso, sob as mesmas condições de carga de assentamento. Estes autores justificaram que o cimento resinoso, com alto conteúdo de carga, aumentava a viscosidade e diminuía o escoamento.

Os valores encontrados para o *coping* de metal após a cimentação concordam com os achados de STEPHANO *et al.* (1989) e WHITE & KIPNIS (1993). Na Tabela 3 e Figura 13 observa-se que o cimento resinoso promoveu desajuste cervical sem diferença estatística significativa em relação ao cimento de fosfato de zinco ( $p > 0,05$ ). Esses resultados diferem dos encontrados por WHITE &

KIPNIS (1993) e BRISOLARA (2000) que encontraram desajuste cervical superior para o cimento resinoso em relação ao fosfato de zinco.

Todos os *copings* fixados com os diferentes agentes cimentantes promoveram ajuste marginal deficiente, quando comparados ao desajuste antes da cimentação. Isso nos mostra que os materiais e a técnica empregada para cimentação de próteses fixas devam seguir um procedimento criterioso, porque mesmo assim, o vedamento marginal aumentará sobremaneira deixando esse local susceptível a desequilíbrios biológicos, sem contar na possibilidade de contatos oclusais prematuros. Contudo, considerações a respeito das propriedades dos cimentos utilizados neste estudo precisam ser citadas. Os cimentos resinosos possuem propriedades vantajosas, na tentativa de minimizar esse problema, apresentando solubilidade mínima, resistência superior e excelente união micro-mecânica quando corretamente aplicados (WHITE *et al.* 1994). Por outro lado, os cimentos resinosos são materiais que permitem adesão bacteriana a sua superfície (SVANBERG *et al.* 1990 e PALENIK *et al.* 1992). KAWAI & TAKAOKA (2001) encontrou maior adesão bacteriana em superfície de resina composta em relação ao cimento de ionômero de vidro, com os mesmos tratamentos de superfície. Do ponto de vista clínico, precauções para diminuir a espessura de cimento, bem como, os desajustes marginais deveriam ser consideradas. Assim, quanto maior a linha de cimento à base de resina, maior será a probabilidade de adesão bacteriana, o que poderá levar, a instalação de processo carioso, bem como, inflamação gengival. Estudos *in vivo* fornecem evidência de que quanto maior a desadaptação marginal em restaurações indiretas maiores serão os índices de placa e terão reduzidas condições periodontais (JANENKO & SMALES, 1979; FELTON *et al.*, 1991 e VAHIDI *et al.*, 1991).

Já, o cimento de fosfato de zinco tem como principal vantagem fina espessura de película com aproximadamente 25  $\mu\text{m}$  (WHITE & YU, 1992), porém é um cimento com altos índices de solubilidade (WHITE *et al.* 1992) essa característica que pode levar a formação de cárie e doença periodontal.

Após discussão dos resultados desse estudo, fica evidente que a utilização de restaurações indiretas livres de metal, no sistema In-Ceram, apresentou uma adaptação marginal tida como eficiente dentro dos padrões estabelecidos pela literatura atual, quando associada aos cimentos utilizados neste estudo. Entretanto, o cimento resinoso apresentou um desajuste marginal superior (69,67  $\mu\text{m}$ ) em relação ao fosfato de zinco, e mesmo assim, esta associação mostrou-se clinicamente aceitável.



## 7 - CONCLUSÕES

De acordo com os resultados deste trabalho foi possível verificar e concluir que:

- 1) Os dois sistemas, metal e In-Ceram, apresentaram valores de desajuste cervical após a cimentação significativamente superior ao desajuste antes da cimentação, para os dois cimentos.
- 2) O *coping* In-Ceram apresentou valores de desajuste cervical significativamente superior quando cimentado com cimento resinoso em relação ao cimento de fosfato de zinco.
- 3) Após cimentação com cimento resinoso, o sistema In-Ceram apresentou um maior desajuste cervical em relação ao *coping* metálico.



---

## 8 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

1. Abbate MF, Tjan AHL, Fox WM. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. J Prosthet Dent. 61(5): 527-31, 1989.
2. Alkumuru HN, Wilson HJ, Bors S. The fit of all-ceramic crown cemented with different luting agents. J Mamara Univ DentFac. 1(3): 198-202, 1992.
3. Batchelor RW, Dinsdale A. Trans VIIth Inter Ceram Congr. p.31, 1960. *Apud* McLean, J. W.; Hughes, T. H. *Op cit.*Ref. 34.
4. Beschmidt SM, Strub JR. Evaluation of marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. J Oral Rehabil 26(7): 582-593, 1999.
5. Bindl A, Mormann WH. Marginal and Internal fit of ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. J Prosthet Dent. 32(6): 441-7, 2005.

---

\* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada na norma do Internacional Committe of Medical Journal Editors

Grupo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

- 
6. Borges GA. Avaliação da adaptação cervical de coroas totais cerâmicas livres de metal antes e após cimentação [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.
  7. Brecker CS. Porcelain baked to gold: a new medium in Prostodontics. J Prosthet Dent. 6: 801-11, 1956.
  8. Brisolara PGS. Avaliação da adaptação cervical de coroas totais metálicas com diferentes terminos antes e após cimentação [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2000.
  9. Celik C, Gelmalmaz D. Comparison of marginal integrity of ceramic and composite veneer restorations luted with two different resin agents: An *in vitro* study. Int J Prosthodont. 15(1): 59-64, 202.
  10. Chan C, Haraszthy G, Geis-Gertorfer J, Weber H, Huettemann H. Scanning electron microscopic studies of marginal fit of three esthetic crowns. Quintessence Int. 20(3): 189-193, 1989.
  11. Chirstensen GJ. Marginal fit of gold inlay casting. J Prosthet Dent. 16(2): 297-305, 1966.

- 
12. Council on Dental Materials and Devices. Revised American dental Association Specification nº 19 for non-aqueous, elastomeric dental impression materials. J Am Dent Assoc. 94(4): 733-741, 1977.
  13. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Scharer P. Heat-pressed: ceramics technology and strength. Int J Prosthodont. 5(1): 9-16, 1992.
  14. Eames WB, O'Neal SJ, Monteiro J, Miller C, Roan JD Jr, Cohen KS. Techniques to improve the seating of casting. J Am Dent Ass. 96(3):432-37, 1978.
  15. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect *in vivo* crown margin discrepancies on periodontal health. J Prosthet Dent. 65(3): 357-64, 1991.
  16. Figueiró C. Influência da convergência axial na adaptação e infiltração marginal de coroas totais fixadas com cimentos de fosfato de zinco, ionômero de vidro e resinoso [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 1997.
  17. Figueiró C. Influência da Convergência Axial e do Alívio Interno na Adaptação e Resistência à Remoção por Tração de Coroas Totais Cimentadas com Cimentos Resinosos. [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2000.

- 
18. Fleming GJ, Dobinson MM, Landini G, Harris JJ. An in-vitro investigation of the accuracy of fit of Procera and Empress crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 13(3): 109-14, 2005.
19. Gavelis JL The effect of various finish line preparation on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J Prosth Dent.* 45(2); 138-45, 1981.
20. Gelmalmaz D, Alkumuru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *J Prosthet Dent.* 73(1): 49-54, 1995.
21. Goldin EB, Boyd NW, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *J Oral Rehabil.* 93(2): 143-7, 2005.
22. Grey NJ, Piddock V, Wilson MA. *In vitro* comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system. *J Dent.* 21(1): 47-51, 1993.
23. Groten M, Girthofer S, Probst L. Marginal fit consistency of copy-milled all ceramic crown during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil.* 24(12): 871-81, 1997.

- 
24. Hilbert E. Avaliação da adaptação marginal de *copings* cerâmicos em função do término cervical e tratamento das superfícies internas [dissertação]. São José dos Campos: UNESP; 2002.
25. Holmes JR, Bayne SC, Sulik WD. Marginal fit of castable ceramic (Dicor) crowns. J Dent Res. 67(5): 594-9, 1992.
26. Hung SH, Hung KS, Eick JD, Chappell RP. Marginal fit of porcelain fused to metal and two types of ceramic crown. J Prosthet Dent. 63(1): 26-31, 1990.
27. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. J Prosthet Dent. 65(3): 436-42, 1991.
28. Janenko C, Smales RJ. Anterior crowns and gingival health. Aust DentJ. 24(4):225-30, 1979.
29. Krug RS, Markeley MR. Cast restorations with gold-foil-like margins. J Prosth Dent. 22(1): 54-67, 1969.
30. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyer P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. J Oral Rehabil. 32(7): 526-30, 2005.

- 
31. Lehmann ML, Hampson EL. A study of strain patterns in jacket crowns on anterior teeth resulting from different tooth preparations. *Br Dent J.* 113(10): 337-45, 1962.
32. May KB, Russel MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: The Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent.* 80(4): 394-404, 1998.
33. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J.* 119(6): 251-67, 1965.
34. McLean JW, Von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an *in vivo* technique. *Br Dent J.* 131(3): 107-11, 1971.
35. Milan FM, Consani S, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti AL, Souza-Neto MD, KNOWLES J. Influence of casting methods on marginal and internal discrepancies of complete cast crowns, *Braz Dent J.* 15(2):127-32, 2004.
36. Naert I, Van Der Donk A, Beckers I. Precision of fit and clinical evaluation of all-ceramic full restorations followed between 0,5 and 5 years. *J Oral Rehabil.* 32(1): 51-7, 2005.

- 
37. Nakamura T, Tanaka H, Kinuta S, Akao T, Okamoto K, Wakabayashi K *et al.* *In vitro* study on marginal and internal fit of CAD/CAM all-ceramic crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 24(3): 456-9, 2005.
38. Oilo G. Adaptation of luting cement to enamel, dentin and restorative material. *Acta Odontol Scand.* 36(3): 149-56, 1978.
39. Palenik CJ, Behnen MJ, Setcos JC, Miller CH. Inhibition of microbial adherence and growth by various glass ionomers *in vitro*. *Dent Mater* 8(1): 16-20, 1992.
40. Panno FV, Vahidi F, Gulker I, Ghalili KM. Evaluation of 45-degree labial bevel with a shoulder preparation. *J Prosth Dent.* 56(6): 655-61, 1986.
41. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carrossa S. *In Vitro* marginal adaptation of alumina porcelain-Ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 72(6): 585-90, 1994.
42. Pettrow JN. Practical factors in building and firing characteristics of dental porcelain. *J Prosthetic Dent.* 11(2): 334-44, 1961.
43. Phillips RW. *Science of dental materials.* W. B. Saunders Co. Philadelphia, London, 1973.

- 
44. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *Dent Mat J.* 24(3): 456-59, 2005.
45. Riley EJ. Ceramo-metal restoration. State of science. *Dent Clin North Am.* 21(4): 669-82, 1977.
46. Rinke S, Hüls A, Jahn L. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 8(4): 303-10, 1995.
47. Sheets CG. The periodontal-restorative interface: enhancement through magnification. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 11(8): 925-31, 1999.
48. Shilling ER, Miller BH, Woody Rd, Miller AW 3rd, Nunn ME. Marginal gap of crowns made with a phosphate-bonded investment and accelerated casting method. *J Prosth. Dent.* 81(2): 129-34, 1999.
49. Shillinburg HT, Hobo S, Fisher DW. Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosth Dent.* 29(3): 276-84, 1973.
50. Silva WA. Estabilidade mecânica de retentores do tipo coroa total [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 1995.

- 
51. Silva W A, Silva FA. Preparo para coroas totais: estabilidade mecânica de retentores. RGO. 45(6): 309-15, 1997.
52. Stephano CB, Roselino RF, Roselino RB. *et al.* Adaptação cervical de coroas totais fundidas com diversas ligas metálicas, usando troqueis com e sem espaçador. Revta Odont Univ S Paulo. 3(3): 383-89, 1989.
53. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit on InCeram, IPS Empress and Procera crowns, Int J Prosthodont. 10(5): 478-84, 1997.
54. Svanberg M, Krasse B, Ornerfeldt HO. Mutans streptococci in interproximal plaque from amalgam and glass ionômero restorations. Caries Res. 24(2):133-6, 1990.
55. Syu JZ, Byrne G, Laub LW, Land MF. Influence of finish-line geometry on the fit of crowns. Int J Prosthodont. 6(1): 25-30, 1993.
56. Tjan AD, Tan DE. Microleakage at gingival margins of Class V composite resin restorations rebonded with various low-viscosity resin systems. Quintessence Int. 22(7):565-73, 1991.

- 
57. Valderhaug J, Birkeland JM. Periodontal conditions in patients 5 years following insertion of fixed prostheses. *J Oral Rehabil.* 3(3): 237-43, 1976.
58. Valderrama S, Van Roekel N, Andersson M, Goodacre CJ, Munoz CA. A comparison of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 8(1): 29-37, 1995.
59. Vahidi F, Egloff ET, Panno FV. Evaluation of marginal adaptation of all-ceramic crowns and metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 66(4):426-31, 1991.
60. Vecchio GMF, Pretti E, Vaz RR. Avaliação do desajuste cervical de coroa totais metálicas fundidas com ligas alternativas à base de prata/estanho, relacionado com técnicas de inclusão. *Archos Cent Estud Fac odont Univ Minas Gerais.* 27(1/2): 49-61, 1990.
61. White SN, Ingles S, Kipnis V. Influence of marginal opening on microleakage of cemented artificial crowns. *J Prosthet Dent.* 71(3): 257-64, 1994.
62. White S N, Kipnis V. Effect of adhesive luting agents on the marginal seating of cast restorations. *J Prosthet Dent.* 69(1): 28-31, 1993.
63. White SN, Yu Z. The effect of adhesive luting agent-dentin surface interaction on film thickness. *J Prosthet Dent.* 68(1): 49-52, 1992.

---

64. White SN, Yu Z, Kipnis V. Effect of seating force on film thickness of new adhesive luting agents. *J Prosthet Dent.* 68(3): 476-81, 1992.

65. Yeo I, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems, *J Prosthet Dent.* 90(5): 459-64, 2003.



## 9 – APÊNDICE

Tabela 4 - Quadro da Análise de Variância.

Causas da Variação	G.L	S.Q	Q.M	Valor F	Prob.>F
Cimento	1	7,8742948	7,8742948	4,8531	0,02783
Material	1	5,1336096	5,1336096	3,1640	0,07430
Tempo	1	292,9462925	292,9462925	180,5493	0,00001
Cim*Mat	1	6,9466121	6,9466121	4,2814	0,03838
Cim*Tempo	1	12,2839492	12,2839492	7,5709	0,00696
Mat*Tempo	1	0,0008920	0,0008920	0,0005	0,97938
Cim*Mat*Tem	1	7,8947154	7,8947154	4,8657	0,02764
Resíduo	112	181,7231216	1,6225279		
<b>TOTAL</b>	<b>119</b>	<b>514,8034871</b>			

Média Geral= 5,439712

Coeficiente de variação= 23,416%

Tabela 5 - Teste de Tukey para médias de cimento.

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Resinoso	60	37,476332	37,476332	a	A
2	1	Fosfato	60	30,284665	30,284665	b	A

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

D.M.S 5%= 0,45897

D.M.S 1%= 0,60549

Tabela 6 - Teste de Tukey para médias de cimento - dentro de metal do fator material.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Resinoso	30	31,540331	31,540331	a	A
2	1	Fosfato	30	30,815998	30,815998	a	A

Tabela 7 - Teste de Tukey para médias de cimento - dentro de In-Ceram do fator material.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Resinoso	30	43,412332	43,412332	a	A
2	1	Fosfato	30	29,753333	29,753333	b	B

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

D.M.S 5%= 0,64908

D.M.S 1%= 0,85629

Tabela 8 - Teste de Tukey para médias de cimento - dentro de antes do fator tempo.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Fosfato	30	17,007000	17,007000	a	A
2	1	Resinoso	30	15,677999	15,677999	a	A

Tabela 9 - Teste de Tukey para médias de cimento - dentro de após do fator tempo.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Resinoso	30	59,274664	59,274664	a	A
2	1	Fosfato	30	43,562331	43,562331	b	B

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

D.M.S 5%= 0,64908

M.S 1%= 0,85629

Tabela 10 - Teste de Tukey para médias de cimento - dentro metal do fator material e antes do fator tempo.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Fosfato	15	14,542666	14,542666	A	A
2	1	Resinoso	15	14,204665	14,204665	A	A

Tabela 11 - Teste de Tukey para médias de cimento - dentro de metal do fator material e após do fator tempo.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Resinoso	15	48,875997	48,875997	a	A
2	1	Fosfato	15	47,089331	47,089331	a	A

Tabela 12 - Teste de Tukey para médias de cimento - dentro de In-Ceram do fator material e antes do fator tempo.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Fosfato	15	19,471334	19,471334	A	A
2	1	Resinoso	15	17,151333	17,151333	A	A

Tabela 13 - Teste de Tukey para médias de cimento - dentro de In-Ceram do fator material e após do fator tempo.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Resinoso	15	69,673332	69,673332	A	A
2	1	Fosfato	15	40,035331	40,035331	B	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado  
D.M.S. 5%= 0,91793  
D.M.S. 1%= 1,21097

Tabela 14 - Teste de Tukey para médias de material.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	In-Ceram	60	36,582832	36,582832	a	A
2	1	Metal	60	31,178165	31,178165	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.  
D.M.S 5%= 0,45897  
D.M.S 1%= 0,60549

Tabela 15 - Teste de Tukey para médias de material dentro de fosfato do fator cimento.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Metal	30	30,815998	30,815998	a	A
2	2	In-Ceram	30	29,753333	29,753333	a	A

Tabela 16 - Teste de Tukey para médias de material dentro de resinoso do fator cimento.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	In-Ceram	30	43,412332	43,412332	a	A
2	1	Metal	30	31,540331	31,540331	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.  
D.M.S 5%= 0,64908  
D.M.S 1%= 0,85629

Tabela 17 - Teste de Tukey para médias de material dentro de antes do fator tempo.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	In-Ceram	30	18,311333	18,311333	a	A
2	1	Metal	30	14,373665	14,373665	a	A

Tabela 18 - Teste de Tukey para médias de material dentro de após do fator tempo.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	In-Ceram	30	54,854331	54,854331	a	A
2	1	Metal	30	47,982664	47,982664	a	A

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

D.M.S 5%= 0,64908

D.M.S 1%= 0,85629

Tabela 19 - Teste de Tukey para médias de material dentro de fosfato do fator cimento antes do fator tempo.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	In-Ceram	15	19,471334	19,471334	a	A
2	1	Metal	15	14,542666	14,542666	a	A

Tabela 20 - Teste de Tukey para médias de material dentro de fosfato do fator cimento e após do fator tempo.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Metal	15	47,089331	47,089331	a	A
2	2	In-Ceram	15	40,035331	40,035331	a	A

Tabela 21 - Teste de Tukey para médias de material dentro de Resinoso do fator cimento e antes do fator cimento.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	In-Ceram	15	17,151333	17,151333	a	A
2	1	Metal	15	14,204665	14,204665	a	A

Tabela 22 - Teste de Tukey para médias de material dentro de resinoso do fator cimento e após do fator tempo.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	In-Ceram	15	69,673332	69,673332	a	A
2	1	Metal	15	48,875997	48,875997	b	B

Tabela 23 - Teste de Tukey para médias de tempo.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Após	60	51,418498	51,418498	a	A
2	1	Antes	60	16,342499	16,342499	b	B

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

D.M.S 5%= 0,45897

D.M.S 1%= 0,60549

Tabela 24 - Teste de Tukey para médias de tempo dentro de fosfato do fator cimento.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Após	30	43,562331	43,562331	a	A
2	1	Antes	30	17,007000	17,007000	b	B

Tabela 25 - Teste de Tukey para médias de tempo dentro de resinoso dentro do fator cimento.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Após	30	59,274664	59,274664	a	A
2	1	Antes	30	15,677999	15,677999	b	B

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

D.M.S 5%= 0,64908

D.M.S 1%= 0,85629

Tabela 26 - Teste de Tukey para médias de tempo dentro de metal do fator material.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Após	30	47,982664	47,982664	a	A
2	1	Antes	30	14,373665	14,373665	b	B

Tabela 27 - Teste de Tukey para médias de tempo dentro de In-Ceram do fator material.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Após	30	54,854331	54,854331	a	A
2	1	Antes	30	18,311333	18,311333	b	B

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

D.M.S 5%= 0,64908

D.M.S 1%= 0,85629

Tabela 28- Teste de Tukey para médias de tempo dentro de fosfato para o fator cimento e metal do fator material.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Após	15	47,089331	47,089331	a	A
2	1	Antes	15	14,542666	14,542666	b	B

Tabela 29- Teste de Tukey para médias de tempo dentro de fosfato do fator cimento e In-Ceram do fator material.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Após	15	40,035331	40,035331	a	A
2	1	Antes	15	19,471334	19,471334	b	B

Tabela 30 - Teste de Tukey para médias de tempo dentro de resinoso do fator cimento e metal do fator material.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Após	15	48,875997	48,875997	a	A
2	1	Antes	15	14,204665	14,204665	b	B

Tabela 31- Teste de Tukey para médias de cimento dentro de após do fator tempo.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Após	15	69,673332	69,673332	a	A
2	1	Antes	15	17,151333	17,151333	b	B

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

D.M.S 5%= 0,91793

D.M.S 1%= 1,21097

Tabela 32 - Teste de Tukey para médias de cimento dentro de In-Ceram do fator material e antes do fator tempo.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Resinoso	15	78,766987	78,766987	a	A
2	1	Ionômero	15	75,792838	75,792838	a	A

Tabela 33 – Valores Individuais do desajuste cervical dos *copings* metal e In-Ceram antes da cimentação em  $\mu\text{m}$ .

Amostras	Desajuste Cervical	
	Metal	In-Ceram
1	11,8750	10,4375
2	12,6875	10,6875
3	13,7500	12,8125
4	4,0125	7,0000
5	5,1875	22,1875
6	25,0000	20,7500
7	10,5625	28,6250
8	10,6250	14,0000
9	18,1255	9,4375
10	18,1250	10,2500
11	16,8755	13,8125
12	24,3750	51,3125
13	8,8750	4,8750
14	22,5000	22,7500
15	15,6250	53,1875
16	5,1250	21,8125
17	21,3125	33,7500
18	4,1250	6,3125
19	22,5000	4,8125
20	8,1250	7,5000
21	17,5000	24,3750
22	11,8750	13,8125
23	19,5000	9,3750
24	2,7500	12,0000
25	18,1250	15,0625
26	9,6875	25,9375
27	22,1875	18,8750
28	15,8750	16,3750
29	8,8125	29,7500
30	25,6250	17,5625

Tabela 34 — Valores Individuais do desajuste cervical dos *copings* metal e In-Ceram após cimentação com cimento de fosfato de zinco em  $\mu\text{m}$ .

Amostras	Desajuste Cervical	
	Metal	In-Ceram
1	22,5625	22,2500
2	18,5000	25,5000
3	24,3750	51,8125
4	20,9375	33,6875
5	32,5675	79,2500
6	35,5675	53,3750
7	56,5625	58,2875
8	36,8125	89,1875
9	21,0000	56,1875
10	63,5000	44,6250
11	71,0000	35,6250
12	78,5000	42,9375
13	18,0625	24,1250
14	38,5625	27,6875
15	62,0625	61,8750

Tabela 35 - Valores individuais do desajuste cervical dos *copings* metal e In-Ceram após cimentação com cimento resinoso  $\mu\text{m}$ .

Amostras	Desajuste Cervical	
	Metal	In-Ceram
16	44,6250	59,6875
17	77,6875	92,4375
18	38,8750	48,3750
19	29,0000	81,3125
20	54,0000	80,7500
21	32,2625	74,0000
22	53,0625	82,6875
23	59,6875	54,2500
24	60,6875	40,0625
25	23,2500	70,5000
26	19,6875	87,3125
27	59,3125	87,9000
28	67,3125	50,3750
29	49,8125	87,0625
30	63,9375	48,4375