



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



GILBERTO ANTONIO BORGES  
Cirurgião-Dentista

**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO CERVICAL DE COROAS  
TOTAIS CERÂMICAS LIVRES DE METAL ANTES E APÓS  
CIMENTAÇÃO**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP, para obtenção do Título de Doutor em Materiais Dentários.

**UNICAMP**  
**BIBLIOTECA CENTRAL**  
**SEÇÃO CIRCULANTE**

Piracicaba  
2003



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



GILBERTO ANTONIO BORGES  
Cirurgião-Dentista

# AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO CERVICAL DE COROAS TOTAIS CERÂMICAS LIVRES DE METAL ANTES E APÓS CIMENTAÇÃO

**Orientador:** Professor Doutor Lourenço Correr Sobrinho  
(Professor Titular – Área Materiais Dentários da FOP-  
UNICAMP).

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP, para obtenção do Título de Doutor em Materiais Dentários

Foto exemplar foi devidamente aprovada de acordo com a Resolução CPG-036/93  
CPG-02107/2003  
Assinatura do Orientador

Piracicaba  
2003

UNIDADE	BC
Nº CHAMADA	TUNICAMP B644a
V	EX
TOMBO BCI	55181
PROC.	16.124103
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	08/08/03
Nº CPD	

CM00188009-6

BIB ID 296349

### Ficha Catalográfica

B644a Borges, Gilberto Antonio.  
 Avaliação da adaptação cervical de coroas totais cerâmicas livres de metal antes e após cimentação. / Gilberto Antonio Borges. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2003. xix, 110p. : il.

Orientador : Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho.  
 Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

I. Materiais dentários. 2. Cimentos dentários. I. Correr Sobrinho, Lourenço. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA  
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 29 de Maio de 2003, considerou o candidato GILBERTO ANTONIO BORGES aprovado.

1. Prof. Dr. LOURENCO CORRER SOBRINHO

2. Profa. Dra. ANA MARIA SPOHR

3. Profa. Dra. JESUÂNIA GUARDIERO DE AZEVEDO PFEIFER

4. Prof. Dr. SIMONIDES CONSANI

5. Prof. Dr. MARIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI

2030.6925



## **Dedico este trabalho**

À minha esposa **VALÉRIA**, por saber conter a solidão nos momentos de ausência e pelo amor. Além deste trabalho, dedico-lhe minha vida!

Ao meu filho **VICTOR**, que apesar de sua inocência, ensinou-me o quanto um ser humano pode amar. QUANTO eu o amo.

## Ofereço este trabalho

A **DEUS**, força maior que me manteve firme durante a jornada.

Aos meus pais, **JOÃO E GASPARINA**, pelo apoio incondicional, exemplo e amor que me guiaram através da vida.

Aos meus irmãos **NOMINATO, REGINA, JÚNIOR**, pelo amor e carinho de sempre.

A minha sogra **MARIA**, pelo incentivo e apoio durante a realização deste trabalho.

Á memória da minha irmã **LEILA**, e do meu sogro **IRINEU**, que deixaram saudades porque enquanto estiveram aqui souberam como ninguém o que é amor

## **AGRADECIMENTO ESPECIAL**

Ao **Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho**, Professor Titular do Departamento de Odontologia Restauradora, Área Materiais Dentários da FOP-UNICAMP, pessoa que não se limitou a ser somente Orientador, mas também foi e, com certeza, continuará sendo Amigo. A verdadeira Ciência perdura pelo exemplo de pessoas como você. Minha sincera gratidão!

## **AGRADECIMENTOS**

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, **UNICAMP**, nas pessoas do Diretor, Prof. Dr. **THALES ROCHA DE MATTOS FILHO** e Diretor Associado Prof. Dr. **OSLEI PAES DE ALMEIDA**.

Ao Conselho Nacional de desenvolvimento Científico e Tecnológico (**CNPq**), pelo apoio financeiro, durante o curso de Pós-Graduação.

Ao Corpo Docente do Programa de Pós-Graduação em Materiais Dentários da FOP-UNICAMP, Prof. Titular Dr. **SIMONIDES CONSANI**, Prof. Titular Dr. **MÁRIO FERNANDO DE GÓES** e Prof. Associado Dr. **MÁRIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI**, pelos exemplos, competência, ensinamentos e seriedade na orientação deste trabalho.

À **UNIUBE** e a **UFU**, pela formação sólida e precisa durante a Graduação e Especialização.

Ao engenheiro **MARCOS BLANCO CANGIANI**, técnico de laboratório, pela ajuda na fase experimental, parte fotográfica da tese, pela amizade sincera e sólida.

À técnica de laboratório, **SELMA APARECIDA B. SEGALA**, pela ajuda durante o transcorrer do curso.

Aos amigos **HÉLIO VENÂNCIO, RUI DE CASTRO BALEGO, MARCO ANTONIO BORGES DE ALMEIDA, GUILHERME DE SOUZA, ALYSSON KONNO, DANILO, JANAINA e PAULINHO**, pelo apoio e convivência. Minha eterna gratidão.

Aos amigos **MARCOS, ANA MARIA, MÁRCIA, ALESSANDRA, RAFAEL, JOHNSON, PAULO HENRIQUE, ALYSSON, ANDRESA, JANAINA e DANILO**, pela importante e inestimável participação em minha formação profissional e pessoal.

Aos TPDs **JORGE ANTÔNIO ALCARDE, RUI DE CASTRO BALEGO, GUILHERME DE SOUZA, MAURÍCIO VISCONTI, FLÁVIO DE OLIVEIRA E JOSÉ CARLOS ROMANINI**, pelo apoio técnico e informações.

A **Ivoclar Vivadent Ltda**, na pessoa do gerente de vendas **Sr. HERBERT MENDES**, pela concessão do material para confecção das amostras IPS EMPRESS 2.

Ao Prof. Dr. **MARCO ANTONIO BOTINO**, pela concessão do material para confecção das amostras In Ceram.

À bibliotecária **MARILENE GIRELLO**, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, pela orientação nas referências bibliográficas.

E àqueles que de uma forma ou de outra me ajudaram a alcançar mais esta vitória.

**MEUS SINCEROS AGRADECIMENTOS**

**“São duas coisas verdadeiramente diferentes: saber e crer que se sabe. A ciência consiste em saber; em crer que se sabe está a ignorância.”**

***Hipócrates***

## SUMÁRIO

<b>RESUMO</b> .....	1
<b>ABSTRACT</b> .....	3
<b>1 – INTRODUÇÃO</b> .....	5
<b>2 – REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	9
<b>3 – PROPOSIÇÃO</b> .....	51
<b>4 – MATERIAIS E MÉTODO</b> .....	53
4.1 – Materiais .....	53
4.2 – Método .....	54
4.2.1 – Preparo e Fixação dos dentes em resina. ....	54
4.2.2 – Moldagem e obtenção dos troqueis. ....	56
4.2.3 – Preparos dos <i>copings</i> com cerâmica In Ceram. ....	59
4.2.4 – Preparos dos <i>copings</i> com cerâmica IPS Empress 2	61
4.2.5 – Preparos dos <i>copings</i> com cerâmica Cergogold- - -	64
4.2.6 – Aplicação da Cerâmica de estratificação .....	66
4.2.7 – Leitura do desajuste cervical antes da cimentação -	68
4.2.8 – Cimentação .....	71
4.2.9 – Leitura do desajuste cervical após a cimentação - - -	73
<b>5 – RESULTADOS</b> .....	75
<b>6 – DISCUSSÃO</b> .....	81
<b>7 – CONCLUSÃO</b> .....	87
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	89
<b>APÊNDICE</b> .....	97

## RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar o desajuste cervical antes e após a fixação de coroas totais IPS Empress 2, Cergogold e In Ceram, em preparos sobre dentes bovinos, utilizando 2 tipos de cimento. Noventa incisivos bovinos foram embutidos em resina e as porções coronárias foram preparadas para receber coroas totais completas, usando pontas diamantadas nº 4103 com paredes axiais com expulsividade de 8° e término cervical em ombro reto. Trinta coroas com 8,0 mm de diâmetro por 8,5 mm de altura foram confeccionadas para cada tipo de cerâmica. Após, as coroas foram adaptadas sobre os preparos com carga de 9 kgf por 1 minuto e a discrepância marginal foi medida com microscópio de mensuração (STM). Em seguida, as coroas foram removidas e 15 amostras de cada tipo de cerâmica foram cimentadas sobre os dentes com cimento resinoso (Variolink II) e 15 com ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer) 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 três sistemas cerâmicos apresentaram desajuste cervical após a cimentação estatisticamente superiores ao desajuste cervical antes da cimentação, para os dois cimentos. O sistema IPS Empress 2 apresentou valores de desajuste cervical estatisticamente superior ao Cergogold antes e após a cimentação. Nenhuma diferença estatística foi observada entre o sistema IPS Empress 2 e In Ceram e In Ceram e Cergogold. Para os três sistemas cerâmicos, nenhuma diferença estatística foi observada para o desajuste cervical quando cimentadas com cimento resinoso e ionômero de vidro.

## **ABSTRACT**

The purpose of this study was to evaluate the cervical fit before and after cementation of IPS Empress 2, Cergogold and In Ceram all crowns, on bovine teeth preparation utilizing two kinds of the cement. Ninety bovin 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 10° of tapering and right shoulder. Thirty crowns with 8.0mm in diameter and 8.5mm height were fabricated for each ceramic system. After, the crowns were seated on the teeth with 9 kgf load for 1 minute and the marginal discrepancy was measured using a mensuration microscopic (STM). Afterwards, the crowns were removed and fifteen samples of each ceramic system were luted on the teeth with resin cement (Variolink II) and glass ionomer cement (Vitremer) and the marginal discrepancy was measured again. The results were submitted to analysis of variance and Tukey's test (5%) and indicated that the three ceramics systems showed cervical fits after cementation statistically superior than cervical fits before cementation, for the two cements. The IPS Empress 2 showed values of the cervical fits statistically superior than Cergogold before and after cementation. No statistically significant difference was found between IPS Empress 2 and In Ceram and In Ceram and Cergogold. For the three ceramics systems, no statistically significant difference was found for the cervical fit cemented with resin cement and glass ionomer cement.

# 1 - INTRODUÇÃO

A necessidade de novos materiais restauradores é cada vez mais evidente, à medida que os conceitos estéticos da sociedade evoluem. Por isso é necessário, por parte dos profissionais, soluções cada vez mais próximas do dente natural. Tal necessidade, faz com que busquemos incessantemente a atualização e conhecimento das propriedades, bem como, as técnicas dos materiais empregados para que possamos utilizá-los da forma mais adequada para o sucesso na clínica diária.

A manutenção da saúde gengival e a longevidade de uma prótese estão intimamente relacionadas com a integridade do selamento marginal da mesma. Um selamento marginal deve satisfazer todos os requisitos biológicos, físicos e estéticos, respeitando, no entanto, as particularidades de cada caso.

Fatores importantes como espessura do cimento, tipo de preparo e término no remanescente dental, bem como técnica utilizada para a confecção da restauração, no que se refere aos aspectos técnicos a serem seguidos e também a habilidade do profissional e todos o procedimento de cimentação, são critérios relevantes para alcançar melhores resultados de adaptação.

A cerâmica tem sido empregada na Odontologia como material restaurador desde o século XVIII (JONES,1985). Este material apresenta características como translucidez, fluorescência, opalescência, coeficiente de expansão térmica próxima ao da estrutura dental, compatibilidade biológica, estabilidade química, resistência à compressão e abrasão. Tudo isso, o torna desejável para utilização como substituto dos dentes naturais.

A utilização clínica das cerâmicas oscilou ao longo da história, às vezes sendo largamente utilizada e por vezes quase abandonada (JONES, 1985 e MCLEAN, 1991). Contudo, a associação com uma subestrutura metálica assegurou o sucesso da cerâmica, combinando a resistência do metal e a estética e outras vantagens da cerâmica. (BRECKER, 1956). Entretanto, a mais importante limitação imposta a este sistema é a oxidação, resultante da queima da liga durante a fundição e conseqüentemente o fator estético (JONES, 1985; LUDWIG, 1991).

Assim, a Odontologia buscou eliminar a utilização de metal com a finalidade de melhorar as qualidades estéticas. Com o surgimento da restauração adesiva e melhora das resinas compostas (BUONOCORE, 1955 e BOWEN, 1963), o uso de restaurações livres de metal aumentou. No início da década de 60, surgiram as cerâmicas reforçadas com adição de alumina (BATCHELOR & DINSDALE, 1960, e MACLEAN & HUGHES, 1965). Este material possuía três a quatro vezes a resistência flexural das cerâmicas convencionais possibilitando sua utilização sem subestrutura metálica para a confecção de coroas totais.

Com o aumento do interesse por restaurações de cerâmica pura, alguns métodos têm sido propostos como o sistema In Ceram, IPS Empress, OPC, Procera AllCeram, Cercon, IPS Empress 2, Cergogold, Lectra Press (DONG *et al.*, 1992; SEGHI *et al.*, 1990; PANZERA, 1997; BESHNIDT & STRUB, 1998). Enquanto o paciente se preocupa com os resultados estéticos o profissional também está interessado em precisão marginal e resistência à fratura para assegurar o sucesso de seu trabalho (RINKE *et al.*, 1995).

Estes sistemas oferecem estética superior, quando comparados com as restaurações metalocerâmicas. Entretanto, as restaurações são frágeis e em todas

situações clínicas necessitam ser unidas à estrutura dental com cimento resinoso. Quando a cerâmica une-se a estrutura do dente, duas faces de união necessitam ser consideradas: adesivo/dentina e cimento/cerâmica. A resistência de união nas duas faces deve ser melhorada, pois a baixa resistência entre elas comprometeria a resistência final da restauração cimentada e, conseqüentemente, a longevidade da mesma no meio bucal.

Paralelamente às cerâmicas, os agentes de cimentação também evoluíram, assim como, os adesivos dentais (FUSAYAMA *et al.*, 1979; NAKABAYASHI *et al.*, 1982). Apesar disso, problemas continuam a ocorrer, como os causados pelas alterações volumétricas provocadas pelas variações térmicas no meio bucal e pela contração de polimerização na face dente/restauração.

O sucesso da cimentação de coroas cerâmicas é a chave para conseguir boa resistência e longevidade da restauração. A cimentação divide-se em duas partes distintas: tratamento da superfície do dente preparado e tratamento interno da cerâmica. Quando somente o substrato dental está presente na superfície dental preparada, a restauração de cerâmica é unida mecanicamente pela formação da camada híbrida, "tags" e ramificações laterais de adesivo, como foi verificado inicialmente por (NAKABAYASHI *et al.*, 1982), quando visualizaram pela primeira vez a formação dessa camada em restaurações de compósitos.

A adequada adaptação marginal, tipo de preparo (FRIENDLANDER *et al.*, 1990; GROTEN *et al.*, 1997; VAN DIJKEN *et al.*, 1999; CHRISTENSEN, 1966; PETTROW, 1961; LEHMAN & HAMPSON, 1962; RILEY, 1977; DOYLE, 1990; HUNG, *et al.*, 1990; CELIK & GEMALMAZ, 2002) e a resistência à fratura são, provavelmente, os fatores de maior influência no desempenho clínico das

restaurações indiretas. A adaptação marginal e a retenção das restaurações são dependentes da técnica de confecção da restauração indireta, características da cavidade (configurações na forma, término e no ângulo de convergência dos preparos) e dos materiais empregados para fixação (granulação e viscosidade dos agentes cimentantes) ( DEDMON, 1985).

A espessura acentuada da linha de cimentação entre o dente e o material restaurador indireto pode expor o material cimentante aos líquidos bucais, conduzindo à taxas mais agressivas de dissolução pelo contato do cimento ao desgaste (VAN MEERBEEK *et al.*, 1992). Além disso, serve de nicho para acúmulo de placa bacteriana, possibilitando a instalação de cárie, manchamento marginal e doença periodontal (VALDERHAUG & BARKELAND, 1976; SHEETS, 1999).

Apesar do grande desenvolvimento dos diversos sistemas cerâmicos e da elevada quantidade de trabalhos existentes na literatura, avaliando a adaptação marginal dos diferentes sistemas cerâmicos livres de metal (CHAN *et al.*, 1989; ABBATE *et al.*, 1989; FERRARI, 1991; GREY, *et al.*, 1993; PERA *et al.*, 1994; SULAIMAN, 1997; BESCHNIT & STRUB 1998), os resultados mostram grande variação entre os sistemas. Assim, muitas questões ainda continuam duvidosas.

Entre os vários sistemas lançados recentemente no mercado pode-se destacar o IPS Empress 2 (Ivoclar), In Ceram (Vita) e o Cergogold (Dentsply- Degussa). A adaptação marginal desses sistemas no que diz respeito a espessura adequada da linha de cimento para um vedamento marginal ideal é uma questão conflitante.

Assim parece interessante avaliar a adaptação marginal de coroas cerâmicas antes e após a cimentação, objetivando conseguir subsídios para um bom desempenho clínico de cada sistema cerâmico.

## 2 - REVISÃO DA LITERATURA

Da bibliografia colocada ao nosso alcance, fazemos as citações que nos pareceram de maior relevância para a colocação do assunto.

**BUONOCORE**, em 1955, apresentou um método simples para aumentar a adesão da resina acrílica à superfície de esmalte. Verificou que a adesão de discos de resina acrílica, com 5 mm de diâmetro, à superfície de esmalte era maior quando este era condicionado com ácido fosfórico a 85% por 30 segundos, do que quando não recebia nenhum tratamento previamente à colocação da resina acrílica. O autor sugeriu algumas explicações para tal fenômeno como: grande aumento da área de superfície devido à ação do condicionamento ácido e aumento da capacidade de umedecimento da superfície, permitindo assim, contato íntimo da resina acrílica com o esmalte.

**BRECKER**, em 1956, foi o primeiro a divulgar o uso da cerâmica sobre ligas de ouro, sendo que o metal proporciona maior resistência à fratura da cerâmica, evitando a descoloração ocorrida nas coroas plásticas e a insistente cobrança do paciente com relação à estética. A utilização do ouro produz uma excelente adaptação marginal e a cerâmica especialmente confeccionada para este propósito fundia-se entre 1700 a 1800° C. O coeficiente de expansão térmica do ouro é compatível com o da cerâmica e uma camada fina de opaco é necessário. As cores branca, amarela, marrom e cinza são estáveis e não são afetadas pelos fluidos do meio oral.

**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 mostraram 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 das fendas.

Segundo **PETTROW**, em 1961, a forma do preparo utilizado para as coroas de cerâmica era essencial na manutenção das propriedades mecânicas. Os preparos eram geralmente baseados em quatro faces (labial, lingual, mesial e distal) da superfície do dente e essas faces convergiam axialmente e verticalmente em direção ao ângulo. Os dois tipos de fratura considerados nas coroas de cerâmica eram inicial e funcional. A fratura inicial ocorria durante um ajuste clínico preliminar ou na cimentação da coroa. Essas fraturas eram diagnosticadas como resultado de pressões internas causadas por discrepâncias na impressão, no modelo ou pela técnica de cimentação. A fratura funcional ocorria após um determinado período de uso. A forma anatômica das coroas também tinham grande influência na fratura das coroas. Fraturas nas coroas ocorriam em função de linhas finas em alguns pontos ao longo da depressão angular. O arredondamento dos ângulos produzia um volume maior na coroa e eliminava linhas específicas de clivagem. Portanto, a tensão era distribuída sobre a espessura maior, conseqüentemente, aumentando a resistência à

fratura. Outro fator responsável pela fratura das cerâmicas era a porosidade, a qual podia ser classificada em duas categorias: normal e excessiva. Porosidade normal ocorria durante o processo de condensação e queima da cerâmica. Uma condensação manual inadequada, contaminação e queima eram as principais causas de porosidades excessivas (bolhas). As porosidades afetavam a resistência da cerâmica criando zonas de concentrações de tensões e de baixa resistência à fratura. Porosidade excessiva afetava a resistência da cerâmica mais do que o tipo normal. A borda quebrada ocasionalmente exibia poros em grandes quantidades, os quais presumivelmente eram 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 preparar o dente de forma adequada era muito importante para a cerâmica, que tinha boa resistência à compressão e baixa à tração. Informaram também os detalhes que os dentistas ignoravam, quando pouca atenção era dada ao nível do término do 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.

**BOWEN**, em 1963, estudou as propriedades dos polímeros para restaurações dentais reforçadas por sílica. Usou partículas vítreas de sílica com forma irregular e tamanho variando em torno de 150  $\mu\text{m}$  cujas superfícies foram tratadas com vinil-silano, com o objetivo de aumentar a união entre a fase orgânica e inorgânica. O aglutinante usado foi um copolímero do Bis-GMA, que pode ser considerado como

produto da adição de metacrilato de glicidila ao bis-fenol A, catalizado por 0,5% de N,N-dimetil-p-toluidina, a 60° C. Dessa forma, conseguiu-se um material onde 70% em peso de sílica vítrea tratada, que corresponde aproximadamente a 55% de sílica por volume, foi incorporada ao polímero orgânico, propiciando uma redução na contração de polimerização e no coeficiente de expansão térmica, um aumento da resistência à compressão e do módulo de elasticidade, além de uma baixa solubilidade e desintegração em água, quando comparada à resina onde foi adicionada sílica não tratada

**McLEAN e 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 a coesão molecular ou a resistência teórica do material cerâmico. Com 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.

**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 sobre os respectivos dentes, e então avaliadas com auxílio de sonda exploradora e radiografias interproximais. O autor verificou que os valores de desajuste cervical variaram de 34 a 119 $\mu$ m, com valor médio de 74 $\mu$ m na região interproximal. Concluiu que margens clinicamente aceitáveis podiam possuir valores de até 39 $\mu$ m, valor este obtido a partir de fórmula de regressão linear.

**VALDERHAUG e BIRKELAND** em 1976 avaliaram a higiene oral, condições gengivais, profundidade de bolsa periodontal e recessão gengival em 114 pacientes com tratamento 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 oral. As margens das coroas 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 gengivais havia um aumento no índice de profundidade de bolsa periodontal e recessão gengival comparadas com as margens supra gengivais. As restaurações com linha de cimentação maior se correlacionavam com maior índice de recessão gengival e bolsa periodontal.

Em 1977, o **CONSELHO DE MATERIAIS DENTÁRIOS E EQUIPAMENTOS da Associação Dentária Americana** revisou as normas para testes de materiais elastoméricos não aquosos para moldagem. Dentre as condições de teste requeridas para tal classe de materiais, determinou-se que a temperatura e umidade relativa fossem  $23,0 \pm 1,0^\circ\text{C}$  e  $50 \pm 5\%$ , respectivamente.

**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.

**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 e resina composta). 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 silcona (Xantopren), analisadas em um estereo microscópio e posteriormente em MEV. De acordo com os resultados em MEV, fendas ocorreram em todos os corpos-de-prova cimento/interface-dente e cimento/interface-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 apresentam baixas propriedades de umedecimento e, após a presa, eles podem contrair e ser removidos da restauração e do dente através da interface, dente/restauração, principalmente quando estão imersos em ambiente úmido.

**JANENKO e SMALES**, em 1979, em um estudo clínico e laboratorial, avaliaram acúmulo de placa, gengivite, contorno axial, ângulo de emergência, adaptação marginal, sobrecontorno e subcontorno 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 habilidade de retenção de placa sobre esmalte, 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°, 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 com gengivite, em alguns casos severa. A adaptação marginal de coroas de cerâmica pura foi inferior a

metolocerâmica. 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. A superfície de fosfato de zinco reteve considerável quantidade de placa. Os autores concluíram que, a gengivite às vezes severa estava associada com ambos materiais restauradores. Há uma correlação entre a gengivite, adaptação marginal, rugosidade de superfície e defeitos marginais.

**FUSAYAMA *et al.***, em 1979, desenvolveram um dispositivo para ensaio de tração e avaliaram as propriedades de adesão do Clearfil Bond System-F (Kuraray) comparando-as com as das resinas Adaptic Total System (Johnson&Johnson), Concise Enamel Bond (3M) e Palakav. Superfícies de esmalte e dentina de incisivos centrais superiores e de molares humanos extraídos foram desgastadas até se obter uma superfície plana e, em seguida, os dentes foram armazenados em água e secos imediatamente antes do uso. As superfícies foram então condicionadas com ácido fosfórico a 40% por 60 segundos e novamente lavadas e secas. Uma matriz cilíndrica com 5 mm de diâmetro por 4 mm de altura foi posicionada e preenchida com os materiais ensaiados antes da polimerização. Os corpos-de-prova foi armazenada em água à 37° C após 10 minutos de sua confecção e submetida ao ensaio de tração após uma semana, um mês ou três meses. Os autores concluíram que a resina Clearfil promoveu um aumento significativo na união com o esmalte e o condicionamento ácido do esmalte e da dentina aumentou os valores de resistência de união.

**NAKABAYASHI et al.**, em 1982, avaliaram a eficiência de uma resina à base de 4-META na união ao tecido dentinário, previamente condicionado com solução de ácido cítrico a 10% e cloreto férrico a 3%. Constataram que monômeros com ambos os grupos hidrófobos e hidrófilos, tais como o 4-META, infiltraram-se no tecido duro, polimerizando *in situ* e melhorando a união com o substrato dentinário. A microscopia eletrônica sugeriu que tais monômeros resinosos infiltraram-se na rede de fibras colágenas e, após polimerização, produziram uma retenção micromecânica da resina na superfície dentinária. Os autores denominaram de camada híbrida (híbrido de resina e colágeno) esta interdifusão de resina / dentina infiltrada, concluindo que tais monômeros representam um novo conceito de materiais biocompatíveis para o uso na união dentinária.

**DEDMON** em 1985, realizou um estudo para correlacionar o ajuste marginal de coroas totais fundidas com o desenho da margem. Cem coroas totais fundidas foram selecionadas por meio de desenho das secções mesial, distal, vestibular e lingual de cada troquel. Quatrocentas secções marginais foram avaliadas e tabuladas. As dimensões das aberturas marginais foram classificadas como abertas ( $> 39 \mu\text{m}$ ) e fechadas ( $< 39 \mu\text{m}$ ). A determinação da dimensão da abertura foi feita pela visualização das fundições sobre os troqueis com aumento de 2 vezes e uma tira de metal pontiaguda com  $38 \mu\text{m}$ . Quando a ponta deslizava entre a margem com a mesma configuração de abertura foram agrupadas para análise estatística. o grupo A incluía chanfro regular, o B ponta de faca, margens com bisel e margens com metal em relevo. das quarenta secções marginais, 9% tinham abertura que excediam  $39 \mu\text{m}$ . As secções marginais em ponta de faca mostraram um total de 5,2% das

margens abertas; o chanfro regular promoveu 9,4 % das margens abertas; o chanfro pesado, ombro sem bisel mostrou 50% de aberturas que excediam 39  $\mu\text{m}$ . O autor concluiu que preparos marginais com chanfro pesado sem bisel e em ombro são mais prováveis de ter aberturas que excedem 39  $\mu\text{m}$ ; chanfrados pesados e ombro foram mais susceptíveis de terem sobrecontorno em suas margens; margens em ponta de faca e biseladas foram os piores por terem aberturas que excediam 39  $\mu\text{m}$ .

**CHAN et al.**, em 1989 realizaram um estudo a fim de registrar as discrepâncias marginais e deformações superficiais de coroas metalocerâmicas, metalocerâmicas com ombro cerâmico (*colarless*) e Cerestore. Foram preparados dezoito dentes humanos extraídos para coroas cerâmicas, com término cervical em ombro arredondado. As coroas foram confeccionadas conforme instruções dos fabricantes, cimentadas com cimento fosfato de zinco e analisadas em microscópio eletrônico de varredura. Todos os materiais, metal e cerâmica apresentaram irregularidades nas regiões marginais. As margens das coroas de Cerestore ficaram exposta 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 mostraram que a configuração marginal das coroas é mais irregular que os estudos de microscopia convencional tem registrado. As fendas marginais médias para Cerestore, 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, apresentavam crateras, irregularidade e outras microporosidades.

**JONES**, em 1985, faz um relato do desenvolvimento das cerâmicas dentais.

Algumas das mais importantes datas cronológicas do desenvolvimento das cerâmicas dentais foram mencionadas no trabalho, como o desenvolvimento de dentes artificiais de cerâmicas, coroas metalocerâmicas confeccionadas com ligas de ouro e folha de platina. A cerâmica dental começou a ser utilizada de uma forma mais freqüente entre os anos 50 e 60, devido ao desenvolvimento do preparo do dente usando instrumentos de alta rotação, combinado com a introdução de novos materiais de moldagem. Isso proporcionou um aumento no uso da cerâmica dental como material restaurador. O autor relatou que o desenvolvimento das cerâmicas continuaria nos anos oitenta com a introdução de novas cerâmicas de baixa fusão e de vidro.

**HOLMES *et al.*, 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 após seccionadas no sentido vestibulo lingual e mésio distal, polida e fotografada com aumento de 250 vezes. A discrepância marginal foi de  $51 \pm 14 \mu\text{m}$  (V),  $54 \pm 11\mu\text{m}$ (L),  $1 \pm 16\mu\text{m}$  (M) e  $35 \pm 13\mu\text{m}$  (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), e  $61 \pm 28\mu\text{m}$  (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.

**ABBATE et al.**, 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 fosfato de zinco seguindo-se as recomendações dos fabricantes. Na cimentação as coroas foram submetidas inicialmente a 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 vestibulo 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 tv 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. A abertura marginal variou de 56 a 81  $\mu\text{m}$ . As coroas Cerestore apresentaram a menor desadaptação e Dicor a maior, sem diferença estatística entre elas.

**DOYLE et al.**, em 1990, compararam o efeito de diferentes formas de preparos na resistência à fratura da cerâmica Dicor. Seis pré-molares foram preparados da seguinte forma: Grupo 7 - ângulo de convergência 15°, com 1,2 mm de chanfro; Grupo 8 - ângulo de convergência 15°, ombro com 1,2 mm reto no ângulo axiogengival; Grupo 9 - ângulo de convergência 15°, com 0,8 mm de chanfro; Grupo 10 - ângulo de convergência 5°, ombro com 1,2 mm reto no ângulo axiogengival; Grupo 11 - ângulo de convergência 5°, com 1,2 mm de chanfro; Grupo 12 - ângulo de convergência 5°, com 1,2 mm de chanfro; metalocerâmica com ângulo de

convergência de 5°, ombro 1,2 mm e com chanfros proximal e lingual de 0,8 mm; todos os grupos foram submetidos a uma redução oclusal de 2 mm. Os preparos foram realizados em metal. Dez coroas totais Dicor foram preparadas para cada tipo de preparo e doze coroas totais foram preparadas em metalocerâmicas (controle). Cada coroa foi fixada no troquel de metal com cimento de fosfato de zinco e armazenada, por 24 horas a 37° C, em um umidificador. Uma carga oclusal utilizando uma barra com uma esfera de aço com 1/8" de diâmetro foi aplicada sobre as amostras em uma máquina Instron (Instron Model 1123, Mass) a uma velocidade de 0,5 mm/min. até ocorrer à fratura de cada amostra. Os autores emitiram as seguintes conclusões: os grupos 10, 11 e 12 com ângulo de convergência 5° apresentaram respectivamente resultados de 51,96 Kgf; 48,43 Kgf e 42,76 Kgf, significativamente menores do que dos grupos 7, 8 e 9, com ângulo de convergência 15° (54,07 Kgf; 53,02 Kgf e 56,20 Kgf); as coroas metalocerâmicas apresentaram resultados significativamente maiores (247,45 Kgf) do que todas as coroas Dicor, sendo que o maior valor de resistência foi de 56,2 Kgf para o grupo 9. Os autores relataram que a complexidade do tipo de preparo podia proporcionar diferentes tipos de fraturas nas coroas totais de cerâmica.

**FLIENDLANDER *et al.***, em 1990, compararam diferentes tipos de preparos confeccionados em pré-molares superiores e seus efeitos com relação à resistência das coroas totais Dicor e metalocerâmica. Sete pré-molares foram preparados da seguinte forma: grupo I - ângulo de convergência 20°, ombro com 1,2 mm arredondado no ângulo axiogengival; grupo II - ângulo de convergência 20°, ombro com 1,2 mm reto no ângulo axiogengival; grupo III - semelhante ao grupo I, somente

com ângulo de convergência de 10°; grupo IV - semelhante ao grupo II, somente com ângulo de convergência de 10°; grupo V - ângulo de convergência 10°, com chanfro de 0,8 mm; metalocerâmica com ângulo de convergência de 5°, ombro 1,2 mm e com chanfros proximal e lingual de 0,8 mm; todos os grupos foram submetidos a uma redução oclusal de 2 mm. Os preparos foram realizados em metal. Doze coroas totais Dicor foram preparadas para cada tipo de preparo e doze coroas totais foram preparadas em metalocerâmicas. Cada coroa foi fixada no troquel de metal com cimento de fosfato de zinco e armazenada, por 24 horas a 37°C, em um umidificador antes dos testes. Uma carga oclusal utilizando uma barra com uma esfera de aço com 1/8" de diâmetro foi aplicada sobre os corpos-de-prova em uma máquina instron (Instron Model 1123, Mass) a uma velocidade de 0,5 mm/min. até ocorrer a fratura de cada corpo-de-prova. Os autores emitiram as seguintes conclusões: os dentes preparados com ombro de 1,2 mm reto e 10° de oclusal total de convergência proporcionaram maior resistência para as coroas Dicor (88,6 Kgf). A menor resistência foi encontrada com 0,8 mm de chanfro (66,8 Kg). As restaurações metalocerâmicas foram significativamente mais resistentes (247,45 Kgf) do que as coroas Dicor de (88,6 Kgf). O grupo I apresentou 79,50 Kgf; grupo II - 75,30 Kgf; grupo III - 73,50 Kgf; grupo IV - 88,60 Kgf; grupo V - 70,55 Kgf; grupo VI - 66,85 Kgf e metalocerâmica 247,45 Kgf. Os autores relataram que a complexidade do tipo de preparo podia proporcionar diferentes tipos de fraturas nas coroas totais de cerâmica.

**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 troqueis. As coroas foram confeccionadas seguindo as recomendações dos fabricantes. A desadaptação 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 vestibulo/lingual e o restante no sentido mesio/distal, em secções seriadas de 1mm, e a desadaptação foi avaliada novamente no ângulo cavo superficial. Os resultados mostraram que houve diferença significativa entre todas as condições de ensaio, para cada material. Assim, concluiu-se que a desadaptação marginal aumentou após a cimentação e termociclagem. O sistema metalocerâmico apresentou valores de desadaptação inferiores ao sistema cerâmico livres de metal.

**SVANBERG *et al.***, em 1990, avaliaram o nível de streptococcus mutans nas margens de restaurações classe 2 de amálgama, resina composta e ionômero de vidro. Cinquenta e uma crianças contendo uma restauração em primeiro molar permanente, fizeram parte de uma comparação individual, totalizando 17 restaurações para cada material. A idade das crianças, da restauração e o nível de streptococcus mutans na saliva foram comparados nos três grupos. Outras sete crianças tendo uma restauração de ionômero e outra de resina composta da mesma idade fizeram parte de uma avaliação intra oral individualizada. A porcentagem de streptococcus mutans total foi maior para a resina composta, o amálgama apresentou valores intermediários e o ionômero de vidro os menores valores. Na avaliação intra oral (no mesmo indivíduo) a resina composta apresentou valores superiores ao

ionômero de vidro. Em todas as condições de teste houve diferença estatisticamente significativa.

**SEGHI *et al.***, em 1990, realizaram um estudo comparando o módulo de ruptura (MOR) de vários tipos de materiais para coroas de cerâmica. Onze grupos de corpos-de-prova foram construídos para cada tipo de cerâmica, a seguir: I - Cerinate; II - Ceramco II; III - Crystar; IV - VMK 68; V - Vitadur N- corpo; VI - Vitadur - dentina; VII - Mirage; VIII - Optec; IX - Dicor; X - Hi Ceram;e, XI - In Ceram, modificando-se o padrão original ISO para cerâmica. Após a confecção, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste flexural de três pontos em uma máquina para teste Universal. Após os testes, as cargas de fratura foram determinadas e o MOR calculado (MPa) para cada grupo, como sendo: I - 93,6 (12,8); II - 60,8 (5,2); III - 70 (7,6); IV - 65,5 (5,2); V - 24,8 (12,7); VI - 63,1 (9,6); VII - 70,3 (8,7); VIII - 105,3 (11,2); IX - 124,7 (18,7); X - 141,5 (18,7); e, XI - 446,4 (63,9). Os autores concluíram que a cerâmica In Ceram apresentava módulo de ruptura (MOR) significativamente maior que os outros materiais.

**McLEAN**, em 1991, fez um relato sobre a ciência e a arte das cerâmicas odontológicas. As cerâmicas são um grupo de materiais que apresentam resistência à corrosão, abrasão a ácidos fortes, propriedades já observadas no século 18. Hoje, as novas cerâmicas estão sendo indicadas em substituição às restaurações metalocerâmicas. Entretanto, esses materiais ainda têm suas limitações, como precisão, baixa resistência à fratura por tração, dificuldade em se obter uma superfície livre de porosidades e fendas, podendo falhar em função das limitações de

suas propriedades e dos esforços complexos a que são submetidas no meio oral. Além disso, as cerâmicas são mais duras do que o esmalte dental e podem causar um desgaste excessivo durante a mastigação, entretanto, elas são frágeis quando comparadas com as ligas de ouro. Diversas pesquisas mostraram que a resistência e a longevidade das restaurações são dependentes da superfície da cerâmica. Uma cerâmica com alta resistência, porém com defeitos na superfície, pode ter seu desempenho diminuído em relação às cerâmicas livres de defeitos.

**FELTON *et al.***, em 1991, avaliaram *in vivo* o efeito da discrepância marginal em coroas metálicas sobre a saúde periodontal. Quarenta e duas restaurações com término subgingival em chanfro e tempo mínimo de uso de quatro 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 na discrepância entre a peça fundida e o dente preparado resultava em aumento da inflamação gengival.

**VAHIDI *et al.***, em 1991 compararam a adaptação marginal de coroas Renaissance, metalocerâmicas e Dicor. Foram preparados 22 premolares recém extraídos com término em ombro, sendo 12 coroas confeccionadas com o sistema Renaissance, cinco para Dicor e 5 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 embutidas em resina, seccionadas e polidas para análise da

discrepância marginal. A espessura da 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 $\mu$ m) e coroas Renaissance (76  $\mu$ m). As coroas Dicor apresentaram fendas marginais de 30  $\mu$ m. Diferenças, estatisticamente significantes foram encontradas entre as entre os três sistemas cerâmicos. As coroas Dicor e metalocerâmicas apresentaram espessuras de película de cimento similares. Análise em M.E.V. mostrou presença de porosidade na região marginal das coroas Renaissance e metalocerâmicas, sendo que para o sistema Dicor nenhuma porosidade foi observada.

Segundo **LUDWIG**, em 1991, quando as cerâmicas eram submetidas a forças de tração, compressão e cisalhamento podiam ocorrer fraturas em função de defeitos microscópicos na superfície. A resistência da cerâmica tinha melhorado com o desenvolvimento de metalocerâmicas, porém algumas limitações eram impostas a este sistema. Um dos principais fatores era o estético, e a oxidação ou corrosão, resultantes da queima da liga durante a fundição, reduziam a sua compatibilidade tecidual. Nos últimos anos, um grande número de cerâmicas, como por exemplo Dicor e IPS-Empress, foi introduzido no mercado com bons resultados estéticos e melhoras nas propriedades mecânicas. Cristais de mica (Dicor) e leucita 24% em volume para a cerâmica (IPS-Empress) aumentaram a resistência mecânica dos materiais cerâmicos, bem como a opacidade. Em função disso, o autor desenvolveu um estudo avaliando a resistência à fratura de três tipos de coroas anteriores (coroa de jaqueta, Dicor e IPS Empress). Foi utilizado um troquel de aço inoxidável com a forma de um incisivo central, num dispositivo que permitia a confecção de coroas em

cera, com idêntica forma e espessura para as coroas Dicor e IPS Empress, enquanto as coroas de jaqueta foram confeccionadas usando técnica convencional, de acordo com as recomendações do fabricante. A espessura das coroas foi verificada em 5 pontos definidos, usando um paquímetro com 0,01 mm de precisão. Após a confecção, as coroas de jaqueta e Dicor foram fixadas no troquel de aço com cimento de fosfato de zinco e o IPS Empress com Ivoclar Dual Cement. A resistência das coroas à fratura foi avaliada usando o aparelho hidráulico controlado eletronicamente. Seis corpos-de-prova de cada porcelana foram submetidos a uma carga de compressão com o troquel posicionado verticalmente ao plano horizontal. Os outros seis corpos-de-prova foram submetidos com o troquel inclinado a 30° em relação ao plano. Os resultados mostraram que, para os corpos-de-prova inclinados a 30°, a maior medida foi obtida com o sistema IPS Empress (335 N), seguido pela Dicor (253,7 N) e coroa de jaqueta (179,5 N). Com o troquel posicionado verticalmente ao plano horizontal, o maior valor foi também obtido com o sistema IPS Empress (2180N), seguido pela Dicor (1583N) e coroa de jaqueta (545N). Com base nesses resultados, o autor concluiu que o sistema IPS Empress apresentava alta resistência à fratura para ambos os testes quando comparado com a Dicor e coroa de jaqueta.

**FERRARI**, em 1991, realizou um estudo *in vivo* comparando a discrepância marginal e microinfiltração de coroas de cerâmica vítrea, *onlays* em ouro e coroa metalocerâmica. Seis pacientes com 17 dentes indicados para extração por problemas periodontal foram selecionados para este estudo. Os dentes foram preparados e moldados, para a confecção de coroas, sendo dois *onlays* em ouro e uma coroa metalocerâmica como controle, e 14 coroas Dicor, variando o cimento

utilizado e o tratamento interno da superfície conforme o grupo estudado. As coroas foram cimentadas, e num período de quatro a sete meses, os dentes foram extraídos e mantidos em azul de metileno por dois dias. Os mesmos foram incluídos em resina e seccionados no sentido V-L. Uma das metades foi avaliada em MEV e a outra em estéreo microscópio, em relação à espessura de cimento e microinfiltração. Com exceção do controle foi observada menor infiltração marginal no grupo cimentado com resina composta para cimentação, tratada internamente com ácido fluorídrico, silano e adesivo dentinário Gluma. Este grupo também apresentou os menores valores de espessura de película na região de ombro (45  $\mu\text{m}$ ). Observou-se neste estudo, que os agentes de união à dentina não são resistente o suficiente para produzir cimentação livre de fendas. A adaptação marginal de restaurações metálicas com bisel é superior as coroas cerâmicas vítrea, apesar dos valores encontrados para as últimas serem considerados clinicamente aceitáveis.

**TJAN *et al.***, 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 citaram que durante a seleção de uma liga alternativa para restauração fundida, um dos fatores importantes a ser considerado era a precisão dimensional da peça resultante do processo de fundição. Clinicamente, os autores consideraram que uma restauração tinha aceitável desajuste cervical quando a fenda era imperceptível visualmente ou por sondagem. Os autores ponderaram que a existência de fenda cervical 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 troquéis era imprevisível, sendo recomendado calibrar o número de camadas de acordo com a liga utilizada.

**ALKUMRU et al.**, em 1992, investigaram as variações na fenda entre coroas cimentadas e o preparo dental. Coroas anteriores foram confeccionadas com a cerâmica Vita Pt (infraestrutura) e Vitadur N (dentina e esmalte) com término cervical em chanfro largo e ombro reto. As lâminas de platina foram removidas em metade das coroas finalizadas. As coroas foram cimentadas aos dentes preparados sob pressão digital de 30 N, por 2 minutos, com três tipos de cimento: Panavia-Ex, Ketac-Cem e fosfato de zinco. As coroas cimentadas foram armazenadas em água por 24 horas, seccionadas no sentido V-L e as metades incluídas em resina epóxica. A análise foi realizada em MEV, medindo a espessura de película de cimento em intervalos de 0,4 mm da coroa. Foi observado que as aberturas foram maiores na porção lingual da coroa e fatores como escolha de cimento e remoção da folha de platina teve influência na abertura da fenda. Não houve diferença entre os tipos de cimento, bem como, os tipos de término. 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.

**PALENIK et al.**, em 1992 avaliaram *in vitro* o crescimento e adesão de cinco tipos de bactéria em cimentos de ionômero de vidro. Discos foram feitos com dois

ionômeros liner e quatro para restauração, em placas de teflon com orifícios de 5 mm de largura e 2 mm de profundidade. As bactérias testadas foram: *A. Viscosus*, *S. Mitis*, *S. Mutans*, *L. casei* e *S. Sanguis*. A avaliação de inibição foi realizada espalhando 0,1 mL de ágar inoculado em meio seletivo para cada tipo de bactéria sobre os discos dos diferentes materiais. Em outro grupo de discos foi colocado ágar sem bactéria por 48 horas e após foi inoculado. Os materiais foram colocados assépticamente em incisivos bovinos estéreis e colocados em caldo de sucrose inoculado com *S. Mutans* por três dias. Os materiais aderidos foram removidos e avaliados. A liberação de flúor liberado foi realizada por sete dias nos seis ionômeros. Nenhum crescimento bacteriano ocorreu quando as amostras ficaram em contato com ágar sem incubação. Todos os materiais restauradores reduziram acúmulo bacteriano na superfície de esmalte. A elevação de liberação de flúor foi correlacionada positivamente com a inibição de crescimento bacteriano.

**VAN MEERBEEK *et al.***, em 1992, avaliaram a integridade marginal de quatro sistemas de cerâmica com microscópio eletrônico de varredura. Três tipos de restaurações foram produzidas por meio de um sistema CAD/CAM. Um tipo com cerâmica de vidro e os restantes com blocos de cerâmicas pré sinterizados. As restaurações foram cimentadas com resina composta de polimerização dual. Depois de seis meses de serviço clínico todos os sistemas revelaram desgaste oclusal da resina composta de cimentação. As inlays de cerâmica de vidro sofreram fratura marginal e apresentaram maior abertura marginal do que os outros sistemas. Os autores concluíram que a possível explicação para a cerâmica de vidro apresentar os

piores resultados poderia ser seu enfraquecimento devido ao condicionamento com biofluoreto de amônia.

**DONG *et al.***, em 1992, realizaram um estudo para determinar se o tratamento de queima afetava a resistência flexural da cerâmica IPS-Empress (Ivoclar-Vivadent). Foram confeccionadas coroas totais (anteriores e posteriores) e inlays. Após a confecção, os corpos-de-prova foram divididos em cinco grupos e comparados com o lingote da cerâmica enviado pelo fabricante, da seguinte forma: grupo 1 - lingote puro; 2 - lingote com pressão e queima; 3 - lingote com pressão e queima "veneer"; 4 - pressão normal de queima; 5 - simulando uma queima "veneer"; 6 - queima glaze e "veneer"; 7 - queima cor e glaze; 8 - simulando queima "veneer", cor e glaze. Em seguida, foram submetidos ao teste de resistência flexural. O teste de três pontos foi executado numa máquina de ensaio universal RM 50 (Schenck - trebel, Germany) a uma velocidade de 0,5 mm/min., obtendo os seguintes resultados: grupo 1 - 74 MPa; 2 - 91 MPa; 3 - 82 MPa; 4 - 126 MPa; 5 - 182 MPa; 6 - 175 MPa; 7 - 159 MPa; 8 - 171 MPa. Os autores emitiram as seguintes conclusões: a pressão de aquecimento sobre o lingote recebido do fabricante melhorou a resistência do material de 74 para 126 MPa; os tratamentos nas superfícies dos corpos-de-prova simulando queima ("veneer", cor e glaze) aumentaram a resistência de 160 para 182 MPa; e o aquecimento na ausência de pressão não teve nenhum efeito sobre a resistência da cerâmica.

**GORODOVSKY e ZIDAN**, em 1992, avaliaram a resistência retentiva de coroas totais fundidas, fixadas com 5 agentes cimentantes, a preparos em molares

extraídos. Os materiais utilizados para fixação foram os cimentos de fosfato de zinco Fleck's, de ionômero de vidro convencional Ketac Cem e resinoso Superbond com adesivo C & B. Foram também avaliadas a integridade marginal dos cimentos Fleck's, Ketac Cem e Comspan, através de microscopia eletrônica de varredura. Molares humanos, com retenções confeccionadas nas raízes, foram embutidos com resina acrílica em tubos de PVC. Os preparos padronizados para coroas totais foram confeccionados com instrumento de carboneto de tungstênio em um torno mecânico, sob refrigeração, e após o acabamento com discos de carbetto, ficaram com 8 ° de expulsividade, 4,5 mm de altura e 1 mm de chanfro. Após a moldagem dos preparos e a obtenção dos modelos de gesso, foram aplicadas 3 camadas do espaçador Tru Fit sobre os mesmos, sendo os padrões de cera confeccionados pela técnica indireta. As fundições foram confeccionadas em liga de ouro/paládio Lodestar e com uma alça oclusal para adaptação na máquina de ensaios. A limpeza foi feita com jato de óxido de alumínio e com água em ultra-som e a fixação das coroas foi feita com aplicação de uma carga de 4,5 Kg durante 8 a 10 minutos. Os ensaios de remoção, por tração, foram realizados em máquina MTS, após 7 dias de armazenagem em água a 37°C. Três corpos-de-prova, com as coroas fixadas com cimento de fosfato de zinco, de ionômero de vidro e resinoso Comspan foram preparados e armazenados em água destilada durante 6 a 10 semanas para análise da integridade marginal. Foram verificadas diferenças significativas nas resistências (MPa), que foram inferiores nos grupos formados pelos cimentos de fosfato de zinco (3,08) e ionômero de vidro (3,12) em comparação aos grupos formados pelos materiais resinosos Comspan (4,21), Comspan com adesivo Prisma Bond (4,01) e Superbond C & B (>6,40). A análise da integridade marginal revelou que o cimento resinoso estava intacto e que o cimento

de fosfato de zinco apresentou severa degradação, contrariamente ao cimento de ionômero de vidro que apresentou severa degradação da interface. Ocorreu fratura da estrutura dentinária (coroa ou raiz) em vários dentes com coroas fixadas com o agente Superbond C & B, para o fosfato de zinco, além das limitadas propriedades mecânicas, a resistência dos cimentos podem sofrer influência da configuração do preparo, comprimento e área de superfície. Além disso, segundo o autor o aumento de retenção de coroas metálicas proporcionado pelo cimento resinoso em relação aos de fosfato de zinco e Ionômero de vidro foi atribuído às melhores propriedades mecânicas do material, e o aumento na resistência à retenção ocorrem através da retenção mecânica e principalmente pela união físico-química.

**WHITE e YU**, em 1992, avaliaram as diversas interações entre a espessura de cimento e seu comportamento frente as 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 uma 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 µm e uma escala de 300 µm foram selecionados. As medições foram feitas e foi anotada a medida mais próxima, sempre após dez minutos de misturados

os cimentos. Cada cimento foi analisado dez vezes e a média de espessura e desvio padrão foram calculados para cada cimento. Os resultados revelaram que, nove 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 policarboxilato. 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 Policarboxilato (Durelon-Germany). Os resultados mostraram espessura dos cimentos 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 policarboxilato não apresentaram diferença frente 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 recomendado 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. Foram avaliados o fosfato de zinco (Flecks Zinc Phosphate – USA), cimento resinoso com agente de união (DentMat Thin Film Cement e Tenure – USA), ionômero de vidro (Ketac-Cem – Germany) e Policarboxilato (Durelon-Germany) com variação de carga de 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 tem 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 fosfato de zinco, policarboxilato e ionômero de vidro endurecem mais lentamente devido a reação ácido-base entre o 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 obterem uma espessura mínima.

**GREY et al.**, em 1993 compararam coroas metalocerâmicas aluminizadas (Vitadur N, Vita) e cerâmicas infiltradas por vidro (In Ceram, Vita), em relação a fidelidade marginal e à ruptura. Trinta e três coroas de tamanho e forma similares

foram confeccionadas para se adaptar à um modelo padrão feito em latão, sendo onze em cada um dos sistemas. A adaptação foi determinada pelo cálculo de peso de silicone de baixa viscosidade interposto entre coroa e o troquel metálico. Com valores de densidade do silicone e a área total do preparo observou-se a fidelidade total das coroas. As coroas foram cimentadas com cimento fosfato de zinco nos modelos de latão, e submetidas à carga de ruptura. A carga média de ruptura de coroas infiltradas de vidro foi superior à jaqueta aluminizada, enquanto que a adaptação da infiltrada foi melhor do que a jaqueta aluminizada.

**PERA et al.**, 1994 avaliaram a adaptação marginal de três configurações de preparo e estabilidade dimensional da infraestrutura de In Ceram alumina após aplicação de cerâmica de estratificação. Foram utilizados nove dentes superiores de manequim (Columbia Dentoform, EUA) divididos em três grupos, cada um composto por um incisivo central, um canino e um primeiro pré-molar. No Grupo A: foi feito preparo com término em chanfro; Grupo B: ombro de 50°; e, Grupo C: ombro em 90°. A partir destes foram obtidas réplicas em resina epóxica (Epoxi-Die, Ivoclar-Vivadent, Alemanha), totalizando 27 modelos, sendo nove para cada tipo de término. Modelos das réplicas foram obtidas em gesso especial, sobre os quais foram confeccionadas coroas de In Ceram alumina, de acordo com as recomendações do fabricante. Medidas da desadaptação foram realizadas com auxílio de estereomicroscópio (Wild M8, Suíça) com aumento de 100 vezes, em quatro pontos equidistantes para cada dente. Foram avaliadas: a) infraestrutura nos modelos de gesso; b) infraestrutura no modelo em resina epóxica; e, c) coroa finalizada no dente de resina epóxica. O menor valor da linha de cimentação foi observado no grupo A (21,67 µm) e no grupo B (23,7

µm), sendo maior no grupo C (27,5 µm). Observou-se melhor adaptação do chanfro e ombro de 50° em relação ao ombro em 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.

**WHITE et al.**, em 1994, investigaram a relação entre abertura marginal e microinfiltração. Preparos padronizados foram feitos em premolares humanos intactos e *copings* metálicos foram fundidos por técnica convencional. As fundições foram aleatoriamente divididas para os seguintes agentes de cimentação: cimento fosfato de zinco, cimento de poliacrilato de zinco, cimento de ionômero de vidro, cimento resinoso ester fosfato e uma resina composta com agente de união dentinário com NPG-GMA e foram cimentadas de maneira padronizada. A desadaptação marginal e microinfiltração foram avaliadas nos mesmos pontos. Os resultados mostraram maior desajuste marginal para os cimentos resinosos em relação aos outros cimentos. Não houve correlação entre a abertura marginal e a infiltração para os diferentes agentes de cimentação.

**RINKE et al.**, em 1995 avaliaram a adaptação marginal e resistência à fratura de coroas In Ceram convencionais e fresagem. Dois modelos, um incisivo central superior (modelo-padrão A) e um premolar (modelo padrão B), foram confeccionados em liga de cobalto cromo, com o término em ombro arredondado. Os mesmos foram duplicados com silicone de adição, produzindo quarenta modelos de trabalho, sendo vinte de cada tipo de dente. Dez incisivos e dez premolares foram utilizados para produzir coroas In Ceram convencionais e os remanescentes na técnica In Ceram

Celay. A dimensão dos *copings* foi padronizada em 0,5 mm nas paredes axiais e 0,7 mm na face oclusal. Após sua confecção, foi aplicada cerâmica de cobertura (Vitadur Alfa, Vita), com auxílio de uma forma, a fim de padronizar suas dimensões. Para verificar a adaptação marginal, as coroas foram posicionadas nos modelos-mestres em um dispositivo de fixação e submetidos a uma carga de 30 N aplicados com um peso metálico, sem cimentação. A fenda entre a coroa e a linha de término central foi avaliada em 54 pontos por unidade em microscópio óptico de luz. Uma videocâmera reproduziu a imagem com aumento de 180 vezes em monitor de computador e analisada com software especial. Após a análise da discrepância marginal, as coroas foram cimentadas com cimento fosfato de zinco, com pressão de 30 N. Teste de resistência à fratura foi realizado em máquina de ensaio Universal com velocidade de 1 mm/minuto. As superfícies fraturadas foram analisadas em MEV para verificação da causa da falha. Coroas anteriores com abertura marginal médias 32,5  $\mu\text{m}$  para a técnica convencional e 38  $\mu\text{m}$  para as de fresagem foram significativamente menores que coroas em premolares, com fenda média de 45  $\mu\text{m}$  para ambas técnicas. Houve diferença significativa em resistência à fratura apenas em coroas anteriores. O estudo indica que as coroas In Ceram Celay apresentam adaptação marginal e resistência à fratura clinicamente aceitáveis e tempo reduzido de laboratório.

**SJÖGREN**, em 1995, fez um estudo para determinar *in vitro* a adaptação marginal e interna, após a cimentação de inlays de cerâmica empregando 4 técnicas diferentes. Foram utilizados 50 pré-molares extraídos e armazenados em solução de cloreto de benzoconio a 0,5%. Foram confeccionadas cavidades MOD com término em esmalte. Dez foram preparadas para receber restaurações em cerâmica CEREC

CAD/CAM (10) e Vita Cerec Mark II (10), com preparos em forma de U e 30 com os sistemas Empress (10), Vita In Ceram Spinell (10) e Celay (10). Após análise dos dados, o autor concluiu que o alívio interno controlado é importante para produzir um troquel dimensionalmente maior do que o de trabalho. Este procedimento promove um espaço para o agente de cimentação proporcionando melhor adaptação das coroas cerâmicas.

**WHITE, et al.**, em 1995, avaliaram a infiltração em dentina após a cimentação de coroas metálicas em dentes humanos. Foram usados trinta e cinco pré-molares humanos, com preparo para coroa total, e impressão com silicone de adição. Os negativos foram vazados com gesso especial. Foram confeccionados copings em cera e incluídos em revestimento a base de fosfato e fundidos com liga de metal não nobre. Após ajuste os copings foram posicionados nos preparos, com carga pré-determinada e medidas da abertura marginal foram feitas em quatro pontos distintos com três repetições em cada ponto. Após, os copings foram cimentados em cinco agentes de cimentação diferentes: Grupo 1, fosfato de zinco; 2, poliacarboxilato; 3, cimento de ionômero de vidro convencional; 4, cimento resinoso a base de GMA/NPG e agente união e 5, cimento resinoso com componentes do ester fosfato. Todos os materiais foram usados seguindo as instruções dos fabricantes. As amostras ficaram a 37° C em 100% de umidade por 24 horas e depois armazenadas em água destilada a 37 ° por 24 dias e em seguida sofreram processo de termociclagem de 1500 ciclos com temperatura de 5 e 50 °. Posteriormente as amostras foram pintadas com verniz epoxico exceto 1 mm acima e abaixo das margens e tratadas com corante de nitrato de prata. As amostras foram incluídas em

resina epóxica e cortadas longitudinais, mesio-distal e vestibulo-lingual nas marcas de avaliação. Então a infiltração linear de nitrato de prata foi medida. As médias foram submetidas a análise estatística antes e após a cimentação. A média de abertura marginal antes da cimentação foi de 35  $\mu\text{m}$ . A média de infiltração foi maior no grupo de fosfato de zinco, seguido dos grupos cimentados com policarboxilato, GMA ester fosfato, ionômero de vidro e GMA/NPG. Os autores concluíram que o ionômero de vidro reduziu a infiltração marginal e a resina bis GMA/NPG produziu menos infiltração do que os outros agentes de cimentação.

**GROTEN *et al.***, em 1997 realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a adaptação marginal de *copings* Celay In Ceram após as diferentes etapas de sua fabricação, e comparar os dados obtidos 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 imagemem vídeo computadorizado, após cada um dos seguintes passos: a) cópia por 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 discrepância 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 mostram relevância estatística. Dados da MEV confirmam os resultados da microscopia óptica. Os autores concluíram que os passos de fabricação após a cópia por usinagem não mostram influência óbvia na largura da fenda marginal e acreditam que o sistema Celay In Ceram resulta em uma adaptação marginal clinicamente aceitável.

**PRÖBSTER *et al.***, em 1997 realizaram um estudo com o propósito de avaliar as propriedades clinicamente relevantes da cerâmica IPS Empress. Os seguintes parâmetros foram investigados: resistência flexural de três e quatro pontos, resistência flexural biaxial, resistência compressiva e adaptação marginal de coroas totais. Para a verificação de adaptação marginal, 18 molares humanos foram preparados para receber coroas totais com término em ombro arredondado. Os dentes foram moldados, obtidos os respectivos, obtidos os modelos em gesso e confeccionadas as coroas conforme recomendações do fabricante. As fendas marginais foram observadas com as coroas assentadas no dente preparado antes e após cimentação (Dual cement, Ritche). Para a cimentação foi padronizada força de 20 N durante 5 minutos. As medidas foram realizadas em MEV ao longo da margem a cada 100  $\mu\text{m}$ , aproximadamente. Não foi observada diferença estatística entre os dois materiais do sistema Empress. As fendas marginais médias encontradas para as amostras não cimentadas foram de 81,9  $\mu\text{m}$  para a técnica de maquiagem e 72,1  $\mu\text{m}$  para a técnica de estratificação. Entretanto, os resultados relativos às coroas cimentadas, tanto com fosfato de zinco como cimento resinoso, claramente

demonstraram que o cimento foi um fator chave influenciando a dimensão da fenda marginal.

**PANZERA**, em 1997, fez um relato do grande número de materiais que tem sido pesquisado com o intuito de melhorar a estética das coroas metalocerâmicas, cujo inconveniente é a opacidade do metal. Nos últimos anos, grandes tentativas foram feitas no intuito de utilizar materiais estéticos com alta resistência. Um dos sistemas lançados recentemente é o OPC<sup>TM</sup> (Optima Pressable Ceramic), que apresenta composição com alta quantidade de leucita, aproximadamente 55% em volume, com a finalidade de melhorar as propriedades mecânicas.

**SULAIMAN *et al.***, em 1997, compararam a adaptação marginal *in vitro* de três sistemas cerâmicos (In-Ceram, IPS Empress 2 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 glazeamento. Os resultados mostraram que todos os sistemas cerâmicos foram significativamente diferentes entre si  $p < 0,05$ . O In Ceram exibiu maior discrepância marginal (161 $\mu$ m), seguido do Procera (83 $\mu$ m) e IPS Empress 2 (63 $\mu$ m). Não houve diferença estatística significativa entre os vários

estágios de confecção das coroas. As margens vestibular e lingual exibiram discrepâncias marginais significativamente maiores que distal e mesial.

**MAY *et al.***, em 1998, avaliaram a adaptação marginal e interna de coroas Procera AllCeram em dentes molares e premolares. Cinco primeiros molares e primeiros premolares superiores artificiais (Ivorine) foram preparados para receber coroas totais, com padronização do ângulo de convergência em  $10^{\circ}$ , terminos 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 as coroas. A adaptação foi avaliada em relação à fenda marginal, adaptação interna e precisão de assentamento (média de todos os pontos de medição), através de leitura por 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 a digitalização do troquel; o silicone foi removido e feita uma 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 premolares 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 foram 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  $63 \mu\text{m}$ ).

**MILAN** em 1999 avaliaram o ajuste cervical e interno de coroas totais metálicas sem e com alívio interno (espaçador de troquel, ataque químico com ácido nítrico e jateamento com partículas de óxido de alumínio), confeccionadas com ligas de Pd/Ag (Pors-on 4), com três diferentes tipos de término cervical: ombro reto, ombro biselado em 20° e chanfro reto em 45°. Para fusão da liga foram utilizadas duas fontes de calor de fundição: gás oxigênio e resistência elétrica. Após a fundição, as coroas foram assentadas sobre seus respectivos troqueis, sob carga estática de 9 kgf. As leituras do desajuste cervical e da interface troquel/coróa das secções transversais foram realizadas em microscópio metrológico (Carl Zeiss). Os resultados mostraram que: os melhores ajustes cervical e interno foram obtidos com gás oxigênio, o término cervical em chanfro reto de 45° apresentou os melhores ajustes, tanto cervical como interno, e o melhor alívio interno foi o realizado na pós-fundição com jateamento com óxido de alumínio.

**SHEETS** em 1999, mostrou que a utilização de um microscópio pode 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 a precisão das margens da restauração. O autor afirma que margens com qualidades duvidosas podem causar sobrecontorno e saliências indesejáveis, as quais podem resultar em cárie e inflamação periodontal.

**BESCHNIDT e STRUB.**, em 1999, realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a discrepância 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 (ICS) 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, e duplicadas em resina epóxica, para a avaliação da fenda marginal pre-cimentação. Foram realizados os procedimentos de cimentação pela técnica adesiva e as amostras foram novamente duplicadas. Metade das amostras foram submetidas a ciclagem térmica e mecânica, e as réplicas em resina epóxica obtidas para análise da fenda marginal. Os resultados foram comparados com a coroa metalocerâmica, com margem vestibular cerâmica, cimentadas com cimento fosfato de zinco. A cimentação das coroas aumentou significativamente a fenda marginal ( $p < 0,01$ ). Antes da cimentação a técnica da maquiagem do Empress 2 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 aberturas 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.

**vAN DIJKEN *et al.***, em 1999, avaliaram, *in vivo*, inlays de cerâmica feldspática IPS Empress (Ivoclar) fixadas com cimento de ionômero de vidro modificado por

resina Fuji Plus (GC) e cimento resinoso Panavia 21 (Kuraray). Em 29 pacientes selecionados foram feitos preparos classe 2, em 53 premolares e 26 molares, sendo que cada paciente recebeu pelo menos duas restaurações confeccionados em cerâmica IPS Empress, seguindo as instruções do fabricante. Em cada paciente, uma restauração de cada par foi cimentada com um dos dois cimentos empregados. Para a cimentação com o Fuji Plus, o *inlay* foi condicionado com ácido fluorídrico a 9,5%, por 2 a 3 segundos e, no dente preparado, foi aplicado o condicionador Fuji Plus por 20 segundos, lavado com água e seco levemente com ar. Após inserção e remoção dos excessos de cimento, o mesmo foi deixado tomar presa por 4 minutos. Para a cimentação com o Panavia 21, o preparo foi condicionado com o primer autocondicionante (Panavia ED primer) por 60 segundos. Na superfície interna da cerâmica foi realizado condicionamento com ácido fluorídrico por 2 a 3 segundos, aplicação do silano por pelo menos 2 minutos seguido da aplicação do adesivo Clearfil New Bond e do cimento resinoso, remoção dos excessos e aplicação do Oxyguard II para cobrir as margens do *inlay*. Após 3 minutos, o Oxyguard foi removido com água. Cada restauração foi avaliada após 2 semanas, 6 meses, 1 e 2 anos seguindo os critérios da *United Public Dental Health* para avaliação da qualidade das restaurações. Nenhuma falha foi observada durante os 2 anos de controle. Foi verificada pequena fenda nas margens para ambos os cimentos, não havendo diferença significativa entre os dois materiais. Os autores concluíram que o cimento de ionômero de vidro modificado por resina Fuji Plus e o cimento resinoso Panavia 21 podem ser indicados para fixação de *inlays* de cerâmica prensada.

**KAWAI e TAKAOKA**, em 2001, avaliaram o potencial de adesão de placa bacteriana em diferentes materiais restauradores medindo a quantidade de bactéria aderida e glucano. Foram utilizados três cimentos de ionômero de vidro modificados e duas resinas modificadas por poliácido. Como controle foi usada uma resina composta fotopolimerizada. Amostras em forma de disco foram feitas seguindo as recomendações de cada fabricante e a superfície das mesmas foi polida até a lixa 600. *Streptococcus sobrinus* foi selecionado como bactéria cariogênica. A quantidade de bactéria e glucano aderidos nas amostras foram medidas depois de 3, 8 e 24 horas de incubação com bactéria cariogênica radiomarcada e sucrose. Os resultados mostraram que depois de 3 e 8 horas de incubação a quantidade aderida de bactéria e glucano foi pequena e não houve diferença entre os materiais com exceção da resina composta. Após 24 de incubação a quantidade de bactéria aderida e glucano aumentou significativamente nos cimentos de ionômero de vidro e resinas modificadas por poliácidos, mas foram ainda significativamente menores do que a resina composta exceto para um compômero. Os autores concluíram que após 24 horas, os ionômeros de vidro modificados e compômeros mostraram menor quantidade de bactéria e glucano aderidos do que a resina composta, com exceção de um compômero.

**HILGERT**, em 2002, estudou a adaptação marginal de cerâmica In Ceram Alumina (Vita) com dois tipos de término e diferentes tratamentos de superfície interno da cerâmica. Foi utilizado troqueis 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 discrepâncias foram novamente avaliadas. Os resultados mostraram valores médios de:  $42,37 \pm 18,78 \mu\text{m}$  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 observados se encontram dentro dos limites clinicamente aceitáveis.

**CELIK e GEMALMAZ**, 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 veneers de cada material. Para a realização das restaurações foi aplicado espaçador a fim de promover espaço para o agente de cimentação. As restaurações foram cimentadas com cimento resinoso Variolink II High e Variolink Ultra. Os dentes restaurados foram seccionados no sentido vestibulo lingual e mesio distal e a abertura marginal foi avaliada em microscópio com 200 vezes de aumento. Os resultados mostraram que a abertura 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 discrepâncias marginais do IPS Empress com e sem jateamento. Os autores concluíram que o uso da técnica alternativa de jateamento do IPS Empress não foi benéfica e que o uso de agente de cimentação com alto conteúdo de carga não causou aumento da abertura marginal para os diferentes tipos de restaurações.



### **3 – PROPOSIÇÃO**

Devido a substancial importância dos sistemas cerâmicos livres de metal, o objetivo deste estudo foi avaliar o ajuste cervical de coroas totais cerâmicas IPS Empress 2, Cergogold e In Ceram, antes e após a cimentação com o cimento resinoso (Variolink II) ou com o cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer).



## 4 - MATERIAIS E MÉTODO

### 4.1 – Materiais

Foram utilizados neste estudo os seguintes materiais, conforme Quadro I.

Quadro I – Descrição dos materiais que foram utilizados no estudo.

<b>MATERIAIS</b>	<b>NOME COMERCIAL</b>	<b>FABRICANTE</b>
Cerâmica	In Ceram Alumina	VITA
Cerâmica	Cerâmica de estratificação Vitadur Alpha Dentina A2	VITA
Cerâmica	IPS Empress 2 (Di-Silicato de Lítio, estrutura)	Ivoclar
Cerâmica	IPS Empress 2 (Estratificação)	Ivoclar
Cerâmica	Cergogold	Dentsply-Degussa
Cerâmica	Cerâmica de estratificação Duceragold	Dentsply-Degussa
Cimento resinoso	Variolink II	Ivoclar –Vivadent
Cimento de ionômero de vidro modificado por resina	Vitremer	3M Divisão Dental
Adesivo + Primer	Excite	Ivoclar –Vivadent
Silano	Monobond-S	Ivoclar –Vivadent
Ácido fluorídrico 10%	Ácido fluorídrico 10%	Dentsply
Ácido Fosfórico 35%	Scotchbond	3M Divisão Dental

## **4.2 – Método**

### **4.2.1 – Preparo e Fixação dos dentes em resina.**

Foram utilizados 90 dentes bovinos, hígidos recentemente extraídos e armazenados em solução fisiológica de cloreto de sódio a 0,9%, à temperatura de 5° C, até o momento da utilização. Inicialmente, todos os dentes foram limpos com escova tipo Robinson utilizando pasta de pedra pomes (SS White) e água.

Inicialmente, foram feitas retenções mecânicas nas raízes com disco de carboneto de silício montado em mandril e peça-de-mão. Após, as raízes foram incluídas em cilindros de resina acrílica quimicamente ativada, na cor rosa Jet Set (Clássico, Brasil) da seguinte forma: numa caixa de madeira, medindo 5 cm de largura por 30 cm de comprimento e 3 cm de altura, foi vertida cera utilidade liquefeita (Wilson, Brasil). A seguir, as coroas dos dentes foram introduzidas na cera plastificada, até atingir 2 mm além da junção cimento-esmalte. Nessa posição, os dentes foram centralizados em tubos de P.V.C. (Tigre, Brasil), de modo que o seu longo eixo ficasse paralelo ao longo eixo dos tubos de 20 mm de diâmetro por 30 mm de altura, isolado internamente com vaselina sólida (Rioquímica Ind. Ltda, Brasil). A mistura monômero e polímero, proporcionada e preparada de acordo com as instruções do fabricante, foi vertida no interior dos cilindro de P.V.C., na fase arenosa, sob vibração (Vibrator, USA).

Após a polimerização da resina acrílica, todos os preparos para coroa total foram inicialmente confeccionados em torno mecânico (Nardini 300 III, Brasil) com ferramenta de vídea, sob refrigeração (Figura 1, A). Em seguida, foram usadas pontas diamantadas tronco cônica n<sup>o</sup> 4103 a fim de se obter preparo coronário em dentina, com as seguintes dimensões: base menor 4,2 mm de diâmetro, base maior 8,0 e altura de 7,0 mm, com uma angulagem de 4° e expulsividade de 8°. em ombro reto (Figura 1B) As medidas foram conferidas com um paquímetro (ME-Ba, Zagreb, Iugoslávia) com precisão de 0,01 mm, objetivando a padronização de todos os preparos (Figura 1 C). Os conjuntos dente-cilindro de resina foram numerados para

melhor identificação das amostras, e armazenados em solução de soro fisiológico à temperatura de 5° C, até o momento do ensaio.

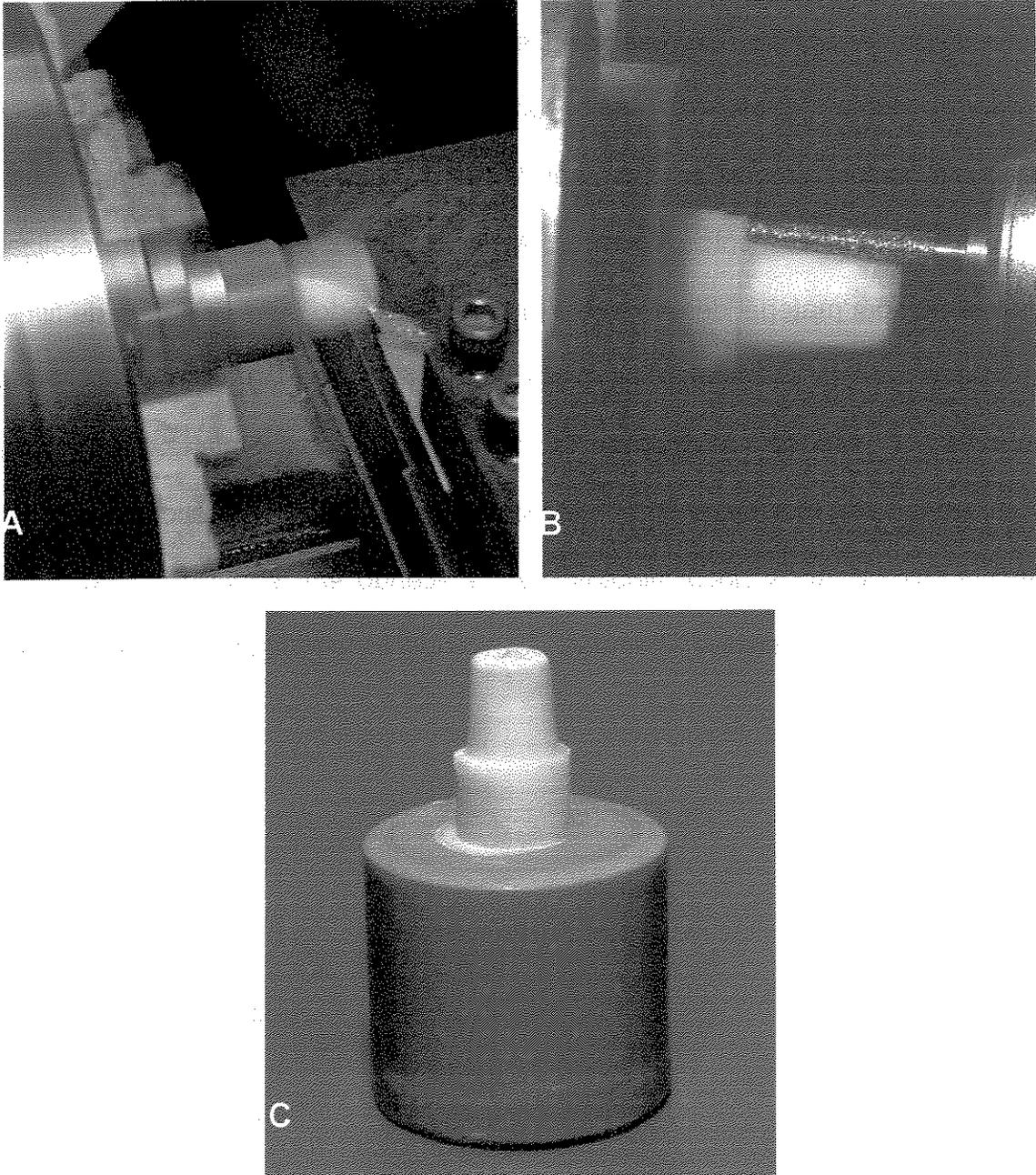


Figura 1 – A e B - Preparo do dente em torno mecânico (Nardini 300 III); e, C - Dente preparado

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

Cada dente preparado foi reproduzido por meio de moldagem com silicone polimerizado por adição (Express, 3M Dental Products, USA), utilizando técnica de moldagem dupla (denso e reembasamento com fluido), utilizando moldeiras individuais confeccionadas em um anel de P.V.C., com 40 mm de diâmetro interno por 50 mm de comprimento (Figura 2). As moldagens dos dentes foram realizadas inicialmente com material denso, com o preparo recoberto duas camadas de filme de PVC. Decorridos cinco minutos, as moldeiras foram removidas e o material de alívio descartado. O espaço correspondente foi preenchido com material de moldagem fluido, manipulado através de proporcionador e dispensador automático. As moldeiras foram removidas após cinco minutos, permanecendo em repouso por 60 minutos, para recuperação elástica e liberação de hidrogênio, seguindo recomendações do fabricante.

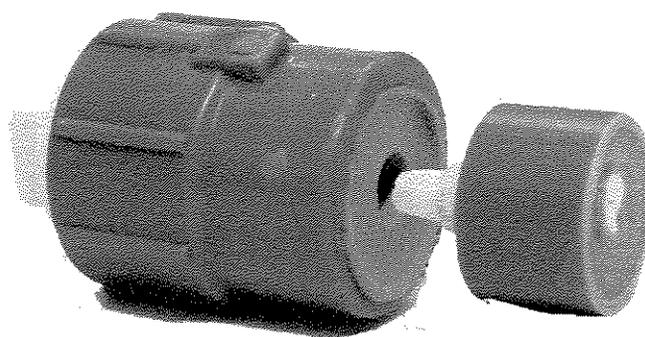


Figura 2 – Dispositivo para moldagem

Todos os procedimentos de moldagem foram realizados sob condições de temperatura e umidade relativa controladas de  $23 \pm 2^{\circ}\text{C}$  e  $50 \pm 10\%$  (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 duas horas nas condições ambientes acima citadas antes de serem utilizados.

Os moldes obtidos foram borrifados com agente surfactante (Lubrofilm – Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) e deixados para secar por cinco minutos, sendo o excesso removido com jato de ar à distância de 20 mm. Os moldes foram preenchidos após uma hora, com gesso tipo IV (Fuji Rock, GC, Japão) proporcionado de acordo com as recomendações do fabricante (20mL de água para 100g de pó) e manipulado mecanicamente a vácuo (Multivac 4 – Degussa Hüls – Hanau - Alemanha), por 35 segundos. Os moldes foram preenchidos sob vibração, estando acoplada à moldeira, uma matriz em silicone para formação da base do troquel (Figura 3 A e B). Os troquéis foram removidos após trinta minutos e numerados de acordo com o respectivo dente, sendo aguardado um período de 24 horas, antes de serem utilizados na confecção das restaurações de cerâmica.

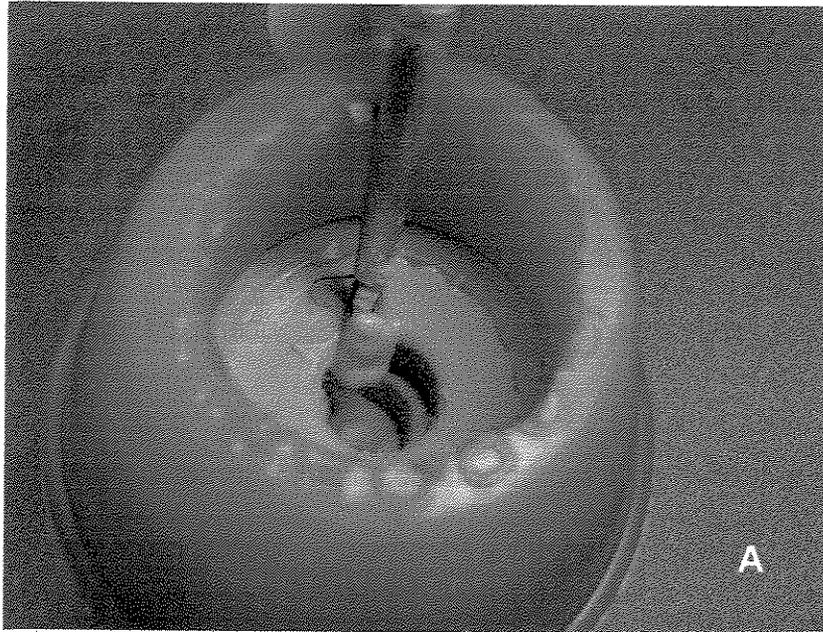


Figura 3 – **A e B** - Vazamento do molde com gesso Fuji Rock.

#### 4.2.3 - Preparos dos *copings* com cerâmica In Ceram.

Sobre o modelo em gesso foram aplicadas 2 camadas de espaçador (Interspace Varnish, Vita). Após secagem do espaçador, foi realizada nova moldagem com silicone de adição Express (3M Dental Products St. Paul, MN) e o molde preenchido com revestimento especial Vita In Ceram Alumina (Vita - Zahnfabric H. Rauther GmbH & Co. - Germany), na proporção de 20 gramas de pó para 6 mL de água destilada, espatulado mecanicamente a vácuo, por 30 segundos, num espatulador Multivac 4 (Degussa Co. - Germany). Sobre os troquéis de revestimento foram confeccionados os corpos-de-prova de cerâmica alumina In Ceram da seguinte forma:

1 - a margem do troquel de revestimento foi delimitado com um lápis especial vermelho (Tikky, 0,5 mm). Uma camada de selador (Vita - Zahnfabric H. Rauther GmbH & Co. - Germany) foi aplicada sobre o troquel. Com pincel (Pure Sabre - England 212205) foi aplicada a cerâmica alumínica In Ceram (Vita - Zahnfabric H. Rauther GmbH & Co. - Germany), preparada da seguinte maneira: 38 gramas de pó da cerâmica In Ceram (VITA), manipuladas com 5 mL do líquido especial Vita In Ceram Spinell (VITA) e uma gota do aditivo Vita In Ceram Alumina (VITA); 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) com água gelada, por 2 minutos. As outras duas partes foram submetidas ao mesmo procedimento, porém, vibradas por 2 e 7 minutos, respectivamente. Após a manipulação, o material foi colocado a vácuo por 40 segundos. Após 10 minutos, a escultura foi realizada de modo que as paredes ficassem com espessura de 0,5 mm, obtidas com auxílio de um dispositivo similar ao utilizado por PHILP & BRUCKL, em 1984. Após aplicação do estabilizador Vita Inceramat (VITA), os *copings* foram

armazenados por 2 horas em temperatura ambiente, antes de serem levados ao forno Vita INCERAMAT – (VITA).

2 – Decorridas 2 horas, os *copings* foram levados ao forno Vita INCERAMAT (VITA) de acordo com os ciclos de queima: 6 horas a 120° C; 4 horas a 1120° C. Terminado o procedimento de queima (Figura 4), o corpo-de-prova foi adaptado no troquel e o excesso de material da superfície interna foi removido com ponta cilíndrica diamantada. Com auxílio de um pincel, o vidro Vita In Ceram (D4 Vollkera mill) misturado com água destilada foi aplicado e o *coping* foi levado ao forno Vita INCERAMAT (VITA), de acordo com os ciclos de queima: 30 minutos a 200° C; 4 horas a 1100° C. Após a queima do vidro, o excesso que permaneceu sobre a superfície do corpo-de-prova foi removido com uma ponta cilíndrica diamantada. O óxido de alumínio (35 a 50 µm) foi jateado na superfície externa dos corpos-de-prova utilizando o aparelho (Oxyker Dry – Manfredi) e os *copings* foram levados ao forno Dekema (Degussa-Huls) por 10 minutos a 960° C, sem vácuo.

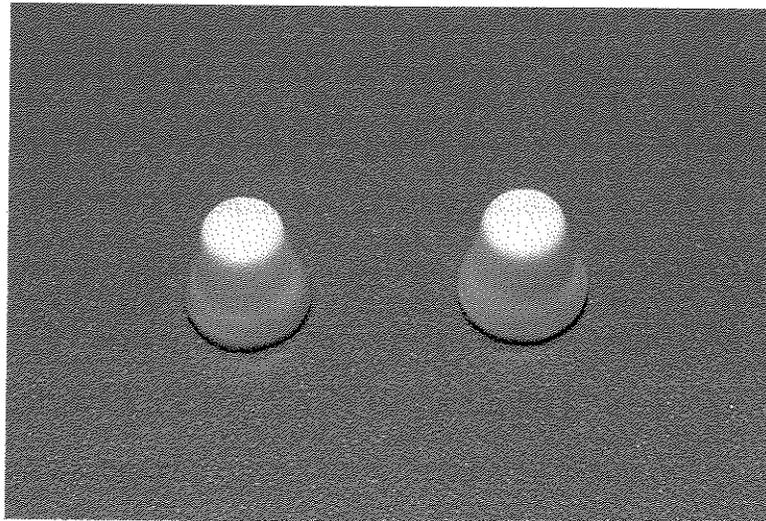


Figura 4 – Copings In Ceram após a primeira queima

#### **4.2.4 - Preparos dos *copings* com cerâmica IPS Empress 2.**

Duas camadas do espaçador (Cement Spacer Blue - Belle de St. Claire<sup>R</sup>, USA) foram aplicadas nos troquéis de gesso.

Em seguida, foi obtido o padrão em cera por imersão utilizando o aparelho Hotty Perfect (Renfert GmbH – Hilzingen – Alemanha) (Figura 5A), visando a obtenção de espessura padronizada de 0,8 mm. Para isso, o troquel foi imerso em cera (Picodip - Renfert GmbH – Hilzingen – Alemanha) a 87° C, permanecendo cerca de 3 segundos até ser removido (Figura 5B). O excesso de cera aquém da região do preparo foi removida com instrumento cortante, sendo a região de término cervical ajustada até o perfeito assentamento, com auxílio de espátula elétrica para cera, sob aumento de 10 vezes com lupa.

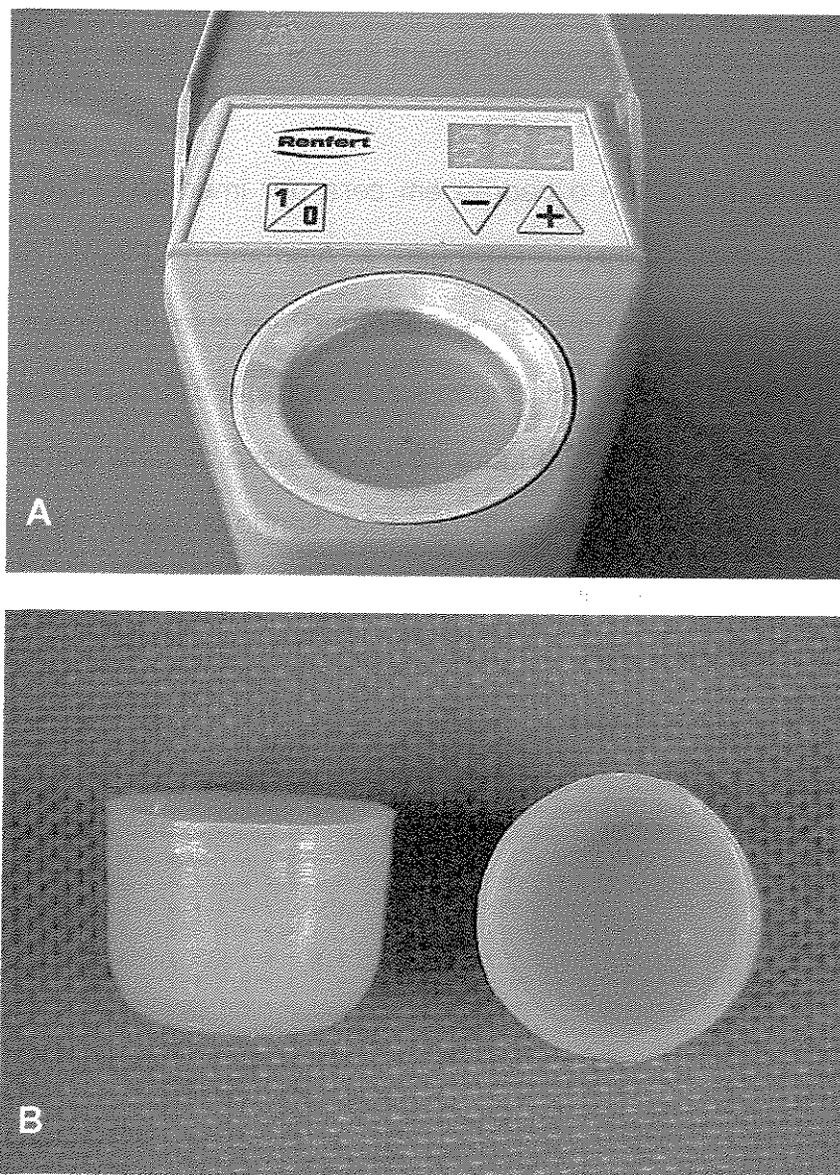


Figura 5 – **A** - Aparelho Hotty Perfect – Renfert GmbH; e, **B** - *coping* em cera.

Posteriormente, um formador do conduto de alimentação, com 3 mm de diâmetro x 8 mm de comprimento foi posicionado no centro do *coping* em cera. Em seguida, o conduto de cera foi fixado num conduto plástico com 12,2 mm de diâmetro por 30 mm de altura, de modo que, cinco corpos-de-prova fossem posicionados no formador do conduto com uma inclinação de 60° em relação ao plano horizontal

(Figura 6). Posteriormente, esse formador de conduto foi fixado numa base plástica plana formadora de cadinho, com 50 mm de diâmetro interno x 56 mm de diâmetro externo x 20 mm de altura. Um anel confeccionado com papel especial para o revestimento IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent) foi posicionado na base.

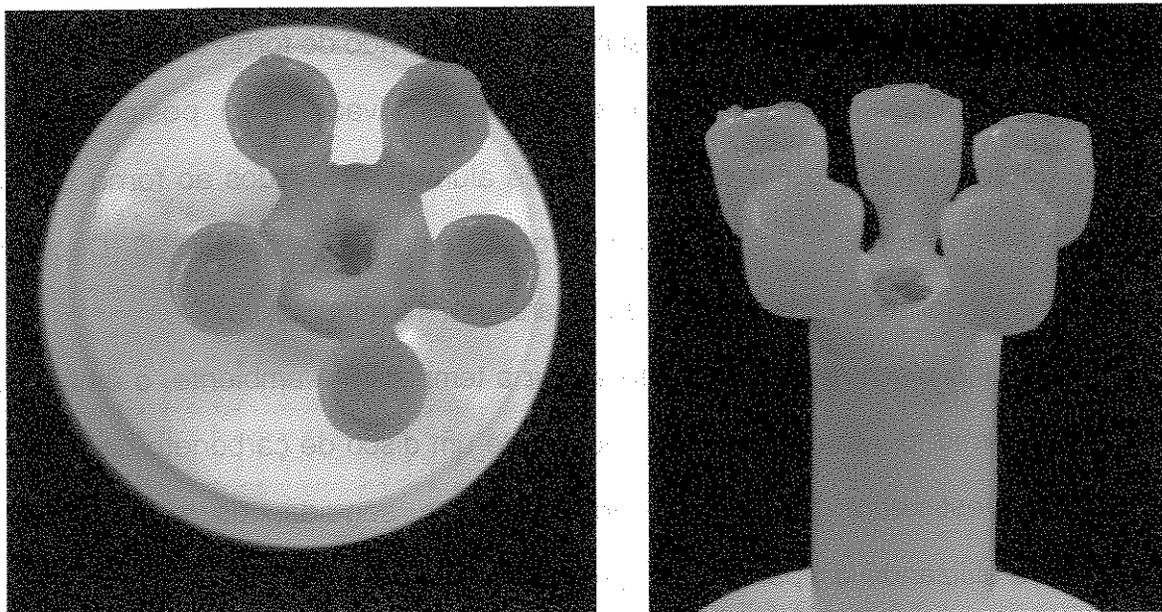


Figura 6 – Padrões de cera posicionados para inclusão.

Os *copings* em cera foram incluídos com revestimento à base de fosfato IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent), na proporção de 100 gramas de pó x 18 mL de líquido (Ivoclar) e 9 ml de água destilada, espatulado mecanicamente a vácuo, por 60 segundos num espatulador Multivac 4 (Degussa Huls, Germany). Uma base plástica (50 mm de diâmetro interno x 56 mm de diâmetro externo x 20 mm de altura) foi posicionada na parte superior do anel para formar uma superfície plana necessária para o preenchimento da cerâmica. Após a presa do revestimento, o anel de papel, o formador do conduto e as bases foram removidos. Em seguida, o bloco de revestimento juntamente com êmbolo de óxido de alumínio (12 mm de diâmetro x 37 mm de altura) foram levados ao forno elétrico (7000 – 5P, EDG Equipamentos e

Controles Ltda, São Carlos) e a confecção dos *copings* foi procedida da seguinte forma:

1 - a cera foi eliminada do bloco de revestimento utilizando um forno elétrico (7000 – 5P, EDG Equipamentos e Controles Ltda, São Carlos) elevando a temperatura do forno em 3°C/min. até 850°C e mantendo por 90 minutos;

2 - em seguida, o bloco de revestimento foi removido do forno e imediatamente dois lingotes da cerâmica IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent) foi posicionado no conduto juntamente com o êmbolo de óxido de alumínio e levados ao forno EP 600 (Ivoclar-Vivadent), e mantidos por 20 minutos, à temperatura de 920° C. Decorrido esse tempo, foi aplicada uma pressão de 5 bars, por 15 minutos;

3 - após o bloco de revestimento atingir a temperatura ambiente, o êmbolo de óxido de alumínio foi removido, e, com auxílio de um disco de carboneto de silício, o bloco de revestimento foi cortado ao meio. Em seguida, os *copings* foram desincluídos utilizando o aparelho (Oxyker Dry – Manfredi) com partículas de vidro com 50 µm de diâmetro usando uma pressão de 4 bars para remoção bruta do revestimento e 2 bars para remoção do revestimento próximo das amostras, seguido da remoção do conduto de alimentação com disco de diamante (006, Bracar).

#### **4.2.5 - Preparos dos *copings* com cerâmica Cergogold.**

O processo de obtenção dos padrões em cera para confecção dos *copings* com a cerâmica Cergogold foi o mesmo empregado para obtenção dos corpos-de-prova com a cerâmica IPS Empress 2. Posteriormente, um formador do conduto de alimentação, com 3 mm de diâmetro x 8 mm de comprimento foi posicionado no centro do corpo-de-prova. Em seguida, esse conduto de cera foi fixado num conduto plástico com 12,2 mm de diâmetro por 30 mm de altura, de modo que, cinco *copings*

fossem posicionados no formador do conduto com uma inclinação de 60° em relação ao plano horizontal. Posteriormente, esse formador de conduto foi fixado numa base plástica plana formadora de cadinho, com 50 mm de diâmetro interno x 56 mm de diâmetro externo x 20 mm de altura. Um anel confeccionado com papel especial para o revestimento Cergofit (Degussa-Huls) foi posicionado na base. Cinco padrões de cera foram posicionados em cada anel.

Os *copings* foram incluídos com revestimento à base de fosfato Cergofit (Degussa-Huls), na proporção de 100 gramas de pó x 17 mL de líquido (Degussa-Huls) e 9 ml de água destilada, espatulado mecanicamente a vácuo, por 60 segundos num espatulador Multivac 4 (Degussa Co., Germany). Uma base plástica (50 mm de diâmetro interno x 56 mm de diâmetro externo x 20 mm de altura) foi posicionada na parte superior do anel para formar uma superfície plana necessária para o preenchimento da cerâmica. Após a presa do revestimento, o anel de papel, o formador do conduto e as bases foram removidos. Em seguida, o bloco de revestimento juntamente com êmbolo de óxido de alumínio (12 mm de diâmetro x 37 mm de altura) foram levados ao forno elétrico (7000 – 5P, EDG Equipamentos e Controles Ltda São Carlos) e a confecção dos *copings* foi procedida da seguinte forma:

- 1 - a cera foi eliminada do bloco de revestimento utilizando um forno elétrico (7000 – 5P, EDG Equipamentos e Controles Ltda, São Carlos), colocando o bloco inicialmente a 270° C e mantidos por 40 minutos. Então, a temperatura do forno foi elevada em 9°C/min. até 850°C e mantido por 40 minutos;

- 2 - em seguida, o bloco de revestimento foi removido do forno e imediatamente dois lingotes da cerâmica Cergogold (Degussa-Huls) foram posicionados no conduto juntamente com o êmbolo de óxido de alumínio e levados ao forno Cerampress Qex

(Degussa-Huls), e mantido por 40 minutos à temperatura de 980° C. Decorrido esse tempo, foi aplicada uma pressão de 4,5 bars por 20 minutos;

3 - após o bloco de revestimento atingir a temperatura ambiente, o êmbolo de óxido de alumínio foi removido e, com auxílio de um disco de diamante, o bloco de revestimento foi cortado ao meio. Em seguida, *copings* foram desincluídos utilizando o aparelho (Oxyker Dry – Manfredi) com partículas de vidro com 50 µm de diâmetro usando uma pressão de 4 bars para remoção bruta do revestimento e 2 bars para remoção do revestimento próximo das amostras. A seguir, o conduto de alimentação foi removido das amostras com disco de diamante (006, Bracar). As amostras foram jateadas com partículas de óxido de alumínio de 100 µm com pressão de 1 bar, seguido de acabamento com ponta cilíndrica diamantada.

#### **4.2.6- Aplicação da Cerâmica de estratificação**

Após obtenção dos *copings* das cerâmicas IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent), Cergogold (Dentsply-Degussa) e In Ceram (Vita) (Figura 7A) foi aplicada a cerâmica de estratificação para cada sistema: IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent) para o IPS Empress 2, Duceragold (Dentsply-Degussa) para o Cergogold e Vitadur Alpha para o In Ceram da seguinte forma: com auxílio de um molde de alumínio (8 e 20 mm de diâmetro interno x 30 mm de diâmetro externo x 67 mm de altura) seccionado longitudinalmente no centro para facilitar a aplicação da cerâmica estratificada sempre com as mesmas dimensões (Figura 7B). Após obter os corpos-de-prova com 8 mm de diâmetro x 8,5 mm de altura com as cerâmicas de estratificação de acordo com as recomendações de cada fabricante (Figura 7C), foram levados ao forno Dekema (Degussa) e submetidos ao processo de sinterização.

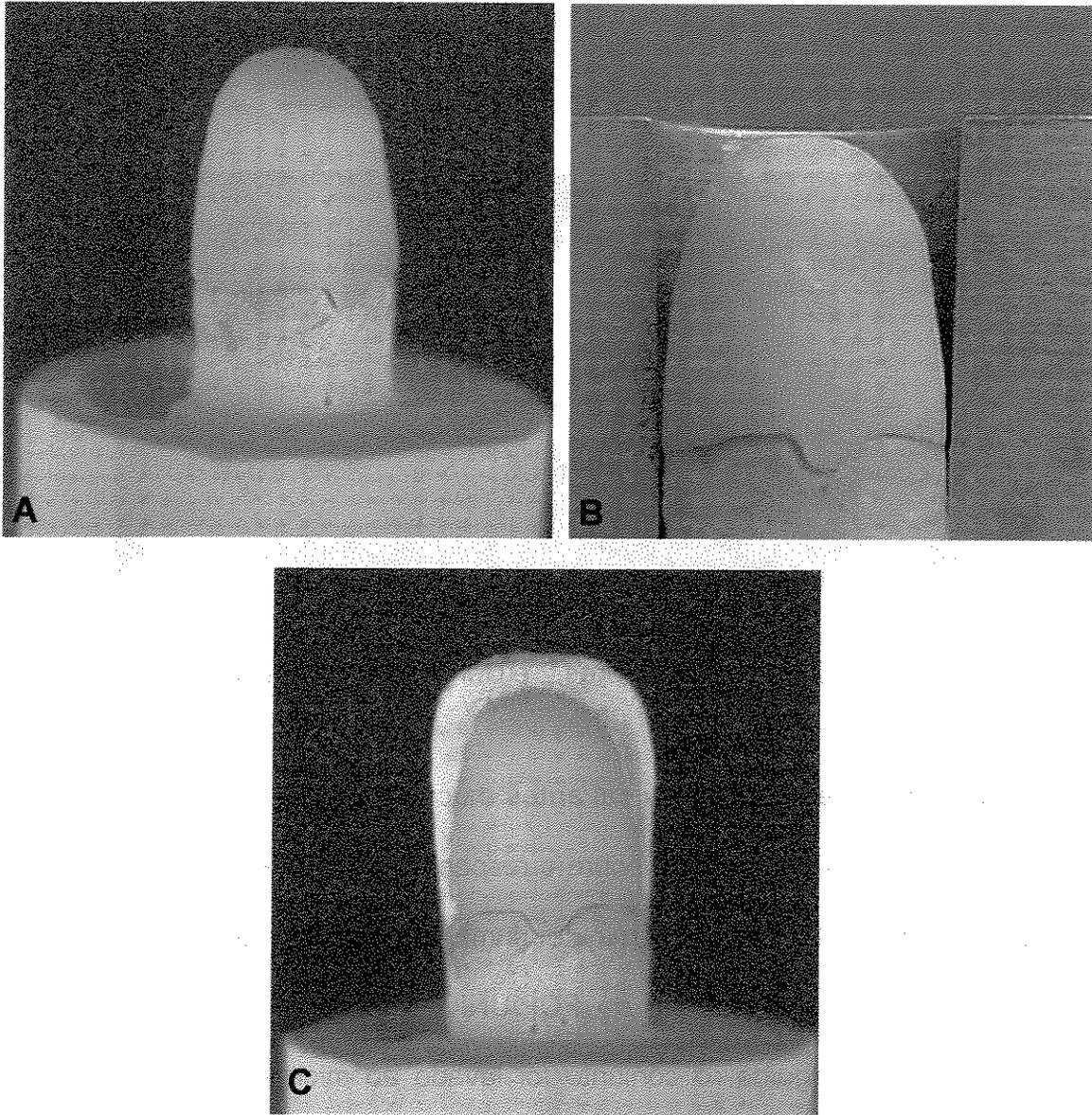


Figura 7 – **A** - troquel de gesso com o *coping*; **B** - *coping* posicionado no molde de alumínio; e, **C** – parte da cerâmica de estratificação aplicada sobre o *coping*.

Em seguida, os mesmos foram submetidos ao acabamento e polimento com ponta cilíndrica diamantada, limpos em ultrassom, seguido de lavagem em água corrente e secas com jatos de ar. A confecção dos corpos-de-prova foi finalizada

(Figura 8) com glaze, em um forno Dekema (Degussa-Huls), sempre seguindo as instruções de cada fabricante.

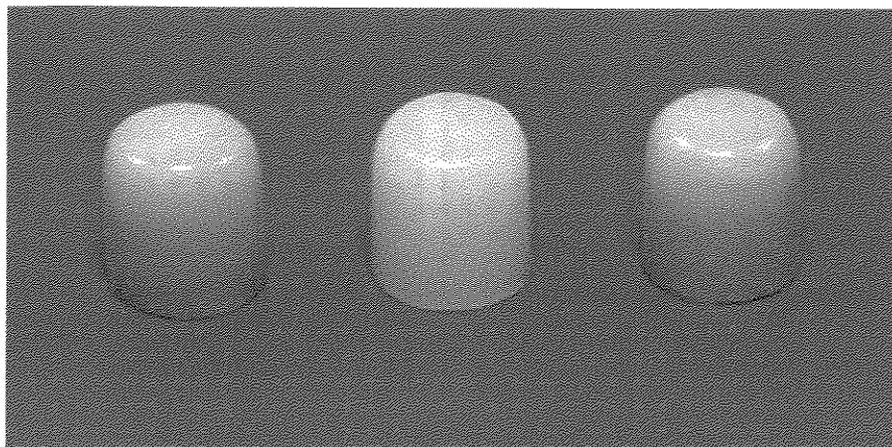


Figura 8 – Coroas In Ceram, IPS Empres 2 e Cergogold após a aplicação do glaze.

#### **4.2.7. – Leitura do desajuste cervical antes da cimentação**

Cada coroa foi posicionada sobre o respectivo troquel e o conjunto submetido à carga estática de 9 kgf durante 1 minuto, 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) (Figura 9A), 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 pontos em posições diametralmente opostas (Figura 10B) foram feitos no dente com broca esférica em torno de bancada e nas coroas (no mesmo alinhamento) com caneta para retroprojektor. Posteriormente, o retículo do microscópio foi posicionado até coincidir com um dos oito pontos demarcados no dente (Figura 9B

e 10B). A leitura do desajuste antes e após a cimentação foi registrada pelas coordenadas X e Y do microscópio, com precisão de 0,5  $\mu\text{m}$ . O valor  $P_1$  (Distância entre o ponto demarcado no dente até o ponto demarcado na coroa cerâmica) menos a soma das medidas  $M_1$  (Distância entre o ponto demarcado na coroa até linha do término da coroa cerâmica) e  $M_2$  (Distância entre o ponto demarcado no dente até linha do término do preparo do dente) foi o valor do desajuste cervical ( $D_A$ ) antes da cimentação (Figura 10A). Para cada coroa, três medidas foram efetuadas em cada um dos oito pontos assinalados (Figura 10B), totalizando 24 leituras para cada corpo-de-prova.

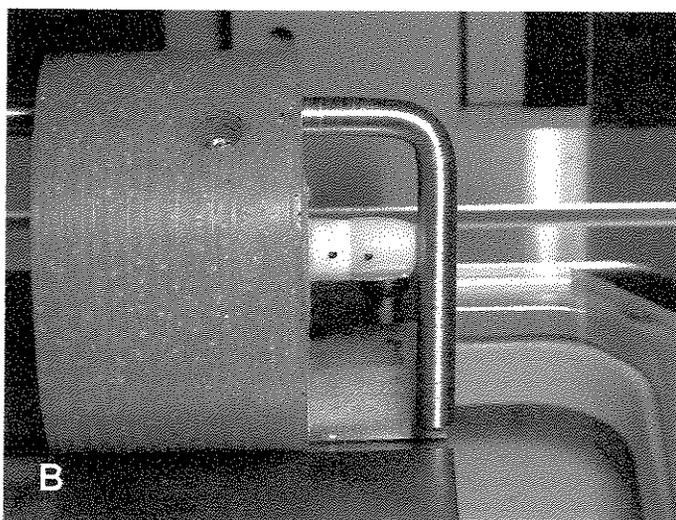
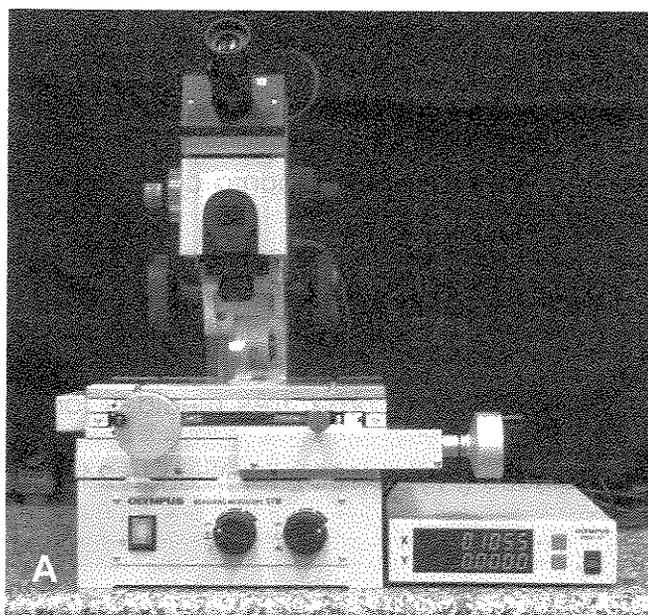
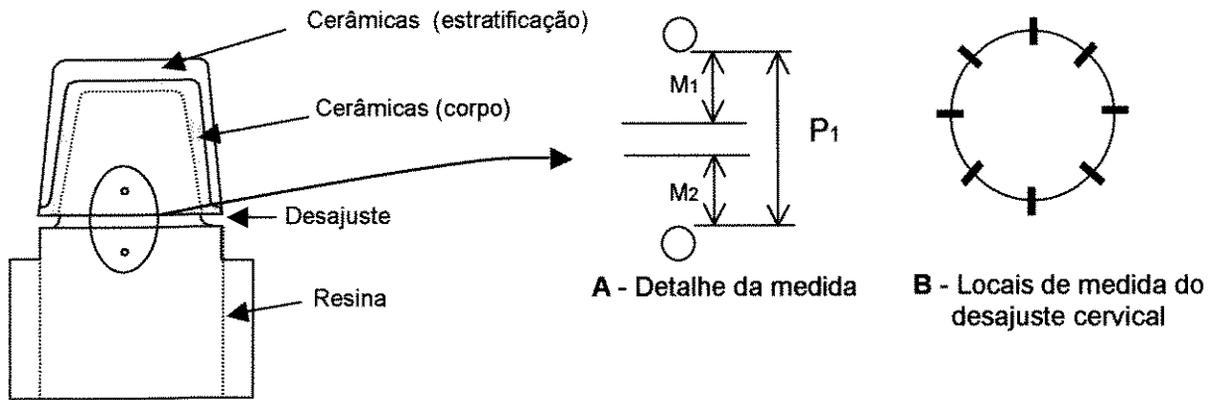


Figura 9 – **A** - microscópio de mensuração e **B** -corpo-de-prova posicionado e fixado com dispositivo metálico, para evitar movimentação durante a leitura do desajuste cervical.



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

$D_A$  = Desajuste cervical antes da cimentação da coroa cerâmica

$P_1$  = Distância entre o ponto demarcado no dente até o ponto demarcado na coroa cerâmica

$M_1$  – Distância entre o ponto demarcado na coroa cerâmica até a linha do término da coroa cerâmica

$M_2$  - 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:

**A** - Detalhe da medida ( $P_1$ ); e, **B** - Locais de medida do desajuste.

#### 4.2.8 – Cimentação

Antes da cimentação, todos os preparos foram limpos com pasta de água e pedra-pomes e escova tipo Robinson. As coroas cerâmicas, foram condicionadas internamente com ácido fluorídrico 10%, por 20 segundos, lavadas com água, por 60 segundos e secas com jatos de ar, por 30 segundos.

A manipulação dos materiais cimentantes e a cimentação ao dente foi feita de acordo com as recomendações dos fabricantes (Quadro II). A cimentação das coroas cerâmicas no preparo foi realizada em ambiente com temperatura e umidade controladas ( $23 \pm 1^\circ\text{C}$  e  $50 \pm 5\%$  de umidade relativa). As coroas cerâmicas foram cimentadas nos respectivos preparos utilizando uma prensa pneumática, desenvolvida na Disciplina de Materiais Dentários da FOP – UNICAMP (Figura 11), com carga estática de 9 kgf aplicada axialmente sobre a superfície oclusal da coroa, durante 1 minuto. Em seguida, os excessos de cimento foram removidos com uma espátula afiada. Para análise do desajuste cervical, foram cimentadas sobre os dentes 15 coroas IPS Empress 2, 15 Cergogold e 15 In Ceram com o cimento resinoso Variolink II e 15 para cada sistema cerâmico com o cimento de ionômero de vidro modificado com resina (Vitremer).

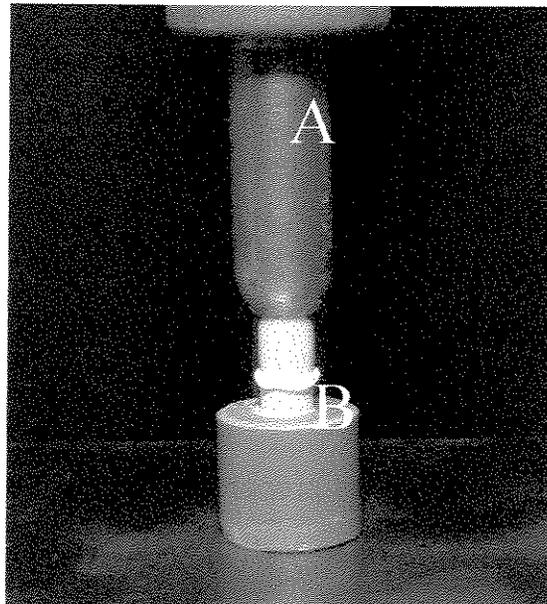


Figura 11 – Fixação da coroa total In Ceram no dente com prensa pneumática: **A** - pistão da prensa pneumática; **B** - corpo-de-prova durante cimentação.

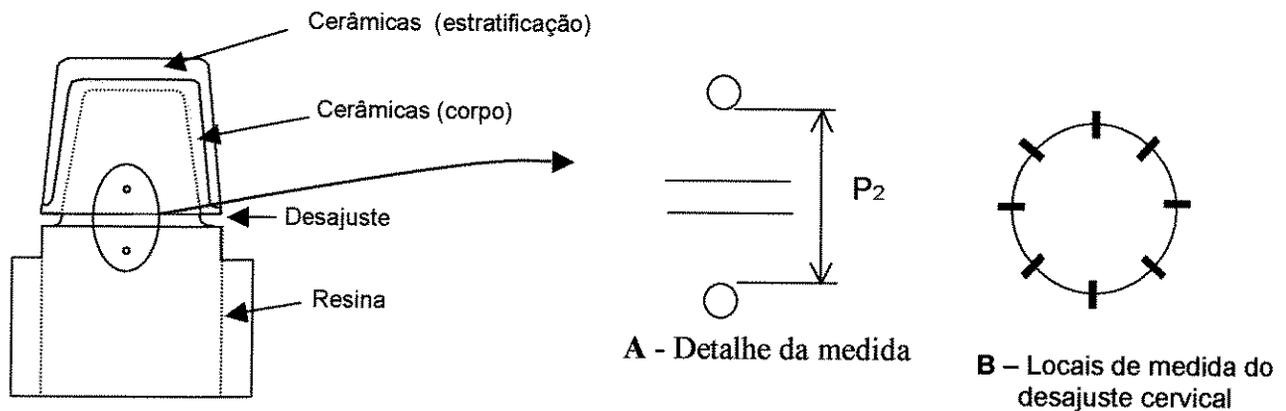
## QUADRO 2 – Procedimentos de cimentação

CIMENTO	TÉCNICAS DE CIMENTAÇÃO
Variolink II + Excite	No dente: profilaxia com pedra pomes e água. Condicionar o dente com ácido fosfórico 35%, por 30 segundos, lavar em água corrente (15 seg.) e secar com ar. Aplicar 2 camadas do adesivo Excite. Na cerâmica: Condicionar a parte interna da cerâmica com o ácido fluorídrico 10%, por 20 segundos, lavar por 60 segundos e secar com jatos de ar por 30 segundos. Aplicar o agente de silanização Monobond-S por 1 minuto e secar por 5 segundos, seguido da aplicação de 2 camadas do adesivo Excite. Dispensar o cimento Variolink II no bloco de mistura e espatular por 10 segundos, com uma espátula nº 70. Aplicar sobre a superfície interna da coroa cerâmica, assentar ao dente preparado, com firme pressão digital, aplicar uma carga de 9 kgf, por 1 minuto, remover o excesso de cimento e fotopolimerizar por 40 segundos em posições diametralmente opostas e 40 segundos na superfície oclusal, totalizando 160 segundos.
Rely X Vitremmer	No dente: profilaxia com pedra pomes e água. Na cerâmica: condicionar a parte interna da cerâmica com o ácido fluorídrico 10%, por 20 segundos, lavar por 60 segundos e secar com jatos de ar por 30 segundos. Aplicar o agente de silanização Monobond-S por 1 minuto e secar por 5 segundos. Proporcionar o cimento: 2 medidas de pó por 2 gotas de líquido. Aglutinar todo o pó por 30 segundos sobre uma placa de vidro com uma espátula metálica nº 70, aplicar sobre a superfície interna da coroa de cerâmica e assentar ao dente preparado com firme pressão digital, aplicar uma carga de 9 kgf, por 1 minuto e remover o excesso de cimento.

### 4.2.9 – Leitura do desajuste cervical após a cimentação

Decorrida 1 hora da cimentação das coroas dos três sistemas cerâmicos sobre os respectivos preparos, foi realizado o procedimento de leitura do desajuste cervical. Novamente, o conjunto foi levado ao microscópio de mensuração (STM – Olympus Optical Co. Ltda, Japan) (Figura 9A), em aumento de 50 vezes. O retículo do microscópio foi posicionado até coincidir com um dos oito pontos demarcados no dente (Figura 12B), sendo a leitura do desajuste após a cimentação feita entre os pontos demarcados na coroa cerâmica e no dente, a qual foi registrada pelas coordenadas X e Y com precisão de 0,5  $\mu$ m. O valor  $P_2$  (Distância entre o ponto demarcado no dente até o ponto demarcado na coroa cerâmica após a cimentação)

menos  $P_1$  (Distância entre o ponto demarcado no dente até o ponto demarcado na coroa cerâmica antes da cimentação, já realizado) menos  $D_A$  (Desajuste cervical antes da cimentação da coroa cerâmica, já realizado) foi o valor do desajuste cervical ( $D_p$ ) após a cimentação (Figura 12A). Para cada coroa, novamente três medidas foram efetuadas em cada um dos oito pontos assinalados (Figura 12B), totalizando 24 leituras para cada corpo-de-prova.



$D_p = P_2 - (P_1 - D_A)$ , onde:

$D_p$  = Desajuste cervical após a cimentação da coroa cerâmica

$P_2$  = Distância entre o ponto demarcado no dente até o ponto demarcado na coroa cerâmica, após a cimentação

$P_1$  = Distância entre o ponto demarcado no dente até o ponto demarcado na coroa cerâmica, antes a cimentação

$D_A$  = Desajuste cervical antes da cimentação da coroa cerâmica

Figura 12 – Desenho esquemático da determinação do desajuste cervical das coroas após a cimentação: **A** -Detalhe da medida ( $P_2$ ) . **B** -Locais de medida do desajuste.

Após obtenção dos dados, os valores numéricos foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey (5%).

## 5 - RESULTADOS

Os valores originais do desajuste cervical das cerâmicas In Ceram, IPS Empress 2 e Cergogold, cimentadas com cimento resinoso (Variolink II) e ionômero de vidro (Vitremmer) (Apêndice), foram submetidos à Análise de Variância e as médias ao teste de Tukey, em nível de 5% e estão representadas nas Tabelas 1, 2 e 3 e Figuras 13, 14 e 15.

A Tabela 1 e a Figura 13 mostram os valores médios de desajuste cervical das cerâmicas In Ceram, IPS Empress 2 e Cergogold, antes e após a cimentação com cimento de ionômero de vidro Vitremmer. Antes da cimentação, a cerâmica IPS Empress 2 apresentou valores de desajuste cervical estatisticamente superiores em relação a cerâmica Cergogold ( $p < 0,05$ ). Nenhuma diferença estatística foi observada entre IPS Empress e In Ceram e In Ceram e Cergogold ( $p > 0,05$ ). Os mesmos resultados também foram observados para os três tipos de cerâmica, após a cimentação. Quando foi comparado o desajuste cervical para cada tipo de cerâmica antes e após a cimentação, observamos que o desajuste cervical após a cimentação foi estatisticamente superior ao desajuste antes da cimentação ( $p < 0,05$ ) (Tabela 1 e Figura 13).

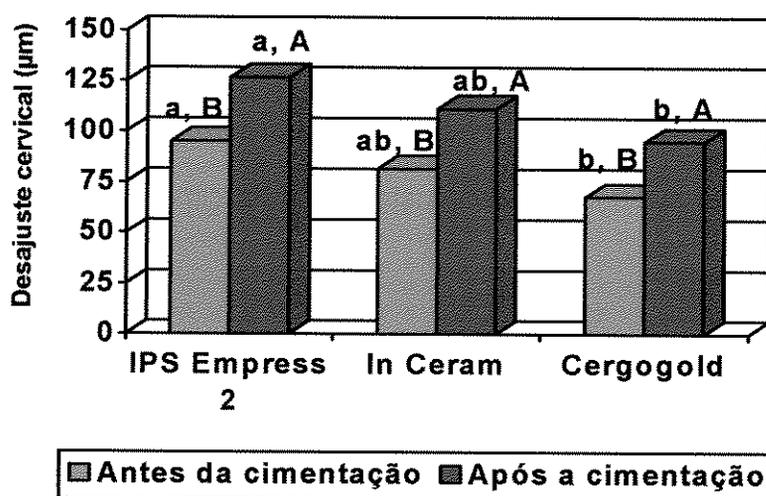
A Tabela 2 e a Figura 14 mostram os valores médios de desajuste cervical das cerâmicas In Ceram, IPS Empress 2 e Cergogold, antes e após a cimentação com cimento resinoso Variolink II. Antes da cimentação, a cerâmica IPS Empress 2 apresentou valores de desajuste cervical estatisticamente superiores em relação a cerâmica Cergogold ( $p < 0,05$ ). Nenhuma diferença estatística foi observada entre IPS Empress e In Ceram e In Ceram e Cergogold ( $p > 0,05$ ). Os mesmos resultados também foram observados para os três tipos de cerâmica, após a cimentação.

Quando foi comparado o desajuste cervical para cada tipo de cerâmica antes e após a cimentação, observamos que o desajuste cervical após a cimentação foi estatisticamente superior ao desajuste antes da cimentação ( $p < 0,05$ ) (Tabela 2 e Figura 14).

Tabela 1 - Valores médios do desajuste cervical ( $\mu\text{m}$ ) para as cerâmicas IPS Empress 2, In Ceram e Cergogold, antes e após cimentação com cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer).

CERÂMICAS	DESAJUSTE CERVICAL ( $\mu\text{m}$ )	
	ANTES	APÓS
IPS Empress 2	95,05 (7,37) a, B	126,80 (8,20) a, A
In Ceram	75,79 (8,65) ab, B	111,35 (6,12) ab, A
Cergogold	69,35 (6,14) b, B	95,00 (7,87) b, A

Médias seguidas por letras distintas minúscula na coluna e maiúscula na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão entre parênteses.



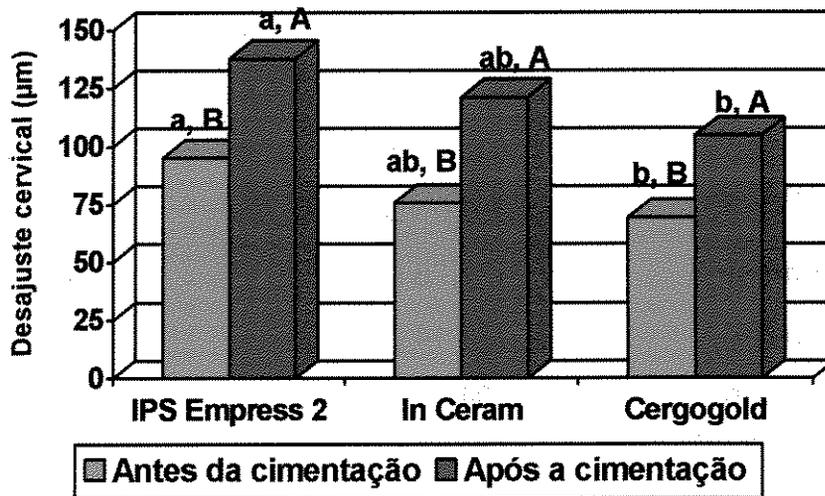
Barras de mesma cor seguidas de letra minúscula e de cores diferentes de letras maiúscula distintas, apresentam diferença entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey.

Figura 13 – Ilustração gráfica dos valores médios de desajuste cervical ( $\mu\text{m}$ ) para as cerâmicas IPS Empress 2, In Ceram e Cergogold, antes e após cimentação com cimento de ionômero de vidro Vitremer.

Tabela 2 - Valores médios do desajuste cervical ( $\mu\text{m}$ ) para as cerâmicas IPS Empress 2, In Ceram e Cergogold, antes e após cimentação com cimento resinoso Variolink II.

CERÂMICAS	DESAJUSTE CERVICAL ( $\mu\text{m}$ )	
	ANTES	APÓS
IPS Empress 2	95,18 (8,37) a, B	137,75 (5,11) a, A
In Ceram	78,77 (6,65) ab, B	121,14 (7,50) ab, A
Cergogold	69,75 (5,14) b, B	104,75 (7,61) b, A

Médias seguidas por letras distintas minúscula na coluna e maiúscula na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão entre parênteses.



Barras de mesma cor seguidas de letra minúscula e de cores diferentes de letras maiúscula distintas, apresentam diferença entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey.

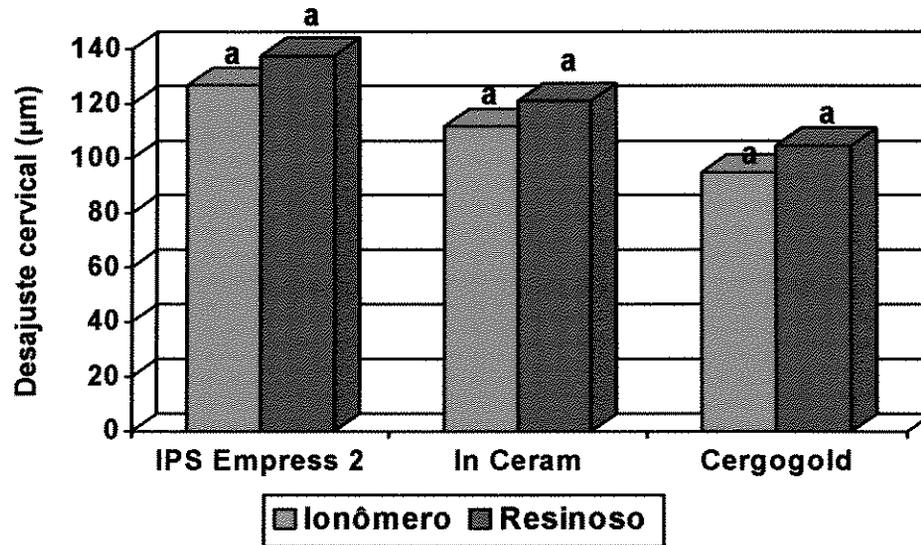
Figura 14 – Ilustração gráfica dos valores médios de desajuste cervical ( $\mu\text{m}$ ) para as cerâmicas IPS Empress 2, In Ceram e Cergogold, antes e após cimentação com cimento resinoso Variolink II.

A Tabela 3 e a Figura 15 mostram a comparação do desajuste cervical para cada tipo de cerâmica quando cimentadas com o cimento resinoso Variolink II e cimento de ionômero de vidro Vitremer para os três sistemas cerâmicos IPS Empress 2, In Ceram e Cergogold. Apesar dos maiores valores numéricos de desajuste cervical para as cerâmicas cimentadas com o cimento resinoso, nenhuma diferença estatística foi observada quando comparado com o cimento de ionômero de vidro ( $p>0,05$ ).

Tabela 3 - Valores médios do desajuste cervical ( $\mu\text{m}$ ) para as cerâmicas IPS Empress 2, In Ceram e Cergogold, após cimentação com cimento resinoso Variolink II e cimento de ionômero de vidro Vitremer.

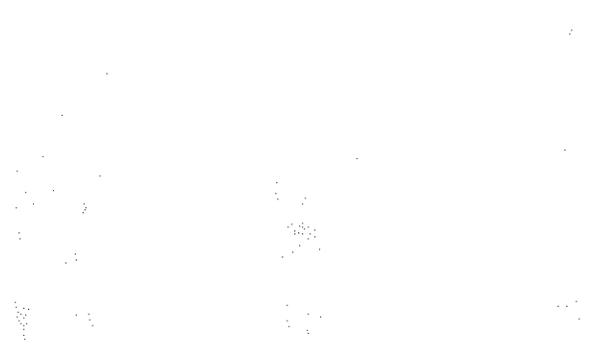
CERÂMICAS	DESAJUSTE CERVICAL ( $\mu\text{m}$ )	
	RESINOSO	IONÔMERO
IPS Empress 2	137,75 (5,11) a	126,80 (8,20) a
In Ceram	121,14 (7,50) a	111,75 (6,12) a
Cergogold	104,75 (7,61) a	95,00 (7,87) a

Médias seguidas por letras distintas na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão entre parênteses.



Barras seguidas de mesma letra, dentro de cada tipo de cerâmica, não apresentam diferença entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey.

Figura 15 - Ilustração gráfica dos valores médios de desajuste cervical ( $\mu\text{m}$ ) para as cerâmicas IPS Empress 2, In Ceram e Cergogold após cimentação com cimento de ionômero de vidro e cimento resinoso.



## 6 - DISCUSSÃO

Uma restauração indireta deve apresentar requisitos clínicos satisfatórios, como contorno adequado, relação oclusal e marginal eficiente após a cimentação. Entretanto, o selamento marginal e a adaptação são fatores críticos para o sucesso clínico deste tipo de restauração, uma vez que essas deficiências levam a problemas relacionados com a solubilização do agente cimentante (OILO, 1978), bem como infiltração marginal. O desajuste cervical das restaurações indiretas proporciona formação de fenda marginal entre o dente e o preparo, facilitando o crescimento bacteriano, inflamação gengival, recidiva de cárie e inflamação pulpar. (TJAN, 1991). Este fato também tem sido uma preocupação constante dos pesquisadores em relação às restaurações de cerâmicas indicadas para trabalhos livres de metal, abordando discrepância marginal, (ABBATE *et al.*, 1989; BESCHNIDT & STRUB, 1999; CHAN *et al.*, 1989; FERRARI, 1991; GREY *et al.*, 1993; GROTEN *et al.*, 1997; HILGERT, 2002; PERA *et al.*, 1994; SULAIMAN, 1997; VAHIDI, 1991). Alguns estudos têm mostrado grande variação de resultados, alguns com valores médios de adaptação próximos de 28  $\mu\text{m}$  (PERA, 1994) e outros superiores a 160  $\mu\text{m}$  (SULAIMAN, 1997; CELIK e GEMALMAZ, 2002).

Neste trabalho, a análise dos dados da leitura do desajuste marginal cervical das coroas, levando em consideração os três sistemas cerâmicos antes da cimentação, não mostrou diferença estatística significativa entre In Ceram e as cerâmicas IPS Empress 2 e Cergogold. Por outro lado, houve diferença estatística significativa entre os valores da IPS Empress 2 e Cergogold, esta com menores

valores de desadaptação. Os mesmos resultados também foram observados para os três tipos de cerâmica, após a cimentação. Assim, todas as cerâmicas após a cimentação apresentaram valores de desajuste cervical estatisticamente superiores em relação ao desajuste antes da cimentação (Tabelas 1 e 2 e Figuras 13 e 14). Os resultados antes da cimentação diferem daqueles de SULAIMAN *et al.* (1997) que encontraram valores inferiores para a IPS Empress em relação à In Ceram. Porém, estão de acordo com BESCHNIDT & STRUB (1999), que encontraram maiores valores de desajuste cervical para o IPS Empress 2, em relação ao In Ceram. Entretanto, PERA *et al.* (1994) encontraram resultados de desajuste cervical abaixo de 50  $\mu\text{m}$  para coroas In Ceram, valor bem menor ao encontrado neste estudo (81,77 $\mu\text{m}$ ). Os baixos níveis de desajuste cervical encontrados por PERA *et al.* (1994) foram justificados pelas melhores condições estruturais da referida cerâmica em altas temperaturas, diminuindo a contração. Se a influência atribuída por esses autores fosse a mais relevante na contração, os nossos resultados não poderiam apresentar valores maiores de desajuste, dada as condições similares entre as cerâmicas estudadas. Acredita-se que diversos outros fatores exerceram influência marcante no desajuste da cerâmica In Ceram, como tipo de preparo, angulagem e divergência das paredes, tipo de forno e capacidade técnica do protético.

Antes da cimentação, os resultados de desadaptação da Cergogold foram estatisticamente inferiores à IPS Empress 2, porém não mostrou diferença estatística em relação à In Ceram (Tabelas 1 e 2 e Figuras 13 e 14). Contudo não encontramos dados na literatura sobre avaliação de adaptação da cerâmica Cergogold, provavelmente devido ao fato de ser um produto recentemente lançado no mercado

odontológico. Os mesmos resultados também foram observados para os três tipos de cerâmica, após a cimentação.

PRÖBSTER *et al.* (1997) encontraram valores de desajuste cervical em coroas totais do material IPS Empress 2, sem aplicação de agente de cimentação, inferiores aos encontrados neste estudo. Os dois trabalhos utilizaram o mesmo tipo de término em ombro arredondado e seguiram estritamente as recomendações do fabricante para a confecção dos *copings*. As diferenças encontradas podem estar relacionadas a diferentes fatores. Assim, enquanto PRÖBSTER *et al.* (1997) realizaram as medições do desajuste cervical com auxílio de microscopia eletrônica de varredura em dentes humanos, o presente estudo avaliou o desajuste cervical com microscopia óptica em dentes bovinos. Pode ser que, o método de avaliação empregado, a diferença entre os substratos e as condições de armazenagem possam ter influenciado nas diferenças encontradas. Os materiais de moldagem, gesso e ceras utilizadas durante a confecção das estruturas podem também ter exercido influência na diferença entre os resultados. Apesar de não encontrarmos na literatura outros trabalhos avaliando o desajuste cervical da cerâmica IPS Empress 2 antes da cimentação para confrontarmos com os nossos resultados, achamos difícil obter valores de desajuste cervical inferiores aos encontrados neste estudo.

Após cimentação, os resultados de desadaptação da Cergogold foram estatisticamente inferiores à IPS Empress 2, porém não mostrou diferença estatística em relação à In Ceram. Já, para os três sistemas cerâmicos, os valores do desajuste cervical após a cimentação com os cimentos de ionômero de vidro e resinoso foram estatisticamente superiores em relação ao desajuste cervical antes da cimentação (Tabelas 1 e 2 e Figuras 13 e 14).

O vedamento marginal é um dos mais importantes critérios para uma restauração de cerâmica alcançar sucesso a longo prazo (BESCHNIDT & STRUB, 1999). Por outro lado, sob condições clínicas seria impossível assentar perfeitamente uma restauração indireta, uma vez que poderá faltar espaço para o material fixador. O agente de cimentação poderia levar à falha de adaptação, diminuindo a área de vedamento cervical, a menos que a superfície interna seja submetida a um alívio controlado, para permitir o escoamento do excesso de cimento (SULAIMAN, 1997), devido provavelmente as diferentes linhas formadas entre os cimentos. O alívio interno é realizado para produzir um troquel dimensionalmente maior do que o de trabalho. Este é um procedimento recomendado pelos diferentes fabricantes de cerâmica livre de metal, com o propósito de promover espaço para o agente de cimentação e produzir uma restauração satisfatoriamente justaposta (MAY, 1998; RINKE, 1995; SJOGREN, 1995). As recomendações dos fabricantes dos sistemas cerâmicos empregados neste estudo foram estritamente seguidas, inclusive o material específico para promover o alívio interno. Todavia, mesmo com esse procedimento, os agentes de cimentação não escoaram suficientemente para diminuir a linha de cimentação, o que de acordo com (WHITE *et al.*, 1994) seria devido ao alto conteúdo de carga, que aumenta a viscosidade e diminui o escoamento.

Os resultados do nosso trabalho estão de acordo com os de BESCHNIDT & STRUB (1999); ALKUMURU *et al.* (1992) e HUNG *et al.*, (1990) que também encontraram aumento da interface dente-restauração indireta após cimentação. Contudo, HOLMES *et al.*, 1987 encontraram menores valores de desajuste cervical para restaurações indiretas em cerâmica pura após cimentação aos verificados neste

estudo, embora naquele tenha sido utilizada resina sem carga para fixação das coroas. Dessa maneira poderíamos esperar que, independente do tipo de término cervical, do tamanho do preparo, da utilização de espaçador e da pressão para o assentamento, o escoamento de cimentos com carga sempre resultarão em desajustes superiores àqueles encontrados antes da cimentação. De acordo com a Tabela 3 e Figura 15 observou-se que o cimento resinoso promoveu desajuste cervical numericamente superior, porém sem diferença estatística significativa em relação ao cimento de ionômero de vidro. Esses resultados são diferentes dos de WHITE & KIPNIS (1993), que encontraram maior desajuste cervical para os cimentos resinosos em relação ao cimento de ionômero de vidro. WHITE & YU (1992) verificaram que a espessura da película promovida pelo cimento de ionômero de vidro entre duas placas de vidro era inferior ao cimento resinoso. Além disso, quando avaliada em dentina, a espessura do cimento de ionômero de vidro foi reduzida, enquanto a do cimento resinoso aumentou. WHITE *et al.* (1994) encontraram aumento de espessura de película para o cimento resinoso em relação ao cimento de ionômero de vidro, sob as mesmas condições de carga de assentamento. Os autores justificaram que o cimento resinoso, com alto conteúdo de carga, aumentava a viscosidade e diminuía o escoamento.

Todas as coroas fixadas com os diferentes agentes cimentantes resultaram em vedamento marginal deficiente. Contudo, considerações a respeito das propriedades dos cimentos utilizados neste estudo precisam ser feitas. Os cimentos resinosos possuem propriedades que são vantajosas na tentativa de compensar as desvantagens do vedamento marginal deficiente, uma vez que estes cimentos apresentam mínima solubilidade, resistência superior e excelente retenção quando

corretamente aplicados, (GORODOVSKY & ZIDAN, em 1992; WHITE *et al.*, 1994). Por outro lado, os cimentos resinosos são materiais que permitem adesão bacteriana em sua superfície, (ALENIK *et al.*, 1992; SVANBERG *et al.* 1990). KAWAI e TAKAOKA, 2001) encontraram 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 considerados. Assim, quanto maior a linha de cimento a base de resina, maior será a probabilidade de adesão bacteriana, o que poderá levar, ou não, a recidiva de cárie, bem como, inflamação gengival. Estudos *in vivo* fornecem evidência que maior discrepância marginal em restaurações indiretas se correlaciona com altos índices de placa e reduzidas condições periodontais, (JANENKO & SMALES, 1979; FELTON *et al.*, 1991; VAHIDI *et al.*, 1991).

Assim, o uso de restaurações estéticas indiretas não pode ser considerado em detrimento dos materiais restauradores metálicos em associação com cimentos convencionais. Também é necessário minimizar o desajuste cervical para os agentes de cimentação utilizados pois, as propriedades vantajosas de um material não sobrepõem a necessidade de uma restauração indireta bem adaptada.

## 7- CONCLUSÃO

Após realizarmos a análise dos resultados, pudemos emitir as seguintes conclusões:

1 – Os três sistemas cerâmicos (In Ceram, IPS Empress 2 e Cergogold) apresentaram valores de desajuste cervical após a cimentação estatisticamente superiores ao desajuste antes da cimentação, quando cimentados com os cimentos de ionômero de vidro e resinoso;

2 – O sistema IPS Empress 2 apresentou valores de desajuste cervical superior ao sistema Cergogold antes e após a cimentação; e,

3 – Para os três sistemas cerâmicos, nenhuma diferença estatística foi observada para o desajuste cervical quando cimentadas com cimento de ionômero de vidro e resinoso.



## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

1. ABBATE, M.F.; TJAN, A.H.L.; FOX, W.M. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.61, p.257, 1989.
2. ALKUMRU, H.N.; WILSON, H.J.; BOR, S. The fit of AllCeramic crown cemented with different luting agents. **J Marmara Univ Dent Fac**, Istanbul, v.1, p.198, 1992.
3. BATCHELOR, R.W.; DINSDALE, A. **Trans VIIIth Inter Ceram Congr**, London, p.31, 1960. *Apud* McLEAN, J.W.; HUGHES, T.H. *Op. cit.* Ref. 32.
4. BESCHNIDT, S.M.; STRUB, J.R. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mounth. **J Oral Rehabil**, Oxford, v.26, p.582-593, 1999.
5. BOWEN, R.L. Properties of a silica- reinforced polymer for dental restorations. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.66, n.1, p.57-64, Jan. 1963.
6. BRECKER, C.S. Porcelain baked to gold: a new medium in Prosthodontics. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.6, p.801-811, 1956.
7. BUONOCORE, M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filing materials to enamel surfaces. **J Dent Res**, Washington, v.34, n.6, p.849-853, June 1955.

---

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

8. CELIK, C.; GEMALMAZ, D. Comparison of marginal integrity of ceramic and composite veneer restorations luted with two different resin agents: An in vitro study. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.34, n.1, p.59-64, 2002.
9. CHAN, C. *et al.* Scanning electron microscopic studies of the marginal fit of three esthetic crowns. **Quintessence Int**, Berlin, v.20, n.3, p.189-193, 1989.
10. CHRISTENSEN, G.J. Marginal fit of gold inlay casting. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.16, n.2, p.297-305, Mar./Apr. 1966.
11. COUNCIL ON DENTAL MATERIALS AND DEVICES. Revised American Dental Association Specification n° 19 for non-aqueous, elastomeric dental impression materials. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.94, n.4, p.733-741, Apr. 1977.
12. DEDMON, H.W. The relationship between open margins and margin designs on full cast crowns made by commercial dental laboratories. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.53, n.4, p.463-465, 1985.
13. DONG, J.K. *et al.* Heat-pressed ceramics technology and strength. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.5, n.1, p.9-16, Jan./Feb. 1992.
14. DOYLE, M.G. *et al.* The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: part 2. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.3, n.3, p.241-248, May/June 1990.
15. FELTON, D.A. *et al.* Effect of *in vivo* crown margin discrepancies on periodontal health. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.65, n.3, p.357-364, Mar. 1991.
16. FERRARI, M. Cement thickness and microleakage under Dicor crowns: an in vivo investigation. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.4, p.126, 1991.

17. FUSAYAMA, T. *et al.* Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. **J Dent Res**, Washington, v.58, n.4, p.1364-1370, Apr. 1979.
18. FRIENDLANDER, L.D. *et al.* The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns part 1. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.3, n.2, p.159-168, Mar./Apr. 1990.
19. GORODOVSKY, S.; ZIDAN, O. Retentive strength, disintegration, and marginal quality of luting cements. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.68, n.2, p.269-274, Aug. 1992.
20. GREY, N.J.; PIDDOCK, V.; WILSON, M.A. In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system. **J Dent**, Oxford, v.21, p.47, 1993.
21. GROTEN, M.; GIRTHOFER, S.; PROBSTER, L. Marginal fit consistency of copy-milled all ceramic crown during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. **J Oral Rehabil**, Oxford, v.24, n.12, p.871-881, 1997.
22. HILGERT, E. **Avaliação da adaptação marginal de copings cerâmicos em função do término cervical e tratamento das superfícies internas.** São José dos Campos, 2002. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista.
23. HOLMES, J.R.; BAYNE, S.C.; SULIK, W.D. Marginal fit of a castable ceramic (Dicor) crowns. **J Dent Res**, Washington, v.66, p.283, 1987. Abstract, 1413.

24. HUNG, S.H. *et al.* Marginal fit of porcelain fused-to-metal and two types of ceramic crown. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.1, n.63, p.26-31, 1990.
25. JANENKO, C.; SMALES, R.J. Anterior crowns and gingival health. **Aust Dent J**, Sydney, v.24, n.4, p.225-230, 1979.
26. JONES, D.W. Development of dental ceramics. An historical perspective. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v.29, n.4, p.621-645, Oct. 1985.
27. KAWAI, K.; TAKAOKA, T. Inhibition of bacterial and glucan adherence to various light cured fluoride-releasing restorative materials. **J Dent**, Oxford, v.29, n.2, p.119-122, 2001.
28. LEHMANN, M.L.; HAMPSON, E.L. A study of strain patterns in jacket crowns on anterior teeth resulting from different tooth preparations. **Br Dent J**, London, v.113, n.10, p.337-345, Nov. 1962.
29. LUDWIG, K. Studies on the ultimate strength of all-ceramic crowns. **Dent Labor**, Munchen, v.91, n.5, p.647-651, 1991.
30. MAY, K.B. *et al.* Precision of fit: The Procera AllCeram crown. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.80, n.4, p.394-404, 1998.
31. McLEAN, J.W. The science and art of dental ceramics. **Oper Dent**, Seattle, v.16, n.4, p.149-156, July/Aug. 1991.
32. McLEAN, J.W.; HUGHES, T.H. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. **Br Dent J**, London, v.119, n.6, p.251-267, 1965.
33. MILAN, F.M. **Influência de fontes de calor de fundição, configurações marginais e alívio interno, na adaptação cervical e interna de coroas totais metálicas.** Piracicaba, 1999. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

34. NAKABAYASHI, N.; KOJIMA, K.; MASUHARA, E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. **J Biomed Mater Res**, New York, v.16, n.2, p.265-273, Apr. 1982.
35. OILO, G. Adaptation of luting cement to enamel, dentin and restorative material. **Acta Odontol Scand**, Oslo, v.36, n.3, p.149-156, 1978.
36. PALENIK, C.J. *et al.* Inhibition of microbial adherence and growth by various glass ionomer in vitro. **Dent Mater**, Oxford, v.8, p.16-20, 1992.
37. PANZERA, C. **OPC™ The new and improved pressable ceramic.** Brochure: Jeneric Pentron, 1997.
38. PERA, P. *et al.* In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.72, n.6, p. 585-590, 1994.
39. PETTROW, J.N. Practical factors in building and firing characteristics of dental porcelain. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.11, n.2, p.334-344, Mar./Apr. 1961.
40. PRÖBSTER, L. *et al.* In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. **J Oral Rehabil**, Oxford, v.24, n.9, p.636-645, 1997.
41. RILEY, E.J. Ceramo-metal restoration. State of the science. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v.21, n.4, p.669-682, Oct. 1977.
42. RINKE, S.; HÜLS, A.; JAHN, L. Marginal Accuracy and fracture Strength of Conventional and Copy-Milled All-Ceramic Crowns. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.8, n.4, p.303-310, 1995.
43. SEGHI, R.R. *et al.* Flexural strength of new ceramic materials. **J Dent Res**, Washington, v.69, Special Issue, p.299, Jan. 1990. Abstract, 1521.
44. SHEETS, C.G. The periodontal-restorative interface: enhancement through magnification. **Pract Periodontics Aesthet Dent**, New York,

v.11, n.8, p.925-931, 1999.

45. SJÖGREN, G. Marginal and internal fit of four different types of ceramic inlays after luting: an in vitro study. **Acta Odontol Scand**, Oslo, v.53, p.24-28, 1995.
46. SULAIMAN, F. *et al.* A comparison of the marginal fit on In-Ceram, IPS Empress and Procera crowns. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.10, n.5, p.478-484, 1997.
47. SVANBERG, M.; MJOR, J.A.; ØRSTAVIK, D. Mutans streptococci in plaque from margins of amalgam, composite and glass ionomer restorations. **J Dent Res**, Washington, v.69, p.861-864, 1990.
48. TJAN, A.H.L. *et al.* Marginal accuracy of complete crowns made from alternative casting alloys. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.66, n.2, p.157-164, Aug. 1991.
49. VAHIDI, F.; EGLOFF, E.T.; PANNO, F.V. Evaluation of marginal adaptation of All-ceramic crowns and metal ceramic crowns. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.66, n.4, p.426-431, 1991.
50. VALDERHAUG, J.; BIRKELAND, J.M. Periodontal conditions in patients 5 years following insertion of fixed prostheses. **J Oral Rehabil**, Oxford, v.3, p.137, 1976.
51. van DIKEN, J.W.V.; ÖRMIN, A.; OLOFSSON, A. L. Clinical performance of pressed ceramic inlay luted with resin-modified glass ionomer and autopolimerizing resin composite cements. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.82, n.5, p.529-535, 1999.
52. van MEERBEEK B. *et al.* Marginal adaptation of four tooth-colored inlay systems *in vitro*. **J Dent**, Oxford, v.20, n.1, p.18-26, 1992.
53. WHITE, S.N.; INGLES, S.; KIPNIS, V. Influence of marginal opening on

micro leakage of cemented artificial crowns. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.71, n.3, p.257-264, 1994.

54. WHITE, S.N.; FURUICHI, R.; KYOMEN, S.M. Microleakage through dentin after crown cementation. **J Endod**, Chicago, v.21, n.1, p.9-12, 1995.
55. WHITE, S.N.; YU, Z. The effect of adhesive luting agent-dentin surface interactions on film thickness. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.68, n.1, p.49-52, 1992.
56. WHITE, S.N.; YU, Z.; KIPNIS, V. Effect of seating force on film thickness of new adhesive luting agents. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.68, n.3, p.476-481, 1992.



## APÊNDICE

Tabela 4 - Quadro da Análise de Variância.

Causas da Variação	G.L	S.Q	Q.M	Valor F	Prob.>F
Cerâmica	2	60,9506255	30,4753127	11,5146	0,00010
Tempo	1	143,7820721	143,7820721	54,3255	0,00001
Cimento	1	0,0472344	0,0472344	0,0178	0,88909
Cer*Tempo	2	0,1552177	0,0776089	0,0293	0,97164
Cer*Cim	2	3,3721467	1,6860734	0,6371	0,53497
Tempo*Cim	1	0,5912828	0,5912828	0,2234	0,64234
Cer*Tem*Cim	2	7,938332	3,9691671	1,4997	0,22458
Resíduo	168	444,6419159	2,6466781		
<b>TOTAL</b>	<b>179</b>	<b>661,4788293</b>			

Média Geral= 9,862469

Coefficiente de variação= 16,495%

Tabela 5 - Teste de Tukey para médias de cerâmica.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Empress2	60	112,905217	112,905217	a	A
2	1	In Ceram	60	95,011403	95,011403	b	B
3	3	Cergogold	60	84,903566	84,903566	b	B

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

D.M.S 5%= 0,70065

D.M.S 1%= 0,87405

Tabela 6 - Teste de Tukey para médias de cerâmica - dentro de antes do fator tempo.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Empress2	30	95,117276	95,117276	a	A
2	1	In Ceram	30	78,751587	78,751587	ab	AB
3	3	Cergogold	30	68,543594	68,543594	b	B

Tabela 7 - Teste de Tukey para médias de cerâmica - dentro de após do fator tempo.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Empress2	30	132,216989	132,216989	a	A
2	1	In Ceram	30	112,796072	112,796072	ab	AB
3	3	Cergogold	30	103,012764	103,012764	b	B

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

D.M.S 5%= 0,99087

M.S 1%= 1,23609

Tabela 8 - Teste de Tukey para médias de cerâmica - dentro do resinoso do fator cimento.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Empress2	30	115,413902	115,413902	a	A
2	1	In Ceram	30	97,141734	97,141734	ab	AB
3	3	Cergogold	30	88,200398	88,200398	b	B

Tabela 9 - Teste de Tukey para médias de cerâmica - dentro do ionômero do fator cimento.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Empress2	30	110,424097	110,424097	a	A
2	1	In Ceram	30	92,904692	92,904692	ab	A
3	3	Cergogold	30	81,669530	81,669530	b	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.  
D.M.S 5%= 0,99087  
M.S 1%= 1,23609

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

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Empress2	15	95,056053	95,056053	a	A
2	1	In Ceram	15	75,792838	75,792838	ab	A
3	3	Cergogold	15	69,348263	69,348263	b	A

Tabela 11 - Teste de Tukey para médias de cerâmica - dentro de antes do fator tempo e resinoso do fator cimento.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Empress2	15	95,178519	95,178519	a	A
2	1	In Ceram	15	78,766987	78,766987	ab	A
3	3	Cergogold	15	69,743622	69,743622	b	A

Tabela 12 - Teste de Tukey para médias de cerâmica - dentro de após do fator tempo e ionômero do fator cimento.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Empress2	15	126,801703	126,801703	a	A
2	1	In Ceram	15	111,352245	111,352245	ab	A
3	3	Cergogold	15	94,997745	94,997745	b	A

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

D.M.S 5%= 1,40130

M.S 1%= 1,74810

Tabela 13 - Teste de Tukey para médias de cerâmica - dentro de após do fator tempo e resinoso do fator cimento.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Empress2	15	137,745505	137,745505	a	A
2	1	In Ceram	15	121,136285	121,136285	ab	A
3	3	Cergogold	15	104,753301	104,753301	b	A

Tabela 14 - Teste de Tukey para médias de tempo.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Após	90	115,696086	115,696086	a	A
2	1	Antes	90	80,437721	80,437721	b	B

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

D.M.S 5%= 0,47769

D.M.S 1%= 0,62956

Tabela 15 - Teste de Tukey para médias de tempo dentro do In Ceram do fator cerâmica.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Após	30	112,796072	112,796072	a	A
2	1	Antes	30	78,751587	78,751587	b	B

Tabela 16 - Teste de Tukey para médias de tempo dentro do Empress 2 do fator cerâmica.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Após	30	132,216989	132,216989	a	A
2	1	Antes	30	95,117276	95,117276	b	B

Tabela 17 - Teste de Tukey para médias de tempo dentro do Cergogold do fator cerâmica.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Antes	30	103,012764	103,012764	a	A
2	1	Após	30	68,543594	68,543594	b	B

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

D.M.S 5%= 0,82739

D.M.S 1%= 1,0943

Tabela 18 - Teste de Tukey para médias de tempo dentro de ionômero do fator cimento.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Após	45	117,284386	117,284386	a	A
2	1	Antes	45	79,704054	79,704054	b	B

Tabela 19 - Teste de Tukey para médias de tempo dentro de resinoso do fator cimento.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Após	45	114,118614	114,118614	a	A
2	1	Antes	45	81,174749	81,174749	b	B

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

D.M.S 5%= 0,67556

D.M.S 1%= 0,89033

Tabela 20 - Teste de Tukey para médias de tempo dentro de In Ceram do fator cerâmica e ionômero do fator cimento.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Após	15	111,352245	111,352245	a	A
2	1	Antes	15	75,792838	75,792838	b	B

Tabela 21 - Teste de Tukey para médias de tempo dentro de In Ceram do fator cerâmica e resinoso do fator cimento.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Após	15	121,136285	121,136285	a	A
2	1	Antes	15	78,766987	78,766987	b	A

Tabela 22 - Teste de Tukey para médias de tempo dentro de Empres 2 do fator cerâmica e ionômero do fator cimento.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Após	15	126,801703	126,801703	a	A
2	1	Antes	15	95,056053	95,056053	b	B

Tabela 23 - Teste de Tukey para médias de tempo dentro de Empres 2 do fator cerâmica e resinoso do fator cimento.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Após	15	137,745505	137,745505	A	A
2	1	Antes	15	95,178519	95,178519	B	A

Tabela 24 - Teste de Tukey para médias de tempo dentro de Cergogold do fator cerâmica e ionômero do fator cimento.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Após	15	94,997745	94,997745	a	A
2	1	Antes	15	69,348263	69,348263	b	A

Tabela 25 - Teste de Tukey para médias de Tempo dentro de Cergogold do fator cerâmica e resinoso do fator cimento.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Após	15	104,753301	104,753301	a	A
2	1	Antes	15	69,743622	69,743622	b	B

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

D.M.S 5%= 1,17010

D.M.S 1%= 1,54210

Tabela 26 - Teste de Tukey para médias de cimento.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Ionômero	90	97,589744	97,589744	a	A
2	2	Resinoso	90	96,947009	96,947009	a	A

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

D.M.S 5%= 0,47769

D.M.S 1%= 0,62956

Tabela 27 - Teste de Tukey para médias de cimento dentro de In Ceram do fator cerâmica.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Ionômero	30	97,141739	97,141739	a	A
2	2	Resinoso	30	92,904692	92,904692	a	A

Tabela 28- Teste de Tukey para médias de cimento dentro de Empres do fator cerâmica.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Ionômero	30	115,413902	115,413902	a	A
2	2	Resinoso	30	110,424097	110,424097	a	A

Tabela 29- Teste de Tukey para médias de cimento dentro de Cergogold do fator cerâmica.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Resinoso	30	88,200398	88,200398	a	A
2	1	Ionômero	30	81,669530	81,669530	a	A

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

D.M.S 5%= 0,82734

D.M.S 1%= 1,09043

Tabela 30- 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	Resinoso	45	81,174749	81,174749	a	A
2	1	Ionômero	45	79,704054	79,704054	a	A

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	1	Ionômero	45	117,284386	117,284386	a	A
2	2	Resinoso	45	114,118614	114,118614	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.  
D.M.S 5%= 0,67556  
D.M.S 1%= 0,89033

Tabela 32- Teste de Tukey para médias de cimento dentro de In Ceram do fator cerâmica 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- Teste de Tukey para Médias de cimento dentro de In Ceram do fator cerâmica e após do fator tempo.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Resinoso	15	121,136285	121,136285	a	A
2	2	Ionômero	15	111,753301	111,753301	a	A

Tabela 34- Teste de Tukey para médias de cimento dentro de Empres 2 do fator cerâmica e antes do fator tempo.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Resinoso	15	95,178519	95,178519	a	A
2	1	Ionômero	15	95,056053	95,056053	a	A

Tabela 35- Teste de Tukey para médias de cimento dentro de Empres 2 do fator cerâmica e após o fator tempo.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Resinoso	15	137,745505	137,745505	a	A
2	2	Ionômero	15	126,801703	126,801703	a	A

Tabela 36- Teste de Tukey para médias de cimento dentro de Cergogold do fator cerâmica e antes do fator tempo.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Resinoso	15	69,74558	69,74558	a	A
2	2	Ionômero	15	69,35339	69,35339	a	A

Tabela 37- Teste de Tukey para médias de cimento dentro de Cergogold do fator cerâmica e após o fator tempo.

Num.Ordem	Num.Trat	Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Resinoso	15	104,753301	104,753301	a	A
2	1	Ionômero	15	94,997745	94,997745	a	A

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

D.M.S 5%= 1,17010

D.M.S 1%= 1,54210

Tabela 38 – Valores individuais do desajuste cervical das cerâmicas In Ceram, Empress 2 e Cergogold antes da cimentação.

Amostras	Desajuste cervical		
	In Ceram	Empress 2	Cergogold
1	77,4375	104,2917	54,6590
2	70,83333	129,6042	67,0681
3	57,3958	88,6458	76,0454
4	95,7708	125,9167	71,4318
5	111,3542	136,7917	80,6136
6	93,9166	62,8541	58,3636
7	114,7292	117,3542	64,5227
8	61,2708	70,0625	82,8636
9	66,5416	110,6875	84,7500
10	114,7500	96,2916	68,4545
11	74,2916	61,9166	74,3863
12	57,9166	71,9791	62,7954
13	60,8333	81,9583	64,0454
14	72,1250	85,6250	83,4090
15	73,6666	104,5208	77,3636
16	64,9583	116,4375	74,0625
17	86,9583	56,6666	66,0416
18	75,7291	106,5417	78,3958
19	86,9375	126,8333	51,0208
20	108,9792	82,0416	66,3125
21	82,3333	121,6458	53,3333
22	93,1875	97,5208	74,0416
23	59,3333	93,6458	81,4791
24	81,5000	124,0417	87,3542
25	52,0416	85,0000	52,6458
26	79,4583	88,1041	58,3333
27	115,0208	93,6041	71,7291
28	57,0467	76,3750	70,2500
29	75,4583	64,7708	67,8541
30	83,3958	95,0625	72,9166

Tabela 40 – Valores individuais do desajuste cervical das cerâmicas In Ceram, Empress 2 e Cergogold após cimentação com cimento de resinoso.

Amostras	Desajuste cervical		
	In Ceram	Empress 2	Cergogold
1	148,4167	142,6458	94,4791
2	114,8542	149,6042	84,0625
3	108,0833	134,8125	118,0000
4	125,7708	148,1667	125,5000
5	131,3542	146,7917	81,0208
6	93,9166	133,0000	106,3542
7	124,7292	127,3542	108,3542
8	123,1875	127,2917	104,0416
9	131,5833	120,2708	109,7083
10	134,7500	155,4325	127,6250
11	129,9167	132,8750	82,6458
12	116,6458	128,2292	97,8333
13	117,1667	143,9375	114,8542
14	104,7292	129,5417	90,2500
15	126,4325	156,2083	106,8750

Tabela 41 - Valores individuais do desajuste cervical das cerâmicas In Ceram, Empress 2 e Cergogold após cimentação com cimento de ionômero de vidro.

Amostras	Desajuste cervical		
	In Ceram	Empress 2	Cergogold
1	123,0833	135,7500	100,6458
2	135,7917	120,8333	110,375
3	92,1708	139,4167	104,7708
4	137,8750	142,2708	108,2292
5	93,3333	122,0416	96,5833
6	100,5625	124,3750	77,58333
7	113,1875	119,6083	112,4375
8	130,9792	121,0625	82,91667
9	90,5208	130,4325	85,2917
10	129,2708	137,2500	108,1875
11	100,0833	128,8542	95,35417
12	131,0000	135,3750	95,4583
13	122,7292	107,8958	74,89583
14	92,0833	123,9583	82,1875
15	90,8958	127,3333	105,6875