

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

**DEBORAH PACHECO LAMEIRA**

**AVALIAÇÃO DA DISCREPÂNCIA MARGINAL VERTICAL  
DE *COPINGS* DE ZIRCÔNIA, ANTES E APÓS A  
CIMENTAÇÃO**

Dissertação de Mestrado apresentada à  
Faculdade de Odontologia de Piracicaba,  
da UNICAMP para obtenção do Título de  
Mestre em Clínica Odontológica, na área  
de Prótese Dental.

**ORIENTADOR: Prof. Dr. Wilkens Aurélio Buarque e Silva**

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO  
DEFENDIDA PELO ALUNO, E ORIENTADA PELO PROF.DR.

---

Assinatura do Orientador

**PIRACICABA  
2011**

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR  
GARDÊNIA BENOSSI – CRB8/8644 - BIBLIOTECA DA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

L181a      Lameira, Deborah Pacheco, 1982-  
Avaliação da discrepância marginal vertical de copings de  
zircônia, antes e após a cimentação / Deborah Pacheco Lameira -  
- Piracicaba, SP : [s.n.], 2011.

Orientador: Wilkens Aurelio Buarque e Silva.  
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas,  
Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Cerâmica. 2. Prótese dentária. 3. Cimentos dentários. I.  
Silva, Wilkens Aurelio Buarque e. II. Universidade Estadual de  
Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para a Biblioteca Digital

**Título em Inglês:** Evaluation of vertical marginal discrepancy of zirconia  
copings, before and after cementation

**Palavras-chave em Inglês:**

Ceramic

Dental prosthesis

Dental cements

**Área de concentração:** Prótese dental

**Titulação:** Mestre em Clínica Odontológica

**Banca examinadora:**

Wilkens Aurélio Buarque e Silva [Orientador]

Milene de Oliveira

Guilherme da Gama Ramos

**Data da defesa:** 15-12-2011

**Programa de Pós-Graduação:** Clínica Odontológica



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS**  
**Faculdade de Odontologia de Piracicaba**

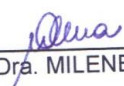


A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 15 de Dezembro de 2011, considerou a candidata DEBORAH PACHECO LAMEIRA aprovada.



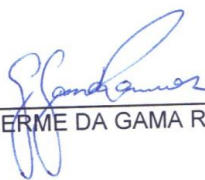
---

Prof. Dr. WILKENS AURELIO BUARQUE E SILVA



---

Profa. Dra. MILENE DE OLIVEIRA



---

Prof. Dr. GUILHERME DA GAMA RAMOS

## **DEDICATÓRIA**

Ao meu pai Aladim e minha mãe Vera, pelos ensinamentos durante toda minha vida e pelo apoio incondicional para realizar todos meus projetos.

Ao meu irmão Júnior, meu grande amigo e companheiro de todas as horas.

Ao meu noivo Leonardo, que participou diretamente na realização deste projeto. Pelo incentivo e dedicação durante a realização deste trabalho.



## **AGRADECIMENTOS**

À Universidade Estadual de Campinas, por meio de seu Reitor, Fernando Ferreira Costa.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba (FOP), por meio de seu diretor Prof. Dr. Jacks Jorge Junior.

Ao Prof. Dr. Wilkens Aurélio Buarque e Silva pelos ensinamentos durante minha pós-graduação e pela orientação neste trabalho.

Ao Prof. Dr. Frederico Andrade e Silva, pelas oportunidades concedidas e pela preocupação com minha formação profissional.

À Profa. Dra. Lígia Luzia Buarque e Silva, pelo auxílio na realização deste projeto.

À Talmax pela confecção dos *copings* realizados no Centro de Treinamento e Pesquisa Talmax (CTP – Talmax), o qual é credenciado pelo sistema Zirkonzahn®.

Ao Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques e ao Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita pela permissão ao uso do microscópio.

À Área de Materiais Dentários, pelo uso do laboratório.

A todos os funcionários da FOP, pela atenção a mim dispensada.

A todos os colegas de pós-graduação, pela amizade e companheirismo.

A todos meus amigos e familiares, que torcem pelo meu sucesso.

"A felicidade às vezes é uma bênção, mas geralmente é uma conquista. "

(Paulo Coelho).

## RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a discrepância marginal vertical de *copings* zircônia, Zirkonzahn® CAD/CAM (*Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing*). Foram confeccionados 30 *copings* de zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio (Y-TZP) do sistema CAD/CAM e 30 *copings* metálicos (grupo controle). Os *copings* foram cimentados com dois tipos de cimento: fosfato de zinco (SS White®) e cimento resinoso (Rely X ARC®, 3M™ ESPE™), constituindo dois subgrupos de 15 unidades cada. O desajuste marginal foi mensurado antes e após a cimentação com auxílio de um microscópio comparador 3D computadorizado em aumento de 120 vezes. Os dados foram submetidos à análise de variância e ao teste t de Student com nível de significância de 5%. Os resultados mostram que antes da cimentação os *copings* de zircônia apresentaram média de desajuste marginal maior do que o grupo controle. Após a cimentação, a média de desajuste dos *copings* de zircônia (89,71 µm) foi maior do que a do grupo controle (40,04 µm) quando cimentados com cimento de fosfato de zinco, porém não houve diferenças significativas entre os dois materiais quando cimentados com cimento resinoso (metal: 48,88 µm e zircônia: 47,62 µm). Quando comparados os cimentos estudados, não houve diferença significativa de desajuste entre os dois cimentos para o grupo controle (fosfato de zinco: 40,04 µm e resinoso: 48,88 µm), enquanto que para os *copings* de zircônia o desajuste marginal dos cimentados com cimento de fosfato de zinco (89,71 µm) foi maior do que os cimentados com cimento resinoso (47,62 µm). Os resultados sugerem que o cimento resinoso é mais indicado para cimentação dos *copings* de zircônia, pois apresentou menor desajuste vertical quando comparado com cimento de fosfato de zinco.

**Palavras-Chave:** Cerâmicas, Prótese Dentária, Cimentos Dentários.

## **ABSTRACT**

The aim of this study was to evaluate the marginal vertical discrepancy of zirconia copings, Zirkonzahn ® CAD / CAM (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing). Thirty copings of (Y-TZP) yttrium tetragonal zirconia polycrystalline were fabricated by the CAD / CAM system and thirty metal copings served as control group. The copings were cemented with zinc phosphate (SS White ®) and resin cement (Rely X ARC ®, 3M™ ESPE™), and assigned four groups of 15 units each. The marginal misfit was measured before and after cementation with a computerized microscope at a magnification of 120 X. Data were submitted to ANOVA and Student's t-test at a significance level of 5%. Before the cementation, the marginal discrepancy found for zirconia copings was greater than that observed for the control. After the cementation with zinc phosphate the marginal gap of zirconia copings (89.71 µm) was larger than that found for the control (40.04 µm). No significant difference was found in marginal discrepancy between the systems after cementation with resin cement (metal: 48.88 µm and zirconia: 47.62 µm). When the two cements are compared, there was no difference in the marginal discrepancy for the control (zinc phosphate: 40.04 µm and resin cement: 48.88 µm). However, for the zirconia copings, the marginal discrepancy was greater when cemented with zinc phosphate (89.71 µm) than when cemented with resin cement (47.62 µm). The results suggest that the resin cement is more suitable for cementation of zirconia copings, as presented lower marginal vertical discrepancy than zinc phosphate cement.

**Keywords:** Ceramics, Dental Prosthesis, Dental Cements.

## SUMÁRIO

|                                                                              |    |
|------------------------------------------------------------------------------|----|
| 1. INTRODUÇÃO                                                                | 1  |
| 2. REVISÃO DE LITERATURA                                                     | 5  |
| 3. PROPOSIÇÃO                                                                | 27 |
| 4. MATERIAIS E MÉTODOS                                                       | 28 |
| 4.1. Dentes utilizados                                                       | 28 |
| 4.2. Fixação dos dentes em resina acrílica ativada quimicamente              | 29 |
| 4.3. Confecção dos preparos e obtenção dos corpos de prova                   | 32 |
| 4.4. Moldagem e obtenção dos troqueis                                        | 35 |
| 4.5. Confecção dos copings em zircônia com o sistema Zirkonzahn®<br>CAD/CAM. | 39 |
| 4.6. Confecção dos copings de metal.                                         | 43 |
| 4.7. Mensuração do desajuste marginal antes da cimentação.                   | 44 |
| 4.8. Cimentação dos <i>copings</i> .                                         | 46 |
| 4.9. Mensuração do desajuste marginal após a cimentação.                     | 49 |
| 4.10. Análise estatística.                                                   | 49 |
| 5. RESULTADOS                                                                | 50 |
| 6. DISCUSSÃO                                                                 | 55 |
| 7. CONCLUSÃO                                                                 | 59 |
| REFERÊNCIAS                                                                  | 60 |

## 1. INTRODUÇÃO

O tratamento odontológico reabilitador tem buscado obter melhores soluções protéticas com a utilização de materiais restauradores que apresentem propriedades biológicas, físicas e mecânicas adequadas, além da estética compatível com a dos dentes naturais. Como consequência, a odontologia restauradora passou por uma evolução tecnológica que possibilitou aos cirurgiões dentistas opções de alta eficiência, sob o ponto de vista biológico, funcional e estético.

As cerâmicas odontológicas apresentam inúmeras características favoráveis, incluindo biocompatibilidade, baixa condutividade térmica e elétrica, alta resistência à compressão e excelente potencial para simular a aparência dos dentes naturais. Porém sua composição inicial, representada pelas porcelanas feldspáticas, apresentava baixa resistência à tração e à fratura, fazendo com que houvesse a necessidade de um reforço metálico (Rosemblum & Schulman, 1997; Chain, 2000). Com isso, foram introduzidas no mercado da odontologia as próteses metalocerâmicas, que possuem alta resistência, entretanto apresentam as propriedades de luminosidade e transmissão de luz através da prótese completamente diferente daquelas apresentadas pelos dentes naturais (Fradeani & Aquilano, 1997).

Com o objetivo de se obter um melhor desempenho mecânico das cerâmicas feldspáticas foram desenvolvidos sistemas cerâmicos livres de metal com a incorporação de óxidos em sua composição, como o óxido de alumínio ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) e de zircônio ( $\text{ZrO}_2$ ) (Kina, 2005). Atualmente diferentes tipos de cerâmicas livres de metal apresentam valores de resistência à fratura superiores as porcelanas convencionais.

As cerâmicas livres de metal se apresentam em diversas formas de acordo com o método de processamento. Podem se apresentar como na forma de pó e líquido para serem condensadas, em forma de pastilhas para serem injetadas e prensadas ou na forma de blocos para serem usinados (Parreira & Santos 2005). Sendo as cerâmicas prensadas e a forma de pó e líquido, são as mais utilizadas devido à facilidade de confecção. No entanto apesar de sua simplicidade, estas

técnicas envolvem várias etapas laboratoriais que podem levar a imprecisões inevitáveis durante o processamento da restauração (Beuer, 2008).

Atualmente a odontologia restauradora dispõe do método de processamento CAD/CAM (*computer-aided design / computer-aided manufacturing*), onde o desenho e a confecção da restauração são realizados com o auxílio de um programa de computador (Hilgert, 2009). Este sistema se baseia em três componentes fundamentais: sistema de leitura da preparação dentária (*scanning*), software de desenho da restauração protética (*CAD*) e sistema de fresagem da estrutura protética (*CAM* ou *milling*) (Correia 2006). Esta tecnologia apresenta como principais vantagens, a redução do tempo necessário para produção das restaurações, eliminação de etapas, aumento da qualidade pela utilização de técnicas menos sujeitas a erros humanos de manuseio dos materiais. Outra vantagem desta técnica é permitir a fabricação de restaurações cerâmicas de alta resistência como as de zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio Y-TZP (*yttrium stabilized tetragonal zirconia polycrystal*), cujo material tem o potencial de permitir a construção de próteses fixas em setores de altas tensões, como em regiões posteriores que exigem maior carga mastigatória (Raigrodski, 2004; McLaren & Giordano, 2005).

Diferente das cerâmicas convencionais, a zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio Y-TZP é um material cerâmico com propriedades mecânicas superiores as demais cerâmicas odontológicas, apresenta em média tensão flexural de 900 a 1400 MPa (Denry & Kelly, 2008). Ela se distingue das demais cerâmicas por possuir um mecanismo de inibição da fratura. Quando uma fratura começa a se propagar na estrutura da cerâmica, os cristais tetragonais metaestáveis próximos à ponta da fratura se transformam na fase monocíclica estável, e esta transformação acarreta numa expansão volumétrica de 3-4% em volume, a qual induz tensões de compressão que irão se opor à rachadura e dificultar sua propagação (Piconi & Maccauro, 1999; Bona, 2009).

A zircônia Y-TZP, durante o processo de confecção de restaurações, pode ser fresada de duas formas, em blocos totalmente sinterizados ou parcialmente

sinterizados. Os blocos de zircônia totalmente sinterizada são altamente rígidos e não necessitam de nenhum tratamento subsequente a fresagem. Já os blocos de zircônia parcialmente sinterizada passam por um processo de fresagem em uma dimensão maior do que a restauração final, para compensar a contração deste material de aproximadamente 25% quando completa sua sinterização no forno em torno de 6 a 8 horas. (Denry & Kelly, 2008; Abduo, 2010). Esta forma de processamento se tornou mais popular entre os sistemas CAD/CAM, devido sua facilidade de fresagem e maior custo benefício. Porém a quantidade de contração do material durante a sinterização é um desafio ao programa de computador do sistema, onde uma estrutura deve ser usinada precisamente num tamanho maior para compensar o processo de sinterização.

Mesmo com a utilização de tecnologias avançadas, outras etapas são introduzidas na produção, como a digitalização do preparo, planejamento e fresagem, que podem resultar em imprecisões na adaptação marginal das restaurações protéticas (Kuni 2007). A adaptação marginal é um dos principais requisitos na longevidade de uma restauração protética. Quanto melhor a acuidade marginal menor será a espessura da linha de cimentação e retenção de placa bacteriana, principalmente em preparos subgengivais (Sorensen, 1986; Felton, 1991). Além disso, a adaptação ideal proporciona um melhor comportamento mecânico das restaurações livres de metal, melhorando sua resistência e retenção (Tuntiprawon, 1995).

A adaptação marginal de uma restauração depende um conjunto de fatores, como a técnica de preparo dos dentes, moldagem, procedimentos laboratoriais e cimentação (Parreira & Santos 2005).

A escolha do agente cimentante pode influenciar na longevidade da restauração, pois além de manter sua retenção, o cimento deve selar de maneira eficiente a interface entre o dente e a restauração. Dentre os vários cimentos utilizados na odontologia, estes podem ser divididos entre cimentos a base de água como o cimento de fosfato de zinco e os cimentos polimerizáveis, como o cimento resinoso. O cimento de fosfato de zinco é o mais antigo dos agentes cimentantes,



com longo tempo de vida clínica e é considerado como padrão para que novos sistemas possam ser comparados. Este cimento tem demonstrado sucesso clínico associado a restaurações metálicas, metalocerâmicas e restaurações livres de metal de cerâmicas reforçadas. Os cimentos resinosos tornaram-se atrativos para cimentação, devido às propriedades de adesão aos tecidos dentais e à restauração. Devido esta propriedade, o cimento resinoso passou a ser indicado para cimentação de restaurações livres de metal sem propriedades mecânicas de retenção. Com a introdução das cerâmicas de alta resistência a aplicação compulsiva da cimentação adesiva foi diminuída, pois este material não exige cimentação adesiva para se obter maior resistência como as porcelanas feldspáticas convencionais. (Shen, 2005; Edelhoff & Ozcan, 2007).

A longevidade de restaurações livres de metal depende de vários fatores como a escolha correta do material e do agente cimentante. Frente ao aumento do desenvolvimento de sistemas CAD/CAM no mercado da odontologia, torna-se importante investigar a adaptação marginal de *copings* em zircônia Y-TZP confeccionados pelo sistema Zirkonzahn®, antes e após a cimentação, com duas técnicas de cimentação diferentes.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

McLean & Von Fraunhofer (1971) em um estudo *in vivo* estimaram a espessura da película de cimento em restaurações *inlays* e coroas totais em ouro, metalocerâmicas e facetas laminadas. Todos os preparos foram confeccionados pelos autores em clínica privada e as restaurações foram confeccionadas em modelos de gesso feitos a partir de moldes de polissulfeto. Todas as restaurações de metal foram posicionadas sobre os respectivos dentes preparados *in vivo* e em seguida foram feitas radiografias para verificar a adaptação antes da cimentação. Em seguida foi inserida uma camada de elastômero (Impregum) sobre a superfície interna das restaurações, as quais foram assentadas nos dentes preparados sob firme pressão digital. As restaurações foram removidas cuidadosamente de forma que a película de elastômero ficasse intacta. A película foi então embebida em resina, obtendo-se um bloco que foi seccionado no sentido méso-distal. Em seguida a espessura das películas foi mensurada. Segundo os autores a discrepância marginal cervical encontrada neste estudo teve um intervalo de 10 a 160µm. Para os autores, um desajuste marginal maior de 160µm seria rejeitado pelo exame radiográfico adotado no estudo. Os autores concluíram que um desajuste marginal menor que 120µm é o ideal para que não ocorra dissolução do agente cimentante e consequente microinfiltração.

Segundo a especificação número 8 para cimento de fosfato de zinco, da American Dental Association (ADA) (1978), que serve de base para teste de especificações para outros cimentos, os cimentos odontológicos são divididos em duas classes de acordo com a espessura de película. Os cimentos do tipo I possuem espessura de película máxima de 25 µm, já os cimentos do tipo II tem espessura mínima maior que 25 µm e espessura máxima de 40 µm. O cimento de fosfato de zinco é classificado como cimento do tipo I, pois apresenta espessura máxima de película de 25 µm, possui um tempo de presa de 2,5 a 8 minutos e resistência à compressão mínima de 70 Mpa.

Holmes *et al.* (1989) relataram a variedade de terminologias e definições sobre adaptação marginal de uma restauração encontrada na literatura pode dificultar a comparação entre deferentes estudos. Portanto, sugeriram a padronização das terminologias de adaptação marginal e as técnicas utilizadas para a realização das medidas. Os autores descreveram várias medidas que podem ser feitas na superfície interna, na margem, ou na superfície externa do *coping*. A partir daí a nomenclatura sugerida foi definida como: desajuste interno (medida perpendicular entre superfície interna do *coping* e a parede axial do dente), desajuste marginal (mesma que a anterior, porém até margem do *coping*), discrepância marginal vertical (desadaptação vertical marginal paralela ao eixo de inserção do *coping*), discrepância marginal horizontal (desadaptação horizontal marginal perpendicular ao eixo de inserção do *coping*), sobrecontorno marginal (distância perpendicular da abertura marginal até a margem do *coping*), subcontorno marginal (distância perpendicular da abertura marginal até o ângulo cavo-superficial do dente), discrepância marginal absoluta (combinação angular da abertura marginal até o sobrecontorno ou subcontorno; caso eles não existam, torna-se igual à abertura marginal) e discrepância de assentamento (distância perpendicular ao trajeto de inserção do *coping*, medida através de pontos arbitrários na superfície externa do *coping* e do dente, afastados da margem). Para os autores, a melhor terminologia é a discrepância marginal absoluta, uma vez que esta será sempre a maior medida de erro marginal, refletindo toda a desadaptação naquele ponto.

Jacobs & Windeler (1991) investigaram o grau de solubilidade do cimento de fosfato de zinco e sua relação com a adaptação marginal. O estudo foi dividido em duas fases. Na primeira, foi avaliada a solubilidade do cimento de fosfato de zinco num ambiente estático (imersão das amostras em ácido lático), enquanto na segunda, em um ambiente dinâmico (imersão em ácido lático com ciclos de movimento). Os espécimes do estudo eram constituídos de dois discos de quartzo com o cimento interposto. Foram construídos trinta e dois espécimes, divididos em quatro grupos de oito, sendo cada um com uma abertura marginal

diferente (25µm, 50µm, 75µm e 150µm), para a primeira fase. Na segunda fase, cada grupo possuía cinco espécimes. As medidas foram realizadas, a partir de fotografias, através de um sistema de análise digital. Em ambas as fases, a solubilidade do cimento não foi estatisticamente diferente quando analisados os grupos com desadaptação marginal de 25µm, 50µm e 75µm. Já o grupo com *gap* de 150µm, para os dois estudo mostrou significante aumento de solubilidade do cimento. Os resultados das duas etapas não puderam ser comparados porque foram usadas diferentes metodologias para cada fase.

Segundo 3M Dental Products (1996) o cimento resinoso RelyX™ ARC apresenta espessura de película muito reduzida em comparação a outros cimentos como Panavia® 21, Variolink® II, C&B Metabond®. Apesar de não haver uma especificação para espessura máxima de película de cimentos resinosos, a proposta da ISO/DIS 4049 é que o limite máximo de espessura de película para cimento resinoso seria de 50 µm. Neste teste o cimento resinoso RelyX™ ARC apresentou espessura de película entre 10 e 15 µm, o cimento Panavia® 21 apresentou espessura entre 40 e 45 µm e o cimento C&B Metabond® apresentou espessura de 35 µm.

Beschnidt & Strub (1999) avaliaram a adaptação marginal de cinco sistemas de coroas totalmente cerâmicas (In-Ceram®, Empress® com pigmentação, Empress® com cerâmica de cobertura, Celay® coroas de cerâmica feldspática, e coroas de Celay In-Ceram®) antes e após ciclos de fadiga termomecânica. As coroas foram cimentadas de forma adesiva em incisivos superiores naturais extraídos, preparados com ombro em 90°. Os resultados foram comparados com os de coroas metalocerâmicas cimentadas com cimento de fosfato de zinco, como grupo controle. A análise de desajuste marginal mostrou diferenças significativas ( $p<0.001$ ) entre os grupos. As coroas de Empress® com técnica de pigmentação apresentaram menor média de desajuste marginal antes da cimentação (47 µm), seguido das coroas de In-Ceram® (60 µm), Empress® com cerâmica de cobertura (62 µm), Celay In-Ceram® (78 µm), Celay® de cerâmica feldspática (99 µm). O grupo controle teve média de 64µm antes da

cimentação. A cimentação das coroas aumentou o desajuste marginal significativamente ( $p < 0.001$ ) e o grupo Celay In-Ceram® apresentou menor diferença na discrepância marginal causada pelo agente cimentante, já In-Ceram® teve maior discrepância após a cimentação. A simulação de envelhecimento durante a mastigação não teve influência significativa no desajuste marginal dos espécimes. Os autores concluíram que todas as cerâmicas avaliadas no estudo tiveram valores de adaptação marginal aceitáveis clinicamente.

Varjão *et al.* (2002) comparam a espessura de película de quatro cimentos resinosos, Enforce (Caulk/Dentsply), Nexus (Kerr), Rely X (3M do Brasil) e Panavia 21 (Kuraray). O método utilizado foi de acordo com a especificação número 8 da ADA para cimento de fosfato de zinco. Para análise estatística foi utilizado o teste Kruskal-Wallis ( $\alpha = 0.01$ ). As médias de espessura de película dos cimentos avaliados em ( $\mu\text{m}$ ) foi de: Enforce = 27.7; Nexus = 34.9; Rely X = 25.5 e Panavia 21 = 21.9. Não houve diferença significativa de espessura de película entre Enforce e Rely X. Os cimentos Panavia 21 e Rely X também não demonstraram diferença significativa. Panavia 21 demonstrou a menor espessura de película e cimento Nexus a maior.

Yeo *et al.* (2003) compararam *in vitro* o desajuste marginal de três sistemas de confecção de coroas totalmente cerâmicas (In-Ceram Celay, In-Ceram convencional, IPS Empress 2 com a técnica de estratificação) e um grupo controle composto de restaurações metalocerâmicas de NiCr. As coroas foram feitas para um incisivo central superior extraído e preparado com término em ombro e 6 graus de angulação das paredes axiais. Foram confeccionadas 30 coroas por sistema. O desajuste marginal das coroas foi avaliado através de um microscópio óptico com precisão de  $\pm 0,01\mu\text{m}$ . Foi utilizado o critério de  $120\mu\text{m}$  de desajuste máximo aceitável clinicamente. Os resultados apresentaram os valores de desajuste marginal de  $87 \pm 34 \mu\text{m}$  para o grupo controle,  $83 \pm 33 \mu\text{m}$  para Celay In-Ceram,  $112 \pm 55 \mu\text{m}$  para In-Ceram convencional, e  $46 \pm 16\mu\text{m}$  para IPS Empress 2 com técnica de estratificação. Quando comparados com o grupo controle, o grupo IPS Empress 2 teve o menor desajuste marginal ( $p < 0,05$ ), e o In-

Ceram convencional apresentou maior desajuste ( $P<0,05$ ). Não houve diferença significativa entre Celay In-Ceram e o grupo controle. Os autores concluíram mesmo com as limitações do estudo, que as discrepâncias marginais se apresentaram dentro do limite aceitável clinicamente de 120  $\mu\text{m}$ . No entanto, o sistema IPS Empress 2 teve desajuste marginal menor e mais homogêneo, enquanto que o In-Ceram convencional apresentou maior e mais variável quando comparados ao grupo controle.

Quintas *et al.* (2004) avaliaram *in vitro* o efeito de diferentes terminos, técnicas de confecção de restaurações cerâmicas, e agentes de cimentação em relação à adaptação marginal dos *copings*. Dois molares de aço foram preparados para coroa total com diferentes terminos (chanfro largo e ombro arredondado). Cada molar foi duplicado para a confecção de 90 *copings* resultando em de 180 *copings* divididos em 18 grupos ( $n=10$ ) de acordo com o tipo de término cervical, técnica de confecção do *coping* e agente de cimentação. Os agentes de cimentação testados foram fosfato de zinco, ionômero de vidro modificado por resina (Fuji Plus), e cimento resinoso (Panavia F). Foram marcados dois pontos pré-determinados para mensuração do desajuste vertical dos *copings* antes e após cimentação. O teste ANOVA foi utilizado para avaliar a influência de cada fator no desajuste vertical dos *copings*: 3 fatores entre *coping* (término – material do *coping*- agente de cimentação) e 1 fator interno *coping* (antes e após cimentação) ( $\alpha = 0,5$ ). Os resultados mostraram que o *coping* Procera apresentou menor valor de desajuste marginal antes e após cimentação (25/44  $\mu\text{m}$ ), quando comparado com Empress II (68/110  $\mu\text{m}$ ) e In-Ceram alumina (57/117  $\mu\text{m}$ ) independente do tipo de término e agentes de cimentação testados. Considerando cada fator separadamente, o sistema de confecção da cerâmica mostrou ser o fator mais importante testado para determinar o desajuste vertical dos *copings* cerâmicos, com menores valores para o sistema Procera.

Naert *et al.* (2005) fizeram dois estudos para avaliar a adaptação marginal do sistema Procera: um estudo *in vitro* (com 8 dentes humanos: 4 incisivos, 2 caninos e 2 pré-molares) e um estudo clínico (com 5 anos de

proservação) Para o estudo *in vitro* as avaliações de desajuste marginal foram avaliadas antes da cimentação (com *coping* posicionado no dente preparado e no modelo de gesso), e após a cimentação (após secção das coroas). Sendo que 4 *copings* foram cimentados com cimento de ionômero de vidro e 4 *copings* cimentados com cimento resinoso. Durante o estudo clínico foram instaladas 300 coras em 165 pacientes no período entre 1994 e 1998. Antes da cimentação foi observado: a integridade da margem, forma e estética de acordo com o *CDA quality* (Califórnia Dental Association of Quality). Ao final de 2000 os pacientes foram avaliados de acordo com o índice de qualidade da *CDA*, e todas as complicações que ocorreram até este momento foram registradas. Os resultados do estudo *in vitro* mostraram a média de desajuste marginal no dente e do modelo de gesso de 30µm e 14µm respectivamente. Após a cimentação a média de desajuste vertical foi de 24µm para o ionômero de vidro e de 29µm para o cimento resinoso. Não houve diferença significativa entre os materiais ( $p < 0,05$ ) e nem entre antes e após cimentação, ( $P = 0,5$ ) para ionômero de vidro e ( $P = 0,1$ ) para cimento resinoso. O estudo clínico apresentou apenas uma coroa fraturada e 6% de trincas na porcelana. Até a última avaliação, 1,8% das margens foram consideradas inaceitáveis. Dentre as restaurações avaliadas, 72 e 78% foram consideradas com anatomia, superfície e cor excelentes. Oitenta e sete por cento dos pacientes classificaram suas restaurações nota 7 de uma escala analógica de 0 a 10, para estética e função.

Goldin *et al.* (2005) compararam a adaptação marginal de um sistema cerâmico livre de metal prensado quando usado em coroas totalmente cerâmicas e metalocerâmicas, com um sistema tradicional de coroas metalocerâmicas. Foi feito o preparo de coroa total em um incisivo central superior *typodont* com as seguintes dimensões: 1,5mm de desgaste nas paredes axiais e incisais, com o término em chanfro. Foram realizadas moldagens com poliéter obtendo 45 modelos de gesso tipo IV, a partir destes foram fabricadas 15 coroas para cada sistema avaliado: coroas metalocerâmicas (Ceramco II, Ceramco e Argelite 60); coroas metalocerâmicas com cerâmica prensada (CPC-MK e Argelite 60) e coroas

de cerâmica prensada (CPC-MK). A adaptação foi aferida com um microscópio com aumento de 45x. Foi utilizada análise de variância (ANOVA) para comparar os dados. Os resultados mostraram que o desajuste para coroas metalocerâmicas foi de  $94 \pm 41 \mu\text{m}$ , para as coroas metalocerâmicas com cerâmica prensada foi  $88 \pm 29 \mu\text{m}$  e para coroas de cerâmica prensada  $81 \pm 25 \mu\text{m}$ . A análise de variância (ANOVA) não mostrou diferenças significativas entre os grupos ( $P=0,568$ ). Os autores concluíram que a adaptação marginal do sistema prensado tanto em coroas metalocerâmicas como em coroas totalmente cerâmicas é equivalente a de coroas metalocerâmicas tradicionais.

Reich *et al.* em 2005 testaram a hipótese de que a adaptação marginal e interna de próteses parciais fixas (PPF) livres de metal de três elementos fabricadas pelo sistema CAD/CAM pode ser tão boa quanto de próteses metalocerâmicas. Vinte e quatro PPF foram fabricadas e subdivididas em três grupos ( $n=8$ ) de acordo com o sistema de confecção das próteses: Digident (DIGI); Cerec Inlab (INLA) e sistema LAVA (LAVA). As infra-estruturas foram confeccionadas a partir de blocos de zircônia Y-TZP e receberam cerâmica de cobertura. Seis PPF metalocerâmicas de três elementos foram utilizadas como grupo controle. A avaliação da adaptação foi feita com a técnica da réplica com silicone de consistência leve estabilizado por um silicone pesado. As réplicas foram examinadas no microscópio eletrônico. As médias de desajuste marginal foram:  $75\mu\text{m}$  DIGI,  $65\mu\text{m}$  para LAVA e INLA e  $54\mu\text{m}$  para o grupo controle. Os autores encontraram diferenças significativas apenas no sistema DIGI quando comparado com as PPF do grupo controle. O desajuste na parede axial no grupo controle foi significativamente menor do que nos sistemas CAD/CAM.

Bindl & Mormann (2005) avaliaram a adaptação marginal e interna de *copings* cerâmicos confeccionados pelo sistema CAD/CAM. Foram feitos 12 *copings* para cada tipo de sistema - *Slip cast* (In-Ceram Zircônia®), prensagem a calor (Empress II®) e CAD/CAM (Cerec inLab®, DCS®, Decim® e Procera®). O desajuste marginal e interno foi avaliado com o microscópio eletrônico com 120x de aumento. O desajuste marginal do In-Ceram ( $25 \pm 18\mu\text{m}$ ) foi significativamente



( $p < 0,05$ ) menor do que Empress II ( $44 \pm 23\mu\text{m}$ ). Procera® e ( $17 \pm 16 \mu\text{m}$ ) e Decim® ( $23 \pm 17\mu\text{m}$ ), não tiveram valores diferentes ( $p > 0,05$ ) do In-Ceram® ( $25 \pm 18 \mu\text{m}$ ), mas foram menores ( $p < 0,001/p < 0,01$ ) do que o Empress II® ( $44\mu \pm 23 \mu\text{m}$ ) e Cerec inLab® ( $43 \pm 23 \mu\text{m}$ ) ( $p < 0,001/p < 0,05$ ). DCS® ( $33 \pm 20\mu\text{m}$ ) não teve diferença ( $p > 0,05$ ) quando comparado aos outros sistemas. O desajuste interno no corte vestibulo-lingual do Procera® foi de ( $136 \pm 68 \mu\text{m}$ ) maior ( $p < 0,001$ ) do que Decim® com ( $81 \pm 30 \mu\text{m}$ ) e In-Ceram® ( $94 \pm 84\mu\text{m}$ ) ( $p < 0,05$ ) enquanto que Empress II® ( $105 \pm 53 \mu\text{m}$ ), DCS® ( $110 \pm 79 \mu\text{m}$ ) e Cerec inLab® ( $114 \mu\text{m} \pm 58 \mu\text{m}$ ) não apresentaram diferenças significativas ( $P > 0,05$ ) entre Decim®, Procera® e In-Ceram®. O desajuste interno no corte méso-distal foi similar. Os autores concluíram que o sistema CAD/CAM apresentou um desajuste equivalente aos sistemas cerâmicos convencionais.

Kokubo *et al.* (2005) avaliaram *in vivo* a adaptação marginal e interna do sistema Procera AllCeram usando a técnica do silicone. Noventa coroas Procera (45 em dentes pré-molares e 45 em dentes molares) foram avaliadas antes da cimentação. Para registrar a adaptação marginal e interna foi utilizado silicone branco e preto; em seguida os espécimes foram seccionados no sentido vestibulo-lingual e méso-distal para avaliar a espessura de silicone utilizando um microscópio de mensuração. Dezesesseis pontos de referência foram avaliados em cada espécime. A média de desajuste marginal entre os dentes anteriores, pré-molares e molares, e as médias dos pontos de referência entre os grupos foram comparadas utilizando análise de variância e teste T3 de Dunnett. Os valores médios de desajuste na região marginal foram menores em todos os grupos de dente, enquanto que os da região de inclinação do chanfro foram os maiores. Houve diferenças significativas ( $p < 0,001$ ) em quatro diferentes pontos (marginal, ao redor na inclinação do chanfro, parede axial e superfície oclusal) em cada grupo, exceto para o dente molar.

Shen (2005) relatou que um agente de cimentação para ser eficaz deve ser suficientemente fluido para escoar em um filme contínuo de  $25\mu\text{m}$  de espessura ou menos, sem fragmentação. A espessura do filme é

significativamente afetada pelo tamanho das partículas e pela proporção pó e líquido. Para aplicações restauradoras incluindo cimentação provisória e definitiva, a espessura máxima é tipicamente de 40  $\mu\text{m}$ . A pasta de cimento deve cobrir totalmente a superfície interna da prótese fixa e se estender levemente sobre as margens, para garantir que o espaço entre a prótese fixa e o dente seja completamente selado. O cimento deve preencher aproximadamente a metade do volume interno da prótese, pois o completo preenchimento pode aumentar o aprisionamento de bolhas e aumentar o tempo de assentamento da prótese.

Okutan *et al.* (2006) avaliaram a resistência à fratura e a adaptação marginal de coroas de zircônia livre de contração ( $\text{ZrSiO}_4$ ), cimentadas com ionômero de vidro e cimento resinoso após simulação de mastigação. Trinta e dois molares humanos recém extraídos foram divididos em dois grupos. Foram feitos preparos de coroa total com ombro arredondado em todos os dentes e em seguida foram confeccionadas coroas de zircônia (Everest HPC®, KaVo). As coroas do grupo A (n=16) foram cimentadas com cimento de ionômero de vidro KetacCem® e as do grupo B (n=16) com cimento resinoso Panavia® 21 EX. A avaliação da adaptação marginal antes e após a cimentação foi feita usando a técnica de réplicas e sistema de imagem computadorizado. Todos os espécimes foram submetidos a 1,2 milhão de ciclos termomecânicos, e posteriormente carregados até a fratura em máquina universal de ensaio. A média de resistência à fratura do grupo A foi de 1622N e do grupo B de 1957N. Não houve diferença significativa entre os grupos ( $P>0,05$ ). Os resultados obtidos em relação ao desajuste marginal foram para o grupo A ( $32,7\mu\text{m} \pm 6,8$ ), para o grupo B ( $33\mu\text{m} \pm 6,7$ ). Após a cimentação a média de desajuste marginal foi de ( $44,6\mu\text{m} \pm 6,7$ ) para o grupo A e ( $46,6\mu\text{m} \pm 7,7$ ) para o grupo B. O desajuste marginal foi significativamente maior após a cimentação para ambos os grupos ( $P<0,05$ ).

Rosentritt *et al.* em 2007 avaliaram a adaptação marginal de próteses parciais fixas de zircônia. Trinta e duas pontes parciais fixas de três elementos de zircônia Y-TZP, foram fabricadas pelo sistema CAD/CAM (Lava™, 3M™, ESPE™, Alemanha) de acordo com as instruções dos fabricantes. As pontes fixas foram

cimentadas com os seguintes cimentos resinosos com seus sistemas adesivos correspondentes: Compolute/EBS multi (3M, ESPE, Alemanha), Pannavia F/ED (Kuraray, Japão), Variolink 2/Syntac classic (Ivoclar-Vivadent, FL) e RelyX Unicem/sem tratamento de superfície (3M ESPE, Alemanha). Pontes fixas de ligas áuricas (BioPontostar, Bego, Alemanha) foram cimentadas com RelyX Unicem e Harvard (Harvard, Alemanha) como grupo controle. A adaptação marginal foi avaliada através da técnica de réplicas, em microscopia eletrônica de varredura, antes e após serem submetidas ao envelhecimento artificial. Após o envelhecimento, foi feito teste de microinfiltração com solução de fuccina. As interfaces (cimento-dente e cimento-prótese) obtiveram integridade marginal em 95% antes e depois do envelhecimento. Apenas o cimento Variolink2/Syntac teve porcentual de integridade marginal menor do que 70%. Na maioria das amostras a penetração de fuccina foi abaixo de 20%, apenas BioPontstar/Harvard e Lava/Variolink2 tiveram resultado de penetração da fuccina entre 80% e 100%. Os autores concluíram que o sucesso da cimentação adesiva de pontes fixas de zircônia depende do cimento. As pontes fixas de zircônia mostraram boa integridade marginal em combinação com Panavia/ED, Compolute/EBS e RelyX Unicem.

Edelhoff & Ozcan avaliaram em uma revisão sistemática o impacto da técnica de cimentação na longevidade de vários tipos de restaurações em preparos unitários ou próteses parciais fixas (PPF). Dentre os termos utilizados na busca pelo PubMed foram incluídos: técnica adesiva coroas totalmente cerâmicas, coroas metálicas fundidas, cimento, cimentação, *inlay* cerâmica, inlay, PPF de resina, de cerâmica e metalocerâmica, e restaurações implantossuportadas. Cimentação de pino intracanal e núcleo metálico fundido foram excluídos da pesquisa. Foram selecionados para a revisão cento e vinte e cinco artigos. Os autores concluíram que a principal função da cimentação é estabelecer retenção, selamento duradouro do espaço entre a restauração e o dente, e proporcionar propriedades ópticas adequadas. Os vários cimentos utilizados na odontologia podem ser divididos em dois grupos: cimentos a base de água e cimentos

polimerizáveis. Os cimentos a base de água apresentaram desempenho satisfatório, em longo prazo, associado às restaurações metálicas fundidas (inlays, onlays e coroas parciais) bem como coroas e PPF metalocerâmicas com configuração de preparo adequadamente retentiva e boa adaptação marginal. Resultados clínicos, em curto prazo, do desempenho de cimentos a base de água em cerâmicas de alta resistência mostraram-se promissores. Atualmente, os cimentos polimerizáveis podem ser usados praticamente em todas as restaurações onde há indicação de uso dos cimentos a base de água e sua principal indicação é para restaurações com preparos não retentivos. Os cimentos polimerizáveis são capazes de selar o espaço entre o dente e a restauração através da formação da camada híbrida. Além disso, a capacidade adesiva dos cimentos polimerizáveis promove ao mesmo tempo a preservação dos tecidos dentários.

Silva em 2007 analisou comparativamente a adaptação marginal de sessenta *copings* metálicos e de alumina antes e após a cimentação em preparos totais com 8º de expulsividade e com o término em ombro, confeccionados em coroas de dentes bovinos, utilizando dois tipos de cimento. Trinta coroas para cada tipo de *coping*. Os *copings* receberam carga estática de 9 Kgf durante 1 minuto. A discrepância marginal foi medida com microscópio de mensuração (STM). Em seguida, os *copings* foram removidos e 15 amostras de cada tipo foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco (SS White, Petrópolis, RJ. Brasil) e 15 com cimento resinoso (Rely X ARC3M/ESPE Divisão Dental – Brasil). Aplicou-se uma carga estática de 9 Kgf durante 7 minutos e novamente a discrepância marginal foi medida. Os resultados que foram submetidos à Análise de Variância e ao Teste de Tukey (5%) indicaram para os dois tipos de cimento, que os dois tipos de *copings* apresentaram desajuste cervical após a cimentação estatisticamente superior ao desajuste cervical detectado antes da cimentação. O sistema In-Ceram apresentou valores de desajustes cervicais estatisticamente superiores quando cimentados com cimento resinoso. Nenhuma diferença

estatística foi observada entre os dois tipos de *copings* quando cimentados com cimento de fosfato de zinco.

Beuer *et al.* (2008) avaliaram a adaptação de *copings* de zircônia com diferentes ângulos de preparo. Foram feitos preparos de coroa total com diferentes ângulos: 4, 8 e 12 graus. Dez *copings* foram confeccionados para cada tipo de ângulo por dois sistemas: um CAD/CAM (Cercon DeguDent) e um centro de fresagem (Compartis DeguDent). Após a cimentação com ionômero de vidro (KetacCem Aplicap, 3M ESPE), foi feita a secção dos *copings* para avaliar a adaptação marginal e interna em diferentes pontos (área de chanfro, parede axial e adaptação oclusal). Os ângulos dos preparos (ANOVA,  $p < 0.01$ ) e os locais de mensuração (ANOVA,  $p < 0.01$ ) influenciaram significativamente a adaptação interna dos *copings*, onde o preparo em 12 graus proporcionou melhor ajuste interno e a área de maior desajuste independente do sistema foi a oclusal. Por outro lado, a adaptação dos *copings* não teve influência do sistema de fabricação e nem a adaptação marginal em relação aos diferentes ângulos de preparo. Todos os grupos apresentaram valores de desajuste marginal entre 36,6 e 45,5  $\mu\text{m}$ . Em função dos resultados obtidos, os autores recomendam o ângulo de 12° aos preparos de total para se obter desajuste marginal menor que 50 $\mu\text{m}$ .

Vigolo & Fonzi (2008) avaliaram a adaptação marginal *in vitro* de próteses parciais fixas (PPF) produzidas por três diferentes sistemas CAD/CAM antes e após ciclos de queima da porcelana e após o glaze. Foram confeccionadas 45 PPF de zircônia: 15 do sistema Everest (KaVo Dental GmbH, Biberach, Alemanha), 15 do sistema Procera (Nobel Biocare, Goteborg, Suíça) e 15 do sistema Lava (3M ESPE). O desajuste marginal no plano vertical foi medido antes (Tempo 0) e após (tempo 1) os ciclos de queima da porcelana e após o glaze (tempo 2) usando um total de 8 demarcações por PPF (4 em cada pilar) através de um microscópio com 50x de ampliação. Foi utilizada análise de variância para investigar a relação do desajuste marginal dos *copings* com os sistemas testados e os ciclos de queima. A média de desajuste marginal para o sistema Everest ( $\mu\text{m}$ ) foi: 63.37 (Tempo 0), 65.34 (Tempo 1), e 65.49 (Tempo 2);

sistema Procera ( $\mu\text{m}$ ): 61.08 (Tempo 0), 62.46 (Tempo 1), e 63.46 (Tempo 2); sistema Lava ( $\mu\text{m}$ ): 46.30 (Tempo 0), 46.79 (Tempo 1), e 47.28 (Tempo 2). Os resultados demonstraram que o sistema Lava apresentou desajuste marginal estatisticamente ( $p < 0.0001$ ) menor do que Everest e Procera, porém não revelou diferenças significativas ( $p > 0.4$ ) entre os ciclos de queima da porcelana. Os autores concluíram que os três sistemas de PPF a base de zircônia apresentaram adaptação marginal aceitável, porém o sistema Lava teve melhores resultados do que Everest e Procera. Os ciclos de queima da porcelana e o glaze não tiveram influência na adaptação marginal.

Reich *et al.* (2008) avaliaram em um estudo clínico a adaptação interna e marginal de PPF de região posterior confeccionadas por um sistema CAD/CAM (Lava; 3M ESPE). Os dados foram comparados com PPF de três elementos metalocerâmicas e totalmente cerâmicas de um estudo prévio. Vinte e quatro pacientes receberam as PPF fabricadas por blocos de zircônia parcialmente sinterizados. Antes da cimentação das próteses o desajuste marginal e cervical foi avaliado através da técnica da réplica de silicone. As réplicas obtidas foram avaliadas em microscópio com aumento de 50 vezes. A média de desajuste marginal das PPF de quatro elementos foi  $77\mu\text{m}$ , a média de desajuste interno foi de  $87\mu\text{m}$  na parede axial,  $167\mu\text{m}$  no ângulo axio-oclusal,  $170\mu\text{m}$  na região oclusal. O desajuste marginal das PPF de quatro elementos foi significativamente maior do que das próteses metalocerâmicas de três elementos do estudo prévio ( $54\mu\text{m}$ ). Os autores concluíram que, mesmo tendo desajuste marginal maior que as próteses metalocerâmicas, os valores obtidos pelas PPF de zircônia de quatro elementos é satisfatório clinicamente.

Beuer *et al.* (2009a) fizeram um estudo *in vitro* com o objetivo de comparar a adaptação marginal de infraestruturas de zircônia desenhadas e fabricadas por dois sistemas CAD/CAM e um sistema CAM. Foi utilizado um manequim sem o primeiro molar inferior direito, para confecção de preparos de coroa total com término em chanfro no segundo pré-molar e no segundo molar. A partir deste manequim foram feitas trinta impressões e obtidos os modelos em

gesso tipo IV para confecção dez infraestruturas para cada sistema: sistema CAD/CAM Etkon (Etkon AG, Graefelfing, Alemanha), sistema CAD/CAM Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Alemanha) e o sistema CAM (Cercon, DeguDent). As infraestruturas foram cimentadas (Ionômero de vidro, KetacCem Aplicap, 3M ESPE) em seus respectivos modelos e em seguida seccionadas para mensuração do desajuste marginal e interno com auxílio de um microscópio óptico de 50x de aumento. Foi utilizada ANOVA ( $\alpha=0,05$ ) para comparação dos dados obtidos. Os valores de média (desvio padrão) de desajuste marginal e interno foram: 29,1 $\mu$ m (14) e 62,7 $\mu$ m (18,9) para Etkon, 56,6 $\mu$ m (19,6) e 73,5 $\mu$ m (20,6) para Cerec InLab, e 81,4 $\mu$ m (20,3) e 119,2 $\mu$ m (37,5) para Cercon. Houve diferenças significativas entre os sistemas na adaptação marginal ( $p < 0,001$ ) e interna ( $p < 0,001$ ). Os autores concluíram que o desajuste marginal de todos os sistemas ficou abaixo do limite aceitável clinicamente de 120 $\mu$ m e que os sistemas CAD/CAM apresentaram melhor adaptação do que o sistema CAM.

Beuer *et al.* (2009b) investigaram a adaptação marginal de PPF de 14 elementos e coroas unitárias fabricadas pelo mesmo sistema CAD/CAM. Oito dentes de manequim foram preparados (27, 25, 23, 21, 11, 13, 15 e 17) para acomodar uma PPF de 14 elementos. Foram confeccionadas 10 PPF de zircônia parcialmente sinterizada e 10 coroas unitárias do mesmo material nos mesmos pilares como grupo controle. As próteses fixas e as coroas foram cimentadas com ionômero de vidro (KetacCem Maxicap) e após vinte e quatro horas foram seccionadas para mensuração do desajuste marginal. A média de desajuste marginal ( $\mu$ m) e desvio padrão para coroas unitárias (13  $\pm$  12) foi significativamente ( $p<0,001$ ) menor do que para as PPF (25  $\pm$  29). O tipo da restauração influenciou significativamente ( $p<0,001$ ) no desajuste marginal. A localização dos dentes pilares exibiu significativa influência no desajuste marginal ( $p<0,001$ ) das próteses fixas, o que não foi detectado nas coroas unitárias. Os maiores desajustes marginais foram encontrados na superfície palatina dos incisivos e caninos das próteses de 14 elementos. Os autores concluíram que apesar das coroas unitárias apresentarem menor desajuste marginal do que as

próteses fixas, ambas as restaurações apresentaram valores clinicamente aceitáveis.

Limkangwalmongkol *et al.* (2009) compararam a adaptação marginal de coroas de alumina com dois tipos de desenho de margem: margem totalmente em porcelana e margem em alumina. Foram preparados dezesseis pré-molares não cariados com término cervical em ombro arredondado. Os dentes preparados foram moldados e foram confeccionados modelos de gesso tipo IV. Os espécimes foram divididos em dois grupos de acordo com a fabricação das coroas de alumina pelo sistema Procera: oito coroas com margem cervical em porcelana e oito coroas com margem em alumina (controle). A adaptação marginal foi mensurada através de um perfilômetro. Os dados foram analisados estatisticamente com através do teste t ( $\alpha < 0,05$ ). A média de desajuste marginal em ( $\mu\text{m}$ ) para a margem em *coping* de alumina foi de  $68,07 \pm 16,08$  e a margem em porcelana foi de  $101,29 \pm 43,71$ . Não houve diferença significativa ( $p = 0,065$ ) entre os dois tipos de margem. Os autores concluíram que os dois tipos de margem são clinicamente aceitáveis. Porém, recomendam o uso da margem suportada no *coping*, pois esta requer menor tempo de trabalho laboratorial, a menos que haja grande necessidade estética para o uso da margem em porcelana.

Romeo *et al.* (2009) compararam a adaptação marginal de quatro materiais restauradores, no modelo de gesso e no dente, antes e após aplicação do material de cobertura. Foram confeccionados cinco coroas totais de cada material: *coping* de zircônia com cerâmica de cobertura, *coping* de compósito reforçado com compósito de cobertura, *coping* de titânio com cerâmica de cobertura e *coping* de titânio com compósito de cobertura. A adaptação marginal das restaurações foi avaliada de acordo com o critério da especificação de nº8 da ADA (American Dental Association). Os desajustes marginais foram mensurados em quatro pontos em torno do término cervical do modelo de gesso e do dente. Cada ponto de referência foi fotografado e digitalizado, para mensuração do desajuste marginal em  $\mu\text{m}$  por um programa de computador. A análise estatística foi feita através do teste t com 95% de intervalo de confiança. Como resultados, os



autores observaram que todos os materiais testados, exceto o compósito, apresentaram desajuste marginal dentro dos limites da especificação nº8 da ADA (25-40µm). A aplicação do material de cobertura aumentou o desajuste marginal, exceto para o compósito.

Beuer *et al.* (2009c) compararam a precisão da adaptação de 10 infraestruturas posteriores para próteses fixas com três elementos, produzidas a partir de blocos de zircônia parcialmente sinterizados, pelos sistemas CAD/CAM Lava e Procera. Após cimentação das infraestruturas, estas foram embutidas em gesso (ResinRock, Whip Mix) e seccionadas. Foram feitas quatro secções em cada dente pilar, e avaliada a adaptação marginal e interna com auxílio de um microscópio óptico. Foi utilizada análise de variância para comparação dos dados ( $\alpha = 0.05$ ). A média das dimensões de desajuste marginal para Lava e Procera foi 15 ( $\pm 7$ ) µm e 9 ( $\pm 5$ ) µm, respectivamente. Os autores encontraram diferenças significativas ( $P=0.012$ ) entre os dois sistemas em relação ao desajuste marginal e a adaptação interna em dois dos três locais de medição (área de chanfro e área oclusal). Os resultados sugerem que a eficácia dos dois materiais estudados é satisfatória clinicamente.

Gonzalo *et al.* (2009) realizaram um estudo *in vitro* com o objetivo de comparar a adaptação marginal de PPF de três elementos de zircônia confeccionadas pelo sistema CAD/CAM e PPF metalocerâmicas confeccionadas pela técnica tradicional da cera perdida, antes e após a cimentação. Foram fabricados quarenta modelos padrões de metal simulando o primeiro pré-molar e o primeiro molar como pilares para receber PPF de três elementos divididas em quatro grupos de acordo com o sistema de fabricação: Lava All-Ceramic System, Procera Bridge Zircônia, VITA In-Ceram 2000 YZ e prótese metalocerâmica (grupo controle). Todas as PPF foram confeccionadas com 50µm de espaço interno. O desajuste marginal foi mensurado nos respectivos modelos de metal através de um programa de análise de imagens, antes e após a cimentação (ionômero de vidro, Ketac Cem Easymix 3M ESPE). Como resultados, não houve diferença significativa no desajuste marginal antes e após a cimentação para os grupos

analisados. O desajuste marginal do Sistema Procera antes e após a cimentação ( $9\mu\text{m} \pm 10$  e  $12\mu\text{m} \pm 9$ , respectivamente) foi significativamente ( $P=0,001$ ) menor do que todos os outros grupos. Os autores concluíram que de acordo com este estudo, a cimentação não causou aumento significativo no desajuste marginal das PPF e que um espaço interno de  $50\mu\text{m}$  promoveu alta adaptação das restaurações. O desajuste marginal dos sistemas CAD/CAM foi menor do que o sistema metalocerâmico.

Holden *et al.* (2009) compararam a adaptação marginal de uma cerâmica prensada, quando usada com e sem uma estrutura metálica, a uma restauração metalocerâmica tradicional com ombro cerâmico. Um incisivo central superior de manequim foi preparado com término em ombro e ângulos arredondados, em seguida foram reproduzidos 30 modelos de gesso tipo IV. Foram confeccionadas de 30 coroas: 10 restaurações metalocerâmicas, 10 restaurações metálicas associadas à cerâmica prensada e 10 restaurações totalmente cerâmicas. Todas as restaurações foram avaliadas sobre seus respectivos modelos de gesso usando microscópio óptico com 45 vezes de ampliação. Os valores de desajuste marginal foram avaliados estatisticamente através da análise de variância de teste post hoc Scheffé. As médias de desajuste marginal encontradas foram  $72,2\mu\text{m} \pm 5,9$  para restauração metalocerâmica,  $49\mu\text{m} \pm 5,9$  restauração metálica com cerâmica prensada e  $55,8\mu\text{m} \pm 5,9$ . Os resultados mostraram que a adaptação marginal das coroas metalocerâmicas foi significativamente maior do que das coroas metálicas com cerâmica prensada. Os autores concluíram que os valores de desajuste marginal dos três grupos estão dentro do limite aceitável clinicamente.

Kious *et al.* (2009), compararam a espessura de película de seis cimentos odontológicos, 2 cimentos de ionômero de vidro modificados por resina (FujiCEM e RelyX Luting Plus), 2 cimentos resinosos (Panavia 21 e RelyX ARC), e 2 cimentos resinosos auto-adesivos (Maxcem e RelyX Unicem). A espessura de película ( $\mu\text{m}$ ) de cada cimento ( $n=7$ ) foi mensurada em temperatura ambiente, no tempo de 1, 2 e 3 minutos após o início da mistura, de acordo com a ISO 9917. As

médias de todos os cimentos foram comparadas com intervalo de 2 minutos, usando ANOVA e teste de comparação múltipla Tukey-Kramer ( $\alpha=0,05$ ). Exceto os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina que no período de 3 minutos já havia excedido o tempo de trabalho recomendado pelo fabricante, todos os cimentos avaliados apresentaram espessura de película abaixo de 30  $\mu$  m no tempo de 3 minutos e abaixo de 26  $\mu$  m em 2 minutos. Todos os materiais testados cumpriram a norma ISO de 25  $\mu$  m de espessura de película máxima de cimento até 2 minutos após a mistura.

Wolfart *et al.* (2009), fizeram um estudo prospectivo com o objetivo de avaliar a evolução clínica de próteses parciais fixas (PPF) de três a quatro elementos de Y-TZP (CerconBase; Degudent). Cinquenta e oito restaurações instaladas em 48 pacientes. Vinte e quatro PPF tiveram em sua configuração o pilar final, substituindo 3 pré-molares e 21 molares. Trinta e quatro PPF tiveram sua configuração em cantilever, substituindo 11 pré-molares e 23 molares. As infraestruturas tinham no mínimo 3x3mm de dimensão de conector. As próteses foram cimentadas com ionômero de vidro. Três PPF foram definidas como caso de abandono. O acompanhamento dos pacientes foi realizado após 6 e 12 meses após a instalação das próteses, e depois foi feito anualmente. Os exames não foram feitos pelo mesmo Cirurgião Dentista que instalou as próteses. As restaurações foram examinadas visualmente com espelho e sonda. Cada restauração foi examinada para detectar fraturas da infraestrutura, trinca na cerâmica de cobertura e perda de retenção. A taxa de sobrevivência de 4 anos das próteses, de acordo com análise de Kaplan–Meier, foi de 96% para as PPF com o pilar final e 92% para as PPF com cantilever. A taxa de complicação técnica foi de 13% para as PPF com pilar final e 12% para as com cantilever, e a taxa de complicação biológica foi de 21% para as próteses com pilar final e 15% para as com cantilever. Para nenhuma das análises foi encontrada diferença significativa entre os grupos. Os autores concluíram que após 4 anos de evolução as PPF de zircônia tiveram resultado promissor.

Silva (2010) avaliou a adaptação marginal entre *copings* metálicos, In-Ceram e e.max Press, antes e após cimentação em preparos sobre dentes bovinos, utilizando dois tipos de cimento resinosos. Noventa incisivos bovinos foram fixados em resina acrílica ativada quimicamente e as porções coronárias receberam preparo de coroa total, com expulsividade de 8º e término cervical em ombro. Trinta *copings* foram confeccionados para cada tipo de material, onde foram adaptados sobre os preparos com carga estática de 9 Kgf por 1 minuto e a discrepância marginal foi medida com microscópio de mensuração (STM). Em seguida, 15 amostras para cada tipo de *coping* foram cimentadas sobre os dentes de acordo com cimento resinoso convencional e cimento resinoso autoadesivo com uma carga estática de 9 Kgf por 7 minutos e novamente a discrepância marginal foi medida. Os resultados mostraram que antes da cimentação, houve diferenças significativas ( $p < 0,05$ ) no desajuste marginal entre os sistemas, sendo que o e.max Press apresentou maior desajuste. Após a cimentação os *copings* de metal e In-Ceram não apresentaram diferenças significativas ( $p > 0,05$ ) entre os cimentos. O sistema e.max Press apresentou um maior desajuste ( $p < 0,05$ ) quando cimentado com agente resinoso convencional. Quando os sistemas foram cimentados com agente resinoso convencional, o menor desajuste foi encontrado no metal ( $p < 0,05$ ), sendo que não houve diferenças significativas ( $p > 0,05$ ) entre os outros dois sistemas. Quando cimentados com o agente autoadesivo, não apresentaram diferenças significativas ( $p > 0,05$ ).

Pak *et al.* (2010) compararam a adaptação marginal de dois sistemas de coroas livres de metal, antes e após receberem a cerâmica de cobertura. E também avaliou a adaptação marginal de coroas fabricadas a partir de blocos de zircônia parcialmente sinterizada (Lava CAD/CAM) e blocos de zircônia totalmente sinterizada (Digident CAD/CAM). Foram confeccionadas vinte coroas de cada sistema e a adaptação marginal foi avaliada através de um microscópio óptico e processador de imagens (Accura 2000) em 50 pontos em cada coroa. Cada coroa foi avaliada duas vezes: primeiro após a confecção do *coping* de 0,5mm e após o processo de aplicação da cerâmica de cobertura. As médias e desvios-padrão

foram calculados e as inferências estatística entre os dois grupos foram feitas utilizando teste t independente e dentro do mesmo grupo por meio de teste t pareado. As médias e desvio padrão de desajuste marginal dos *copings* foram  $61.52 \pm 2.88 \mu\text{m}$  para Digident e  $62.22 \pm 1.78 \mu\text{m}$  para Lava. Após a aplicação da cerâmica de cobertura os valores de desajuste para Digident foram  $83.15 \pm 3.51 \mu\text{m}$  e para Lava  $82.03 \pm 1.85 \mu\text{m}$ . Ambos os grupos apresentaram diferenças significativas quando comparado os diferentes estágios de confecção dentro cada grupo. Porém não houve diferenças significativas entre os grupos antes e após a aplicação da cerâmica de cobertura.

Baig *et al.* (2010) avaliaram a adaptação marginal, no que diz respeito ao desajuste marginal e sobrecontorno, de coroas de zircônia Y-TZP fabricadas por um sistema CAM em comparação com coroas de dissilicato de lítio e coroas totalmente metálicas. Foi também avaliada a influência da configuração do término cervical. Dois pré-molares de manequim foram preparados, um com término cervical em ombro e o outro com término em chanfro. Foram feitas trinta impressões de cada dente e os respectivos modelos de gesso tipo IV foram distribuídos em três grupos de acordo com o material de confecção das coroas: Cercon Y-TZP, IPS Empress II, e coroa totalmente metálica. As coroas foram avaliadas em relação ao desajuste marginal e sobrecontorno em seis pontos através de um sistema digital de análise de imagens. A média (desvio padrão) de desajuste marginal foi de  $66,4\mu\text{m}$  (42,2) para Cercon,  $36,6 \mu\text{m}$  (32,1) para IPS Empress II, e  $37,1 \mu\text{m}$  (22,3) para coroa totalmente metálica (grupo controle). ANOVA revelou diferença significativa no desajuste marginal em relação ao tipo de material, porém não houve diferença significativa de desajuste marginal em relação aos dois tipos de término cervical. Em relação ao sobrecontorno, houve diferença significativa entre os dois tipos de término, porém não houve diferença significativa entre os grupos.

Abdou (2010) avaliou através de uma revisão sistemática a adaptação de PPF de zircônia. Um total de 115 artigos foi avaliado, e apenas 15 desses artigos entraram no critério de inclusão. Doze artigos eram *in vitro* e três eram *in*

*vivo*. Os artigos selecionados mostraram que várias metodologias diferentes foram utilizadas na aferição da adaptação marginal e interna. As técnicas utilizadas foram: Réplica externa, nesta técnica é feita a injeção de material de baixa viscosidade na região externa da margem da restauração em seguida as réplicas são avaliadas em microscópio. Réplica interna, nesta técnica o material de baixa viscosidade é injetado na superfície interna da restauração que é assentada no preparo, a fina camada de material de baixa viscosidade é estabilizada por um material de alta viscosidade, em seguida as réplicas são seccionadas e avaliadas. Avaliação externa em microscópio antes e após a cimentação. Avaliação interna em microscópio após a cimentação e secção dos espécimes. Os autores encontraram um consenso entre os estudos que mostraram valores clinicamente aceitáveis. Porém encontraram uma significativa variação entre os valores de um mesmo sistema em diferentes estudos. Pela variedade de metodologias utilizadas, não foi possível classificar com precisão a adaptação dos sistemas disponíveis.

Kokubo *et al.* (2011) avaliaram clinicamente a adaptação marginal e interna de coroas de zircônia Procera usando a impressão com silicone. Noventa e uma coroas foram avaliadas antes da cimentação final. Foi aplicado silicone preto no interior das coroas e estas foram assentadas nos respectivos pilares, após a polimerização do material, as coroas foram removidas cuidadosamente e foi inserido silicone branco sobre o silicone preto. Os materiais de silicone foram seccionados no sentido méso-distal e vestibulo-lingual, e a camada de silicone preto foi mensurada usando um microscópio com aumento de 10 vezes. Foram mensurados dezesseis pontos de referência em cada espécime, e obtidos os valores de desajuste marginal e interno. A média de desajuste entre os grupos de dente (anteriores, pré-molar e molar), além das médias de desajuste nos pontos de referência dentro dos grupos, foi comparada através dos testes ANOVA e análise Games–Howell. A média de desajuste marginal foi de 44,2µm, a qual foi menor do que o desajuste interno. Os maiores valores de desajuste interno foram encontrados na área de término e na oclusal. Não houve diferença significativa de desajuste marginal entre os três grupos de dente. Os autores concluíram que o

desajuste marginal do sistema Procera obteve valor clinicamente aceitável neste estudo.

### **3. PROPOSIÇÃO**

O presente estudo teve como objetivo investigar o desajuste marginal vertical de *copings* confeccionados em zircônia Y-TZP pelo sistema CAD/CAM Zirkonzahn®, ante e após a cimentação com os cimentos, resinoso e fosfato de zinco.



## 4. MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 - Dentes utilizados

Para esta pesquisa foram utilizados 60 incisivos (inferiores) bovinos hígidos (Figura 1), selecionados de acordo com os seguintes critérios de inclusão: ausência de fraturas de esmalte ou dentina; amplitude da câmara pulpar, dimensões e morfologia da coroa que permitissem o preparo totalmente em dentina. Todos os dentes foram inicialmente limpos com o uso de um bisturi e escova tipo Robinson utilizando pasta de pedra pomes (SS White, Rio de Janeiro, Brasil) e água, sendo posteriormente armazenados em solução de timol  $0,1 \text{ g.mL}^{-1}$  a uma temperatura de  $4 \text{ }^{\circ}\text{C}$ , até o momento da utilização.

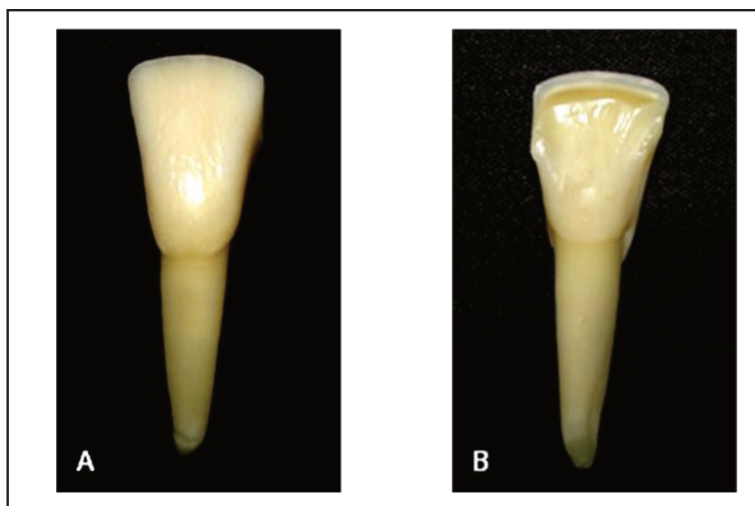


Figura 1 - Dente bovino: A) Face vestibular e B) Face lingual.

#### **4.2- Fixação dos dentes em resina acrílica ativada quimicamente**

Inicialmente, foram realizadas retenções mecânicas nas raízes dos dentes, com disco de carboneto de silício (Dentorium Export Ltd - USA), montado em mandril e peça de mão para baixa rotação, com objetivo de evitar a soltura dos mesmos (Figura 2). Posteriormente, foram realizados desgastes da borda incisal e faces mesial e distal em recortador de gesso sob-refrigeração à água, a fim de facilitar o posicionamento dos dentes no momento da inclusão (Figura 3).

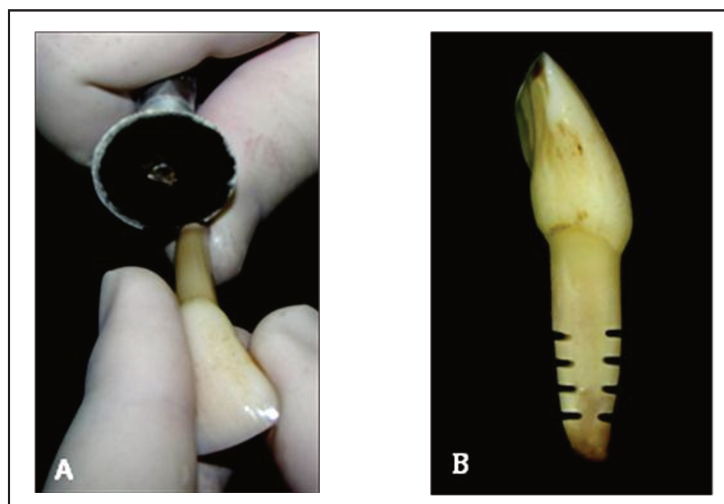


Figura 2 – Retenções mecânicas: A) Disco de carboneto de silício e B) Retenções concluídas.



Figura 3 – Desgastes da borda incisal e faces mesial e distal: A) Vista frontal e B) Vista lateral.

O procedimento de inclusão dos dentes foi realizado com o auxílio de uma matriz de silicone industrial desenvolvida com o objetivo de orientar o posicionamento dos dentes em relação ao tubo de PVC (Figura 4) de acordo com Vedana em 2010. A matriz foi confeccionada através de um molde feito com um cilindro de PVC, medindo 20 mm de diâmetro interno por 5 mm de comprimento, este cilindro foi envolvido com uma lâmina de cera 7 formando um cilindro de aproximadamente 15 mm de comprimento. Dentro deste cilindro foi posicionado no centro um cilindro de cera 7 com o diâmetro parecido aos dos dentes bovinos, em seguida foi inserido silicone industrial dentro do cilindro de maior diâmetro (Figura 5).

A inclusão dos dentes em cilindros de PVC (Tigre NBR 5648 – Brasil), medindo 20 mm de diâmetro interno por 30 mm de comprimento, foi realizada com resina acrílica ativada quimicamente Vipi Flash (Vipi, Pirassununga, São Paulo, Brasil), na cor rosa, até aproximadamente 2 mm aquém da junção cimento-esmalte. A mistura de monômero e polímero, proporcionada e preparada de acordo com as instruções do fabricante, foi vertida no interior dos cilindros de P.V.C. na fase arenosa sob vibração e o dente foi posicionado com a matriz de silicone.

Desta forma, os dentes foram centralizados de modo que o longo eixo da coroa ficasse paralelo ao longo eixo do tubo de PVC (Figura 6), facilitando o procedimento de preparo da porção coronária dos elementos dentais.

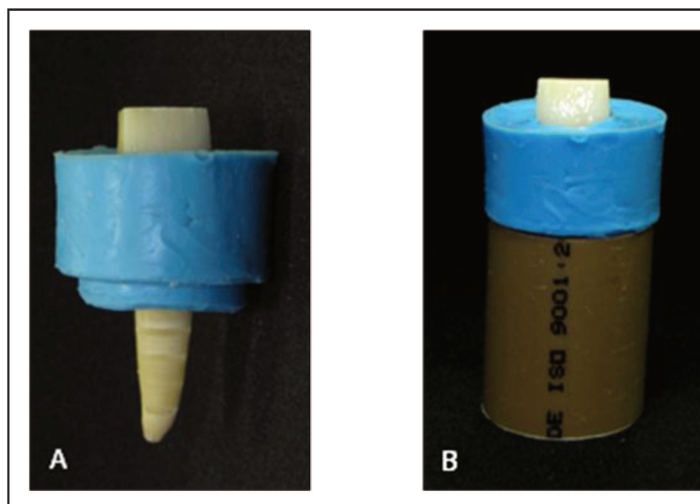


Figura 4 - A) Dente posicionado na matriz, B) Conjunto dente/matriz posicionado sobre o tubo de PVC.

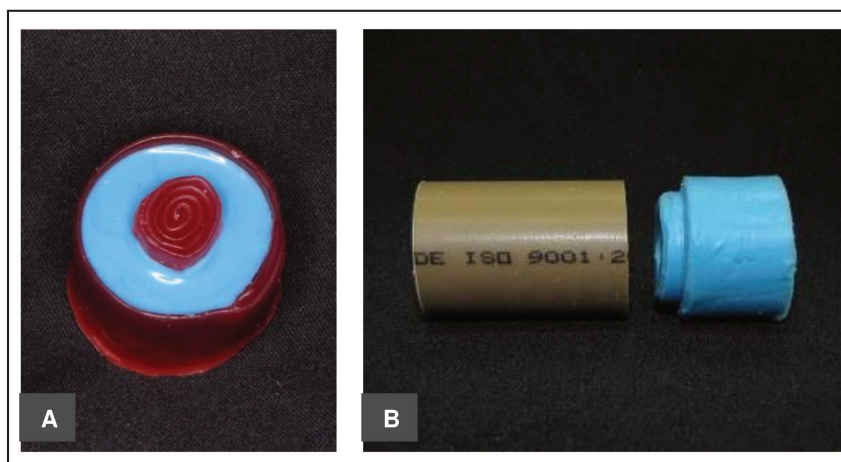


Figura 5 - A) Confeção da matriz com silicone industrial, B) Cilindro de PVC e matriz de silicone.

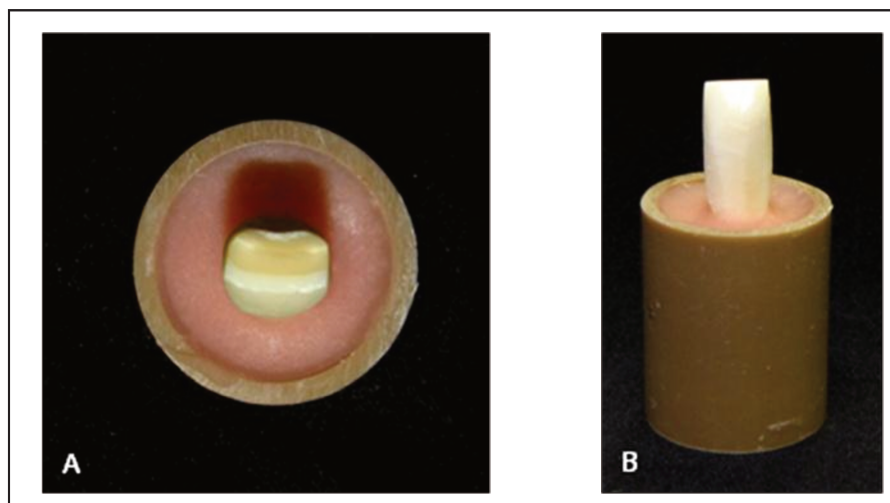


Figura 6 – Dente incluído: A) vista superior e B) vista frontal.

#### 4.3 - Confeção dos preparos e obtenção dos corpos de prova

Após a polimerização da resina, sessenta preparos para coroa total de formato tronco cônico, foram confeccionados em torno mecânico (Magnum-cut, Bener - Brasil) com ferramenta de vídea, sob-refrigeração à água (Figura 7), com as seguintes dimensões: parede oclusal 4,2 mm de diâmetro, parede cervical 6,0 mm e altura axial de 7,0 mm. A expulsividade foi determinada em 8° para todas as paredes axiais e a terminação cervical em ombro reto (Figura 8). Todos os preparos confeccionados foram realizados na ACF Industrial (Piracicaba-SP).

Após a confecção dos preparos em torno mecânico, foi feita uma demarcação em forma de bisel no ângulo axio-oclusal do preparo com uma broca em formato de roda (KG Sorensen Ind. e Com. Ltda, São Paulo, Brasil) para determinar o eixo de inserção do *coping*, devido o preparo ter formato cônico (Figura 9). O acabamento das paredes, bem como o arredondamento dos ângulos vivos foi realizado com a utilização de brocas multilaminadas (KG Sorensen Ind. e Com. Ltda, São Paulo, Brasil), de acordo com Brisolara em 2000, Beuer *et al.* 2008 e Silva em 2010.

As dimensões de todos os preparos foram conferidas com um paquímetro digital (Digimess, São Paulo, Brasil) com precisão de 0,5  $\mu\text{m}$ . Para a identificação das amostras, cada conjunto dente-cilindro foi separado e numerado aleatoriamente. Os conjuntos dente-cilindro foram armazenados em solução de soro fisiológico, tomando o cuidado de mantê-los nessa condição nos intervalos dos procedimentos laboratoriais, para que não houvesse a desidratação dos elementos dentais.



Figura 7 – Preparo do dente em torno mecânico.

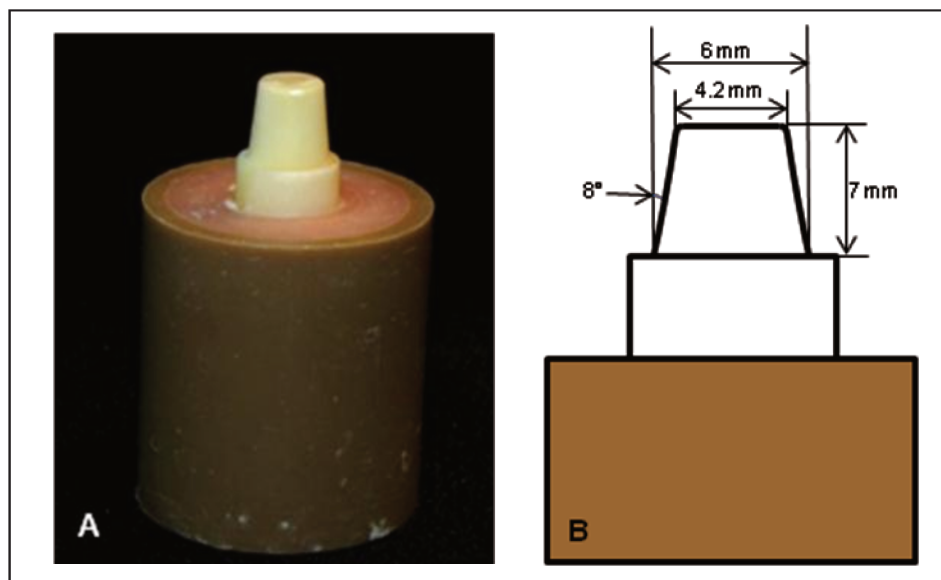


Figura 8 - A) Dente preparado e B) Desenho esquemático do preparo.



Figura 9 – Confeção do bisel para inserção do *coping*.

#### **4.4 - Moldagem e obtenção dos troquéis**

As moldagens de cada preparo foram confeccionadas pela técnica do reembasamento com silicone de adição (Express XT, 3M/ESPE Dental Products, USA). Previamente a este procedimento, foi confeccionado com o auxílio de um plastificador a vácuo (Bio Art Equipamentos Odontológicos, Brasil), um *coping* de acetato com 1,5 mm de espessura, tendo como objetivo a padronização do alívio para as moldagens com silicone de consistência densa de acordo com Silva (2007 e 2010) (Figura 10). Como moldeira individual, foi adaptado um dedal de metal para costura com 17 mm de diâmetro por 21 mm de comprimento. Na extremidade fechada do dedal foram realizadas perfurações com a finalidade de favorecer a eliminação de tensões no ato da moldagem e assegurar mecanicamente a fixação do material no interior da moldeira. Após o posicionamento do *coping* de acetato sobre o dente preparado, o silicone denso foi manipulado e acomodado no interior do dedal, buscando um posicionamento o mais centralizado possível (Figura 11). Decorridos 3,5 minutos, o molde foi removido do preparo e o material de alívio retirado. O espaço correspondente ao alívio foi preenchido com material de moldagem fluido, por meio de um misturador e dispensador manual. Após 3,5 minutos o molde foi novamente removido do preparo, permanecendo em repouso por 60 minutos, para recuperação elástica e liberação de hidrogênio, seguindo as recomendações do fabricante (Figura 12).



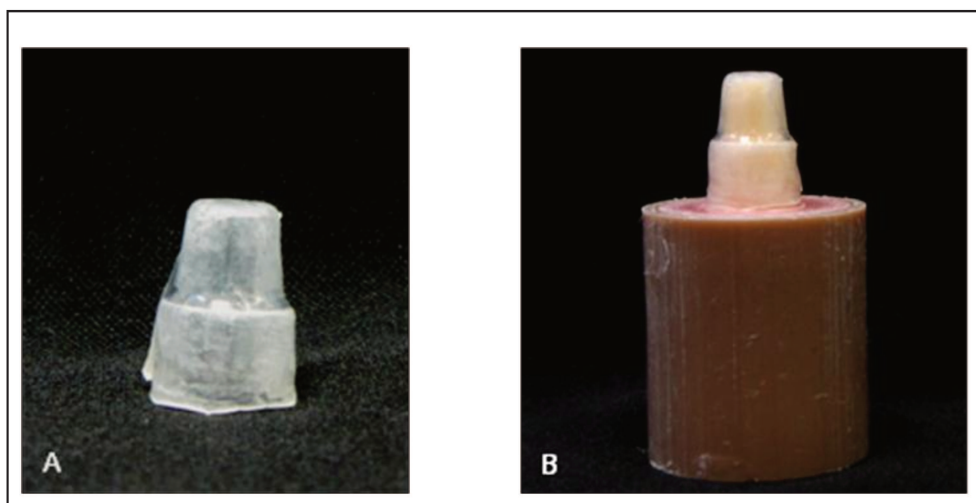


Figura 10 - A) *Coping* de acetato e B) *Coping* de acetato sobre o dente preparado.



Figura 11 - Moldagem com o material denso.

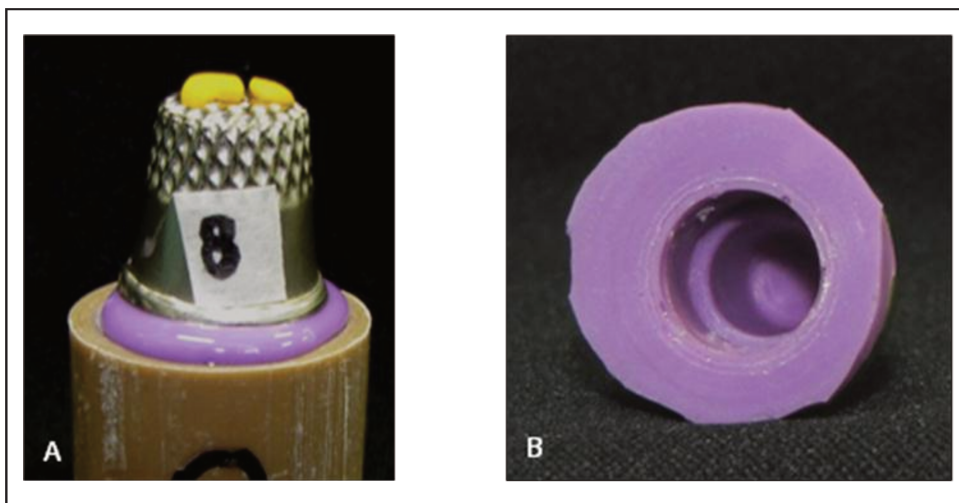


Figura 12 - A) Moldagem com o material fluido e B) Molde finalizado.

Todos os procedimentos de moldagem foram realizados no Laboratório da Disciplina de Materiais Dentários da FOP/UNICAMP sob condições de temperatura e umidade relativa controladas de  $23 \pm 2^{\circ}\text{C}$  e  $50 \pm 5\%$ . Tanto os dentes preparados, quanto o material utilizado no procedimento de moldagem, permaneceram por um período mínimo de uma hora nas condições ambientes acima citadas antes de serem utilizados.

Os moldes foram preenchidos com gesso pedra tipo IV (Tuff Rock, Talmax, Curitiba – PR, Brasil) proporcionado conforme as normas do fabricante e manipulado mecanicamente a vácuo (Vacu Vestor, Whip- Mix, Canadá), por 40 segundos. Os moldes foram preenchidos sob vibração, estando acoplada a moldeira, uma matriz em silicone que auxiliou na fixação da mesma e promoveu a formação da base do troquel (Figura 13). Os troquéis foram removidos após 40 minutos e numerados de acordo com o respectivo dente (Figura 14).

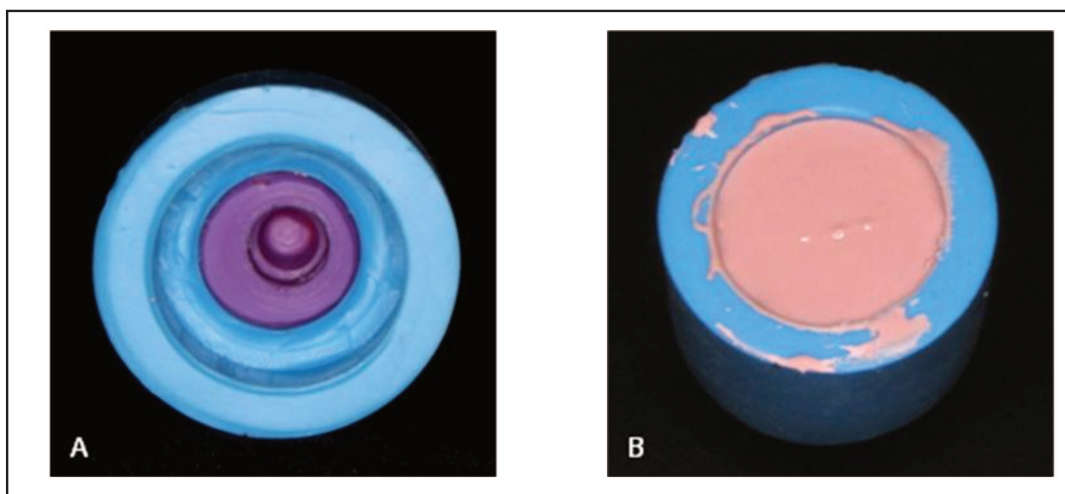


Figura 13 - A) Moldeira acoplada à matriz em silicone e B) Molde preenchido com gesso.



Figura 14 - Troquel finalizado.

#### 4.5 - Confeção dos *copings* em zircônia com o sistema Zirkonzahn® CAD/CAM.

Foram confeccionados 30 *copings* em zircônia Y-TZP com o sistema Zirkonzahn® CAD/CAM (*Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing*) (Figura 15), sendo que todas as etapas seguiram as normas preconizadas pelo fabricante. A fabricação dos *copings* foi realizada no Centro de Treinamento e Pesquisa Talmax (Talmax®, CTP – Talmax, Curitiba – PR). Para a confecção dos *copings* foi utilizada a Zircônia Translúcida, composta por 95%  $ZrO_2$  + 5%  $Y_2O_3$ .



Figura 15 – Sistema Zirkonzahn® CAD/CAM composto pela unidade fresadora à esquerda e scanner à direita.

Após moldagem e obtenção dos troquéis, foi realizado o procedimento de confecção dos *copings* da seguinte forma:

1) O troquel foi posicionado no scanner para a realização da leitura e digitalização dos mesmos.

2) Em seguida, iniciou-se os procedimentos de programação das estratégias de fresagem, seguindo uma sequência fornecida pelo software do sistema. Esta sequência estabelece cinco fases de programação virtual descritas a seguir:

**2.1) Zirkonzahn Archiv:** nesta primeira fase consta a base de dados do programa. Dados referentes ao nome do pesquisador, instituição, numeração do troquel e trabalho a ser executado foram registrados nesta fase.

**2.2) Zirkonzahn Scan:** durante esta fase foi realizado virtualmente a seleção, recorte e dimensionamento da área do troquel a ser trabalhada.

**2.3) Zirkonzahn Modellier:** na terceira fase promoveu-se a modelagem virtual do *coping*. Neste momento foram definidos os dados relacionados à delimitação do bordo do preparo, forma, anatomia e espessura do *coping*. Para este trabalho, os *copings* foram confeccionados com espessura uniforme de 0,6 mm, e alívio interno de 50 µm a 1 mm aquém do término cervical.

**2.4) Zirkonzahn Nesting:** nesta fase foram realizados os procedimentos de seleção do bloco de zircônia a ser fresado. Esta seleção definiu informações referentes à forma, espessura e codificação do lote do bloco, bem como o tipo de material a ser utilizado. Também durante essa fase foi realizado o posicionamento virtual dos *copings* no bloco a ser fresado.

**2.5) Zirkonzahn Frasen:** nesta quinta e última fase do programa, foi realizada a seleção das fresas a serem utilizadas. Após a seleção e fixação das mesmas, procedeu-se o posicionamento do bloco selecionado na unidade de fresagem. A partir desse momento foi finalizada a programação virtual do trabalho, dando início ao procedimento de fresagem propriamente dito (Figura 16).

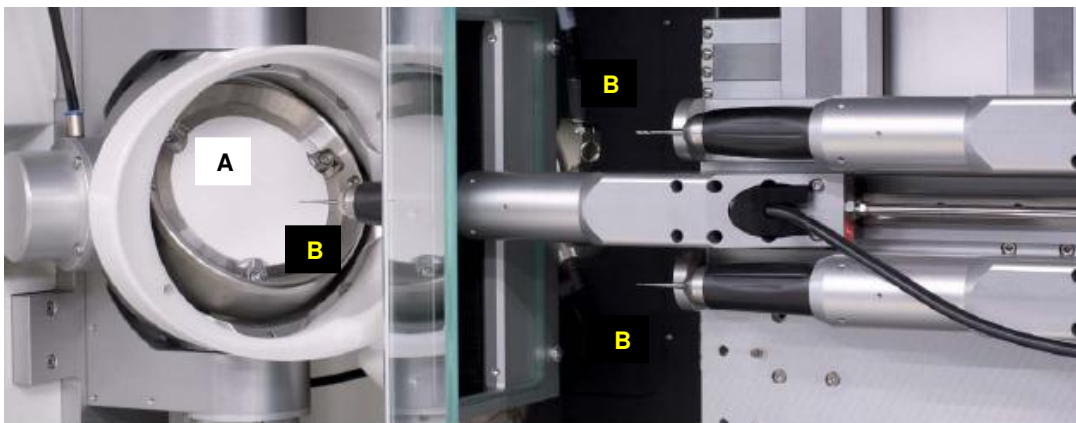


Figura 16 - Procedimento de fresagem. A) Bloco de zircônia. B) Brocas da fresadora.

3) Em seguida ao término do processo de fresagem, foi removido o bloco (Figura 17) da unidade de fresagem e feito o recorte com disco diamantado dupla face nº 7 (Talmax, Curitiba – PR, Brasil) para a remoção dos *copings*.



Figura 17 – Bloco de zircônia após a fresagem.

4) Após a fresagem, os *copings* foram levados ao forno Zirkonofen 600 (Zirkonzahn®) por um período de 8 horas para o ciclo de sinterização. Durante este ciclo ocorre o aumento da temperatura durante as três primeiras horas até o

forno atingir 1600 °C, o que resulta em um aumento de 8,9 °C por minuto em média. Após as três horas iniciais, a temperatura permanece constante a 1600°C durante duas horas, passado esse tempo inicia-se o processo de queda da temperatura nas últimas três horas (Figura 18). Terminado o ciclo de sinterização, os *copings* foram adaptados nos respectivos troquéis, observando-se o assentamento dos mesmos. Quando necessário foi realizado o acabamento dos *copings* com a utilização de pedras para cerâmica. Após o acabamento, foi realizado o tratamento de superfície interna das coroas com jateamento de óxido de alumínio ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) (Oxyker Dry – Filli, Manfredini - Itália). As partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  utilizadas mediam 53  $\mu\text{m}$ , sendo que o tempo estabelecido para o jateamento foi de 15 segundos para cada *coping*, a pressão de 2,5 bar, a uma distância de aproximadamente 10 mm (Cavalcanti, 2008).

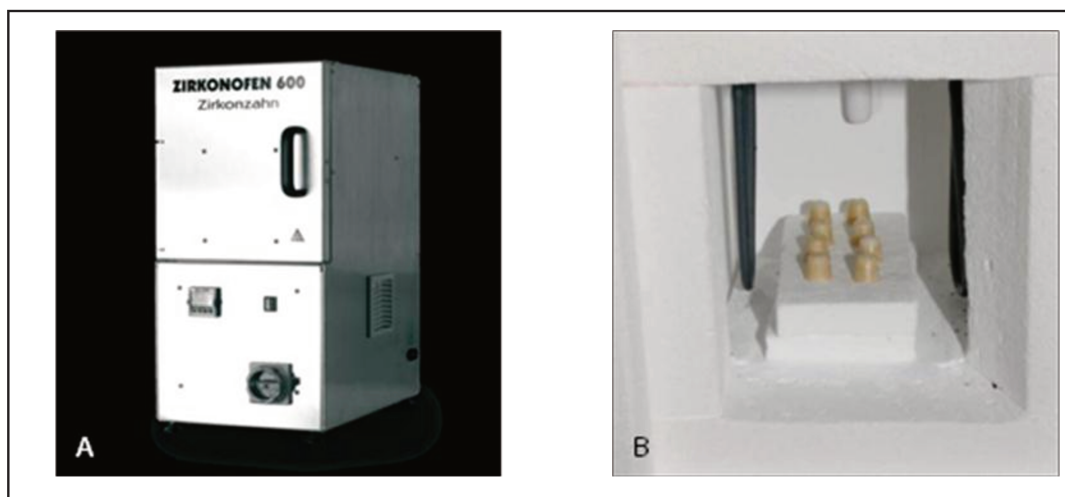


Figura 18 – A) Forno Zirkonofen 600 (Zirkonzahn®) e B) Copings após o ciclo de sinterização.

#### **4.6 - Confeção dos *copings* de metal.**

Foram confeccionados 30 *copings* metálicos, 15 para cada tipo de agente de cimentação. Sobre o modelo de gesso foi realizado alívio com uma camada de espaçador Spacelaquer (Degussa - Germany) de 30  $\mu\text{m}$ . Após secagem do espaçador, a confecção do *coping* procedeu da seguinte forma: 1) O término no modelo foi evidenciado com um lápis (Tikky, 0,5 mm). Na superfície do troquel e com o auxílio de um pincel foi aplicada uma fina camada de agente isolante, sendo então exposto ao Bico de Bunsen para adquirir a temperatura desejada, evitando a diferença brusca de temperatura durante o enceramento. A espessura do enceramento foi de 0,5 mm. Em seguida foi acrescentado cera em toda a extensão do dente preparado e inserido o conduto de alimentação em cera com 1,6 de diâmetro e inclinação de 45° no ângulo formado pelas paredes lateral e oclusal. 2) Os padrões de cera foram incluídos em revestimento Termocast (Polidental) aglutinado por fosfato de amônio e magnésio, proporcionado na relação 16 ml de líquido para 100 g de pó, de acordo com as instruções do fabricante. Foi espatulado mecanicamente a vácuo no inclusor Vacomatic (Dental Precisa), pelo tempo de 60 segundos e, vertido manualmente no anel de silicone, sob vibração mecânica. Após a presa do revestimento, a base formadora do cadinho e o anel de silicone foram retirados e o cilindro de revestimento colocado no forno elétrico (EDG/Divisão Prótese Odontológica, São Carlos, São Paulo, Brasil), com o cadinho voltado para baixo. O aquecimento para evaporação da cera, desidratação e expansão térmica do revestimento foi feito lentamente, por meio do aquecimento até a temperatura de 300°C (15°C por minuto) e mantidos nesta temperatura de 900°C (50°C por minuto) onde permaneceram por 60 minutos. Após a fusão (1329°C) da liga à base de níquel-cromo (Tilite, Talmax, Brasil), com a fonte de calor gás/oxigênio, os cilindros de revestimento foram removidos do forno e colocados na centrífuga (City Máquinas – Brasil) para injeção da liga. 3) Logo após, os cilindros foram removidos da máquina de fundição e deixados sobre a bancada, até atingir a temperatura ambiente. Em



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

#### **4.7 - Mensuração do desajuste marginal antes da cimentação.**

Cada *coping* foi posicionado sobre o respectivo dente e o conjunto submetido à carga estática de 9 kgf no eixo axial sobre a superfície oclusal durante um minuto (Brisolara, 2000; Borges, 2003; Silva 2007,2010), numa prensa pneumática desenvolvida na Disciplina de Materiais Dentários da FOP/UNICAMP, a fim de obter um perfeito assentamento. Em seguida, foram feitas oito demarcações em posições diametralmente opostas no dente com uma ponta diamantada nº1012 (KG Sorensen Ind. e Com. Ltda, São Paulo, Brasil) e no *coping* com marcador permanente (Bic Mark-It™ Ponta Ultra-Fina) com ponta de 0,6 mm, seguindo a mesma direção do ponto demarcado no dente. O conjunto foi levado ao microscópio comparador 3D computadorizado (Mikro Vision; Leika, Alemanha) em aumento de 120 vezes, com valores registrados em milímetros e precisão de 0,5  $\mu\text{m}$  (Figura 19). Posteriormente, o retículo do microscópio foi posicionado até coincidir com um dos oito pontos demarcados (no dente e no *coping*). Três mensurações foram efetuadas em cada um dos oito pontos assinalados, para melhor certificação dos valores e obtenção da média, totalizando 24 leituras para cada corpo-de-prova.



Figura 19– Microscópio comparador 3D computadorizado (Mikro Vision; Leica, Alemanha).

Após leitura das distâncias, foi aplicada uma fórmula matemática, com o intuito de calcular o possível desajuste entre *coping* e término cervical do dente preparado (Figura 20). A fórmula matemática foi utilizada devido à dificuldade na aferição de pequenas distâncias (Brisolara, 2000; Silva, 2007, 2010). A fórmula matemática é composta das seguintes letras: D representa a medida de desajuste vertical marginal do *coping*, A representa a distância entre o ponto demarcado no *coping* até a linha do término do *coping*, B a distância entre o ponto demarcado no dente até a linha do término do preparo do dente, e C a distância entre o ponto demarcado no dente até o ponto demarcado no *coping*.

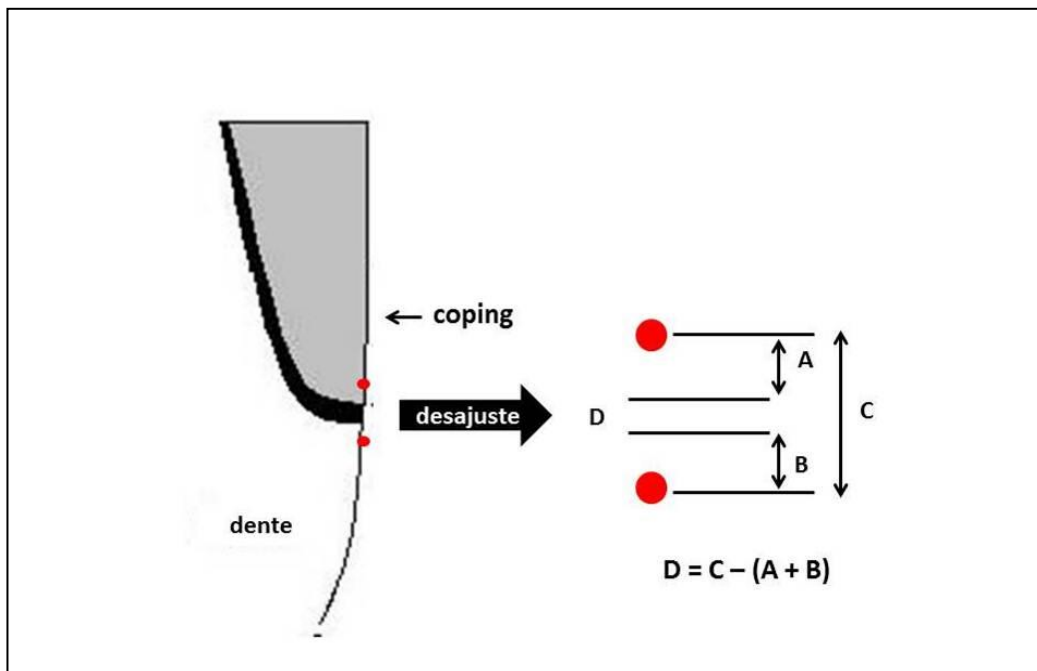


Figura 20– Desenho esquemático da determinação do desajuste cervical dos *copings*.

#### 4.8 - Cimentação dos *copings*.

As amostras confeccionadas foram divididas em 2 grupos, onde cada grupo foi constituído por 15 corpos de prova, de acordo com o agente cimentante a ser utilizado: Grupo 1) fosfato de zinco (SS White, Petrópolis, RJ. Brasil), Grupo 2) cimento resinoso (Rely X ARC, 3M ESPE / Divisão Dental – Brasil) (Figura 21).

Antes da cimentação, todos os preparos foram limpos com pasta de água e pedra-pomes e escova tipo Robinson. A superfície interna dos *copings* foi limpa com água destilada, por 10 minutos, em aparelho de ultrassom (Thorton), e em seguida seca com jatos de ar. Os procedimentos para a cimentação foram realizados seguindo rigorosamente as instruções dos fabricantes (Figura 22).

A cimentação das coroas nos preparos foi realizada em ambiente com temperatura de  $23 \pm 2^{\circ}\text{C}$  e umidade relativa de  $50 \pm 5\%$ , condições obtidas por meio de condicionador (Springer Export Line) e desumidificador de ar (Oásis – mod OD

300 – 1 – EBCD Manufacturing Co – USA). As coroas foram cimentadas nos respectivos preparos utilizando uma prensa pneumática, desenvolvida na Disciplina de Materiais Dentários da FOP – UNICAMP, com carga estática de 9 kgf aplicada axialmente sobre a superfície oclusal dos mesmos, durante 7 minutos (Brisolara, 2000; Caldas, 2003; Silva, 2007, 2010) (Figura 23).

| <b>CIMENTO</b>                                                                                                        | <b>COMPOSIÇÃO</b>                                                                                                                                                                                                                 |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Fosfato de Zinco</b><br><b>(SS White)</b><br><b>Lote: 0040110 (pó)</b><br><b>Lote: 0051109</b><br><b>(líquido)</b> | <p>Pó: Óxido de zinco, óxido de magnésio, corantes CI 77288, CI 77268, CI 77491 (Os pigmentos variam de acordo com a cor do produto).</p> <p>Líquido: Ácido fosfórico, hidróxido de alumínio, óxido de zinco, água destilada.</p> |
| <b>Rely X ARC</b><br><b>(3M Espe)</b><br><b>Lote: 148341</b>                                                          | <p>Pasta A: Bis-GMA, TEGDMA, partículas de sílica e zircônia (68% em peso), pigmentos, aminas e fotoiniciadores.</p> <p>Pasta B: Bis-GMA, TEGDMA, peróxido de benzoíla e partículas de sílica e zircônia (67% em peso).</p>       |

Figura 21 – Composição dos cimentos.

| CIMENTO                                | TÉCNICA DE CIMENTAÇÃO                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |
|----------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Fosfato de Zinco<br/>(SS White)</b> | No dente: profilaxia com pedra-pomes e água. Manipulação do cimento de fosfato de zinco da seguinte maneira: 1 medida de pó para 4 gotas de líquido (divisão do pó em 6 partes). Espatulação por 90 segundos sobre uma placa de vidro grossa com uma espátula metálica nº 24 e aplicação de uma pequena porção (com espátula de inserção nº1) nas paredes axiais internas da coroa, e em seguida levado ao dente. Imediatamente foi aplicada uma carga estática de 9 kgf, por 7 minutos. Aguardou-se 15 minutos para presa final do cimento e procedeu-se a remoção dos excessos com uma sonda exploradora.                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |
| <b>Rely X ARC<br/>(3M Espe)</b>        | No dente: foi realizada profilaxia com pedra-pomes e água. Logo após, os dentes foram condicionados com ácido fosfórico 35% (3M/ESPE Divisão Dental – Brasil), por 15 segundos, lavados em água corrente por 30 segundos e secados com pontas de papel absorvente. Foram aplicadas duas camadas do adesivo Adper Single Bond 2 (3M/ESPE Divisão Dental – Brasil), aplicado leve jato de ar por 5 segundos e polimerizadas por 10 segundos. Foi dispensado o cimento resinoso no bloco de mistura e espatulado por 10 segundos. Aplicou-se uma pequena porção nas paredes internas do <i>coping</i> , a qual foi levada ao dente preparado. Imediatamente após aplicou-se uma carga de 9 kgf, por 7 minutos, removendo-se o excesso de cimento com uma sonda exploradora e fotoativando-se (Radii-cal/1200 mW/cm <sup>2</sup> ) por 40 segundos em 3 posições diametralmente opostas e 40 segundos na superfície oclusal. |

Figura 22 – Procedimentos de cimentação

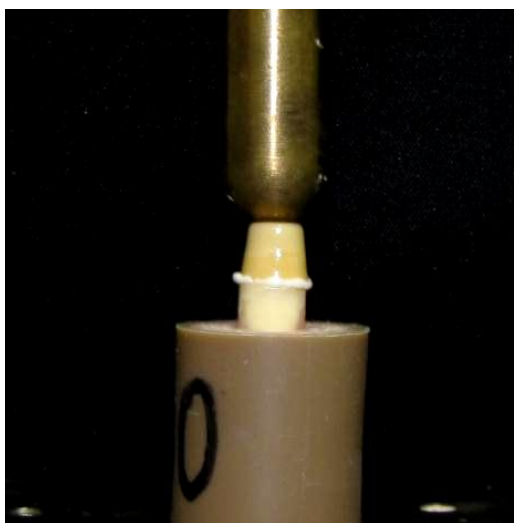


Figura 23 - *Coping* durante cimentação

#### **4.9 - Mensuração do desajuste marginal após da cimentação.**

Após a cimentação e armazenagem em água destilada numa estufa a 37°C, por 24 horas, os corpos de prova foram submetidos ao procedimento de mensuração da adaptação. Novamente, os corpos de prova foram levados ao microscópio comparador 3D computadorizado (Mikro Vision; Leika, Alemanha) em aumento de 120 vezes. Foi realizada a leitura apenas da distância C, pois as distâncias A e B permaneceram fixas e foram utilizadas novamente na fórmula matemática.

#### **4.10 - Análise estatística.**

Após obtenção dos dados, os valores das médias foram submetidos à Análise de Variância e ao teste de t de Student, com 5% de significância.

## 5. RESULTADOS

A Tabela 1 e a Figura 24 mostram valores médios de desajuste marginal vertical dos *copings* de zircônia e de metal dentro dos níveis do fator cimento (fosfato de zinco e resinoso) e do fator fase (antes e após a cimentação). Antes da cimentação os *copings* de zircônia apresentaram desajuste marginal vertical significativamente ( $p < 0,05$ ) maior do que os *copings* de metal. Após a cimentação com cimento de fosfato de zinco, os *copings* de zircônia apresentaram desajuste maior ( $p < 0,05$ ) do que os *copings* de metal. Quando cimentados com cimento resinoso, os *copings* de metal e zircônia não apresentaram diferença significativa ( $p > 0,05$ ).

Tabela 1. Médias, desvios padrão, limites do intervalo de confiança da média e teste t ( $\alpha = 0,05$ ) para comparação de médias dos níveis de material dentro das combinações de cimento e fase.

| Cimento          | Fase  | Material | Média ( $\mu\text{m}$ ) | Desvio padrão | Limite de confiança da média (95%) |          | Teste t ( $\alpha = 0,05$ ) |
|------------------|-------|----------|-------------------------|---------------|------------------------------------|----------|-----------------------------|
|                  |       |          |                         |               | superior                           | inferior |                             |
| Fosfato de Zinco | Antes | Metal    | 14,55                   | 6,41          | 18,10                              | 11,00    | A                           |
|                  |       | Zircônia | 34,69                   | 20,70         | 46,15                              | 23,22    | B                           |
|                  | Após  | Metal    | 40,04                   | 20,80         | 51,56                              | 28,52    | A                           |
|                  |       | Zircônia | 89,71                   | 20,61         | 101,12                             | 78,29    | B                           |
| Resinoso         | Antes | Metal    | 14,21                   | 7,45          | 18,34                              | 10,08    | A                           |
|                  |       | Zircônia | 26,85                   | 6,34          | 30,51                              | 23,19    | B                           |
|                  | Após  | Metal    | 48,88                   | 17,12         | 58,36                              | 39,40    | A                           |
|                  |       | Zircônia | 47,62                   | 11,97         | 54,53                              | 40,71    | A                           |

*Médias com letras iguais não diferem entre si dentro dos níveis cimento e fase.*

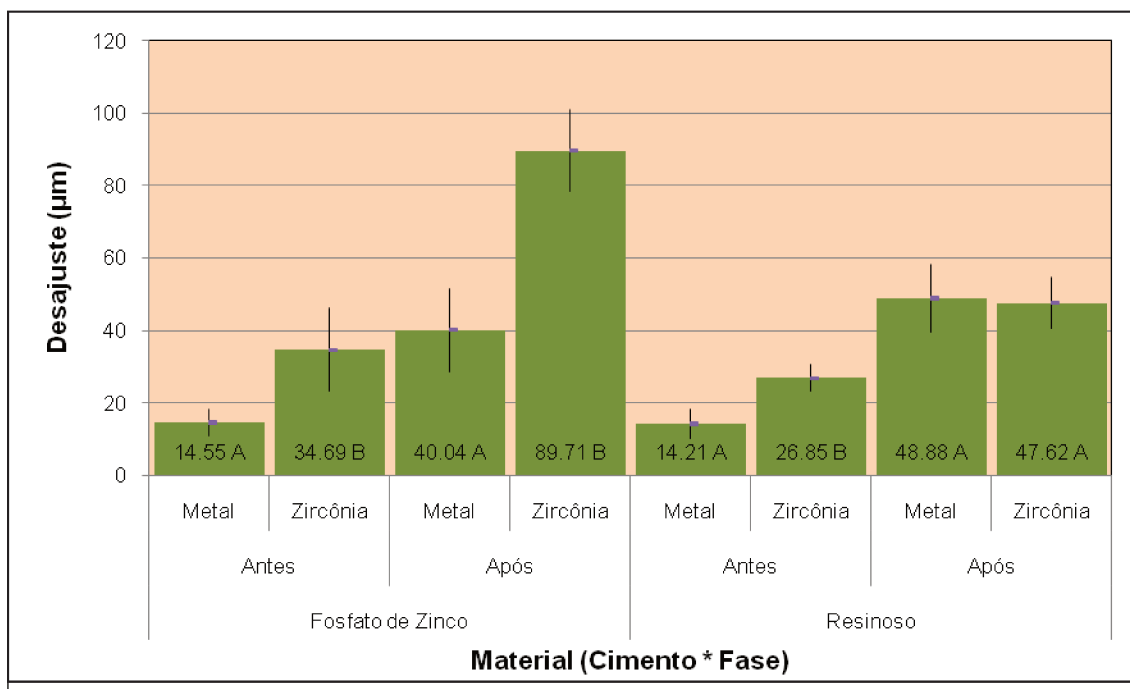


Figura 24. Médias de desajuste marginal vertical (µm), com nível de significância de 5%. Barras com letras distintas indicam médias que diferem entre si dentro dos níveis de fase e cimento.

A Tabela 2 e Figura 25 apresentam as médias de desajuste marginal vertical dos *copings* cimentados com cimento de fosfato de zinco e resinoso dentro dos níveis do fator material (metal e zircônia) e fator fase (antes e após a cimentação). Antes da cimentação, os *copings* de metal não apresentaram diferença significativa ( $p>0,05$ ) entre os subgrupos cimento de fosfato de zinco e resinoso, o que também ocorreu com os *copings* de zircônia. Após a cimentação, dentro do grupo de *copings* metálicos não houve diferença ( $p>0,05$ ) entre os cimentos estudados. No grupo de *copings* de zircônia, os *copings* cimentados com cimento de fosfato de zinco apresentaram desajuste maior ( $p<0,05$ ) do que os cimentados com cimento resinoso.



Tabela 2. Médias, desvios padrão, limites do intervalo de confiança da média e teste t ( $\alpha=0,05$ ) para comparação de médias dos níveis de cimento dentro das combinações de material e fase.

| Material | Fase  | Cimento  | Média | Desvio padrão | Limite de confiança da média (95%) |          | Teste t ( $\alpha=0,05$ ) |
|----------|-------|----------|-------|---------------|------------------------------------|----------|---------------------------|
|          |       |          |       |               | superior                           | inferior |                           |
| Metal    | Antes | Fosfato  | 14,55 | 6,41          | 18,10                              | 11,00    | A                         |
|          |       | Resinoso | 14,21 | 7,45          | 18,34                              | 10,08    | A                         |
|          | Após  | Fosfato  | 40,04 | 20,80         | 51,56                              | 28,52    | A                         |
|          |       | Resinoso | 48,88 | 17,12         | 58,36                              | 39,40    | A                         |
| Zircônia | Antes | Fosfato  | 34,69 | 20,70         | 46,15                              | 23,22    | A                         |
|          |       | Resinoso | 26,85 | 6,34          | 30,51                              | 23,19    | A                         |
|          | Após  | Fosfato  | 89,71 | 20,61         | 101,12                             | 78,29    | A                         |
|          |       | Resinoso | 47,62 | 11,97         | 54,53                              | 40,71    | B                         |

*Médias com letras iguais não diferem entre si dentro dos níveis material e fase.*

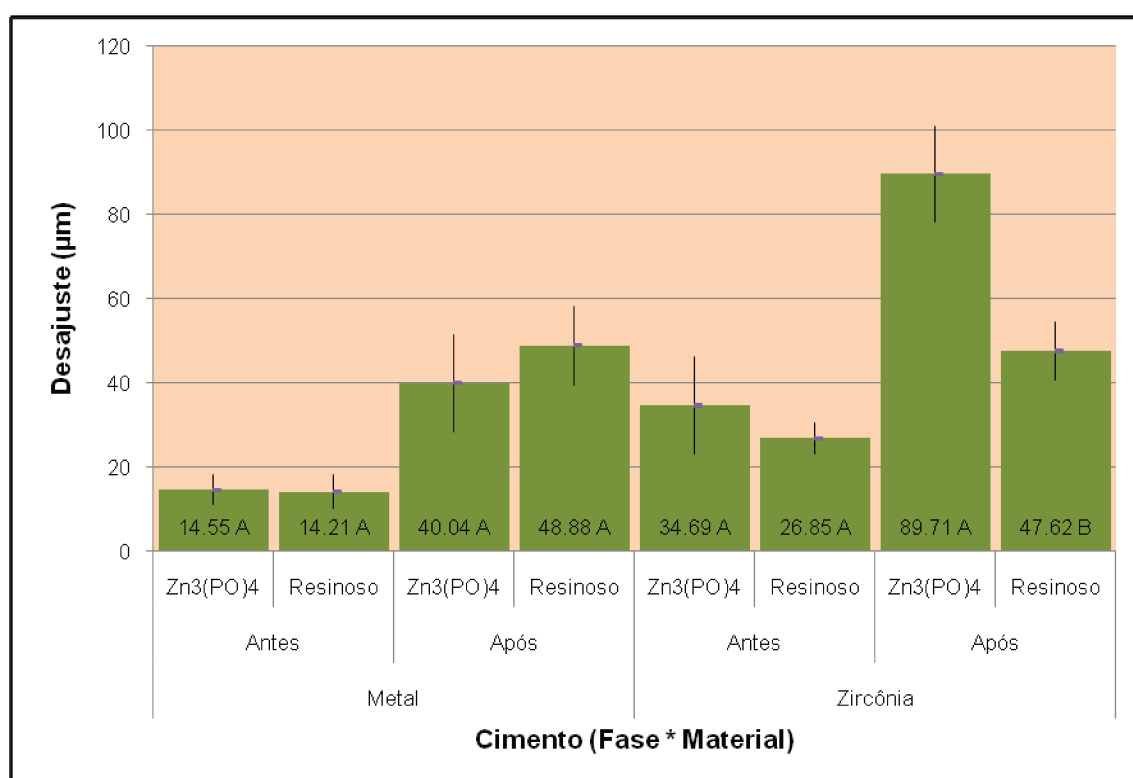


Figura 25. Médias de desajuste marginal vertical ( $\mu\text{m}$ ), com nível de significância de 5%. Barras com letras distintas indicam médias que diferem entre si dentro dos níveis de Fase e material.

A tabela 3 e a Figura 26 apresentam as médias de desajuste marginal vertical dos *copings* antes e após a cimentação dentro dos níveis do fator material (metal e zircônia) e do fator cimento (fosfato de zinco e resinoso). A média de desajuste foi significativamente maior ( $p < 0,05$ ) após a cimentação para os dois materiais e cimentos estudados.

Tabela 3. Médias, desvios padrão, limites do intervalo de confiança da média e teste t ( $\alpha = 0,05$ ) para comparação de médias dos níveis de material dentro das combinações de cimento e material.

| Material | Cimento  | Fase  | Média | Desvio padrão | Limite de confiança da média (95%) |          | Teste t ( $\alpha = 0,05$ ) |
|----------|----------|-------|-------|---------------|------------------------------------|----------|-----------------------------|
|          |          |       |       |               | superior                           | inferior |                             |
| Metal    | Fosfato  | Antes | 14,55 | 6,41          | 18,10                              | 11,00    | A                           |
|          |          | Após  | 40,04 | 20,80         | 51,56                              | 28,52    | B                           |
|          | Resinoso | Antes | 14,21 | 7,45          | 18,34                              | 10,08    | A                           |
|          |          | Após  | 48,88 | 17,12         | 58,36                              | 39,40    | B                           |
| Zircônia | Fosfato  | Antes | 34,69 | 20,70         | 46,15                              | 23,22    | A                           |
|          |          | Após  | 89,71 | 20,61         | 101,12                             | 78,29    | B                           |
|          | Resinoso | Antes | 26,85 | 6,34          | 30,51                              | 23,19    | A                           |
|          |          | Após  | 47,62 | 11,97         | 54,53                              | 40,71    | B                           |

*Médias com letras iguais não diferem entre si dentro dos níveis material e cimento.*

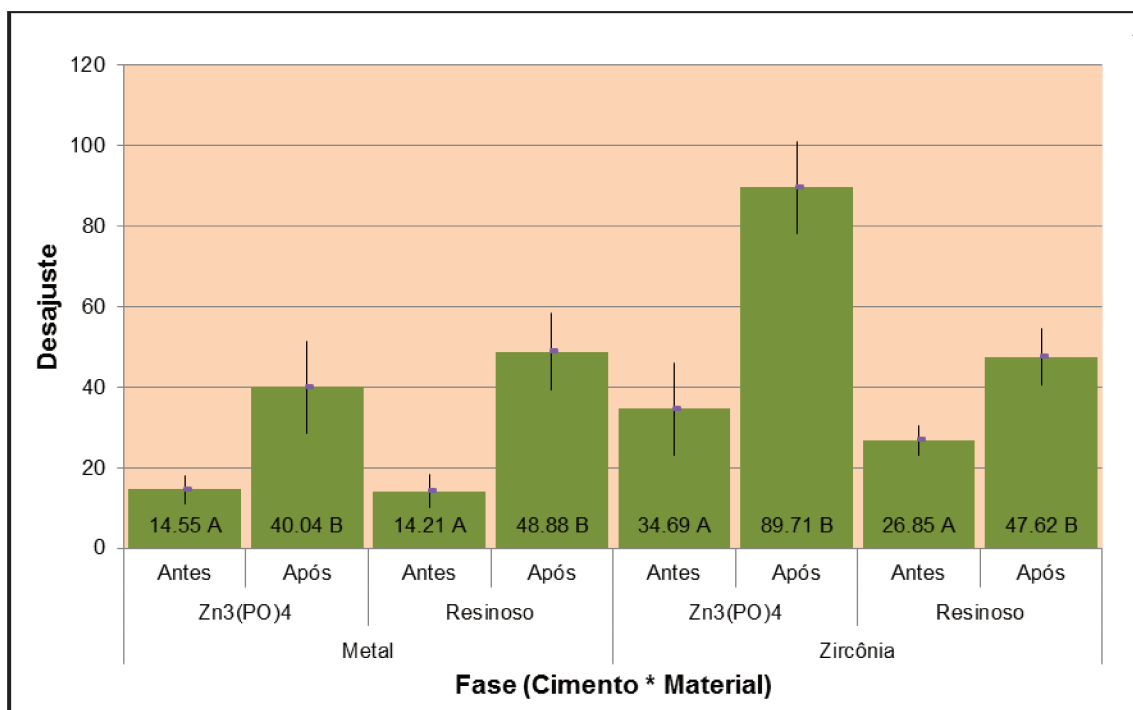


Figura 26. Médias de desajuste marginal vertical com nível de significância de 5%. Barras com letras distintas indicam médias que diferem entre si dentro dos níveis de cimento e material.

## 6. DISCUSSÃO

A adaptação marginal de uma restauração é considerada como um dos requisitos fundamentais para sua longevidade. Pois quanto menor o desajuste marginal, menor será a linha de cimentação e menor será a chance de retenção de placa bacteriana e recidiva de cárie. Além disso, a escolha do agente cimentante é um fator importante para manter o selamento na interface entre o dente e a restauração. Alguns estudos apresentam diferentes parâmetros para definir uma fenda marginal clinicamente aceitável, como o estudo de Romeo (2009), que se baseia na especificação de nº8 da ADA, onde uma fenda marginal aceitável esta ente 25 a 40  $\mu\text{m}$ . Porém em estudos *in vivo* dificilmente encontram-se valores dentro deste padrão, alguns estudos apresentam média de desajuste marginal de 77  $\mu\text{m}$  (Reich *et al.* 2008) e 44,2  $\mu\text{m}$  (Kokubo *et al.* 2011). De acordo com os estudos de McLean & Von Fraunhofer (1971) e Jacobs & Windeler (1991) uma fenda marginal maior que 120 $\mu\text{m}$  promove a dissolução do agente cimentante e conseqüente microinfiltração.

Apesar de estudos clínicos mostrarem uma evolução promissora das restaurações de zircônia (Naert *et al.*, 2005; Kokubo *et al.*, 2005; Wolfart *et al.*, 2009) há uma variação de resultados encontrada entre os estudos de adaptação marginal devido às diferentes metodologias utilizadas. Abdou (2010) relata a dificuldade de classificar com precisão a adaptação marginal dos sistemas CAD/CAM disponíveis na atualidade devido à variação de metodologia entre os estudos. Neste trabalho foi avaliada a discrepância marginal antes e após a cimentação assim como os estudos de Beschmidt & Strub (1999), Quintas *et al.* (2004), Silva (2007,2010) e Gonzalo *et al.* (2009). Diferente dos estudos de Yeo *et al.* (2003), Goldin *et al.* (2005), Vigolo & Fonzi (2008), Limkangwalmongkol *et al.* (2009), Romeo *et al.* (2009), Holden *et al.* (2009), Pak *et al.* (2010) e Baig *et al.* (2010) que avaliaram o desajuste sem utilizar cimento. Já outros estudos avaliam a adaptação interna e externa das restaurações após a cimentação e secção das amostras (Naert *et al.*, 2005; Bindl & Mormann, 2005; Rosentritt *et al.*, 2007; Beuer

*et al.*, 2008, 2009a, 2009b, 2009c). Os estudos de McLean & Von Fraunhofer (1971), Reich *et al.* (2005, 2008), Okutan *et al.* (2006), Kokubo *et al.* (2011) utilizaram a técnica da réplica de silicone para avaliar o desajuste marginal das restaurações.

Neste estudo, após a análise da discrepância marginal vertical antes da cimentação, os *copings* de zircônia apresentaram desajuste maior do que os *copings* de metal, o que foi concorde aos estudos de Reich *et al.* (2005, 2008) e Baig *et al.* (2010). Porém os resultados de Gonzalo *et al.* (2009) discordam com os obtidos em nosso trabalho, pois o sistema CAD/CAM Procera Bridge Zircônia apresentou desajuste marginal vertical menor do que o sistema metalocerâmico.

Os valores de desajuste marginal vertical dos *copings* de zircônia no presente trabalho tiveram média de 34,69 µm e 28,85 µm (para os subgrupos fosfato de zinco e resinoso respectivamente) antes da cimentação. Estes valores se aproximaram dos estudos de Quintas *et al.* (2004), Naert *et al.* (2005), Okutan *et al.* (2006), Romeo *et al.* (2009), porém os estudos de Reich *et al.* (2005, 2008), Vigolo & Fonzi (2008), e Pak *et al.* (2010) apresentaram valores maiores do que este estudo. O que pode ser atribuído ao fato de que os trabalhos com valores mais altos de desajuste, com exceção de Pak *et al.* (2010), foram realizados com próteses parciais fixas de 3 a 4 elementos. Alguns trabalhos mostram que há um maior desajuste marginal em próteses fixas de zircônia, por sofrerem maior contração no processo de sinterização do que as coroas unitárias (Reich *et al.*, 2008; Beuer *et al.*, 2009b; Abdou, 2010).

Quando comparado com outros sistemas cerâmicos, o desajuste dos *copings* de zircônia deste trabalho, antes da cimentação, apresentou valores menores do que de sistemas de cerâmica prensada, sistemas de cerâmica a base de alumina infiltrada por vidro e cerâmicas feldspáticas (Beschnidt & Strub, 1999; Yeo *et al.*, 2003; Quintas *et al.*, 2004; Goldin *et al.*, 2005; Silva, 2010; Baig *et al.*, 2010). O estudo de Silva em 2007 apresentou valores de desajuste dos *copings* do In-Ceran Alumina (17,15 µm e 19,47 µm) menores do que os obtidos pelos *copings* de zircônia utilizados em nosso estudo. Provavelmente o fato ocorreu em

função da composição dos materiais utilizados, uma vez que, os *copings* de In-Ceran Alumina não sofrem contração durante o processo de infiltração por vidro, o que pode influenciar a adaptação marginal das restaurações (Bona, 2009).

Nossos resultados mostraram que, após a cimentação com fosfato de zinco, os *copings* de zircônia apresentaram desajuste maior do que os *copings* de metal. Este resultado pode ter sido influenciado pelo fato de que os metais possuem maior energia de superfície do que as cerâmicas com alto conteúdo de cristalino, ou seja, maior propriedade de molhamento, permitindo melhor escoamento do cimento sobre a superfície interna do *coping* (Bona, 2009).

Após a cimentação com cimento resinoso, não observamos diferenças entre os sistemas avaliados. Este resultado pode ser atribuído ao fato dos *copings* de metal terem sido confeccionados com uma camada de espaçador de 30  $\mu\text{m}$  aproximadamente, enquanto que os *copings* de zircônia foram confeccionados com uma camada de alívio interno de 50  $\mu\text{m}$ . Alguns estudos relatam que um maior espaço de alívio interno no *coping* proporciona um melhor assentamento e melhor adaptação marginal (Beuer *et al.* 2009c; Abdou 2010). Provavelmente esta diferença de alívio interno entre os dois sistemas fez com que o desajuste após a inserção do cimento resinoso se igualasse. O valor de desajuste marginal vertical dos *copings* de zircônia cimentados com cimento resinoso (47,62  $\mu\text{m}$ ) se aproxima dos resultados de Quintas *et al.* (2004), Okutan *et al.* (2006). Já o estudo de Naert *et al.* (2005) apresentou resultados inferiores aos deste estudo.

Ao avaliarmos os dois cimentos para cada material estudado, para os *copings* metálicos não houve diferença significativa entre os dois cimentos avaliados. O comportamento dos dois cimentos avaliados para os *copings* metálicos apresentado neste estudo não era o esperado, pois o cimento de fosfato de zinco apresenta espessura de película máxima de 25  $\mu\text{m}$  segundo a especificação número 8 da ADA, menor do que a do cimento resinoso. Apesar de não haver uma norma específica para os cimentos resinosos em relação à espessura de película, alguns estudos (Varjão, 2002; Kiouss, 2009) mostram que o cimento resinoso Rely X ARC apresenta espessura de película maior que 25  $\mu\text{m}$  e

há ainda o acréscimo da camada de adesivo. Este resultado pode ter sido influenciado pelo fato do sistema metálico tende a sofrer maior deformação elástica frente à pressão durante o seu assentamento, permitindo melhor escoamento do cimento. Outro fator é a propriedade do cimento resinoso que é um material tixotrópico, ou seja, torna-se mais fluido sob aplicação de carga, o que pode ter melhorado seu escoamento.

Este trabalho mostrou um melhor comportamento do cimento resinoso para cimentação de restaurações a base de zircônia. Alguns autores concordam (Edelhoff & Ozcan 2008; Bona, 2009) que a cimentação de restaurações totalmente cerâmicas com cimento resinoso permite o selamento do espaço entre o dente e a restauração através da formação da camada híbrida. Além disso, a capacidade adesiva dos cimentos polimerizáveis promove ao mesmo tempo a preservação dos tecidos dentários.

Para todos os sistemas e cimentos avaliados os valores obtidos após a cimentação foram significativamente maiores no que concerne ao desajuste marginal vertical, concordando com os trabalhos de Beschnidt & Strub (1999), Quintas *et al.* (2004), Naert *et al.* (2005), Okutan *et al.* (2006), Silva (2007). O estudo de Gonzalo *et al.* (2009) não encontrou diferença significativa entre o desajuste marginal dos *copings* de zircônia antes e após a cimentação, justificando que um alívio interno de 50 µm promove alta adaptação das restaurações.

Os resultados encontrados neste estudo mostraram que os *copings* de zircônia Y-TZP confeccionados pelo sistema CAD/CAM Zirkonzahn® apresentaram desajuste marginal vertical dentro dos padrões relatados pela literatura atual. Sua indicação parece ser mais confiável com a utilização do cimento resinoso, que apresentou menor desajuste vertical quando comparado com cimento de fosfato de zinco. Consideramos que há a necessidade da realização de novos estudos direcionados a verificar outros parâmetros e o comportamento clínico dos *copings* de zircônia quando utilizados diferentes tipos de meios cimentantes e submetidos a situações de carregamento.

## 7. CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia empregada, após a análise dos resultados, pode-se concluir que:

- Os resultados encontrados neste estudo mostraram que os *copings* de zircônia Y-TZP confeccionados pelo sistema CAD/CAM Zirkonzahn® apresentaram desajuste marginal vertical dentro dos padrões relatados pela literatura atual.
- Sua indicação parece ser mais confiável com a utilização do cimento resinoso, que apresentou menor desajuste vertical quando comparado com cimento de fosfato de zinco.



## REFERÊNCIAS \*

- 3M Dental Products. RelyX ARC Technical Product Profile. 1996.
- Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. J Oral Rehabil. 2010 Nov; 37(11):866-76.
- American Dental Association. Council on Dental Materials and Advices. Reports of Councils and Bureaus. Specification n. 8 for zinc phosphate cement. J. Am. Dent. Assoc. 1977 Jan; 96 (1):121-3.
- Baig MR, Tan KB, Nicholls JI. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. J Prosthet Dent. 2010 Oct; 104(4):216-27.
- Beschmidt SM, Strub JR. Evaluation of marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. J Oral Rehabil 1999; 26(7): 582-593.
- Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Naumann M. Effect of preparation angles on the precision of zirconia crown copings fabricated by CAD/CAM system. Dent Mater J. 2008 Nov; 27(6): 814-20.
- Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. Dent Mater. 2009a Jan; 25(1): 94-102.
- Beuer F, Neumeier P, Naumann M. Marginal fit of 14-unit zirconia fixed dental prosthesis retainers. J Oral Rehabil. 2009b Feb; 36(2): 142-9.
- Beuer F, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA. Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. Clin Oral Investig. 2009c Sep; 13(3): 343-9.

---

\* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

- Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. Br Dent J. 2008; 204: 505–511.
- Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. J Oral Rehabil. 2005 Jun; 32(6):441-7.
- Bona DA. Adesão às cerâmicas: evidências científicas para o uso clínico. São Paulo: Artes médicas, 2009.
- Brisolara PGS. Avaliação da adaptação cervical de coroas totais metálicas com diferentes terminos antes e após a cimentação [Dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2000.
- Chain MC, Arcari GM, Lopes GC. Restaurações cerâmicas estéticas e próteses livres de metal. RGO, Porto Alegre, 2000 abr/mai/jun; 48 (2):67-70.
- Cavalcanti AAN. Características da união à cerâmica de zircônia tetragonal policristalina contendo ítrio [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2008.
- Correia ARM, Fernandes JCAS, Cardoso JAP, Silva CFCL. CAD-CAM: a informática a serviço da prótese fixa. Rev de Odontologia da UNESP. 2006; 35(2): 183-89.
- Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater. 2008; 24: 299-07.
- Edelhoff D, Ozcan M. To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation. Clin Oral Implants Res. 2007 Jun; 18.
- Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. J Prosthet Dent. 1991; 65: 357–364.
- Fradeani M, Aquilano A. Clinical experience with Empress crowns. Int J Prosthodont. 1997 May-Jun; 10(3): 241-7.

- Goldin EB, Boyd NW 3rd, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. J Prosthet Dent. 2005 Feb; 93(2):143-7.
- Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JF. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. J Prosthet Dent. 2009 Dec; 102(6):378-84.
- Hilger L, Schweiger J, Beuer F, Andrada MAC, Araújo E, Edelhoff D. Odontologia restauradora com sistemas CAD/CAM - o estado atual da arte. Parte 1 - Princípios de utilização. Clínica. International Journal of Brazilian Dentistry 2009; 5: 294-303.
- Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA. Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. J Prosthodont. 2009 Dec; 18(8): 645-8.
- Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. J Prosthet Dent. 1989; 62: 405–408.
- Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. J Prosthet Dent. 1991 Mar; 65(3): 436-42.
- Kina S. Cerâmicas dentárias. R Dental Press Estét. 2005; 2(2): 112-128.
- Kious AR, Roberts HW, Brackett WW. Film thicknesses of recently introduced luting cements. J Prosthet Dent. 2009 Mar; 101(3): 189-92.
- Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. J Oral Rehabil. 2005 Jul; 32(7): 526-30
- Kokubo Y, Tsumita M, Kano T, Sakurai S, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of zirconia all-ceramic crowns. J Prosthodont Res. 2011 Jan; 55(1):40-3.
- Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, Ozawa A, Kobayashi Y, Fujishima A, Miyazaki T, Fujiwara T. Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. Dent Mater J. 2007 Nov; 26(6):820-6.

- Limkangwalmongkol P, Kee E, Chiche GJ, Blatz MB. Comparison of marginal fit between all-porcelain margin versus alumina-supported margin on Procera Alumina crowns. *J Prosthodont*. 2009 Feb; 18(2):162-6.
- McLaren EA, Giordano II RA. Zirconia-based ceramics: material properties, esthetics, and layering techniques of a new veneering porcelain, VM9. *Quintessence Dent Technol*. 2005; 28:99-111.
- McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*. 1971 Aug 3; 131(3):107-11.
- Naert I, Van der Donck A, Beckers L. Precision of fit and clinical evaluation of all-ceramic full restorations followed between 0.5 and 5 years. *J Oral Rehabil*. 2005 Jan; 32(1):51-7.
- Okutan M, Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture load and marginal fit of shrinkage-free ZrSiO<sub>4</sub> all-ceramic crowns after chewing simulation. *J Oral Rehabil*. 2006 Nov; 33(11): 827-32.
- Pak HS, Han JS, Lee JB, Kim SH, Yang JH. Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont*. 2010 Jun; 2(2):33-8.
- Parreira GG, Santos MS. Cerâmicas Odontológicas- Conceitos e Técnicas Inter-relação Cirurgião Dentista/Técnico em Prótese Dentária. São Paulo: Ed. Santos; 2005.
- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 1999; 20:1-25.
- Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent*. 2004 Sep; 92(3):250-7.
- Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2004; 92: 557-62.
- Reich S, Kappe K, Teschner H, Schmitt J. Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses. *Eur J Oral Sci*. 2008 Dec; 116(6):579-84.

- Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. Eur J Oral Sci. 2005 Apr; 113(2):174-9.
- Romeo E, Iorio M, Storelli S, Camandona M, Abati S. Marginal adaptation of full-coverage CAD/CAM restorations: in vitro study using a non-destructive method. Minerva Stomatol. 2009 Mar; 58(3): 61-72.
- Rosemblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc, Chicago, 1997 mar; 128:298-307.
- Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C, Handel G. Marginal integrity of CAD/CAM fixed partial dentures. Eur J Dent. 2007 Jan; 1(1): 25-30
- Shen C. Cimentos Odontológicos. In: Anusavice KJ. Phillips, Materiais Dentários. 11 ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.p 428-434.
- Silva LLB. Estudo comparativo da adaptação marginal entre *copings* metálicos, in-ceram alumina e e.max press, antes e após a cimentação. [tese]. Piracicaba. UNICAMP/FOP; 2010.
- Silva LLB. Estudo comparativo da adaptação marginal de *copings* metálicos e alumina, no sistema In-Ceram, antes e após cimentação. [dissertação]. Piracicaba. UNICAMP/FOP, 2007.
- Sorensen SE, Larsen IB, Jorgensen KD. Gingival and alveolar bone reaction to marginal fit of subgingival crown margins. Scand J Dent Res. 1986; 94: 109–114.
- Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. Aust Dent J. 1995; 40: 17–21.
- Varjão FM, Segalla JCM, Beloti AM, Andrade LEH. Study on film thickness of four resin cements. Rev. Odontol. UNESP. 2002; 31(2): 171-177.
- Vedana L. Avaliação da resistência a fratura de coroas totais confeccionadas pelo sistema Zikonzahn®, em função de diferentes agentes de cimentação [tese]. Piracicaba. UNICAMP/FOP, 2010.

- Vigolo P, Fonzi F. An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *J Prosthodont.* 2008 Dec;17(8):621-6
- Wolfart S, Harder S, Eschbach S, Lehmann F, Kern M. Four-year clinical results of fixed dental prostheses with zirconia substructures (Cercon): end abutments vs. cantilever design. *Eur J Oral Sci.* 2009 Dec; 117(6):741-9.
- Yeo I, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems, *J Prosthet Dent.* 2003; 90(5): 459-64.