



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



LIGIA LUZIA BUARQUE E SILVA

ESTUDO COMPARATIVO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL ENTRE *COPINGS*
METÁLICOS, IN-CERAM ALUMINA E E.MAX PRESS, ANTES E APÓS A
CIMENTAÇÃO.

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia
de Piracicaba da Universidade Estadual de
Campinas, para obtenção do título de Doutor em
Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Alexandre Brait Landulpho

PIRACICABA
2010

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Bibliotecária: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

Si38e Silva, Ligia Luzia Buarque e.
Estudo comparativo da adaptação marginal entre *copings* metálicos, In-Ceram alumina e e.max Press, antes e após a cimentação. / Ligia Luzia Buarque e Silva. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2010.

Orientador: Alexandre Brait Landulpho.
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Prótese dentária. 2. Cimentos dentários. 3. Cerâmica. I. Landulpho, Alexandre Brait. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.
(mg/fop)

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

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

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Alexandre Brait Landulpho, Marco Antônio Meloncine, Ângelo Dâmis, Renata Cunha Mateus Rodrigues Garcia, Luis Roberto Marcondes Martins

Data da Defesa: 10-02-2010

Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica



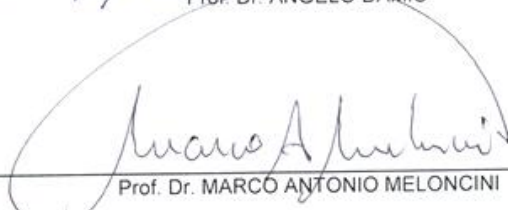
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

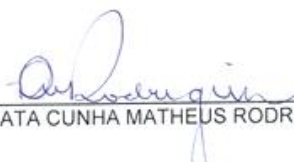


A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 10 de Fevereiro de 2010, considerou a candidata LIGIA LUZIA BUARQUE E SILVA aprovada.



Prof. Dr. ALEXANDRE BRAIT LANDULPHO

Prof. Dr. ANGELO DAMIS

Prof. Dr. MARCO ANTONIO MELONCINI

Profa. Dra. RENATA CUNHA MATHEUS RODRIGUES GARCIA

Prof. Dr. LUIS ROBERTO MARCONDES MARTINS

DEDICATÓRIA

A DEUS força suprema que guia e ilumina meu caminho.

Dedico este trabalho à minha filha ISABELA, razão principal de minha incessante busca pelo aprimoramento pessoal e profissional.

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

A minha mãe GRAÇA, exemplo de amor à família. Sinto-me privilegiada em tê-la como MÃE e somente posso agradecer-lhe por tudo o que fez por mim até hoje.

Aos meus irmãos *WILKENS*, *MÔNICA*,
FRED E FELIPE, pelos grandes
momentos de descontração, amor,
carinho e torcida, com os quais aprendo
com as diferenças e semelhanças.

Ao JÚNIOR, pela compreensão,
paciência e companheirismo.

AGRADECIMENTOS

À Direção da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, por meio do seu Diretor Prof. Dr. Francisco Haiter Neto.

À coordenação da área de Prótese Fixa, por meio do Prof. Dr. Frederico Andrade e Silva.

Ao Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho, pelos conhecimentos que me transmitiu desde minha dissertação de mestrado.

Ao Prof. Marcelo Alves da Universidade de São Paulo, Departamento de Informática, pela rapidez e perfeição com que fez a análise estatística desta tese.

A toda a equipe do Laboratório Ero Prótese, em especial ao Sr. Elias Rosa de Oliveira e Flávio Oliveira, pela forma com que me receberam no laboratório, pela perfeição da confecção dos *copings* utilizados nesta pesquisa.

A CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior), pelo apoio científico e financeiro para o desenvolvimento desta pesquisa.

A grande amiga Edna Doná pela amizade, incentivo, e grande ajuda durante a confecção desta tese, gostaria que todos tivessem uma amiga como você. Obrigada por tudo.

À Coordenação do Curso de Pós-Graduação da FOP, em nome da Prof. Dr. Jacks Jorge Júnior.

Ao Prof. Dr. Wilkens Aurélio Buarque e Silva, apesar de não ter participado diretamente da elaboração desta tese, me deu base para que esta fosse confeccionada.

A todos os professores da Área de Prótese Dental da FOP, o Dr. Frederico Andrade e Silva, Dr. Wilkens Aurélio Buarque e Silva, Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques, Dr. Mauro Antônio Nóbilo, Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury, Dra. Célia Marisa Rizzatti Barbosa, Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia, Dr. Marcelo Ferraz Mesquita, Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani pela oportunidade de aprender os ensinamentos dispensados

durante o curso. Os senhores representam à referência profissional que nós, alunos, sonhamos um dia ser.

Técnico especializado engenheiro mecânico Marcos Blanco Cangiani, pela ajuda na confecção dos preparos e orientação na leitura dos corpos de prova.

A secretária do Departamento de Prótese e Periodontia Eliete, pela dedicação e solicitude.

A funcionária Selma Aparecida Barbosa Segalla, pela simpatia com que me recebeu no laboratório de Materiais Dentários, sempre solicita.

As funcionárias do CETASE (Centro de Estudos e Tratamento das Alterações Funcionais do Sistema Estomatognático) Bianca Souza Sampaio e Keila Di Angeli pelo papel fundamental que desempenham para com os pacientes e alunos de nossa Área, obrigada pela presteza com que nos ajudam.

Aos meus colegas de curso, César, Mônica, Leonardo, Marcela, Guilherme, Fernanda, Lívia, João Paulo, Devanir, Ana Lígia, Milene e Deborah pelos bons momentos profissionais e pessoais. É uma satisfação enorme poder aprender com vocês. Desejo a todos muito sucesso.

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

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

As minhas amigas de faculdade Fabrícia, Carol, Francine, Karol, Juliana e Tatiana pelas alegrias e, especialmente pela amizade, sei que vocês torcem por mim.

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

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

AGRADECIMENTO ESPECIAL

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

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

Galileu

**"Tu te tornas eternamente
responsável por aquilo que
cativas"**

O Pequeno Príncipe
Antonie De Saint-Exupéry

RESUMO

Esse estudo 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 foram preparadas para coroa total, com expulsividade de 8° 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 com agente resinoso convencional, e mais 15 amostras para cada *coping* foram cimentadas com agente 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 ($p > 0,05$).

Palavras-chave: Prótese Dentária, Cerâmica, Cimentos dentários.

ABSTRACT

This study evaluated the marginal adaptation of metal copings, In-Ceram and Press, before and after cementation in preparations on bovine teeth using two types of resin cement. Ninety bovine incisors were embedded in resin and the coronal portions of the teeth were prepared to receive complete crowns with 8° of tapering and right shoulder. Thirty crowns were fabricated for each coping. The crowns were then seated on the teeth with 9 Kgf static loads for 1 minute and the marginal discrepancy was measured using a microscopic (STM). Afterwards, the copings were removed and fifteen samples of each coping were luted on the teeth with resin cement, and fifteen with self-adhesive resin cement applied 9 Kgf static loads for 7 minutes and the marginal discrepancy was measured again. The results showed that before to cementation, there were significant differences ($p < 0.05$) in the marginal fit between the systems, and the e.max Press show higher discrepancy. After cementing the metal copings and In-Ceram showed no significant differences ($p > 0.05$) between the cements. The system e.max Press showed a significant discrepancy higher ($p < 0.05$) when cemented with conventional resin. When the systems were cemented with resin conventional, the lowest discrepancy was found in the metal ($p < 0.05$), with no significant differences ($p > 0.05$) between the other two systems. When cemented with the self agent adhesive, no significant differences ($p > 0.05$).

Key-words: Dental Prosthesis, Ceramic, Dental Cements.

SUMÁRIO

	<i>pág.</i>
1- INTRODUÇÃO	1
2- REVISÃO DA LITERAURA	5
2.1 – Sistema Metalocerâmico	5
2.2 – Sistemas Cerâmicos Livres de Metal	24
2.3 – Sistemas Adesivos e Cimentos Odontológicos	47
3 – PROPOSIÇÃO	55
4 – MATERIAIS E MÉTODOS	57
4.1 - Confecção dos Preparos e Obtenção dos Corpos de Prova	57
4.2 - Moldagem e obtenção dos troqueis	59
4.3 - Confecção dos <i>copings</i> com o sistema In-Ceram	62
4.4 – Confecção dos <i>copings</i> com metal	64
4.5 - Confecção dos <i>copings</i> com e.max Press	66
4.6 - Leitura da adaptação marginal antes da cimentação	70
4.7 - Cimentação dos <i>copings</i>	73
4.8 – Leitura da adaptação marginal após cimentação	76
5 – RESULTADOS	79
5.1 – Experimento 1	79
5.2 – Experimento 2	80
6 – DISCUSSÃO	83
7 – CONCLUSÃO	89
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	91
ANEXO	109

1. INTRODUÇÃO

A Odontologia Restauradora vem percorrendo um longo caminho evolutivo desde o desenvolvimento das metalocerâmicas até os dias atuais. Esse desenvolvimento é motivado pelo anseio dos pacientes que procuram tratamento por meio de reabilitações com excelência estética, bem como o desejo dos profissionais de odontologia em buscar melhores soluções protéticas. Como consequência, a odontologia restauradora passou por uma revolução industrial e tecnológica que possibilitou aos cirurgiões dentistas opções restauradoras de alta eficiência, sob o ponto de vista estético. A grande procura por restaurações que proporcionem um sorriso esteticamente perfeito, fez das cerâmicas restauradoras materiais cada vez mais populares, por apresentarem padrões de excelência no que concernem as características naturais.

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

A associação das cerâmicas com infraestrutura metálica assegurou a resistência mecânica (Breckner, 1956), porém, a oxidação, resultante da queima da liga durante os procedimentos para a aplicação da camada de opaco é um ponto negativo desta associação, que se torna mais crítico quando associado à translucidez cada vez maior das cerâmicas, possibilitando a deficiência do fator estético (Jones, 1985). Muito embora a utilização de ligas metálicas nobres e outros materiais a base de ouro minimizassem o problema da oxidação, persistia o fator translucidez. Assim, buscou-se substituir a utilização de ligas metálicas para se obter melhores padrões estéticos.

As primeiras tentativas para a obtenção de uma restauração de cerâmica pura sem infraestrutura metálica ocorreram com a concepção das facetas laminadas que eram confeccionadas com cerâmicas feldspáticas. Porém, esta modalidade técnica, ainda deixava dúvida sob o ponto de vista de resistência

e precisão do ajuste marginal. O sistema IPS e.max Press surgiu na tentativa de suprir essas necessidades, já que possui alta translucidez, graças a sua pastilha de cerâmica vítrea de di-silicato de lítio. Seu método de confecção é muito próximo a confecção de uma infraestrutura metálica, sendo que a partir de um padrão em cera obtém-se um *copíng* ou infraestrutura em cerâmica injetada sob pressão (Reich *et al.*, 2008).

O uso da alumina e da zircônia como infraestrutura de reforço para cerâmica, por outro lado, tem colaborado com a solução de problemas relacionados com a resistência, uma vez que uma infraestrutura não metálica, obtida a partir da sinterização de partículas de óxido de alumínio e zircônia, permite a confecção de próteses esteticamente mais aceitáveis sem detrimento do fator mecânico.

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

Paralelamente às cerâmicas, os agentes de cimentação também evoluíram, assim como, os adesivos dentais (White & Kpinis, 1992). No entanto, alguns problemas continuaram ocorrendo, como os causados pelas alterações volumétricas provocadas pelas variações térmicas no meio bucal e pela contração de polimerização na interface dente/restauração. Além disso, a espessura acentuada da linha de cimento exposta aos fluidos bucais, pode ter como consequência a solubilidade do material, acúmulo de placa bacteriana, instalação de cárie, manchamento marginal, e doença periodontal (Valderhaug & Birkeland, 1976; Figueiró, 2000).

Alguns sistemas cerâmicos não permitem a utilização do cimento de fosfato de zinco, já que o sistema é altamente translúcido, recomendando-se o uso do cimento resinoso, com a vantagem de condicionar sua superfície interna com ácido hidrofúorídrico, visando promover retenções micro-mecânicas e,

favorecendo deste modo a união química com a cerâmica. Deste modo, sua resistência, é favorecida pela contração de polimerização do cimento resinoso fortalecendo a cerâmica, por induzir tensões compressivas residuais, as quais também reduziriam a probabilidade das fissuras se propagarem (Mörmann 2009; Nakamura *et al.* 2009).

Os cimentos resinosos possuem composição e características similares as do compósito restaurador. Eles podem ser classificados de acordo com o método de ativação da polimerização dentro de três categorias: ativados quimicamente, por luz ou ainda por dupla ativação. Os cimentos de dupla ativação foram desenvolvidos na tentativa de combinar as propriedades desejáveis dos cimentos ativados química e fisicamente pela luz, o que promoveria adequada polimerização em áreas profundas e maior controle do tempo de presa, além de apresentarem baixa solubilidade, boa resistência à fratura e excelentes propriedades ópticas (Mak *et al.*, 2002).

Recentemente, uma nova geração de cimentos resinosos foi desenvolvida e combina o uso do condicionamento, do adesivo e do cimento em somente uma aplicação, eliminando a necessidade do pré-tratamento do dente (De Munck *et al.*, 2005; Nakamura *et al.*, 2009).

Em função da enorme quantidade de materiais disponíveis e da problemática apresentada na literatura, justificou-se comparar a adaptação marginal entre diferentes *copings*, sendo eles confeccionados em ligas metálicas a base de Níquel/Cromo e 5% de Titânio, em alumina no sistema In-Ceram e em di-silicato de lítio no sistema IPS e.max Press, todos cimentados com agente resinoso convencional e autoadesivo.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Para fins didáticos a revisão da literatura será dividida em tópicos.

2.1 - Sistema Metalocerâmico

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

Para que uma estrutura metálica de uma prótese fixa possa ser recoberta por cerâmica, devem-se considerar os materiais a serem usadas quanto às características intrínsecas, como as propriedades físicas, bem como a interação dos materiais quando unidos. Silver *et al.* (1960) analisaram fatores que podem influenciar o desempenho de próteses metalocerâmicas como os tipos de ligas metálicas, cerâmicas e fenômenos envolvidos no processo de sinterização da cerâmica. Os autores citaram que durante os ciclos de sinterização da cerâmica as ligas metálicas são expostas a um dos fatores mais nocivos para tal estrutura que seria o calor intenso. Ao mesmo tempo, a cerâmica exerce outras variações de forças sobre a estrutura metálica, como as forças de compressão geradas pela contração da cerâmica. Foi citado ainda que se deve ter cuidado especial para evitar que a estrutura metálica seja contaminada por metais adversos à composição original da mesma. Tal contaminação pode interagir com a liga metálica causando alterações localizadas e crescimento dos grãos sob altas temperaturas. Assim, poderão ocorrer alterações dimensionais no local contaminado, podendo alterar de forma significativa as dimensões da estrutura metálica.

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

McLean *et al.* (1971) em um estudo *in vivo* estimaram a película de cimento em restaurações *inlays* e coroas totais em ouro, metalocerâmicas e faceta laminada. Foi colocada cuidadosamente sobre a superfície interna das coroas uma fina camada de elastômero (Impregum) e assentado nos dentes preparados com uma pressão digital firme. As restaurações foram removidas de forma que a película de elastômero fosse removida intacta. A película foi então embebida em resina, obtendo-se um bloco. A partir deste foi realizado o seccionamento horizontal no sentido mesial para distal, e as medidas das espessuras obtidas. Segundo os autores, um espaço de 80 μm pode ser muito difícil de ser detectado mesmo em um rigoroso exame utilizando-se explorador clínico e radiografia. Em uma desadaptação de 200 μm , a radiografia mostrava uma considerável desadaptação, mas no exame com explorador era observada uma leve discrepância, não demonstrando evidência conclusiva. Neste caso, o exame radiográfico demonstrou-se mais fiel que o uso de um explorador clínico. Para os autores, um espaço de até 160 μm foi considerado um sucesso clínico, mas um espaço de 120 μm seria o ideal, para que não ocorra dissolução do material cimentante.

Shillinburg *et al.* (1973) estudaram quatro tipos de acabamento vestibular a fim de determinar o efeito de suas configurações sobre a estabilidade

das margens de restaurações metalocerâmicas, durante os estágios de cocção da porcelana. Um troquel mestre foi fundido em liga de cromo/cobalto, representando um preparo para coroa total metalocerâmica. As faces linguais e proximais eram acabadas em chanfro, nas vestibulares foi em chanfro, chanfro com bisel, ombro com bisel e ombro reto. Para a produção dos casquetes, um molde bipartido foi utilizado, e preenchido com cera liquefeita. Os padrões de cera foram incluídos em revestimento e passaram pelo processo de fundição. As estruturas metálicas foram desgaseificadas, aplicando o opaco, as porcelanas de corpo e incisal, e realizado o glazeamento. As medidas da distorção foram feitas antes dos procedimentos de cocção, após os procedimentos de desgaseificação, da adição da porcelana de opaco, da primeira adição da porcelana de corpo, da segunda cocção da porcelana de corpo e do glazeamento final. Nenhuma tentativa foi feita para medir a desadaptação existente entre a margem do casquete e a linha do preparo embora, tenha sido considerada somente a alteração no ajuste que ocorre durante o ciclo de cocção. Todas as quatro linhas de acabamento exibiram aumentos sucessivos no desajuste vestibular no decorrer dos estágios de aplicação da porcelana. Os autores concluíram que a linha de acabamento em ombro (biselado ou não) produziu menor distorção nas margens vestibulares do que a linha em chanfro com ou sem bisel.

Eames *et al.* (1978) estudaram várias técnicas para melhorar a adaptação de fundições. Dentes humanos extraídos foram preparados utilizando métodos que foram correlacionados com condições clínicas. As variáveis experimentais foram: grau de convergência dos preparos para coroa completa, efeitos de vários tipos de cimentos utilizados comumente, efeitos de um furo de escape oclusal, alívio das fundições com água-régia, e aplicação de um espaçador antes da fabricação do padrão de cera. Coroas totais e preparos para *inlay* foram incluídos neste estudo. No mínimo, cinco dentes para cada método foram preparados com dez controles em cada método ensaiado, para um total de 186 coroas e 40 *inlays*. As amostras fundidas com liga de ouro tipo III foram seccionadas, e seis medidas na interface oclusal foram feitas ao acaso para cada

coroa, utilizando um micrômetro monocular adaptado ao microscópio. Para as coroas totais fixadas em posição estática, com pressão digital, sem alívio ou condicionamento, um espaço oclusal de 215 μm foi observado quando a convergência do preparo foi de 10° . Com uma convergência de 20° , o espaço oclusal diminuiu para 99 μm . Quando as fundições foram adaptadas sem cimento, a interface era de 150 μm , mas retornavam à posição normal quando a força era liberada. Os autores concluíram que nenhuma fundição se adapta perfeitamente no dente preparado ou no troquel e quanto menor o ângulo de convergência do preparo, maior é o desajuste da restauração metálica. A possibilidade de completa adaptação é muito variável devido aos muitos procedimentos de manipulação envolvidos na sua confecção.

Oilo (1978) avaliou a adaptação de coroas fixadas com diferentes tipos de cimentos para esmalte, dentina e material restaurador. Coroas metálicas foram fixadas nos dentes com cimento de fosfato de zinco, policarboxilato, EBA (cimento reforçado de óxido de zinco – mistura de 32% de eugenol e ácido etóxi benzóico - EBA) e resinoso. Após a fixação, o conjunto foi armazenado por 24 horas a 100% de umidade relativa. Decorrido esse tempo, o conjunto foi cortado no sentido perpendicular e lixado com lixas de carbeto de silício (400 e 600) e polido com óxido de alumínio (0,05 μm). Réplicas das superfícies polidas foram confeccionadas usando silicona de condensação (Xantopren), analisadas em um estéreo-microscópio e posteriormente em microscópio eletrônico de varredura (MEV), fendas ocorreram em todos os corpos de prova cimento/interface-dente e cimento/interfade-dente-liga ou ambos. O cimento resinoso apresentou fendas somente na interface dente/cimento. O fosfato de zinco e o EBA apresentaram fendas nas duas interfaces. O cimento de policarboxilato foi o cimento que mostrou boa adaptação ao esmalte e dentina deixando espaço na interface liga/cimento. Além disso, os agentes de cimentação apresentaram baixa propriedade de umedecimento e, após a presa, eles podem contrair e serem removidos da restauração e do dente através da interface, dente/restauração, principalmente quando estão imersos em ambiente úmido.

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

Gavelis *et al.* (1981) correlacionaram o término marginal com o vedamento das coroas totais metálicas. Foram estudados oito tipos de preparos em troqueis metálicos simulando molares. Sete preparos possuíam 10 mm de diâmetro no término. Cada preparo media 6 mm na oclusal e um ângulo de convergência de 10°. Os termos apresentavam as seguintes formas: ombro reto

90°; ombro 45°; ombro e chanfro com chaferete de 1 mm paralelos as paredes axiais; ombro de 1 mm com chanferete de 30°. As coroas foram cimentadas sobre os preparos e levados a uma máquina de compressão. A pressão de cimentação era de 100 libras, reduzindo lentamente até 57 libras em um intervalo de 10 minutos de cimentação. Posteriormente, as coroas foram seccionadas no centro e os resultados mostraram que preparos com chanferete paralelos tiveram melhor vedamento marginal, seguido ombro reto 90°, ombro 45° e ombros com chanderetes em 30° e 45°. Com relação à adaptação da restauração, o ombro reto 90° proporcionou melhor adaptação em relação ao chanfro de 45°.

Panno *et al.* (1986) compararam a adaptação marginal após cimentação de coroas com término cervical em ombro biselado em 45° e em 80°. Vinte réplicas de incisivos centrais superiores em Ivorine foram preparadas para receber coroas metalocerâmicas, dezessete preparos tinham bisel de 80°, e sete com bisel de 45°. Troqueis de gesso pedra foram obtidos a partir dos preparos, cobertos com quatro camadas de espaçador. Foi realizado o enceramento, e os padrões resultantes foram incluídos e fundidos com liga de prata/paládio. Aos casquetes foi aplicada a porcelana, e as coroas cimentadas com cimento de policarboxilato de zinco. O conjunto troquel/coróa foi embutido em resina e seccionado no sentido vestibulo-lingual, e analisado com microscópio eletrônico de varredura e óptico. A espessura da linha de cimento foi medida com um micrômetro ocular linear na junção da linha de acabamento do preparo com a fundição. O grupo com bisel de 80° e colar metálico mostrou uma média de 27,6 µm; o grupo com bisel de 80° e porcelana nas margens obteve a média de 29,6 µm; e o grupo com bisel de 45° com porcelana na margem apresentou uma média de 29,5 µm. Os autores concluíram que o preparo com bisel 45° com metal ou porcelana na linha de acabamento, teve espessura do cimento comparável ao ombro biselado.

Stephano *et al.* (1989) compararam qualitativa e quantitativamente a adaptação marginal de coroas metálicas feitas a partir de ligas de ouro, níquel/cromo e cobre/alumínio. Usaram uma réplica metálica de um preparo dental

para coroa, a fim de confeccionar oito troqueis de gesso com espaçador. A partir desses troqueis, obtiveram 64 coroas metálicas fundidas. As coroas foram ajustadas ao troquel metálico, e a seguir se procedia a medição do desajuste marginal com o auxílio de um microscópio de mensuração linear, com precisão de 1 μm . As coroas fundidas sem espaçadores apresentaram os seguintes valores de desajuste médio: duracast – 207,87 μm ; durabond – 230 μm ; nicrocast – 253,81 μm ; ouro – 108,81 μm . As coroas fundidas com espaçadores mostraram os seguintes valores de desajuste médio: duracast – 47,75 μm ; durabond – 62,75 μm ; nicrocast – 62,12 μm ; ouro – 18,56 μm . Os autores concluíram que o uso de espaçadores para troqueis diminuiu de forma estatisticamente significativa os desajustes cervicais das coroas, qualquer que tenha sido a liga metálica utilizada.

Martignoni & Schonemberger (1990) enfatizaram a importância do planejamento da estrutura metálica na determinação da perda de precisão durante a aplicação da porcelana. A espessura mínima da estrutura não podia ser menor que 0,3mm a 0,5mm, para que ocorresse uma estabilidade da estrutura metálica e para que esta não viesse a sofrer distorção. Isto era importante, já que a fratura da cerâmica freqüentemente ocorria devido às flexões das regiões finas no metal sujeito à carga. Tais deformações momentâneas podiam ser absorvidas pela estrutura metálica, a qual tinha certo módulo de elasticidade, mas não podia ser tolerada pela cerâmica, que praticamente não possui elasticidade. Ressaltaram a importância da forma anatômica do preparo e do tipo de liga porque mostra diferentes graus de distorção, sob as mesmas circunstâncias e que deveria ser analisado quanto à dureza, módulo de elasticidade e de resistência. Além disso, os pontos de fusão e de solidificação deveriam estar distantes do ponto de fusão da cerâmica (ao menos 150°C). Ressaltaram que a forma anatômica do preparo, que deveria ter uma considerável diferença na altura das paredes, fator determinante na perda de precisão e estabilidade devido à distorção que ocorre durante a fundição. Estabeleceu que a situação ideal para controlar o sucesso da fundição em regiões finas era preparar as margens vestibular e lingual com a mesma altura e margens proximais ligeiramente curvas. Quando as margens

vestibulares e linguais apresentavam a mesma altura, mas com acentuada curvatura nas margens proximais, estavam sujeitas à contração durante os procedimentos de fundição. Consideráveis diferenças na altura das margens vestibular e lingual foram significantes. Quando a margem vestibular era maior, esta estaria sujeita à ação de duas forças, ambas tendendo a agir na mesma direção.

Vecchio *et al.* (1990), verificaram as medidas do desajuste marginal em coroas totais metálicas obtidas com ligas alternativas à base de prata/estanho, utilizando três técnicas de inclusão. Por meio de um troquel de aço inoxidável com preparo em forma de coroa total, 15 padrões de cera foram confeccionados e incluídos em revestimento, de acordo com três técnicas: convencional, a vácuo e pressão. Para cada técnica de inclusão utilizaram-se cinco corpos-de-prova. Para as fundições a fusão foi feita com maçarico à gás/ar. O desajuste marginal foi medido em quatro pontos referenciais, cinco vezes em cada ponto, em um microscópio comparador com aumento de 45 vezes. A técnica convencional de inclusão mostrou um desajuste marginal médio de 104 μm , para a técnica a vácuo foi de 65 μm e para a técnica de pressão 25 μm . Os autores concluíram que os melhores resultados de adaptação marginal dos corpos-de-prova foram obtidos pela técnica de pressão.

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

Jacobs & Windeler (1991) investigaram a taxa de solubilidade do cimento fosfato de zinco, utilizado como agente cimentante, em relação ao tamanho da fenda marginal. Amostras padronizadas foram construídas para

simular aberturas marginais de 25, 50, 75 e 150 μm , e suas respectivas linhas de cimento. O estudo foi dividido em duas fases. A fase I avaliou os efeitos da difusão simples sobre a solubilidade do cimento em um ambiente estático, enquanto que a fase II investigou os efeitos de forças convencionadas sobre a dissolução do cimento em ambiente dinâmico. Em ambas as fases não houve diferença significativa na taxa de dissolução do cimento para os grupos 25, 50 e 75 μm . O grupo teste 150 μm , para ambos os estudos, demonstrou um aumento na dissolução do cimento.

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

Vahidi *et al.* (1991) compararam a adaptação marginal de coroas Renaissance, metalocerâmicas e Dicor. Foram preparados 22 pré-molares recém extraídos com término em ombro, sendo 12 coroas confeccionadas com o sistema Renaissance, cinco Dicor e cinco metalocerâmicas. As coroas foram confeccionadas de acordo com as recomendações dos fabricantes e cimentadas nos preparos com cimento de policarboxilato (Durelon) sob pressão constante.

Após a cimentação, as amostras foram inseridas em resina acrílica, seccionadas e polidas para a análise da adaptação marginal. A espessura de película de cimento foi avaliada sob microscopia óptica de luz com aumento de 100 vezes na interface dente/restauração. Os valores encontrados para as coroas metalocerâmicas foi de 37 μm e para as coroas Renaissance 76 μm . As coroas Dicor apresentaram fendas marginais de 30 μm . Diferenças, estatisticamente significantes, foram encontradas entre os três sistemas cerâmicos. As coroas Dicor e metalocerâmicas, apresentaram espessuras de película de cimento similares. Análise em microscópio eletrônico mostrou presença de porosidade na região marginal das coroas Renaissance e metalocerâmicas, sendo que para o sistema Dicor nenhuma porosidade foi encontrada.

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

Syu *et al.* (1993) pesquisaram o espaço da parede axial criado entre o troquel e a coroa por procedimentos de fundição de rotina, e a influência do término marginal em ombro, ombro biselado e chanfro na adaptação marginal de coroas fundidas. Três réplicas de incisivos centrais superiores em Ivorine foram preparadas para coroa total com três diferentes termos cervicais na vestibular: ombro, ombro biselado em 45°, chanfro. Cada dente preparado foi duplicado e obtido 10 troqueis para cada grupo pelo uso de gesso pedra tipo IV. Padrões de

cera foram produzidos e incluídos em revestimento aglutinados por fosfato. Após a eliminação da cera 10 fundições foram feitas com uma liga com alto teor de paládio, liquefeita com uma chama de gás/oxigênio. As fundições foram limpas e adaptadas aos troqueis. Duas secções vestibulo-linguais foram feitas 1 mm ao lado da linha média. Os desajustes marginais foram medidos com o uso de um projetor, com 100 vezes de aumento. As médias das medidas do espaço das paredes axiais vestibulares e linguais combinado para as secções 1 e 2 foram: ombro 21,7 e 15,6 μm ; ombro biselado 31,8 e 33,1 μm ; chanfro 26,4 e 31,8 μm . Não houve diferença significativa entre os termos ombro, ombro biselado e chanfro. Os autores concluíram que a adaptação marginal não foi influenciada pelo tipo de término e que fundições bem adaptadas mostraram sobre-contornos marginais horizontais significantes.

White & Kipnis (1993) determinaram o efeito do uso de materiais de cimentação adesivos sobre o assentamento marginal de coroas metálicas. Foram confeccionados 35 preparos para coroa total em molares recém-extraídos, reproduzidos em gesso pedra melhorado. Os troqueis foram revestidos com três camadas de espaçador, encerados de forma convencional e incluídos em revestimento aglutinado por fosfato. O molde foi fundido com uma liga de metal básico em uma máquina de fundição por indução. Os contatos positivos internos foram removidos com uma broca meia-roda, e as fundições adaptadas sobre seus troqueis. As superfícies internas foram abrasionadas, e os contatos prematuros identificados e ajustados com broca. As fundições foram colocadas sobre seus dentes correspondentes com uma carga de 6 kg. A abertura marginal foi determinada em quatro marcas pré-determinadas, em microscópio metalúrgico. Houve randomização das amostras para os grupos de materiais de cimentação, e foram cimentadas com uma carga de 6 kg durante 7 minutos. A abertura marginal foi medida após 24 horas de armazenagem a 37°C e 100% de umidade relativa. O estudo mostrou como resultado uma abertura marginal pré-cimentação para os grupos I e V respectivamente: 57,2 μm ; 58,0 μm ; 69,5 μm ; 35,1 μm e 66,5 μm . Após a cimentação, as médias foram 82,8 μm ; 111 μm ; 141,6 μm ; 263 μm e 333

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

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

Gelmalmaz & Alkumuru (1995) examinaram as alterações do desajuste marginal de restaurações metalocerâmicas em relação ao ciclo de cocção da porcelana, e determinaram o efeito do tipo de liga, desenho da margem, cobertura de porcelana e a proximidade da porcelana da margem desajustada. Dois modelos de aço foram preparados, um com término em ombro outro e em chanfro. Para criar um padrão de cera com 0,5 mm de espessura uniforme, um molde bipartido foi fabricado para cada desenho marginal. Um total de 32 padrões de cera foi fundido, metade com término em ombro e outra metade com término em chanfro, com ligas nobres e não nobres. Em seguida era aplicada a porcelana; três casquetes de cada um dos quatro grupos experimentais foram usados como controle sem aplicação da porcelana. A medida do ajuste foi determinada pela mensuração entre as marcas referências existentes no troquel mestre e o ponto mais apical da margem do casquete em quatro pontos diametralmente opostos, e

feitos em cinco estágios da fabricação das coroas antes e após a desgaseificação, após a aplicação do opaco, após a aplicação da porcelana de corpo e após o glazeamento. A alteração total do ajuste marginal para a liga preciosa no decorrer dos cinco estágios foi de 25, 91 μm , e para a liga não preciosa foi 11,59 μm . Os resultados mostraram que não houve diferença significativa na alteração do ajuste marginal relacionado ao desenho marginal ou proximidade da porcelana, nem quando as quatro variáveis foram interagidas. Os autores concluíram que os mais altos valores do desajuste marginal dos casquetes foram encontrados no primeiro ciclo de cocção da porcelana; os casquetes de liga não preciosa revelaram alterações marginais significativamente menores do que os casquetes de liga preciosa; e que o cálculo das alterações marginais foi independentemente do desenho da margem e proximidade da porcelana.

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

diferença significativa entre as coroas cimentadas de titânio e ouro/platina/paládio, e que a cocção da porcelana não causou alteração significativa no ajuste marginal das estruturas metálicas de ouro/platina/paládio e titânio.

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

O'Brien (1997) abordou as diferenças de comportamento entre metais com comportamento frágil e dúctil. Quando um metal é submetido a tensão de tração, esta pode ser decomposta em dois componentes. Um destes componentes da força tende a afastar os átomos no sentido de aplicação da força. Outro tende a causar o deslizamento dos planos de átomos em ângulo de 45° em relação ao

eixo de aplicação da força. Este último componente seria o responsável pela deformação plástica ocorrida em metais submetidos à tensões de tração. Torna-se necessário um alto valor de força de tração para causar o deslizamento dos planos de átomos. Contudo, as ligações entre um átomo e outro podem ser rompidas e formadas novamente com átomos adjacentes, fenômeno este que explica o deslizamento de planos de átomos com valores menores de tensão. Certos tipos de tratamento e alterações passíveis de ocorrer em metais sob 40 variações térmicas (tratamentos), formação de fases e impurezas entre os grãos do metal podem dificultar o deslizamento dos planos de átomos, tornando-os mais friáveis e assim com menor capacidade de sofrer deformação plástica.

Schilling *et al.* (1999) avaliaram o desajuste marginal e determinaram a aceitabilidade clínica de fundições simples incluídas com revestimento fosfatado (Ceramigold) usando método convencional e acelerado. Quarenta e quatro fundições foram obtidas sendo vinte e duas incluídas por meio de inclusão convencional e vinte e duas pelo método acelerado com revestimento. Cada fundição foi colocada sobre o seu respectivo troquel de gesso e 4 medidas foram efetuadas em posições diametralmente opostas. Medidas perpendiculares e com inclinação de 25° foram feitas nas margens das restaurações. Os resultados mostraram que para as duas formas de medidas não houve diferença estatística entre os grupos acelerado (31,6 e 32,2 μm) e convencional (13,2 e 13,6 μm). Todas as medidas de adaptação estavam dentro dos padrões de aceitabilidade clínica exceto uma. O revestimento fosfatado produziu fundições simples dentro de 30 minutos com abertura marginal comparável às encontradas com o método convencional.

Yilmaz & Dinçer (1999) avaliaram o uso do titânio para confecção de próteses metalocerâmicas. Os autores afirmaram que o uso do titânio em 44 restaurações metalocerâmicas tem apresentado aumento em função de características como ótima resistência à corrosão, biocompatibilidade, densidade reduzida, baixa condutibilidade térmica e custo razoável por grama de material. Porém, alguns fatores dificultam seu uso como alto ponto de fusão e reatividade

química com elementos como o oxigênio, hidrogênio e carbono em altas temperaturas. Para que a técnica de recobrimento do titânio com cerâmica seja realizada com êxito, os autores salientaram que fatores como correta fundição sob atmosfera não oxidante, cerâmicas com temperaturas de cocção que não ultrapassem 800°C e coeficiente de expansão térmica próximo ao do titânio ($9,6 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) devem ser considerados.

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

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

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

Nogueira-Filho (2001) relacionou fatores predisponentes à ocorrência de doença periodontal. Dentre tais fatores encontram-se os depósitos dentais mineralizados, margens de restaurações desadaptadas e lesões cariosas não tratadas. Estes atuam como retentores de biofilme bacteriano, dificultando o controle mecânico pelos métodos comuns de higiene bucal. Poderiam assim levar ao desenvolvimento dos processos inflamatórios gengivais e do aparelho de inserção periodontal.

Shimizu *et al.* (2003) compararam a capacidade de preenchimento de margens delgadas simulando margens de próteses, com ângulos de 15° e 30°. Foram comparados o titânio comercialmente puro (Ti cp), ligas de titânio (Ti-6Al-7Nb e Ti-6Al-4V), ligas à base de ouro e liga de Ni-Cr. De acordo com os autores a capacidade de preenchimento do molde de revestimento utilizando liga de ouro foi melhor se comparado às demais ligas. A liga de Ni-Cr demonstrou o pior desempenho de preenchimento de margens, sendo que o titânio e suas ligas exibiram valores intermediários. Concluíram os autores que apesar do desempenho do titânio e ligas ter sido pior se comparados com a liga de ouro, os dados justificaram o uso do titânio para a obtenção de próteses fixas.

Fonseca *et al.* (2003) avaliaram a adaptação cervical do titânio comercialmente puro e ligas de Ti-6Al-4V e Pd-Ag e a influência dos ciclos de cocção da cerâmica Vitatitankeramic. Foram utilizados 50 dentes bovinos com preparos típicos para restaurações, sendo igualmente divididos nos grupos experimentais Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4V com tratamento térmico (Ti-6Al-4V TT), Ti c.p., Ti c.p. com tratamento térmico (Ti c.p. TT) e Pd-Ag. O desajuste cervical foi medido com auxílio de um microscópio de mensuração (Olympus STM). Os valores médios de desajuste cervical obtidos ao final dos ciclos de cocção foram: 106,78µm para Ti-6Al-4V, 86,02µm para Ti-6Al-4V TT, 117,22µm para Ti c.p., 115,71µm para Ti c.p. TT e 98,70µm para Pd-Ag, sem que houvesse diferença estatisticamente significativa entre tais valores. O desajuste cervical dos grupos confeccionados em Ti c.p. e Ti-6Al-4V não foi influenciado de forma significativa pelo ciclo de cocção da porcelana Vitatitankeramic. O grupo Pd-Ag mostrou alteração estatisticamente significativa após a cocção da porcelana para dentina e glaze.

Milan *et al.* (2004) avaliaram a relação entre a aplicação do espaçador antes da confecção do padrão de cera e alívio interno das coroas totais metálicas após a fundição, verificadas através da análise do desajuste interno e marginal. Foram confeccionadas cento e vinte coroas totais metálicas com 7 mm de diâmetro na cervical, 6 mm de diâmetro na oclusal e um ângulo de convergência

das paredes axiais de 10°, 40 coroas em término em ombro 90°, 40 coroas em ombro biselado em 20° e 40 coroas em chanfro reto em 45°, todas feitas com liga de paládio/prata (PORS – ON/Degussa), fundidas com gás-oxigênio ou resistência elétrica numa centrífuga. Após a fundição, as coroas foram assentadas sobre seus respectivos troqueis com diferentes termos cervicais com carga estática de 90 N por 1 minuto. Após, o conjunto foi embutido em resina acrílica e seccionado longitudinalmente para verificar a desajuste marginal ocorrido nas interfaces lateral e oclusal com o micrômetro digital. Os dados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey em nível de significância de 5%. Os melhores ajustes marginais e internos foram obtidos com a fonte de calor gás-oxigênio. O término cervical em chanfro reto de 45° mostrou os melhores ajustes, tanto cervical como interno, e o melhor alívio interno e marginal foram obtidos em coroas jateadas com partículas de óxido de alumínio com 50 µm.

Sailer (2009) avaliou próteses fixas com infraestruturas em metal e zircônia. Foram confeccionadas 76 próteses fixas em 59 pacientes, sendo 38 próteses fixas na região posterior de 3 a 5 elementos de zircônia e 38 metalocerâmica. A avaliação foi realizada após 6 meses, 1 e 3 anos de cimentação usando o critério do Serviço de Saúde Pública dos Estados Unidos (USPHS) que avaliou retenção, índice de placa, sangramento, vitalidade dentária, profundidade de bolsa e exames radiográficos das próteses fixas. A análise estatística aplicada foi Kaplan-Meier, Teste de Q-quadrado, Exato de Fisher e Teste de Mann-Whitney U. Cinquenta e cinco pacientes com 67 próteses fixas (36 de zircônia e 31 de metal) foram examinados depois de um período de 40,3 ± 2.8 meses. Seis pacientes foram excluídos. A taxa de sobrevivência de ambos os sistemas foi de 100%. Não houve diferença quanto a complicação no tecido biológico, porém 25% da próteses de zircônia apresentaram lascas na cerâmica de cobertura e 19% no sistema metalocerâmico. Os autores concluíram que a taxa de sobrevivência das infraestruturas de zircônia é similar ao sistema metalocerâmico.

Tao & Han (2009) avaliaram o efeito da curvatura do término cervical em próteses livres de metal CAD/CAM e metalocerâmicas. Foram preparados incisivos centrais superiores no *typodont* com a curvatura de (1-, 3- e 5-). Para cada pilar foram feitas 5 coroas livres de metal no sistema Cercon e 5 no sistema metalocerâmico. A adaptação marginal das coroas foram mensuradas com o auxílio de um projetor de perfil. Os autores concluíram que a curvatura do término cervical não apresentou efeito na adaptação marginal das coroas livres de metal, porém houve significância da adaptação marginal no sistema metalocerâmico.

Johnson *et al.* (2009) avaliaram a retenção de coroas metalocâmicas com cimento de fosfato de zinco, cimento resinoso convencional, cimento resinoso autoadesivo e cimento de ionômero de vidro. Foram preparados 20 dentes e confeccionados *copings* metalocerâmicos com liga nobre e cimentados com uma força de 196N, submetidos à ciclagem térmica. Os autores avaliaram a força de remoção e calcularam o estresse de deslocamento em cada dente preparado. A força necessária para remover as coroas em megapascal, foram 8.0 para o Rely X Luting (3M/Espe®) 7.3 para Rely X Unicem (3M/Espe®), 5.7 Panavia F (Kuraray America®) e 4.0 Fuji Plus (GC America®) no estudo A. No estudo B 8.1 para Rely X Luting (3M/Espe®), 2.6 Rely X Luting Plus (3M/Espe®), e 2.8 para Fuji Cem (GC America®). No estudo C 4.9 para Maxcem (Kerr®), 4.0 Biscem (Bisco®), 3.7 Rely X Unicem Clicker (3M/Espe®), 2.9 para iCem (Heraeus Kulzer®) e 2.3 para Fleck's zinc Cement (Keystone Industries®). Os autores concluíram que a versão pó e líquido dos cimentos foram significativamente mais retentivos do que as versões pasta-pasta. Todos os cimentos apresentaram a mesma retenção que o cimento de fosfato de zinco.

2.2 - Sistemas Cerâmicos Livres de Metal

Batchelor & Dinsdale (1960) e Binns (1962) *apud* McLean & Hughes (1965) mostraram que quando grãos cristalinos de alta resistência foram

introduzidos dentro da matriz de um vidro ou cerâmica de expansão térmica similar, a resistência do material aumentou progressivamente após a cocção com o aumento da proporção da fase cristalina. Também mostrou que para uma fenda se propagar neste tipo de sistema, esta deve se estender através das fases vítrea e cristalina. Então, a energia necessária para a propagação das fendas deve ser maior do que aquela necessária para fraturar apenas a fase vítrea. Os cristais de alta resistência atuam como bloqueadores da propagação de fendas.

Segundo Pettrow (1961) a forma do preparo utilizado para as coroas de cerâmica foi essencial na manutenção das propriedades mecânicas. Os preparos foram realizados nas quatro faces (vestibular, lingual, mesial e distal) da superfície do dente e essas faces convergiam axialmente e verticalmente em direção do ângulo. Os dois tipos de fratura considerados nas coroas de cerâmica foram iniciais e funcionais. A fratura inicial ocorreu durante um ajuste clínico preliminar ou na cimentação da coroa. Essas fraturas foram diagnosticadas como resultado de pressões internas causadas por desajustes na impressão, no modelo ou pela técnica de cimentação. A fratura funcional ocorreu após um determinado período de uso. A forma anatômica das coroas também teve grande influencia na fratura das coroas. O arredondamento dos ângulos internos produziu um maior volume na coroa e eliminou linhas específicas de clivagem. Portanto, a tensão foi distribuída sobre uma espessura maior, conseqüentemente, aumentando a resistência à fratura. Outro fator responsável pela fratura das cerâmicas foi a porosidade, a qual foi classificada em duas categorias: normal e excessiva. Porosidade normal ocorreu durante o processo de condensação e queima da cerâmica. Uma condensação manual inadequada, contaminação e queima foram as principais causas de porosidades excessivas (bolhas). As porosidades afetaram a resistência da cerâmica criando zonas de concentrações de tensões e de baixa resistência à fratura. Porosidade excessiva afetou a resistência da cerâmica mais do que o tipo normal. A borda quebrada ocasionalmente exibia poros em grandes quantidades, os quais presumivelmente foi um fator significativo no fracasso da estrutura.

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

McLean & Hughes (1965) relataram que as fraturas das cerâmicas odontológicas ocorrem devido à existência de fendas na superfície do material, local em que ocorre a concentração de tensões quando a cerâmica é submetida a cargas de tração, fazendo com que a resistência medida seja sempre menor do que coesão molecular ou a resistência teórica do material cerâmico. Com o objetivo de melhorar as propriedades da cerâmica, os autores determinaram os efeitos da introdução da alumina na matriz vítrea sobre as propriedades físicas e mecânicas da cerâmica. Diferentes concentrações de alumina foram utilizadas, sendo obtidos resultados mais satisfatórios com as amostras em que foi empregado um conteúdo de 40% em peso de alumina. Concluíram que o uso dos cristais de alumina, como fase de reforço na matriz vítrea, forneceu aumento significativo nas propriedades mecânicas da cerâmica, sendo a resistência à fratura aproximadamente o dobro da cerâmica convencional.

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

e recessão gengival comparada com as margens supra-gengivais. As restaurações com linha de cimentação maior se correlacionavam com maior índice de recessão gengival e bolsa periodontal.

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

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

Abbate *et al.* (1989) avaliaram a adaptação marginal de quatro sistemas cerâmicos com margem em metal, coroa metalocerâmica com margem em cerâmica e dois sistemas de cerâmica pura. Foram confeccionadas 40 coroas e cimentadas com cimento de fosfato de zinco seguindo-se as recomendações dos

fabricantes. Na cimentação as coroas foram submetidas inicialmente à pressão digital e suportadas com carga estática de 5 kg, por 10 minutos. Em seguida, todas as coroas foram incluídas em resina epóxica e seccionadas no sentido vestibulo lingual, em três cortes distantes, 1 mm aproximadamente do centro do dente, produzindo um disco central de 2 mm que não foi usado no estudo. Os outros dois cortes foram sequencialmente polidos até a lixa 600. A espessura de película foi medida com micrômetro digital acoplado a um vídeo com imagem ampliada em uma televisão de alta definição. As medições foram feitas por meio das faces vestibulares e linguais seccionadas, utilizando-se um escore com pontos pré-determinados de 100, 200 e 300 μ m da margem de acabamento. As coroas Cerestore apresentaram a menor desadaptação e Dicor a maior, sem diferença estatística entre elas.

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

Alkumuru *et al.* (1992) investigaram as variações na fenda entre coroas cimentadas e o preparo dental. Coroas anteriores foram confeccionadas com cerâmica Vita Pt (infraestrutura) e Vitadur N (dentina e esmalte) com término

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

Holmes *et al.* (1992) realizaram um estudo com o objetivo de mensurar a adaptação marginal de coroas Dicor e compará-las com coroas fundidas em ouro tipo III. Dez coroas totais Dicor e dez coroas tipo *veneer* foram confeccionadas em modelos *Ivory* idênticos, com margens em chanfro, utilizando um molde especial para enceramento. As coroas foram cimentadas com resina sem carga e embutidas em resina epóxica e depois de seccionadas no sentido vestibulo lingual e mésio distal, polidas e fotografadas com aumento de 250 vezes. A fenda marginal para o grupo Dicor foi de $51 \pm 14 \mu\text{m}$ (V), $54 \pm 11 \mu\text{m}$ (L), $1 \pm 16 \mu\text{m}$ (M), $35 \pm 13 \mu\text{m}$ (D). Para as coroas de ouro foram encontradas $43 \pm 11 \mu\text{m}$ (V), $51 \pm 28 \mu\text{m}$ (L), $73 \pm 33 \mu\text{m}$ (M), $61 \pm 28 \mu\text{m}$ (D). As médias combinadas foram $48 \pm 7 \mu\text{m}$ para Dicor e $57 \pm 19 \mu\text{m}$ para ouro. Não houve diferenças significantes entre locais e materiais ($p < 0,001$), mas a variabilidade das coroas em ouro foi maior que o dobro das coroas Dicor.

White & Yu (1992) avaliaram as diversas interações entre a espessura de cimento e seu comportamento frente às necessidades clínicas em uma série de estudos. Inicialmente, os autores procuraram determinar e comparar a espessura de novos agentes cimentantes adesivos. O método aplicado estava de acordo com as especificações da American National Standards Institution/American Dental Association (ADA) especificação número 8 para fosfato de zinco. Foram

testados 20 materiais manipulados exatamente de acordo com as instruções dos fabricantes. Os testes consistiram na colocação de uma porção da mistura padrão do cimento, misturado e posicionado entre duas placas de vidro redondas, lisas e de espessura uniforme, com um área de superfície de 2 cm². Após o posicionamento do cimento uma carga de 15 Kg foi aplicada verticalmente sobre as placas. Um guia eletrônico de precisão de 0,5- μ m e uma escala de 300 μ m foram selecionados. As medições foram feitas e foi anotado a média mais próxima, sempre após dez minutos de misturados o cimento. Cada cimento foi analisado dez vezes e a média de espessura padrão foi calculada para cada cimento. Os resultados revelaram que, materiais satisfizeram a especificação para espessura de 25 μ m, e estes foram os cimentos de hidroxiapatita, ionômero de vidro, fosfato de zinco e policarboxilato. Cinco outros materiais se enquadraram, para espessuras menores que 40 μ m, dentre eles ionômero de vidro e cimento resinoso (C&B Metabond – 26,3 μ m). Seis cimentos apresentaram uma espessura do filme com mais de 40 μ m (Panavia Ex – 44,7 μ m). Os autores investigaram o efeito da interação com a superfície dentinária na determinação da película de alguns cimentos. Foram testados o fosfato de zinco (Flecks Zinc Phosphate – USA), cimento resinoso com agente de união (Dent Mat Thin Film Cement e Tenure – USA), ionômero de vidro (Ketac Cem – Germany) e Policarboxilato (Durelon – Germany). Os resultados mostraram espessura dos cimentos de fosfato de zinco e ionômero de vidro significativamente menor quando em contato com a dentina, do que quando os cimentos estiveram entre duas superfícies de vidro. Os cimentos resinosos e policarboxilato não apresentaram diferença aos dois tipos de superfície. Fatores importantes durante o processo de cimentação foram colocados pelos autores como fundamentais para se conseguir uma fina camada de cimento e diminuir a dor pós-operatória. A manipulação rigorosa dos cimentos, limpeza das peças protéticas, secagem da superfície do dente e da prótese, sem desidratar os túbulos dentinários é fundamental para uma boa união. Para os cimentos ionoméricos é recomendada a proteção externa com verniz evitando umidade durante a polimerização.

White *et al.* (1992) examinaram o efeito da força de assentamento na espessura de película de diferentes cimentos. Foi avaliado o fosfato de zinco (Flecks Zinc Phosphate – USA), cimento resinoso com agente de união (Dent Mat Thin Film Cement e Tenure – USA), ionômero de vidro (Ketac Cem – Germany) e policarboxilato (Durelon – Germany) com variação de carga 1, 3, 5, 15 e 23 Kg. Foi observada uma substancial diferença de espessura para as diversas cargas aplicadas aos cimentos, os resultados demonstraram que a reorganização interna das partículas estava associada a magnitude de força durante o assentamento. Os cimentos de ionômero de vidro requerem menor força do que os cimentos resinosos, estando os cimentos de fosfato de zinco e policarboxilato em posição intermediária. Isso em relação com viscosidade de cada produto, também associada a viscosidade dos diferentes ácidos. O fosfórico é menos viscoso que o poliacrílico, respectivamente nos cimentos policarboxilatos e ionômero de vidro, e menos que os dois presentes nos cimentos resinosos, o Bis-GMA e o poli (metilmetacrilato). Também a natureza da reação afeta a espessura. Os cimentos de fosfato de zinco, policarboxilato e ionômero de vidro endurecem mais lentamente devido à reação ácido-base entre líquido e as partículas de carga. Os cimentos resinosos endurecem pela polimerização de monômeros, formando grandes moléculas, os polímeros. A viscosidade do líquido aumenta de forma exponencial, induzindo as partículas a se reorganizarem e desta forma obter uma espessura mínima.

Grey *et al.* (1993) compararam a adaptação marginal e a resistência à ruptura de coroas metalocerâmicas, porcelanas aluminizadas (Vitadur N, Vita) e coroas cerâmicas com *copings* aluminizados (In-Ceram, Vita). Trinta e três coroas de tamanhos e formas similares foram confeccionadas sobre um modelo padrão, sendo onze em cada um dos sistemas. A adaptação de cada tipo de coroa foi determinada pelo peso de um silicone de baixa viscosidade interposto entre coroa e o modelo padrão. Com valores da densidade do silicone e o conhecimento da área total do preparo, foi possível calcular a desadaptação. As coroas foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco sobre o modelo padrão, e submetidas

à carga de ruptura. A média da espessura de película foi de 95, 154, 123 μm respectivamente. A carga média de ruptura de coroas cerâmicas com *copings* aluminizados (In-Ceram, Vita) após cimentação, foi superior à porcelana aluminizada ($p < 0,0001$), porém não houve diferença estatística quando comparadas às coroas confeccionadas em metalo-cerâmicas e as confeccionadas em In-Ceram.

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

Rinke *et al.* (1995) avaliaram a adaptação marginal e a resistência à fratura de coroas In-Ceram convencionais e In-Ceram Celay. Dois modelos padrões, um incisivo central superior e um pré-molar foram confeccionados em liga Cobalto-Cromo (Co-Cr), com o término em ombro com ângulos internos arredondados. Os modelos foram reproduzidos com silicone de adição, até a

obtenção de quarenta unidades, sendo vinte de cada tipo de dente. Dez incisivos e dez pré-molares foram utilizados para a confecção de coroas pelo método In-Ceram convencional e a outra metade utilizados para a obtenção de coroas pela técnica In-Ceram Celay. Após a avaliação do desajuste marginal, todas as coroas foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco, com pressão estática de 30 Kg. As confeccionadas pelo método In-Ceram convencional e cimentadas nos incisivos centrais, apresentaram desajuste marginal com média de 32,5 μm , enquanto que as confeccionadas pela técnica In-Ceram Celay apresentaram cerca de 38 μm . Porém, estes desajustes foram significativamente menores do que o encontrado nas coroas cimentadas nos pré-molares, que apresentaram em média uma linha de cimento de 45 μm para ambas as técnicas de confecção. Com relação à resistência a fratura, houve diferença significativa para as coroas cimentadas nos incisivos centrais (que apresentaram maior resistência a este ensaio laboratorial). O estudo indica que as coroas In-Ceram Celay apresentaram adaptação marginal e resistência à fratura clinicamente aceitável.

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

Cs=23 $\mu\text{m} \pm 7,6$. As diferenças encontradas entre as séries não mostraram relevância estatística. Dados da MEV confirmam os resultados da microscopia óptica. Os autores concluíram que os passos de fabricação após cada cópia por usinagem não mostraram influência óbvia na largura da fenda marginal e acreditam que o sistema Celay In-Ceram resulta em uma adaptação marginal clinicamente aceitável.

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

May *et al.* (1998) avaliaram a adaptação marginal e interna de coroas Procera All-Ceram em dentes molares e pré-molares. Cinco primeiros molares e primeiros pré-molares superiores artificiais (Ivorine) foram preparados para receber coroas totais, com padronização do ângulo de convergência em 10° , terminos cervicais em chanfro com profundidade de 1,3 a 1,5 mm e redução oclusal de 2 mm. A partir dos mesmos, modelos em resina epóxica foram obtidos, e sobre eles confeccionadas coroas. A adaptação foi avaliada em relação à fenda marginal, adaptação interna e precisão de assentamento (média de todos os pontos de medição), por meio de leitura com laser videografia. Foi realizado um

procedimento no qual a coroa foi fixada ao modelo com silicone leve, com o propósito de reproduzir todos os aspectos internos da coroa. Após sua polimerização a coroa foi removida e feita digitalização do troquel; o silicone foi removido e feito nova digitalização, que em conjunto com a anterior compôs uma imagem tridimensional da película, representando a fenda interna da coroa. Dimensões médias de fendas e desvio padrão na fenda marginal para os pré-molares e molares foram $56 \mu\text{m} \pm 21$ e $63 \mu\text{m} \pm 13 \mu\text{m}$, respectivamente e a precisão de adaptação para os grupos de coroas não foi significativamente diferentes em nível de 5%. Neste estudo foi observado que o sistema produziu coroas com aceitável adaptação de margem (54 a $64 \mu\text{m}$) e aspectos internos (49 a $63 \mu\text{m}$).

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

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

de cimentação pela técnica adesiva e as amostras foram novamente duplicadas. Metade das amostras foram submetidas a ciclagem térmica e mecânica, e as réplicas em resina epóxica obtidas para a análise da fenda marginal. Os resultados foram comparados com a coroa metalocerâmica, com margem vestibular cerâmica, cimentadas com cimento de fosfato de zinco. A cimentação das coroas aumentou significativamente a fenda marginal ($p < 0,01$). Antes da cimentação a técnica da maquiagem do Empress II mostrou as menores fendas marginais (média 47 μm), seguida por In-Ceram convencional (média 60 μm) e Empress estratificado (62 μm). Coroas Celay In-Ceram mostraram fendas marginais de 78 μm de média, as feldspáticas de 99 μm e as metalocerâmicas 64 μm . O envelhecimento em simulador de mastigação não teve influência na adaptação das amostras. O estudo mostra que todos os sistemas apresentam margens clinicamente aceitáveis.

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

Celik & Gelmalaz (2002) avaliaram a integridade marginal de *veneers* de resina composta e de cerâmica comparadas com o sistema IPS Empress utilizando dois diferentes agentes de cimentação. O estudo avaliou também a integridade marginal de IPS Empress sob jateamento com partículas abrasivas. Foram usados 42 incisivos superiores humanos, nos quais foram confeccionados 14 facetas de cada material. Para a realização das restaurações foi aplicado espaçador a fim de promover espaço para o agente cimentante. As restaurações foram cimentadas com cimento resinoso Variolink II High e Variolink Ultra. Os dentes restaurados foram seccionados no sentido vestibulo lingual e mésio distal e a fenda marginal foi avaliada em microscópio com 200 vezes de aumento. Os resultados mostraram que a fenda marginal variou de 105 μm a 182 μm . Nenhuma diferença foi encontrada entre os diferentes tipos de *veneers* e agentes de cimentação. Diferenças foram encontradas nas fendas marginais do IPS Empress com e sem jateamento. Os autores concluíram que o uso da técnica alternativa de jateamento do IPS Empress não foi benéfico, e que o uso da técnica alternativa de agente de cimentação com alto conteúdo de carga não causou aumento da fenda marginal para os diferentes tipos de restaurações.

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

e após a cimentação. Nenhuma diferença estatística foi observada entre os sistema IPS Empress 2 e In-Ceram (antes: 75,79 μm e após 111,35 μm) e Cerogogold. O autor concluiu, ainda, que nenhuma diferença estatística foi observada para o desajuste cervical quando os três sistemas cerâmicos foram cimentados com resinoso e ionômero de vidro.

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

Behr *et al.* (2004) comparou a adaptação marginal de coroas cerâmicas pelo sistema Empress 2 cimentados com cimento resinoso autoadesivo com e sem pré-tratamento da superfície dentária. Foram preparados 32 molares humanos com preparo de coroa total para receber coroas pelo sistema Empress 2. A cimentação foi realizada com e sem a remoção do *smear layer* (ataque ácido e adesivo). Após simulação de 5 anos de estresse oral, adaptação marginal foi avaliada por meio da penetração de corante e microscopia eletrônica, usando o critério de perfeição de margem. Os valores encontrados para o cimento resinoso Rely X Unicem foram próximos de 90% de perfeição de margem. A penetração de corante na interface dente/cimento e cimento coroa sem condicionamento mostrou valores médios abaixo de 25%, com o condicionamento o cimento apresentou altos valores de penetração de corante na interface cimento/dentina, sem condicionamento a interface cimento/coróa mostrou altos valores de microinfiltração, mas não apresentou diferenças estatísticas. Os autores

concluíram que o cimento autoadesivo sem pré-tratamento da superfície dentária apresentou valores adaptação marginal clinicamente aceitável.

Quintas *et al.* (2005) avaliou *in vitro* o efeito de diferentes termos, técnicas cerâmicas, e agentes de cimentação em relação à adaptação marginal dos *copings*. Dois molares de aço foram preparados para coroa total com diferentes termos (chanfro largo e ombro arredondado); cada molar foi duplicado para confeccionar 90 *copings*. Um total de 180 *copings* gerou 18 grupos (n=10 para cada termo - *coping* – agente de cimentação). Os materiais de cimentação testados foram fosfato de zinco, ionômero de vidro modificado por resina (Fuji Plus), e cimento resinoso (Panavia F). Foram feitas duas demarcações pré-determinadas para mensuração antes e após cimentação. Com o teste ANOVA foi avaliado a desempenho de cada fator: 3 fatores entre *coping* (termo-material do *coping*-agente de cimentação) e 1 fator interno *coping* (antes e após cimentação) ($\alpha = 0,5$). Os resultados mostraram que os *copings* Procera apresentaram menor valor de fenda marginal antes e após cimentação (25/44 μm), quando comparado com Empress II (68/110 μm) e In-Ceram alumina (57/117 μm). Considerando cada fator separadamente, o sistema de confecção da cerâmica apareceu ser o fator mais importante testado para definir a fenda marginal dos *copings* cerâmicos, com menores valores para o sistema Procera.

Nakamura *et al.* (2005) avaliaram a desadaptação marginal e interna de coroas fabricadas usando o sistema *Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing* (CAD/CAM) Decsy. Um primeiro pré-molar foi o utilizado como mestre e coroas experimentais foram fabricados no mesmo. Quatro condições foram estabelecidas combinando dois diferentes ângulos de convergência (4 e 12 graus) e dois agentes diferentes de cimentação utilizando o sistema adesivo com espessura de película de 15 μm e 55 μm . Os resultados mostraram as coroas com desadaptação marginal de 42 a 56 μm . Quando o agente de cimentação possuía 15 μm , a desadaptação interna era de 85-88 μm , quando o agente era de 55 μm , a

adaptação interna era de 126-138 μm . A desadaptação marginal para cada coroa mostrou resultados clinicamente aceitáveis.

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

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

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

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

cerâmica prensada $81 \pm 25 \mu\text{m}$. Os autores concluíram que todos os sistemas tiveram o mesmo desempenho, sendo clinicamente aceitáveis.

Naert *et al.* (2005) avaliaram a adaptação marginal do sistema Procera por meio de dois estudos. Um estudo *in vitro* (com 8 dentes humanos: 4 incisivos, 2 caninos e 2 pré-molares) e outro clinicamente (300 coroas colocadas em um centro clínico da Universidade Católica de Leuven em 165 pacientes preservados por 5 anos). Para o estudo *in vitro* os preparos foram de coroa total com término em chanfro, após a confecção dos *copings* os autores fizeram 3 avaliações: do *coping* Procera no dente preparado, *coping* Procera no modelo de gesso, sendo que 4 *copings* foram cimentados com cimento de ionômero de vidro e 4 *copings* cimentados com cimento resinoso. A avaliação foi feita em 4 pontos (médio-vestibular, mesial, distal e lingual) por meio de estereomicroscopia. O estudo clínico foi realizado a partir da seleção do perfil do paciente, posteriormente foram confeccionados os preparos e os passos laboratoriais conforme as instruções do fabricante. Antes da cimentação foi observado: a integridade da margem, forma e estética de acordo com o *CDA quality* (Califórnia Dental Association of Quality). A primeira preservação foi feita logo após o término do tratamento em 1999 e subsequentemente até 2004. O paciente foi submetido ao *CDA quality* e a escala analógica a qual o paciente assinalava 1 para insatisfação e 10 para satisfação com estética e função. Os resultados mostraram que antes da cimentação a média da fenda marginal foi de $30 \mu\text{m}$ e, após cimentação uma média de $29 \mu\text{m}$. Não houve diferença estatística entre os materiais ($p < 0,05$). No estudo clínico os dados mostraram que 14,7 pacientes apresentaram história de parafunção em determinado momento, apresentando facetas nos dentes antagonistas. A adaptação marginal avaliada pelo sistema *CDA quality* antes da cimentação mostrou que 17% dos *copings* Procera foram devolvidos para o laboratório por deficiência de adaptação, 3% foi rejeitado pelo departamento após aplicação da porcelana. Após cimentação 13% apresentaram placa bacteriana nas restaurações, uma restauração fraturou 6% apresentaram trincas na porcelana,

1,8% das restaurações mostraram-se com a adaptação inaceitável e, 70% dos pacientes ficaram satisfeitos com a estética e função.

Silva (2007) analisou comparativamente a adaptação marginal antes e após a cimentação de *copings* metálicos e de alumina, no sistema In-Ceram, em preparos sobre dentes bovinos, utilizando dois tipos de cimento. Sessenta incisivos bovinos foram fixados em resina acrílica ativada quimicamente e as porções coronárias foram preparadas para coroa total, utilizando pontas diamantadas tronco cônica nº 4103 com paredes axiais com expulsividade de 8° e término cervical em ombro. Trinta coroas foram confeccionadas para cada tipo de *coping*. Após, os *copings* foram adaptados sobre os preparos com carga estática de 9 Kgf por 1 minuto e a discrepância marginal foi medida com microscópio de mensuração (STM). Em seguida, os *copings* foram removidos e 15 amostras de cada tipo de *coping* foram cimentados sobre os dentes com cimento de fosfato de zinco (SS White, Petrópolis, RJ. Brasil) e 15 com cimento resinoso (Rely X ARC 3M/ESPE Divisão Dental – Brasil), aplicou-se uma carga estática de 9 Kgf por 7 minutos e novamente a discrepância marginal foi medida. Os resultados foram submetidos à Análise de Variância e ao Teste de Tukey (5%) e indicaram que os dois tipos de *copings* apresentaram desajuste cervical após a cimentação estatisticamente superior ao desajuste cervical antes da cimentação, para os dois cimentos. O sistema In-Ceram apresentou valores de desajuste cervical estatisticamente superior quando cimentados com cimento resinoso. Nenhuma diferença estatística foi observada entre os dois tipos de *copings* quando cimentados com cimento de fosfato de zinco.

Stappert *et al.* (2007) avaliaram a adaptação marginal de facetas confeccionadas com cerâmicas prensadas IPS E.max Press com diferentes preparos. A avaliação foi realizada após cimentação com cimento resinoso convencional seguido, por carga mastigatória (1,2 milhões de ciclos, 1,6 Hz, 49 N) e ciclagem térmica (5°C/55°C, 60 segundos, 5500 ciclos). Os preparos foram realizados em 64 incisivos centrais humanos, divididos em 4 grupos de 16 espécimes para cada preparo. Grupo SZ: preparo restrito ao esmalte, 0,5mm

desgaste, com término cervical palatal em ombro. Grupo SK: preparo restrito ao esmalte, 0,5 mm desgaste, com término cervical palatal em chanfro. Grupo DZ: preparo em dentina, 1,0mm de desgaste com término cervical palatal em ombro. Todas as coroas foram cimentadas com cimento resinoso e submetidos à fadiga. A avaliação do ajuste cervical foi realizada por meio de um microscópio eletrônico (200X). Os valores médios encontrados pelos autores foram de 56 μ m à 64 μ m. Os autores concluíram que o tipo de preparo usados no artigo não demonstraram significância na adaptação marginal das coroas.

Ilie & Hickel (2008) analisaram o efeito do cimento resinoso com e sem catalisador químico, da seguinte forma: tempo de fotopolimerização (5, 10 e 15 segundos), espessura da cerâmica (0,5, 1, 2 e 3 mm), tipo de cerâmica (2 reforçadas por leucita e duas de dissilicato de lítio) e translucidez. A relação entre dureza e translucidez da cerâmica, são determinados pela cura do cimento. A mensuração foi realizada por meio de um espectrofotômetro com a função de comprimento de onda. Os autores concluíram que o tempo mínimo de fotopolimerização foi de 15 segundos em ambos os grupos, com e sem catalisador químico. Contudo, o cimento resinoso dual apresentou maior dureza. As cerâmicas reforçadas por leucita apresentaram condições de dureza ideais quando sua espessura foi de 2 mm, porém a cerâmica de dissilicato de lítio apresentou condições ideais com uma espessura menor 1 mm. A análise de ANOVA revelou que o maior efeito de dureza do cimento resultou do período de tempo da cura com fotoativador, seguido por translucidez e tipo da cerâmica e tipo de espessura da cerâmica.

Reich *et al.* (2008) avaliaram a adaptação marginal de dois sistemas cerâmicos (IPS Empress e Cerec 3D). Foram confeccionados 16 troques representando um preparo para onlay (mesio-oclusal-distal). Para cada troquel foi preparado uma cerâmica prensada e uma restauração CAD/CAM. As restaurações foram colocadas em seus respectivos preparos e foi avaliada sua adaptação marginal em microscópio eletrônico (200X). O desajuste marginal foi medido em 11 marcas definidas por dois examinadores diferentes. O sistema IPS

Empress apresentou um desajuste de 56 μm ($\pm 31 \mu\text{m}$), já o sistema Cerec 3D 70 μm ($\pm 32 \mu\text{m}$). Os autores concluíram que houve diferença estatística entre os dois sistemas, porém ambos apresentaram desajustes marginais clinicamente aceitáveis.

Stappert *et al.* (2008) avaliaram a influência da fadiga na adaptação marginal restaurações indiretas sobre preparos parciais. Oitenta molares foram preparados e divididos em 5 grupos (N=16): Grupo GO: ouro, grupo TA: Targis, grupo Ex: IPS e.max Press, grupo EM: IPS Empress, grupo PC: ProCAD/Cerec. O grupo em ouro foi cimentado sem ciclagem térmica e fadiga. Os outros grupos foram cimentados e submetidos à fadiga (1,2 milhões de ciclos, 1,6 Hz, 49 N) e ciclagem térmica (5°C/55°C, 60 segundos, 5500 ciclos). A avaliação da adaptação marginal foi realizada em réplicas em resina epóxi com o auxílio de um microscópio digital com ampliação de 200X. Foi realizada análise estatística Teste t pareado e não pareado. Os resultados após cimentação foram para cada grupo: GO: 43–51 μm , TA: 38–45 μm , EX: 52–67 μm , EM: 45–60 μm e PC: 59–94 μm . Não houve diferença estatística entre os grupos GO, TA e EM. Os valores encontrados para EX foram significativamente maiores quando comparados com o grupo TA. Os autores concluíram que todos os sistemas cerâmicos apresentaram adaptação marginal clinicamente aceitável.

Beuer *et al.* (2009) avaliaram a resistência a fratura de coroas de zircônia CAD/CAM (IPS e.max Press ZirCAD, Ivoclar Vivadent), a cerâmica de cobertura foi aplicada de duas formas: pela técnica de estratificação e prensada. Foram preparados 45 *copings* de zircônia que foram divididos em 3 grupos: o primeiro grupo a cerâmica foi aplicada pela técnica de estratificação, o segundo grupo com cerâmica prensada e o terceiro fresado com auxílio do sistema CAD/CAM. Todas as coroas foram cimentadas com cimento de ionômero de vidro (KetacCem Aplicap, 3M ESPE). Os autores observaram que houve diferença estatística entre os grupos ($p < 0,001$), o grupo técnica de estratificação suportou maior carga, seguido pela técnica da prensagem e por último o sistema fresado.

Gonzalo *et al.* (2009) compararam a adaptação marginal em próteses fixas utilizando dois materiais diferentes metalocerâmica e zircônia. Quarenta corpos-de-prova foram preparados para receber uma prótese fixa de três elementos, o qual foram divididos em 4 grupos: 1 - metalocerâmica, 2 - Procera Bridge Zirconia, 3 - Lava AllCeramic system e 4 - Vita In-Ceram YZ 2000. Todos foram cimentados com cimento de ionômero de vidro (Ketac Cem EasyMix, 3M, ESPE). Foram utilizados 2 métodos para avaliação da adaptação marginal, um programa para análise de imagem e um microscópio eletrônico (JEOL JSM-6400). Os resultados mostraram que os dois métodos de mensuração mostraram valores diferentes para cada material analisado. E relata que a importância em se desenvolver um método padronizado para avaliação da adaptação marginal. Concluíram ainda, que os quatro grupos tiveram desajustes marginais aceitáveis clinicamente, porém o sistema Procera apresentou menor fenda marginal.

Wölfart *et al.* (2009) avaliou a evolução clínica de próteses fixas de IPS e.max Press (Ivoclar-Vivadent) por um período de oito anos. Foram colocadas trinta e três próteses fixas em 28 pacientes, na região anterior (16%) e posterior (84%). Todos os dentes foram preparados seguindo um protocolo padrão. O tamanho do conector proximal das próteses fixas na região anterior foi 12mm² (anterior) ou 16mm² posterior. As próteses fixas foram cimentadas com cimento ionômero de vidro (n = 19) ou cimento resinoso (n = 17). A avaliação consistia na profundidade de sondagem do sulco gengival, índice de placa, sangramento à sondagem e vitalidade pulpar, a qual foi realizada após cimentação imediata, com 6 meses e anualmente. Três próteses foram descartadas. O período de observação média das próteses fixas foi 33 em 86 meses (intervalo: 67-98 meses), duas próteses fixas foram substituídas (6%), devido a fraturas. Noventa e três das próteses obtiveram sucesso por 8 anos, porém apresentaram algumas complicações: 6% apresentaram fratura da cerâmica de cobertura, dois pilares (3%) necessitaram de tratamento endodôntico e duas (6%) perderam a retenção e precisaram ser cimentadas novamente. Segundo os autores essas complicações

não afetaram o desempenho clínico dessas restaurações indiretas. E concluíram que o sistema e.max Press pode ser usado clinicamente com efetividade.

3.3 - Sistemas Adesivos e Cimentos Odontológicos

O mecanismo básico de união ao esmalte e dentina envolve essencialmente o processo de remoção e reposição de minerais dos tecidos dentais duros por monômeros resinosos, que, após a sua aplicação, promovem uma união micromecânica nas microporosidades criadas. Esse mecanismo de ação foi inicialmente preconizado por Nakabayashi *et al.* (1982) e é comumente descrito como hibridização, ou a formação da camada híbrida. Baseados na estratégia de união, dois mecanismos de ação para os sistemas adesivos estão atualmente em uso na Odontologia (Watanabe *et al.*, 1994; Van Meerbeek *et al.*, 2003): aqueles utilizados na técnica do condicionamento com ácido fosfórico em passo separado (convencionais) ou os autocondicionantes; e as técnicas de aplicação conduzidas em três passos, dois passos, ou somente um passo clínico.

Vargas *et al.* (1997) relata que para os sistemas adesivos usados na técnica do condicionamento com ácido fosfórico em passo separado, a estratégia da união envolve a aplicação em três ou dois passos, sendo inicialmente aplicado um condicionador ácido, seguido de um *primer* ou agente hidrófilo promotor de união e de um agente de união hidrófobo (resina adesiva ou resina fluida). A versão de dois passos dos sistemas adesivos combina o segundo (*primer*) e terceiro passo (*bond*), permanecendo, no entanto, a fase de condicionamento ácido e enxágüe com água do elemento dental. Uma dissolução dos cristais de hidroapatita promovida pelo condicionador (comumente um gel de ácido fosfórico entre 30-40%) é seguida da aplicação e polimerização do produto, que é

absorvido por atração capilar para dentro dos espaços criados pelo ácido; resultando em um entrelaçamento com os cristais de hidroxiapatita. Em dentina, o tratamento com ácido fosfórico expõe uma malha de colágeno desprovida de hidroxiapatita, desmineralizada numa profundidade de 5 a 10µm (Perdigão *et al.*, 1996). Como resultado, o mecanismo de união primário dos adesivos que utilizam a técnica do condicionamento com ácido fosfórico em passo separado é baseado na difusão do produto e dependente da infiltração da resina nas fibrilas colágenas expostas, que deveria ser o mais completa possível. Para essa estratégia de união, uma verdadeira adesão ou interação química é desconhecida, porque os grupos funcionais de monômeros podem ter somente afinidade com o colágeno sem a presença da hidroxiapatita (De Munck *et al.*, 2005). Outros autores, no entanto, afirmam que a presença do co-polímero do ácido polialcenoico na composição de um sistema adesivo (como o Single Bond - 3M ESPE) promoveria uma interação química do cálcio-ácido polialcenoico, devido à ação química deste componente no topo da camada híbrida (Hashimoto *et al.*, 2002).

Para Tay *et al.* (1996) a parte mais crítica da estratégia dessa técnica é o passo que está entre o condicionamento ácido e a aplicação do *primer* ou do sistema adesivo. Quando um adesivo à base de acetona é utilizado, uma correta conservação do substrato umedecido é fundamental. Por outro lado, um suave jato de ar após o condicionamento da dentina (e esmalte) ainda garante uma efetiva união quando um sistema adesivo à base de água/etanol é utilizado. Provavelmente, no que se refere à facilidade do uso e menor sensibilidade da técnica, os mais promissores produtos parecem ser os sistemas adesivos autocondicionantes. Eles são utilizados no substrato seco e não requerem a fase do condicionamento com ácido fosfórico, o que diminui o tempo de aplicação, e também reduz significativamente o risco de incorporação de erros durante a aplicação e manipulação.

Christensen (2000) relata que os cimentos resinosos autocondicionantes RelyX Unicem (3M ESPE) e Maxcem (Kerr) não requerem pré-tratamento das estruturas do dente, tradicionalmente todos os cimentos requerem

o uso conjugado aos sistemas adesivos, que podem ser os convencionais ou autocondicionantes. A sensibilidade da técnica e a dificuldade da obtenção de um selamento hermético associado aos adesivos convencionais provavelmente levaram a uma maior incidência de sensibilidade pós-operatória relacionada à cimentação de restaurações indiretas.

Germanos *et al.* (2001) avaliaram a espessura de película de 8 cimentos usando a especificação número 8 da ADA, que classifica os cimentos como tipo I, com espessura de película menor do que 25 µm e tipo II até 40 µm. A menor espessura de película encontrada pelos autores foi do cimento resinoso Opal Luting Cement 18 µm, seguido por fosfato de zinco 19 µm, cimento resinoso Resin Cement com 20 µm, ionômero de vidro Ketac-Cem 21µm, Panavia 21 24 µm, Nexus 25 µm, Duoolink 36 µm e Variolink Low 42 µm. Os autores concluíram que diversos fatores modificam a espessura do cimento como: tamanho e quantidade das partículas do cimento, viscosidade e até o tipo de reação se dual ou quimicamente ativado. Deste modo os autores sugerem que a avaliação clínica longitudinal deste tipo de restauração também se faz importante para verificar se existe um selamento eficiente no espaço dente material-restaurador.

Mak *et al.* (2002) utilizaram o teste de microtração em quatro grupos: All-Bond 2/Choice (Bisco) - grupo AC; Single Bond/Rely X ARC (3M Espe) - grupo RX; Super-Bond C&B (Sun Medical) – grupo SB e Panavia F (Kuraray) - grupo PF. Foram utilizadas superfícies planas de dentina obtidas por desgaste do esmalte oclusal de terceiros molares humanos. As restaurações indiretas com resina composta foram confeccionadas e logo em seguida fixadas sobre as superfícies com os cimentos resinosos, seguindo as recomendações do fabricante. Os dentes foram seccionados para o teste de microtração. Os valores mais altos nos testes foram obtidos pelos cimentos Choice (Bisco) e Rely X ARC (3M) entre os quais não houve diferença significativa, seguidos de Super-Bond C&B (Sun Medical) e Panavia F (Kuraray) que obteve os valores mais baixos. Também foi avaliado o tipo de fratura dos espécimes, nos cimentos que apresentaram valores mais altos houve predominância de fratura adesiva entre cimento e resina ou coesiva em

cimento. Por outro lado, no cimento Panavia F foi encontrada predominância de fratura adesiva em dentina, que segundo os autores é devido ao sistema autoadesivo que é utilizado antes da cimentação.

Van Meerbeek *et al.* (2003) relataram que os sistemas adesivos autocondicionantes envolvem dois passos clínicos ou somente um procedimento de aplicação. O mecanismo de ação dos monômeros ácidos é promovido pelos grupos ácidos carboxílicos ou fosfato. Dependendo da agressividade do condicionamento (ou constante de dissociação ácida – valor de pKa), eles podem ser subdivididos em fortes, suaves e moderados. Os produtos considerados fortes usualmente têm pH 1 ou abaixo de 1, como por exemplo, o Adper Prompt L-Pop (3M ESPE), o Xeno III (DENTSPLY), e o Tyrian SPE (BISCO). Esta alta acidez resulta em uma desmineralização mais profunda, e conseqüentemente uma camada híbrida em torno de 2,5 a 5,0 μm é criada. Em esmalte, o padrão do condicionamento lembra o tratamento com ácido fosfórico seguido de enxágüe com água e secagem. Em dentina, o colágeno é exposto e a hidroxiapatita é dissolvida. Conseqüentemente, o mecanismo de união dos sistemas adesivos fortes é baseado na difusão do produto, como nos produtos que usam a técnica do condicionamento prévio.

Reis *et al.* (2004) relataram que os adesivos autoadesivos com maior pH são menos efetivos na solubilização de uma *smear layer* mais espessa e na desmineralização da superfície dentinária, em comparação aos adesivos de menor pH. Afirmam ainda, que alguns adesivos autoadesivos apresentam reduzidos valores de resistência de união para quando aplicados em lamelas dentinárias mais espessas. Por outro lado, Tay *et al.* (1996) afirmaram que a resistência de união de um adesivo suave não foi afetada por várias espessuras de lama dentinária, como aquelas criadas por lixas nº 60, nº 180, nº 600 ou até na ausência de lama dentinária.

Sigemori *et al.* (2005) avaliaram a profundidade da polimerização de um cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Rely X) e dois agentes de união baseados em resina (Rely X ARC e Enforce). Foram preparados oito

espécimes de cada cimento de união em um modelo dividido. Os agentes de união foram misturados segundo as instruções do fabricante e aplicados no modelo com uma broca lentulo. Os cimentos de união baseados em resina foram polimerizados da superfície de topo durante 40 segundos e o cimento de ionômero de vidro modificado por resina foi quimicamente polimerizado durante 10 minutos. Logo após os espécimes foram removidos dos modelos e armazenados à 37°C em uma caixa escura durante 24 horas para o teste de microdureza. Foram executadas medidas de dureza Knoop em três profundidades diferentes: superficial, média e terço profundo. Os resultados (KHN) foram analisados estatisticamente por medidas repetidas ANOVA e teste de Tukey (0,05). Os resultados mostraram que Enforce e Rely X ARC apresentaram valores de KHN, estatisticamente semelhante os quais foram significativamente mais alto no terço superficial onde áreas marginais podem beneficiar-se largamente a partir da auto e fotopolimerização, já que eles são prontamente acessíveis à fotopolimerização. Porém, as porções que não são irradiadas diretamente através da luz confiam no componente autopolimerizável do sistema de polimerização resultando em valores de KHN diminuídos. Para o terço médio, não houve nenhuma diferença significativa entre os materiais. Porém, no terço profundo, Rely X apresentou os valores de KHN mais alto. Os agentes de união baseados em resina apresentaram uma diminuição progressiva em KHN com profundidade aumentada.

Radovic *et al.* (2008) realizou uma revisão de literatura dos artigos originais citados no Medline sobre os cimentos autoadesivos e observou que há apenas estudos *in vitro* publicados até o momento da pesquisa. Os resultados foram resumidos da seguinte forma: adesão (esmalte, dentina, dentina radicular), adesão de materiais restauradores (pinos endodônticos, cerâmicas, pilares de titânio), adaptação marginal, microinfiltração, propriedades mecânicas, biocompatibilidade, adesão química, liberação de flúor e as indicações de uso clínico. Os autores concluíram que de acordo com os resultados *in vitro*, a adesão do cimento autoadesivo à dentina e diferentes materiais restauradores é satisfatória e comparável a outros cimentos resinosos convencionais, enquanto

que a adesão ao esmalte parece ser pequena. Os autores ainda afirmam que o desempenho clínico em longo prazo destes materiais deve ser avaliado antes de fazer uma recomendação para o clínico.

De Melo *et al.* (2009) avaliaram a resistência a microtração dos cimentos resinosos convencionais e autoadesivos com e sem condições de envelhecimento. Foram confeccionados 40 blocos de resina composta (cada um 5 x 5 x 4 mm) cimentados à superfície de dentina de dentes humanos com 2 cimentos resinosos convencionais e dois cimentos autoadesivos. Metade das amostras foram armazenados em água por 24 horas (37°C), as amostras foram seccionadas e divididas aleatoriamente em dois grupos: as amostras secas, foram testadas imediatamente, e amostras que foram submetidas a condições de envelhecimento acelerado (12.000 ciclos seguido de armazenamento por 150 dias). Os resultados da microtração foram afetados significativamente pelo sistema de cimentação utilizados ($P < 0,0001$). Os valores de microtração dos cimentos autoadesivos foram significativamente menores após o envelhecimento.

Mörmann (2009) avaliou o efeito dos cimentos resinoso na adaptação marginal e a resistência a fratura de coroas livres de metal. Foram preparados 60 molares receberam um preparo de coroa total, que foram divididos em quatro grupos: 15 coroas foram cimentadas com cimento autoadesivo Rely X U100 (RX) e Multilink (MS), Variolink (VL) e um cimento de ionômero de vidro Ketac Cem (KC). Os corpos-de-prova foram submetidos à fadiga mecânica e térmica por 18 dias. A adaptação marginal das coroas foi determinada por microscopia eletrônica de varredura (200x). Foi aplicada carga na superfície oclusal das coroas sobre os molares até a fratura em uma máquina de ensaio e a carga de fratura foi registrada em newtons. Os autores concluíram que o cimento autoadesivo RX ofereceu maior desajuste cervical, porém não apresentou diferença estatística quanto ao teste de fadiga.

Nakamura *et al.* (2009) compararam a resistência de união, resistência à flexão, módulo de elasticidade, absorção de água e após a armazenamento em água, a expansão de cimentos resinosos convencionais e autoadesivos. Foram

utilizados dois cimentos Clearfill esthetic cement e Clearfill SA cement (Kuraray Medical) um cimento de resina convencional (Panavia F2.0), três cimentos resinosos auto-adesivos (RelyX Unicem, Maxcem e G-Cem), e dois cimentos de ionômero de vidro (Fuji Luting S e Vitremer) foram utilizados. Forças de cisalhamento, as forças de flexão e módulos de elasticidade (ISO 4049), absorção de água (ISO 4049), e a taxa de expansão após o armazenamento de água foram avaliados. Os autores observaram que os cimentos Clearfill Esthetic Cement e o cimento Clearfill SA cement, apresentaram a mesma força de ligação à liga de ouro e zircônia que os cimentos resinosos convencionais. Apresentaram também maior força de flexão (86,4-93.5MPa) do que os cimentos autoadesivos ou cimentos de ionômero de vidro. Os módulos de elasticidade dos cimentos autoadesivos e cimentos de ionômero de vidro foram 5,2-7.4GPa e 2,3-3.4GPa, respectivamente. A absorção de água do Clearfill Esthetic Cement e o cimento Clearfill SA cement 26.3-27.7mug/mm foi significativamente menor do que os cimentos autoadesivos. Clearfill Esthetic Cement e o cimento Clearfill SA cement, apresentaram taxas de expansão significativamente mais baixo (0,17-0,26%) do que o cimento autoadesivo e cimentos de ionômero de vidro após 4 semanas de armazenamento de água. Os autores sugerem que o novo cimento resinoso Clearfill Esthetic Cement e o cimento Clearfill SA cement exibiram uma capacidade de ligação favoráveis e boas propriedades mecânicas.

Johnson *et al.* (2009) avaliaram a eficácia dos novos cimentos resinosos. Os autores realizaram um estudo em três partes (estudo A, B e C) e para determinar a capacidade retentiva desses novos cimentos para reter coroas metal-cerâmicas. Os dentes foram preparados com inclinação das paredes axiais de 20° e 4mm de altura. Os *copings* metalocerâmicos e livre de metal foram cimentados com um força de 196N. Os tipos de cimentos utilizados foram os de fosfato de zinco, cimento de ionômero de vidro, resinoso convencional e auto-adesivos. Após cimentação foram submetidos à ciclagem térmica. Foi avaliada então, a força de remoção e calculado o esforço de deslocamento. Os resultados mostraram que a média necessária para remover os *copings*, em megapascals, no

estudo A foram 8,0 para Luting RelyX (3M ESPE, St. Paul, Minnesota), 7,3 por RelyX Unicem (3M ESPE), de 5,7 para o Panavia F (Kuraray America, Nova Iorque) e 4,0 para Fuji Plus (GC América, Glenview, Illinois) no estudo B, 8,1 para RelyX Luting, 2,6 para RelyX Luting Plus (3M ESPE) e 2,8 para Fuji CEM (GC América) e, no estudo C 4,9 para Maxcem (Kerr, Orange, Califórnia), 4,0 por BisCem (Bisco, Schaumburg, Illinois), 3,7 para Clicker RelyX Unicem (3M ESPE), 2,9 por ICEM (Heraeus Kulzer, Armonk, NY) e 2,3 para o zinco Fleck's Cement (Keystone Indústrias, Cherry Hill, NJ). Os autores concluíram que as versões pó/líquido dos cimentos estudados foram significativamente mais retentivos do que as versões pasta-pasta dos mesmos cimentos. O valor médio da tensão de remoção da coroa para os cimentos auto-adesivos variou sensivelmente entre os quatro cimentos testados. Todos os cimentos se comportaram tão bem ou melhor do que o cimento de fosfato de zinco. Os autores concluem ainda que as versões pó/ líquido de cimentos, embora menos conveniente para misturar, pode ser uma escolha melhor clínica quando a retenção da coroa é um problema. Todos os cimentos testados irão reter as coroas de forma adequada sobre os preparos devido às tensões de remoção correspondente são comparáveis ou superiores aos associados com fosfato de zinco.

3 - PROPOSIÇÃO

A proposta desse estudo foi comparar a adaptação marginal entre *copings* metálicos, In-Ceram alumina e e.max Press, antes e após a cimentação com dois tipos de agente resinoso, convencional e autoadesivo.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

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

Foram utilizados 90 incisivos bovinos recém extraídos, armazenados em recipiente contendo água destilada e deixados à temperatura ambiente. As raízes dos dentes foram incluídas em cilindros de resina acrílica ativada quimicamente, na cor rosa Vipi Flash (Vipi, Pirassununga, São Paulo, Brasil), até aproximadamente 2 mm aquém do limite cemento/esmalte. A mistura monômero e polímero, proporcionada e preparada de acordo com as instruções do fabricante, foi vertida no interior dos cilindros de P.V.C. (Tigre, São Paulo, Brasil) de 3 centímetros de altura por 2,5 de diâmetro na fase arenosa sob vibração. O procedimento de inclusão dos dentes foi realizado de forma que a base do cilindro permaneça perpendicular em relação ao longo eixo do dente com auxílio de um delineador, de acordo com Silva (1995) e Silva & Silva (1997).

Após a polimerização da resina acrílica, todos os preparos para coroa total foram confeccionados em torno mecânico (Rio Sulense TR600, Brasil) inicialmente com ferramenta de vídea, sob refrigeração (Figura 1, A). Em seguida, foram usadas pontas diamantadas tronco cônica nº 4103 (KG Sorensen Ind. e Com. Ltda, São Paulo, Brasil) a fim de obter preparo coronário em dentina, com as seguintes dimensões: base menor 4,2 mm de diâmetro, base maior 7,0 mm e altura de 8,0 mm, com expulsividade de 8° das paredes axiais e terminação cervical em ombro (Figura 1, B). Os ângulos internos foram arredondados para ambos os sistemas de *copings*. O acabamento das paredes do preparo foi realizado com a utilização de brocas multilaminadas (KG Sorensen Ind. e Com. Ltda, São Paulo, Brasil), de acordo com Brisolara em 2000 e Borges em 2003. Alguns dentes sofreram exposição pulpar no momento do preparo, sendo então, descartados e substituídos.

As medidas foram conferidas com um paquímetro (Digimess, São Paulo, Brasil) com precisão de 0,5 µm, objetivando a padronização de todos os

preparos (Figura 1, C). O conjunto dente-cilindro de resina foi numerado para melhor identificação das amostras, e armazenados em água destilada, até o momento do ensaio.

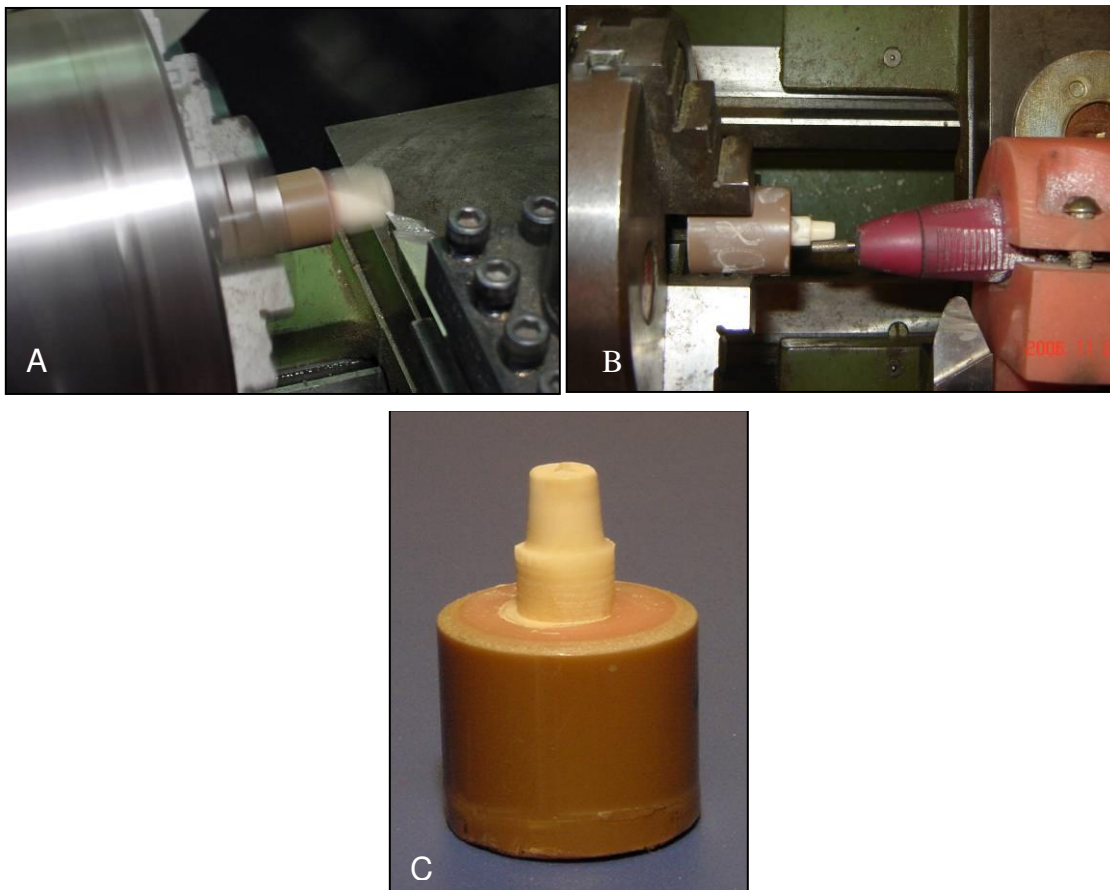


Fig. 1: A, B – Preparo do dente em torno mecânico (Rio Sulense TR 600); e C – Dente preparado.

4.2 - Moldagem e obtenção dos troqueis.

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



Fig 2: Dispositivo para moldagem

Previamente ao ato da moldagem foi confeccionado sobre os dentes preparados e com o auxílio de um plastificador a vácuo (Bio Art Equipamentos Odontológicos, Brasil), um *coping* de lâmina de acetato com 1,5 mm de espessura, tendo como objetivo a padronização do alívio para as moldagens com silicona densa (Fig. 3, A e B). Após este material ter sido manipulado e acomodado no tubo de P.V.C., o dente preparado com o *coping* de acetato em posição foi inserido no mesmo respeitando o tempo de trabalho, buscando um posicionamento mais central possível. Decorridos 3,5 minutos, o conjunto tubo/molde foi removido do preparo e o material de alívio descartado. O espaço correspondente ao alívio foi preenchido com material de moldagem fluido, por meio de um misturador e dispensador 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 (Fig. 3, C).

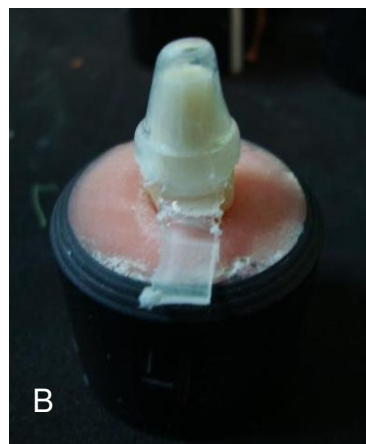




Fig. 3: A e B – Alívio em acetato sobre o dente preparado.
C – Molde em silicona de adição.

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

Os moldes foram preenchidos após uma hora, com gesso pedra tipo IV (Durone IV, Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) proporcionado conforme as normas do fabricante (19 ml de água para 100 grs de pó) e manipulado mecanicamente a vácuo (Vacu Vestor, Whip- Mix, Canadá), por 35 segundos. Os moldes foram preenchidos sob vibração, estando acoplada ao dispositivo para moldagem, uma matriz em P.V.C. para formação da base do troquel (Fig. 4). Os troqueis foram removidos após 60 minutos e numerados de acordo com o respectivo dente, sendo aguardado um período de 24 horas antes de serem utilizados na confecção dos *copings*.



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

4.3 - Confeccção dos copings com o sistema In-Ceram alumina.

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

Sobre o troquel em gesso foi aplicada uma única camada de espaçador (Interspace Varnish, Vita – Zahnfabric H. Rauther GmbH & Co – Germany) até, no máximo, 1mm do término cervical. Após secagem do espaçador, foi realizado o procedimento de confecção do *coping* de In-Ceram alumina em três etapas da seguinte forma:

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

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

3) Decorridas 2 horas, os *copings* foram levados ao forno Vita In-Ceram (Vita) de acordo com ciclos de queima: 6 horas a 120°C e mais 4 horas a 1120°C. Terminado o procedimento de queima (Fig 5, A), o corpo-de-prova foi adaptado no troquel e o excesso de material da superfície externa foi removido com ponta cilíndrica diamantada. Em seguida, foi realizado o controle de trincas com o líquido teste, onde se pode visualizar e descartar qualquer *coping* que possuísse trincas visíveis ao teste. Com o auxílio de um pincel, o vidro Vita In-Ceram misturado com água destilada foi aplicado e o *coping* foi levado ao forno Vita In-Ceram (Vita), de acordo com os ciclos de queima: 30 minutos a 200°C e mais 4 horas a 1100°C. Após a queima do vidro (Fig. 5, B), o excesso que permaneceu sobre a superfície do corpo-de-prova foi removido com uma ponta cilíndrica diamantada. Foi feito jateamento com óxido de alumínio (35 a 50 µm) na superfície externa dos corpos-de-prova com o aparelho (Oxyker Dry – Filli,

Manfredini - Itália) e os *copings* foram levados ao forno Dekema (Degussa-Huls) por 10 minutos sem vácuo para o controle de vidro (Fig. 5, C).

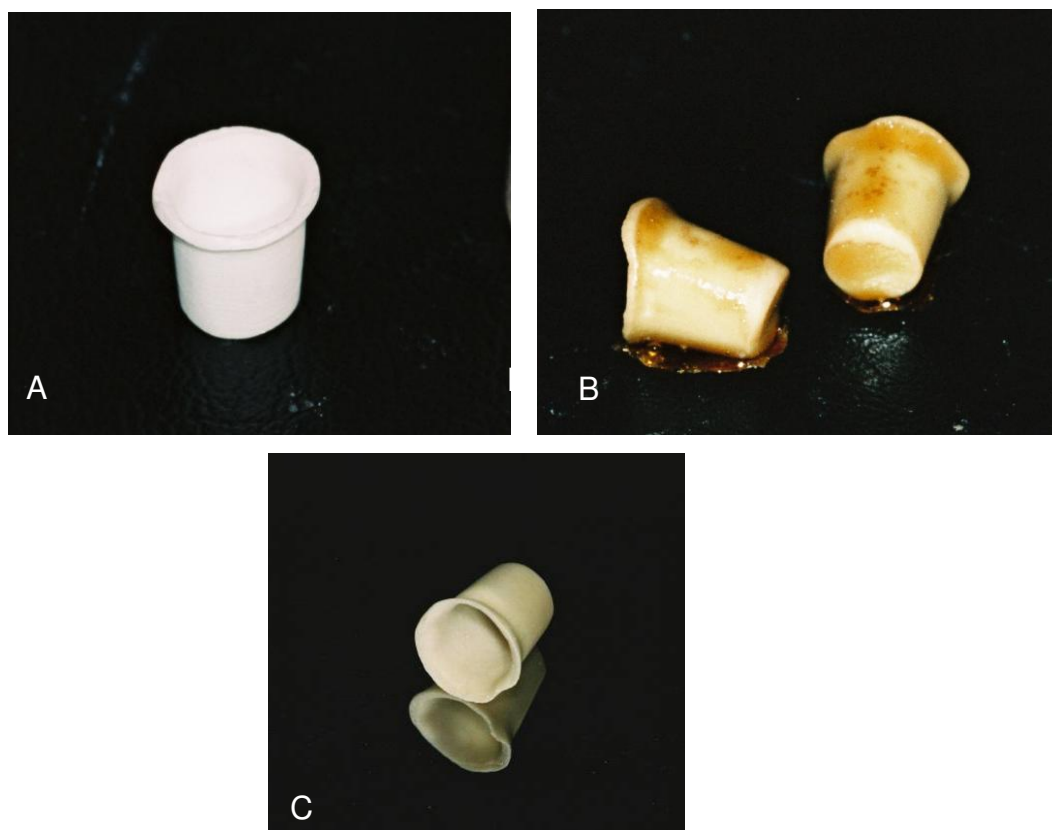


Fig 5: A – *Copings* In-Ceram após primeira queima. B – Após queima do vidro. C – *Coping* finalizado.

4.4 - Confecção dos copings em metal

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

Sobre o troquel de gesso foi realizado um alívio externo com uma camada de espaçador Spacelaquer (Degussa - Germany), até, no máximo, 1mm

do término cervical, segundo a técnica preconizada por PHILIPS (1973). Após secagem do espaçador, a confecção do *coping* procedeu da seguinte forma:

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

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

3) Logo após, os cilindros foram removidos da máquina de fundição e deixados esfriar sobre a bancada, até atingir a temperatura ambiente. Em seguida,

as fundições foram removidas dos cilindros e submetidas ao jato de ar com partículas de óxido de alumínio (35 a 50 μm), em um jateador Oxyker Dry (Filli, Manfredini - Itália) por 3 minutos, com pressão de 60 lb, com a finalidade de eliminar os resíduos do revestimento. Após a remoção dos condutos de alimentação com disco de carboneto de silício (Dentorium-Labordental), os *copings* foram submetidos ao acabamento superficial externo, efetuado com pedras de Arkansas (Fig. 6).



Fig. 6 – *Coping* metálico finalizado

4.5 - Confecção dos *copings* com e.max Press

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

Sobre o troquel de gesso foi aplicado um selador (Ivoclar Vivadent®) para endurecer a superfície e proteger o troquel de gesso. A seguir, o espaçador foi aplicado até, no máximo, 1mm do término cervical (espessura de 11 μm – Ivoclar Vivadent®). Após secagem do espaçador, a confecção do *coping* procedeu da seguinte forma:

1) O término do dente preparado foi evidenciado com um lápis (Tikky, 0,5 mm). Na superfície do troquel e com o auxílio de um pincel foi aplicada uma fina camada de agente isolante, sendo então exposto ao Bico de Bunsen para adquirir a temperatura desejada, evitando a diferença brusca de temperatura durante o enceramento. A espessura do enceramento foi de 0,7 mm, conferido com auxílio de um espessímetro e, na superfície externa do enceramento foi esculpida uma marca para dar referência para assentamento da peça no troquel após prensagem. Após a confecção da ceroplastia o *coping* foi pesado, para seleção da pastilha de cerâmica (Fig. 7).



Fig. 7 – Enceramento do *coping*
e.max Press

2) O conduto de alimentação e o padrão de cera foram colocados de forma que se enquadre nas dimensões preconizadas pelo fabricante com auxílio de um Sprue Guide (Ivoclar Vivadent®), régua, para que ocorra o escoamento adequado da cerâmica. Os padrões de cera foram incluídos em revestimento IPS Press VEST Speed (Ivoclar Vivadent®). Proporcionado de acordo com as

instruções do fabricante, 100g de pó (Ivoclar Vivadent®), 16 ml de líquido (Ivoclar Vivadent®), 11 ml de água destilada, e espatulada mecanicamente a vácuo no inclusor Elite Mix (Zhermack Technical®) pelo tempo de 60 segundos e, vertido manualmente no anel de silicone, sob vibração mecânica. Após a presa do revestimento (30 minutos), a base e o anel calibradores foram removidos com um movimento de rotação. O forno elétrico (EDG Equipamentos/Divisão Prótese Odontológica, São Carlos, São Paulo, Brasil) foi aquecido com uma temperatura de 850°C, a fim de eliminar a cera e expandir o revestimento, onde permaneceram por 90 minutos.

3) Após a remoção do cilindro de revestimento do forno foi inserida a pastilha na cor A_{3,5} com o lado impresso voltado para cima (a seleção da cor da pastilha foi realizada de forma que ocorra contraste para facilitar a leitura antes e após cimentação) e o êmbolo Alox IPS e.max (revestida por separador), ambos frios, todos esse passos foram executados em um tempo inferior a 1 minuto, para evitar que o anel de revestimento sofra um esfriamento muito acentuado. O conjunto foi inserido no forno EP 600 Combi (Ivoclar Vivadent®) previamente calibrado. A temperatura inicial do forno foi de 700°C, a qual aumentou 60°C/minuto até atingir a temperatura de 915°C, e permaneceu dessa forma por 15 minutos, com 100% de vácuo. A partir disso, começou o processo de injeção da cerâmica a 250µm/min., sendo que o processo de injeção durou 18 minutos (Fig. 8).

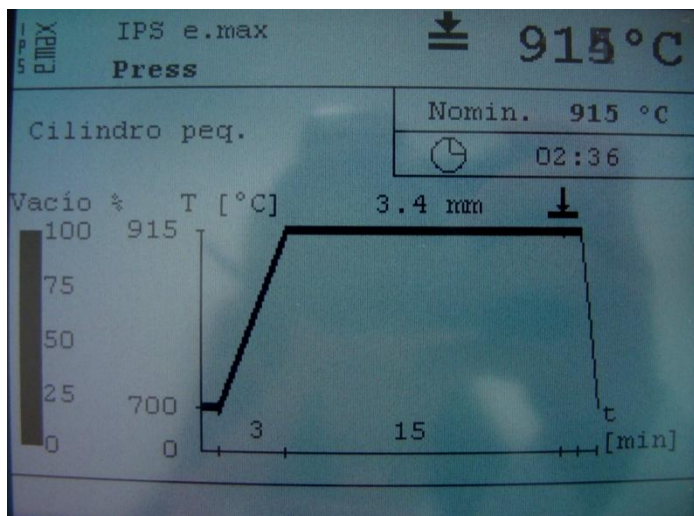


Fig. 8 – Ciclo de prensagem do sistema E.max

4) Após o esfriamento até a temperatura ambiente (aproximadamente 60 minutos) foi realizada a desinclusão com auxílio de um disco diamantado sinterizado (Ivoclar Vivadent®) e jateamento com pérolas de vidro para polimento. Em seguida, os *copings* foram imersos em um ácido fluorídrico - Invex Liquid (Ivoclar Vivadent®) e, no ultrassom por cinco minutos. Logo após, de modo cuidadoso foi realizado um jateamento de óxido de alumínio com 1 bar de pressão para remover a camada branca resultante da reação com o ácido.

5) Os *copings* foram submetidos ao acabamento superficial externo com um disco diamantado para remover o conduto de alimentação e uma pedra DKS Schleifer/Gringer Disk (Ivoclar Vivadent®) sempre umedecido, a fim de evitar o aquecimento e possível trinca dos *copings*. Em seguida, novamente foi realizado um jateamento com óxido de alumínio com 1 bar de pressão (Fig. 9).



Fig. 9 – *Coping* e.max Press

4.6 - Leitura da adaptação marginal antes da cimentação

Cada *coping* foi posicionado sobre o respectivo dente e o conjunto submetido à carga estática de 9 kgf durante um minuto (Brisolara, 2000; Borges, 2003), numa prensa pneumática desenvolvida na Disciplina de Materiais Dentários da FOP/UNICAMP, a fim de obter um perfeito assentamento. Em seguida, o conjunto foi levado ao microscópio de mensuração (STM – Olympus Optical Co. Ltda, Japan) (Fig. 10 A, B) em aumento de 50 vezes sendo exibidas por unidade de leitura digital para coordenadas X e Y (MMDC 201 – Olympus Optical Co. Ltda, Japan), com valores registrados em milímetros e precisão de 0,5 μm . Oito demarcações em posições diametralmente opostas foram realizados no dente com uma ponta diamantada nº 1012 (KG Sorensen Ind. e Com. Ltda, São Paulo, Brasil) em torno de bancada e nos *copings* (no mesmo alinhamento) com caneta

de retroprojektor. Posteriormente, o retículo do microscópio foi posicionado até coincidir com um dos oito pontos demarcados no dente. A leitura do ajuste foi registrada pelas coordenadas X e Y do microscópio, com precisão de $0,5\ \mu\text{m}$; sendo que, três mensurações foram efetuadas em cada um dos oito pontos assinalados, para melhor certificação dos valores e obtenção da média, totalizando 24 leituras para cada corpo-de-prova.

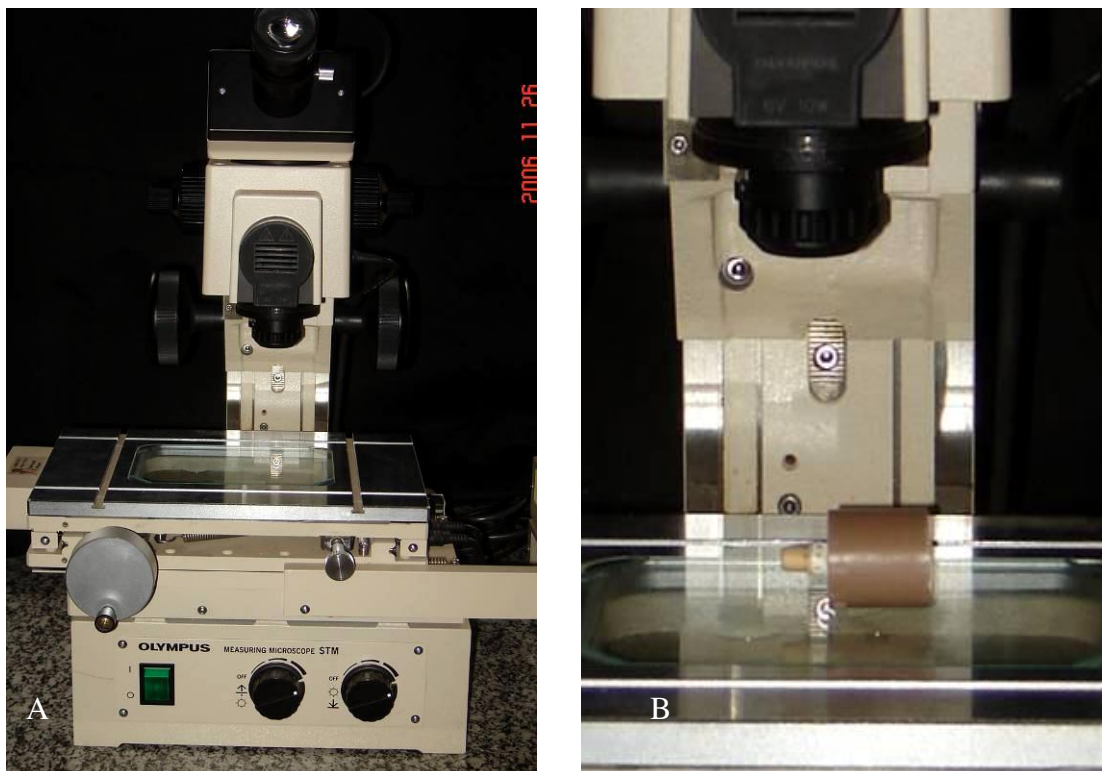


Fig 10: A – Microscópio de mensuração e B – Corpo-de-prova posicionado no microscópio.

Após leitura das distâncias, foi aplicada uma fórmula matemática, com o intuito de calcular o possível desajuste entre *coping* e término cervical do dente preparado (Figura 11). O objetivo da utilização dessa fórmula matemática foi em função da cor dos materiais, especialmente dos agentes cimentantes após

cimentação, devido a dificuldade na diferenciação do limite do término cervical e cimento (Brisolara, 2000).

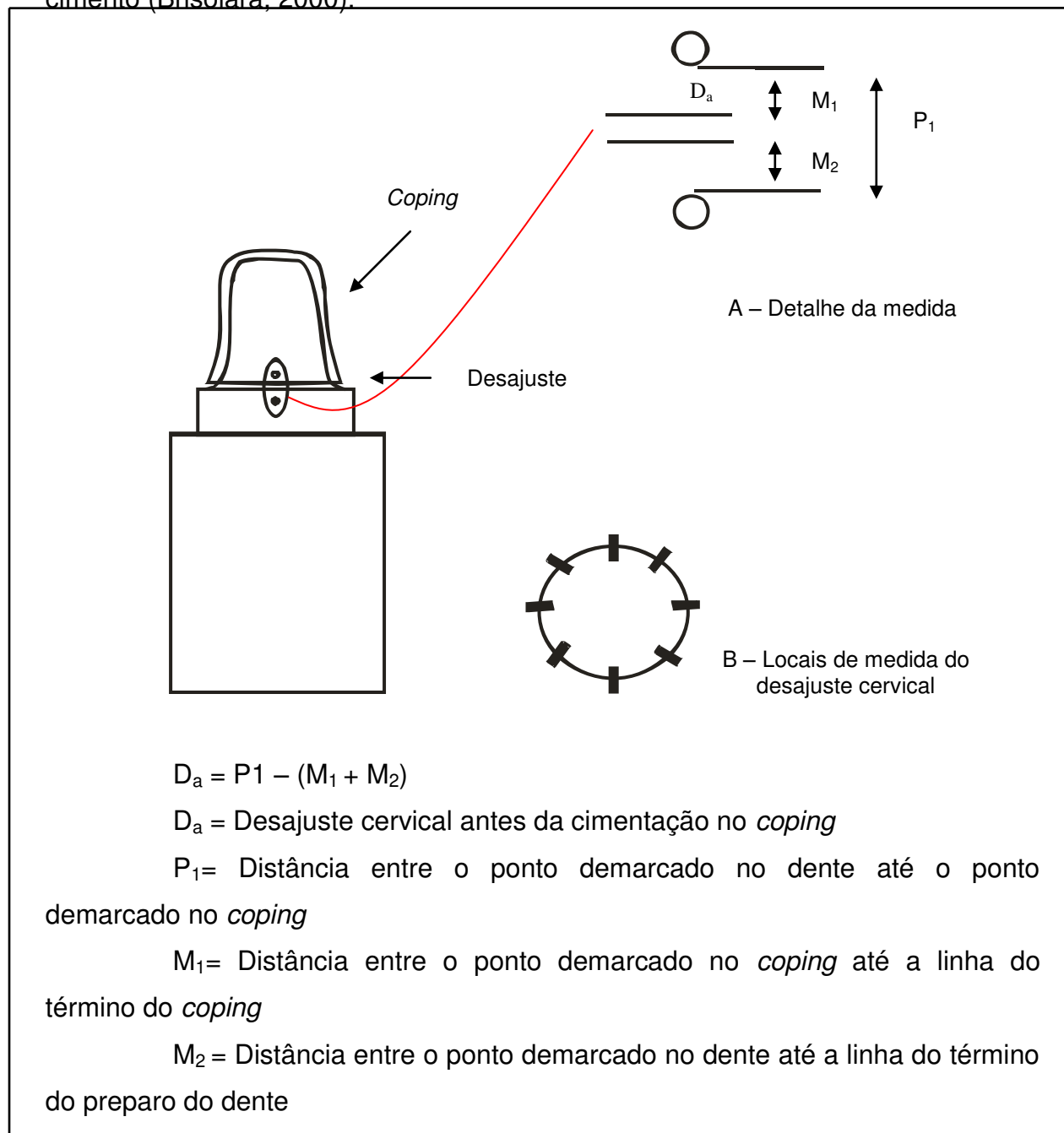


Figura 11 – Desenho esquemático da determinação do desajuste cervical das coroas: A – Detalhe da medida (P_1); e B – Locais de medida do desajuste.

4.7 - Cimentação dos *copings*

Cada grupo foi constituído por 30 dentes, divididos aleatoriamente em dois grupos distintos, de acordo com o agente cimentante a ser utilizado: cimento resinoso (Rely X ARC 3M ESPE/Divisão Dental – Brasil) e cimento resinoso autoadesivo (Rely X U100 3M ESPE/Divisão Dental – Brasil).

A manipulação dos materiais cimentantes e a cimentação ao dente foram realizadas de acordo com as instruções do fabricante. A cimentação dos *copings* nos preparos foi realizada em ambiente com temperatura e umidade controladas ($23 \pm 1^{\circ}\text{C}$ e $50 \pm 5\%$ de umidade relativa). Os *copings* foram cimentados nos respectivos preparos utilizando uma prensa pneumática, desenvolvida na Disciplina de Materiais Dentários da FOP – UNICAMP (Fig. 12), com carga estática de 9 kgf aplicada axialmente sobre a superfície oclusal dos mesmos, durante 7 minutos (Brisolara, 2000; Borges 2003).

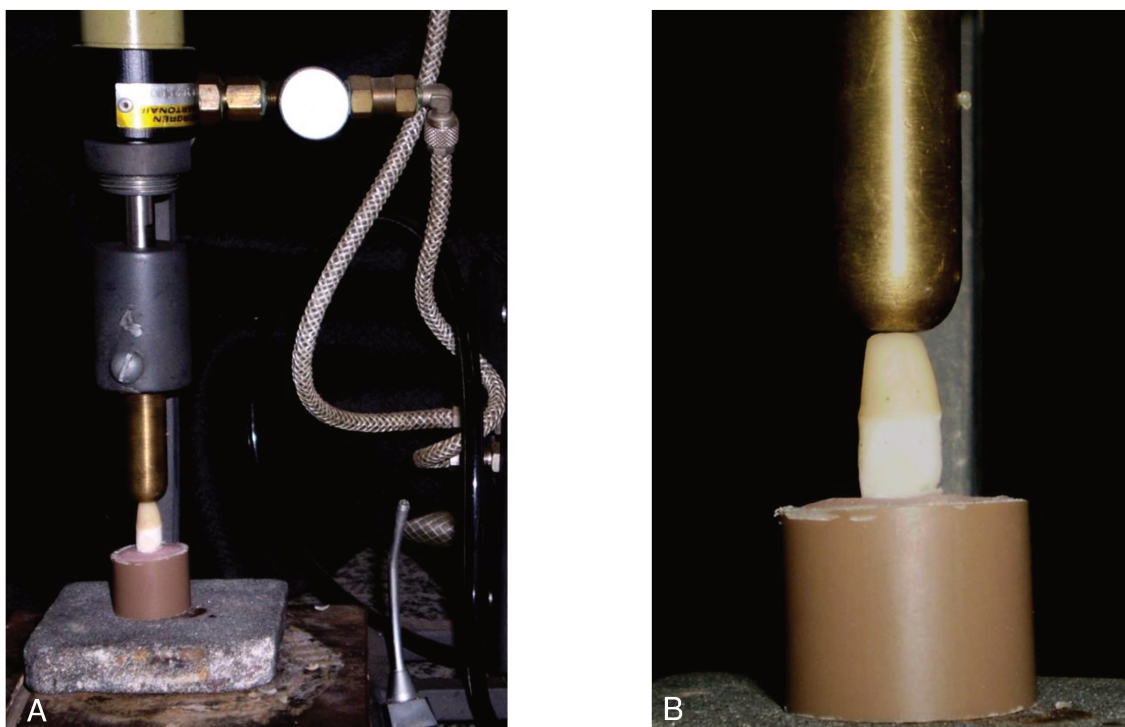


Fig. 12 – Fixação do *coping* In-Ceram no dente com prensa pneumática: A – Prensa pneumática; B – *coping* durante cimentação.

Para o cimento resinoso convencional, foram selecionados e cimentados 15 *copings* metálicos, 15 *copings* In-Ceram alumina e 15 *copings* e.max Press com cimento resinoso convencional de acordo com as instruções do fabricante enumeradas abaixo:

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

2) No *coping* metálico e In-Ceram: foi realizado jateamento com óxido de alumínio internamente.

3) No *coping* e.max Press : foi realizada aplicação de ácido fluorídrico 10% (3M/ESPE Divisão Dental – Brasil) por 1 minuto e lavados com água, pelo mesmo tempo. Logo após foi realizada secagem com jatos de ar por 30 segundos e, em seguida aplicado o silano Rely X Ceramic Primer (3M/ESPE Divisão Dental – Brasil), com aguardo de 5 segundos e posterior secagem com jato de ar, para que o solvente se evapore.

4) Logo após, foi realizado a manipulação do cimento resinoso convencional com auxílio de uma espátula plástica e um bloco de espatulação. Manipulação por 20 segundos sobre o bloco de espatulação e aplicação na superfície interna dos *copings* com uma espátula de inserção nº 1 da área marginal até a metade em suas paredes axiais, e em seguida levado ao dente, com leve pressão digital até o assentamento final. Imediatamente foi aplicada uma carga estática de 9 kgf, por 7 minutos na prensa pneumática. Fotoativando-se por 2 segundos para remoção dos excessos de cimento com uma sonda exploradora e, novamente fotoativando-se por 40 segundos em posições diametralmente opostas e 40 segundos na superfície oclusal, totalizando 160 segundos.

Para o cimento resinoso autoadesivo foram selecionados e cimentados 15 *copings* metálicos, 15 *copings* In-Ceram alumina e 15 *copings* e.max Press com cimento resinoso autoadesivo de acordo com as instruções do fabricante enumeradas abaixo:

- 1) No dente: foi realizado profilaxia com pedra-pomes e água.
- 2) No *coping* metálico e In-Ceram foi realizado jateamento com óxido de alumínio internamente.

3) No *coping* e.max Press: foi realizado aplicação de ácido fluorídrico 10% (3M/ESPE Divisão Dental – Brasil) por 1 minuto e lavados com água, pelo mesmo tempo. Logo após foi realizada a secagem com jatos de ar por 30 segundos e, em seguida aplicado o silano Rely X Ceramic Primer (3M/ESPE Divisão Dental – Brasil), com um aguardo de 5 segundos e posterior secagem com jato de ar, para que o solvente se evapore.

4) Logo após, foi realizado a manipulação do cimento resinoso autoadesivo com auxílio de uma espátula plástica e um bloco de espatulação. Manipulação por 20 segundos sobre o bloco de espatulação e aplicação na superfície interna dos *copings* com uma espátula de inserção nº 1 da área marginal até a metade em suas paredes axiais, e em seguida levado ao dente, com leve pressão digital até o assentamento final. Imediatamente foi aplicada uma carga estática de 9 kgf, por 7 minutos na prensa pneumática. Fotoativando-se por 2 segundos para remoção dos excessos de cimento com uma sonda exploradora e, novamente fotoativando-se por 40 segundos em posições diametralmente opostas e 40 segundos na superfície oclusal, totalizando 160 segundos.

4.8 - Leitura da adaptação marginal após cimentação

Decorrido uma hora após a cimentação dos *copings* nos respectivos dentes preparados, foi realizado o procedimento de leitura da adaptação marginal. Novamente, o conjunto foi levado ao microscópio de mensuração (STM – Olympus Optical Co.) em aumento de 50 vezes. E o mesmo procedimento de leitura antes da cimentação foi realizado, assim como a fórmula para avaliação do desajuste marginal.

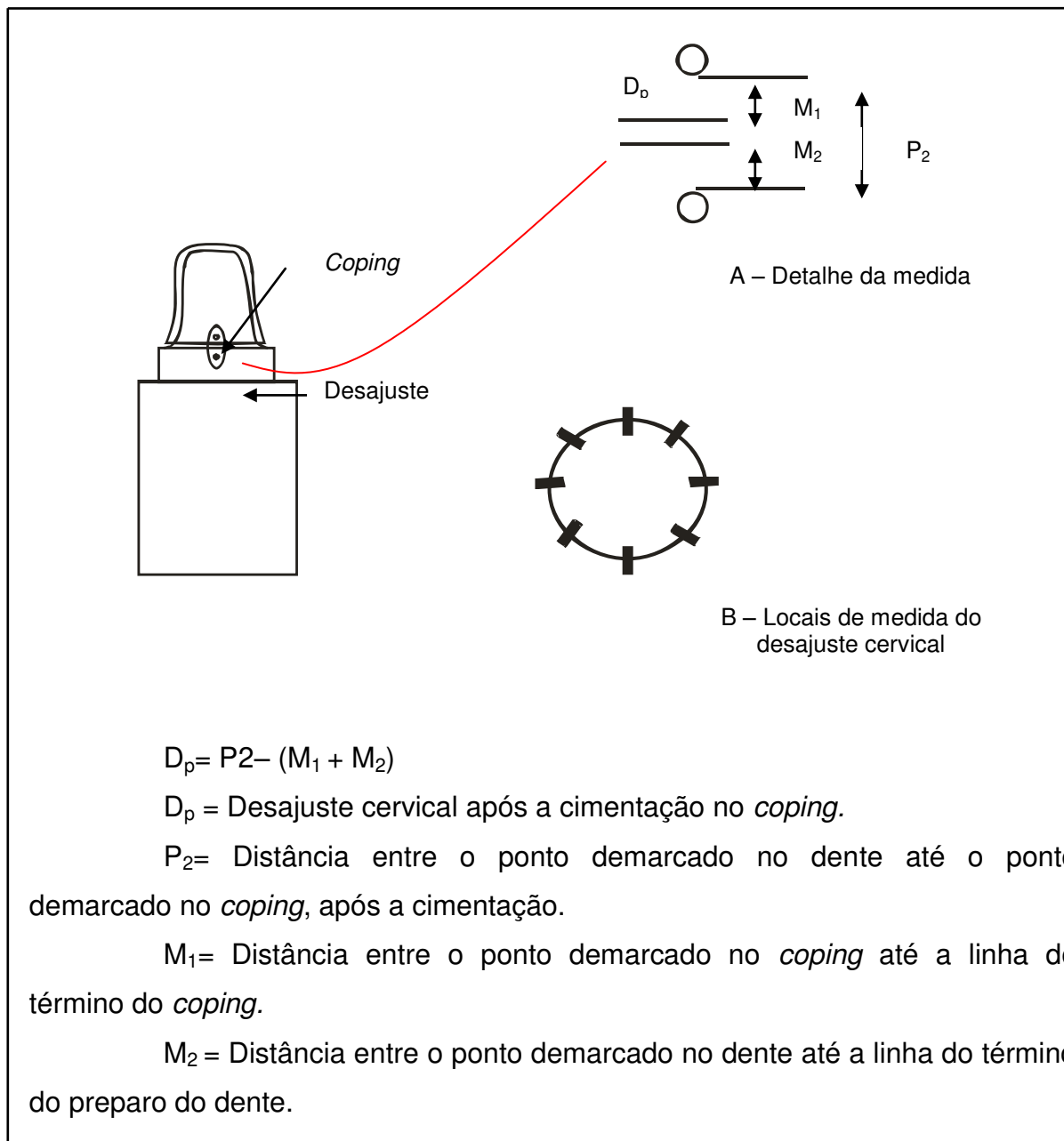


Figura 13 – Desenho esquemático da determinação do desajuste cervical das coroas após a cimentação: A – Detalhe da medida (P_2); e B – Locais de medida do desajuste.

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

5. RESULTADOS

Os resultados foram divididos em dois experimentos estatísticos para melhor análise dos sistemas entre si e dos sistemas após a cimentação com agente resinoso convencional e autoadesivo.

5.1 - Experimento 1:

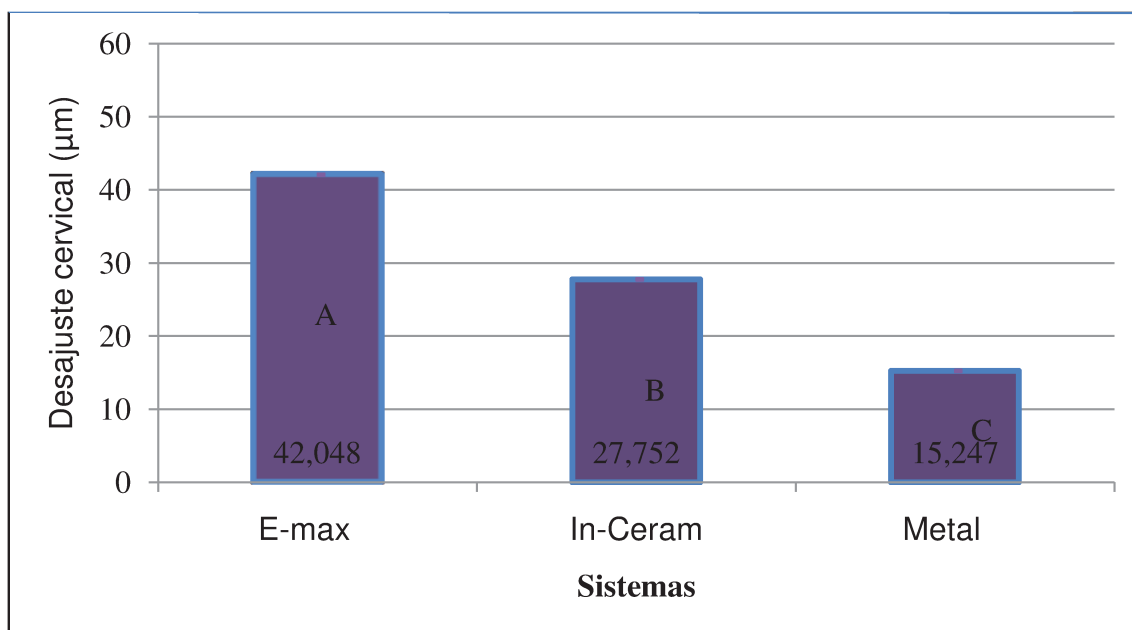
Os valores originais do desajuste marginal dos *copings* de metal, In-Ceram e e.max Press, antes da cimentação, foram à submetidos análise de variância com modelo apropriado para experimentos inteiramente casualizados com um fator (one-way ANOVA), teste para comparações múltiplas de médias de Tukey e nível de significância de 5% representadas na Tabelas 1 e na Figura 14.

A Tabela 1 e a Figura 14 mostram os valores médios de desajuste marginal dos *copings* de metal, In-Ceram e e.max antes da cimentação, onde os mesmos apresentaram diferenças significativas ($p < 0,05$).

Tabela 1 – Valores médios do desajuste marginal (μm) para os *copings* metal, In-Ceram e e.max Press antes da cimentação.

Material	Desajuste Marginal		Grupos de Tukey
	Média	Desvio padrão	($\alpha=0,05$)
Metal	15,247	($\pm 7,240$)	A
In-Ceram	27,752	($\pm 16,857$)	B
e.max Press	42,048	($\pm 16,617$)	C

Médias e desvio padrão seguidas e teste de Tukey com nível de significância de 5%. Médias com letras distintas diferem entre si.



Barras com letras distintas indicam médias que diferem entre si no nível de significância de 5%.

Figura 14 - Ilustração gráfica dos valores médios de desajuste marginal (μm) para os *copings* de metal, In-Ceram e e.max Press antes da cimentação.

Observa-se que o valor médio do material e.max Press apresenta média de desajuste marginal significativamente maior que a do In-Ceram que, por sua vez, apresenta média significativamente maior que a do metal.

5.2 - Experimento 2:

Os valores originais do desajuste marginal dos *copings* de metal, In-Ceram e e.max Press cimentados com agente resinoso convencional e agente resinoso autoadesivo (anexo), foram submetidos à Análise de Variância (one-way

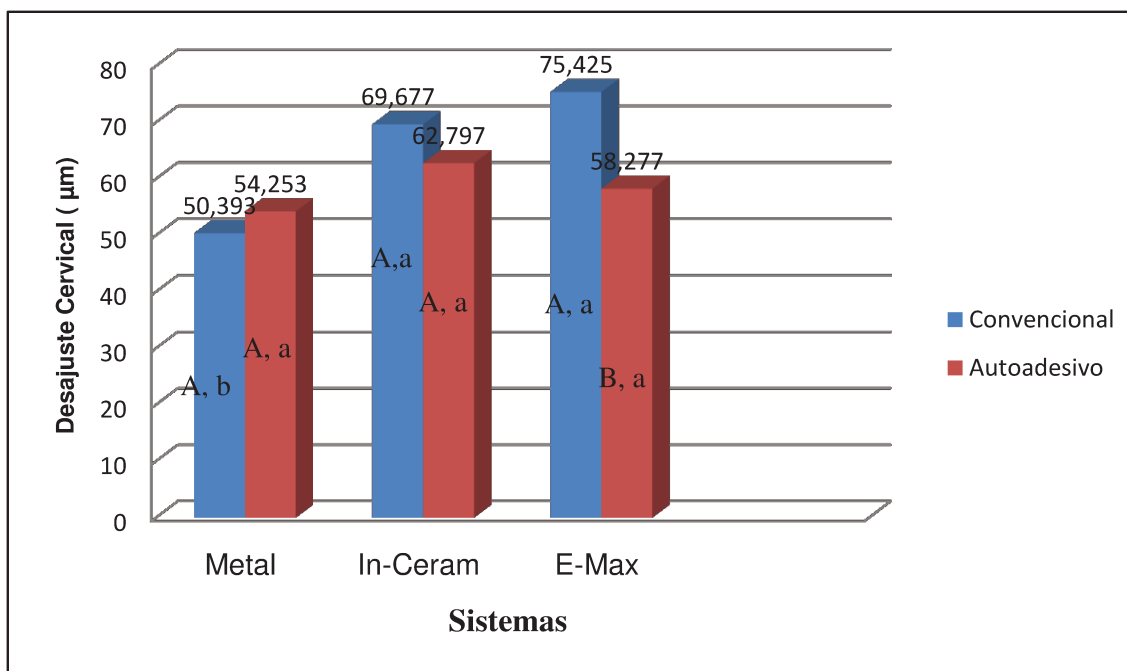
ANOVA) e as médias ao teste de Tukey, em nível de 5% de significância representadas nas Tabelas 2 e na Figura 15.

A Tabela 2 e a Figura 15 mostram os valores médios do desajuste marginal entre *copings* metálicos, In-Ceram e e.max Press após cimentação com agente resinoso convencional e autoadesivo. Após a cimentação, o *coping* de metal e In-Ceram não apresentaram diferenças significativas quando utilizado agente resinoso convencional e autoadesivo ($p>0,05$). Os valores médios de desajuste marginal após cimentação do *coping* e.max Press com agente resinoso convencional apresentou valores de desajuste marginal significativamente superior em relação ao cimento resinoso autoadesivo ($p<0,05$). Os valores médios de desajuste marginal quando foi utilizado o agente resinoso convencional com o *coping* metálico apresentou um menor desajuste marginal quando comparado ao In-Ceram e e.max Press ($p<0,05$). E para o cimento autoadesivo não houve diferenças entre os sistemas ($p>0,05$).

Tabela 2 – Valores médios do desajuste marginal (μm) para os *copings* de metal, In-Ceram e e.max Press , após cimentação com agente resinoso convencional e cimento resinoso autoadesivo.

Coping	Desajuste Marginal Pós cimentação	
	Convencional	Autoadesivo
Metal	50,393 ($\pm 15,098$) A, b	54,253($\pm 10,516$) A,a
In-Ceram	69,677 ($\pm 17,733$) A, a	62,797($\pm 16,681$) A, a
e.max Press	75,425 ($\pm 15,098$) A, a	58,277($\pm 11,751$) B, a

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



Barras de mesma cor seguida de letra maiúsculas e de cores diferentes de letras minúsculas distintas apresentam diferença entre si.

Figura 15 - Ilustração gráfica dos valores médios de desajuste marginal (μm) para os *copings* de metal, In-Ceram e e.max Press após cimentação com cimento resinoso convencional e autoadesivo.

6. DISCUSSÃO

Os materiais restauradores indiretos, tanto os com infra-estrutura de metal quanto os de cerâmica pura, devem apresentar características como biocompatibilidade, excelência estética, contorno, resistência ao carregamento e selamento marginal eficiente (Groten *et al.*, 1997). O selamento marginal e a adaptação são fatores críticos para o sucesso clínico da restauração. Quando estes se apresentam deficientes, levam a problemas como solubilidade do agente cimentante e como consequência nichos para retenção de placa, com desenvolvimento de cárie, doença periodontal e subsequente falha da restauração indireta (Oilo, 1978; Tjan *et al.*, 1991; Goldin *et al.*, 2005). Alguns estudos têm mostrado grande variação de resultados, com valores médios de adaptação próximos de 28 μm (Pera *et al.*, 1994) e outros superiores a 160 μm (Sulaiman, 1997 *et al.*; Celik & Gelmalmaz, 2002). Entretanto, de acordo com McLean & Fraunhofer (1971), Jacobs & Windeler (1991) uma fenda marginal aceitável clinicamente deve apresentar no máximo 120 μm .

Vale a pena salientar que as propriedades físico químicas dos sistemas cerâmicos são diferentes, podendo apresentar uma adaptação marginal distinta em cada sistema. No presente estudo, foi utilizado o sistema In-Ceram, que é uma cerâmica a base de alumina de alta pureza, infiltrada por vidro, com boa resistência a compressão. Já o sistema e.max Press é composto por uma pastilha de cerâmica vítrea de di-silicato de lítio para a tecnologia de injeção sob pressão. A confecção do *copring* no sistema e.max Press é muito similar a confecção no sistema metalocerâmico, por meio da técnica da cera perdida.

Nesse trabalho, a análise dos dados da leitura do desajuste marginal dos *copings*, levando em consideração os três sistemas avaliados; metal, In-Ceram e IPS e.max Press antes da cimentação, mostrou diferenças estatísticas significativas entre os sistemas. Os *copings* metálicos apresentaram menores

valores, seguido pelo sistema cerâmico In-Ceram e e.max Press. Na avaliação dos sistemas cerâmicos, os resultados encontrados nesse estudo estão de acordo com Beschmidt e Strub (1999) que encontraram maiores valores de desajuste marginal para o sistema prensado, o qual apresenta maior quantidade de leucita, o que aumenta a contração durante sinterização, podendo levar a um maior desajuste marginal. Os baixos valores de desajuste marginal encontrados no sistema In-Ceram, podem ser justificados pelas melhores condições estruturais do sistema em altas temperaturas, diminuindo a contração durante a sinterização (Pera *et al.*, 1994).

Os resultados antes da cimentação para o *coping* de metal diferem daqueles encontrados por Eames *et al.* (1978), Stephano *et al.* (1989), Vecchio *et al.* (1990) e White & Kipnis (1993), que encontraram valores superiores antes da cimentação quando comparado ao presente estudo. Por outro lado, corroboram com os resultados obtidos por Syu *et al.* (1993), Schilling *et al.* (1999) e Silva (2007). Os baixos níveis de desajuste marginal encontrados nesse estudo podem ser provavelmente atribuídos à técnica do operador nos processos de confecção do *coping* metálico, do tipo de preparo utilizado, angulação, convergência para incisal das paredes axiais e tipo de liga.

Quando foram analisados os *copings* de In-Ceram alumina, os resultados obtidos nesse estudo diferem dos encontrados por Sulaiman *et al.* (1997), May *et al.* (1998), Beschmidt & Strub (1999), Hilbert (2002), Borges (2003) e Yeo *et al.* (2003), que encontraram valores de desajuste marginal superiores aos encontrados nesse estudo. Os baixos valores de desajuste marginal encontrados, provavelmente podem ser atribuídos à técnica nos processos de confecção do *coping* In-Ceram, uma vez que o sistema é feito artesanalmente, e deste modo é dependente de um bom operador. Os baixos valores encontrados estão de acordo com Silva (2007) que encontrou valores similares ao encontrado nesse estudo.

Já os resultados do sistema e.max Press diferem dos encontrados por Goldin *et al.* (2005), Reich *et al.* (2008), Stappert (2008), que encontraram valores de desajuste marginal superiores aos encontrados nesse estudo. Diversos fatores

exerceram influência marcante nos baixos valores de desajuste marginal do sistema e.max Press como: tipo de preparo, angulação das paredes axiais, regulação do forno de injeção.

As pesquisas laboratoriais tem contribuído com a evolução dos materiais restauradores, especialmente no entendimento dos diferentes mecanismos de ação, vantagens e desvantagens do uso dos cimentos resinosos convencionais e autoadesivos. A evolução conjunta das cerâmicas odontológicas e cimentos resinosos tem estimulado os cirurgiões-dentistas a realizar diversos tipos de tratamento, que envolvem diferentes materiais, técnicas restauradoras e de cimentação adesiva.

A seleção do agente cimentante para as restaurações indiretas é um fator importante já que sua espessura determina a longevidade clínica da restauração, por isso faz-se necessário salientar que a espessura de película desses cimentos podem variar. Segundo a ADA (American Dental Association), os cimentos odontológicos podem ser classificados por tipo I, com espessura de película menor do que 25 μm e tipo II até 40 μm . Germanos *et al.* (2001) ressaltam que o tamanho e quantidade das partículas do cimento, viscosidade e até o tipo de reação se dual ou quimicamente ativado, podem alterar sua espessura de película. Deste modo é importante uma avaliação clínica longitudinal para verificar se existe um selamento eficiente no espaço dente material-restaurador.

O cimento resinoso autoadesivo é um material novo que surgiu na tentativa de suprir essas deficiências dos cimentos odontológicos. Apresentam as seguintes características como facilidade de manipulação e menos destreza para execução da técnica. Caracteriza-se por possuir um tamanho de partícula em torno de 12,5 μm , apresenta uma boa fluidez sob pressão e excelente resistência. Segundo o fabricante, o cimento apresenta novos monômeros dimetacrilatos e uma inovadora tecnologia de iniciação de polimerização em meio ácido (3M ESPE, 2008). O material Rely X Unicem tem a adesividade baseada em um monômero (éster do ácido fosfórico metacrilato) que é capaz de desmineralizar e infiltrar-se na dentina, resultando em retenção mecânica. A reação de presa deste

material ocorre pela polimerização dos radicais livres que pode ser iniciada pela exposição à luz visível ou por mecanismo de oxiredução. Durante a reação química a água é formada e auxilia na neutralização da própria reação, aumentando o pH de 1,0 para 6,0 (De Munck et al., 2004).

O mecanismo de ação desses produtos tem sido intensamente investigado e descrito por diversos autores (Behr *et al.*, 2004; Radovic *et al.*, 2008 e Mörmann *et al.*, 2009). Eles são utilizados no substrato seco e não requerem a fase de condicionamento com ácido fosfórico e aplicação de adesivo, o que diminui o tempo de aplicação e manipulação. No entanto, pouco se sabe em longo prazo sobre os efeitos dos cristais de hidroxiapatita dissolvidos e incorporados, assim como dos restos de *smear layer* que permanecem na camada híbrida. A água é necessária na composição dos adesivos autocondicionantes para prover um meio para ionização e ação dos monômeros ácidos resinosos. No entanto, essa mesma água incorporada no produto pode enfraquecer a união, provendo canais para nanoinfiltração (Sano *et al.*, 1995). A estrutura interfacial resultante pode também tornar-se mais hidrófila e mais suscetível à degradação hidrolítica (Tay *et al.* 2002).

Os cimentos resinosos são materiais que permitem adesão bacteriana a sua superfície. Svanberg *et al.* (1990), Palenik *et al.* (1992) e Kawai & Takaoka (2001) encontraram maior adesão bacteriana em superfície de resina composta em relação ao cimento de ionômero de vidro, com os mesmos tratamentos de superfície. Do ponto de vista clínico, precauções para diminuir a espessura de cimento, bem como, os desajustes marginais deveriam ser consideradas. Assim, quanto maior a linha de cimento à base de resina, maior será a probabilidade de adesão bacteriana, o que poderá levar, a instalação de processo carioso, bem como, inflamação gengival. Estudos *in vivo* fornecem evidência de que quanto maior a desadaptação marginal em restaurações indiretas maiores serão os índices de placa e terão reduzidas condições periodontais (Janenko & Smales, 1979; Felton *et al.*, 1991; Vahidi *et al.*, 1991).

Nesse estudo, a análise dos dados da leitura do desajuste marginal mostra que os *copings* de metal e In-Ceram após a cimentação, com agente resinoso convencional e autoadesivo não houve diferenças significativas ($p>0,05$). Esses resultados diferem dos encontrados por Mörmann *et al.* (2009) que apresentou valores de desajuste marginal com cimento autoadesivo superiores ao encontrado no presente estudo. Esses valores podem ter sido influenciados pela diferença do tipo do preparo, pressão para assentamento e o escoamento dos cimentos em função da velocidade de assentamento.

Já o sistema cerâmico e.max Press após cimentação com agente resinoso convencional e autoadesivo apresentou diferenças significativas ($p<0,05$). A cimentação com o cimento resinoso convencional apresentou um desajuste marginal significativamente maior em relação ao autoadesivo. Na literatura não foi encontrado estudos relacionando os sistema e.max Press com os diferentes cimentos. Porém, esses valores podem ser justificados devido a diferença de técnica, sendo que o cimento resinoso convencional requer a utilização de condicionamento com ácido fosfórico e aplicação de adesivo, e a presença do adesivo pode ter influenciado a espessura de película do conjunto cimento mais adesivo.

Quando foi comparado os sistemas metal, In-Ceram e e.max Press cimentados com agente resinoso convencional, o sistema e.max Press e o sistema In-Ceram não apresentaram diferenças significativas ($p>0,05$), porém o metal apresentou desajuste marginal significativamente menor ($p<0,05$). Os sistemas cerâmicos frente a uma carga respondem de forma diferente, pois são materiais friáveis, já o metal por sofrer deflexão, possui uma deformação elástica maior frente à carga de assentamento. Esses fatores podem ter influenciado diretamente o escoamento do cimento. Outro fator a ser considerado é que o metal possui maior molhabilidade do que os sistemas cerâmicos, o que leva a uma menor tensão superficial, promovendo melhor escoamento do cimento (Phillips, 2005).

Quando foi comparado o agente autoadesivo associado aos diferentes sistemas, observou-se que não houve diferenças significativas ($p>0,05$). Os sistemas se comportaram de forma similar quando cimentados com o cimento autoadesivo. Talvez o escoamento do agente autoadesivo se comporte melhor nas superfícies internas dos sistemas utilizados, pela sua boa fluidez sob pressão e pequeno tamanho de partícula.

Após discussão dos resultados fica evidente que a utilização de restaurações indiretas livres de metal, nos sistemas In-Ceram e e.max Press associados aos cimentos utilizados nesse estudo, apresentaram uma adaptação marginal tida como eficiente dentro dos padrões estabelecidos pela literatura atual no que diz respeito a um possível sucesso e longevidade das restaurações protéticas. Quanto ao cimento autoadesivo, apesar de ainda ser recente no mercado, o mesmo mostrou resultados que superaram os atuais, evidenciando deste modo uma aceitação clínica bastante promissora.

7. CONCLUSÃO

De acordo com os resultados desse trabalho foi possível concluir que:

- Os três sistemas (metal, In-Ceram e e.max) apresentaram diferenças significativas no desajuste marginal antes da cimentação, sendo que o *coping* metálico apresentou menor desajuste marginal.
- Após a cimentação, o *coping* de metal e In-Ceram não apresentaram diferenças entre os cimentos, resinoso convencional e autoadesivo.
- O sistema e.max Press apresentou maior desajuste marginal associado ao cimento resinoso convencional.
- O *coping* de metal apresentou desajuste marginal significativamente menor associado ao cimento resinoso convencional em relação ao In-Ceram e e.max Press.
- Após a cimentação com o agente resinoso autoadesivo não houve diferenças significativas entre os sistemas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Abbate MF, Tjan AHL, Fox WM. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. J Prosthet Dent. 1989; 61(5): 527-31.
2. Alkumuru HN, Wilson HJ, Bors S. The fit of all-ceramic crown cemented with different luting agents. J Mamara Univ DentFac. 1992; 1(3): 198-202.
3. Anusavise KJ. Phillips: Materiais Dentários. Editora Elsevier 11^a ed. 2005.
4. Batchelor RW, Dinsdale A. Trans VIIth Inter Ceram Congr. p.31, 1960. *Apud* McLean, J. W.; Hughes, T. H. *Op cit*.Ref. 34.
5. Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G. Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. Dent Mater. 2004; 20(2):191-7.
6. 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.

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

-
7. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2009; 25(1):121-8.
 8. Bindl A, Mormann WH. Marginal and Internal fit of ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Prosthet Dent.* 2005; 32(6): 441-7.
 9. Borges GA. Avaliação da adaptação marginal de coroas totais cerâmicas livres de metal antes e após cimentação [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.
 10. Brecker CS. Porcelain baked to gold: a new medium in Prostodontics. *J Prosthet Dent.* 1956; 6: 801-11.
 11. Brisolara PGS. Avaliação da adaptação cervical de coroas totais metálicas com diferentes terminos antes e após cimentação [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2000.
 12. Bronstein BR. Problems in porcelain rehabilitation. *J Prosthet Dent.* 1967; 17(1):79-87.

-
13. Celik C, Gelmalmaz D. Comparision of marginal integrity of ceramic and composite veneer restorations luted with two different resin agents: An *in vitro* study. Int J Prosthodont. 2002; 15(1): 59-64.
14. Chan C, Haraszthy G, Geis-Gertorfer J, Weber H, Huettemann H. Scanning electron microscopic studies of marginal fit of three esthetic crowns. Quintessence Int. 1989; 20(3): 189-193.
15. Chirstensen GJ. Marginal fit of gold inlay casting. J Prosthet Dent. 1966; 16(2): 297-305.
16. Christensen GF. Resin cements and postoperative sensitivity. J Am Dent Assoc. 2000; Aug; 131(8): 1197-9.
17. Council on Dental Materials and Devices. Revised American dental Association Specification n° 19 for non-aqueous, elastomeric dental impression materials. J Am Dent Assoc. 1977; 94(4): 733-741.
18. De Melo RM, Amaral R, Galhano G, Vanderlei A, Bottino MA, Valandro LF. Durability of the bond strength of self-adhesive resin cements to human dentin Gen Dent. 2009; 57(4):350-4.

-
19. De Munck J, Vargas M, Iracki J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P et al. One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper Dent*. 2005b; 30(1): 39-49.
20. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Scharer P. Heat-pressed: ceramics technology and strength. *Int J Prosthodont*. 1992; 5(1): 9-16.
21. Eames WB, O'Neal SJ, Monteiro J, Miller C, Roan JD Jr, Cohen KS. Techniques to improve the seating of casting. *J Am Dent Ass*. 1978; 96(3):432-37.
22. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect *in vivo* crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent*. 1991; 65(3): 357-64.
23. Figueiró C. Influência da convergência axial na adaptação e infiltração marginal de coroas totais fixadas com cimentos de fosfato de zinco, ionômero de vidro e resinoso [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 1997.
24. Figueiró C. Influência da Convergência Axial e do Alívio Interno na Adaptação e Resistência à Remoção por Tração de Coroas Totais Cimentadas com Cimentos Resinosos. [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2000.

-
25. Fleming GJ, Dobinson MM, Landini G, Harris JJ. An in-vitro investigation of the accuracy of fit of Procera and Empress crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2005; 13(3): 109-14.
26. Fonseca JC, Henriques GEP, Correr Sobrinho L, de Goes MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. *Dent Mater.* 2003; 19(7): 686-91.
27. Gavelis JL The effect of various finish line preparation on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J Prosth Dent.* 1981; 45(2); 138-45.
28. Gelmalmaz D, Alkumuru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *J Prosthet Dent.* 1995; 73(1): 49-54.
29. Germanos LAA, Mezzomo E, Dillenburg ALK, Góes MF. Avaliação da espessura de película de materiais cimentantes. *Stomatos.* 2001; 7(12):49-53
30. Goldin EB, Boyd NW, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *J Oral Rehabil.* 2005; 32(2): 143-7.

-
31. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JF. Comparative analysis of two measurement methods for marginal fit in metal-ceramic and zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont*. 2009; 22(4):374-7.
32. Grey NJ, Piddock V, Wilson MA. *In vitro* comparison of convencional crowns and a new all-ceramic system. *J Dent*. 1993; 21(1): 47-51.
33. Groten M, Girthofer S, Probst L. Marginal fit consistency of copy-milled all ceramic crown during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil*. 1997; 24(12): 871-81.
34. Hashimoto M, Tay FR, Ohno H, Sano H, Kaga M, Yiu C et al. SEM and TEM analysis of water degradation of human dentinal collagen. *J Biomater Res B Appl Biomater*. 2003; 66(1): 287-98.
35. Hilbert E. Avaliação da adaptação marginal de *copings* cerâmicos em função do término cervical e tratamento das superfícies internas [dissertação]. São José dos Campos: UNESP; 2002.
36. Holmes JR, Bayne SC, Sulik WD. Marginal fit of castable ceramic (Dicor) crowns. *J Dent Res*. 1992; 67(5): 594-9.

-
37. Hung SH, Hung KS, Eick JD, Chappell RP. Marginal fit of porcelain fused to metal and two types of ceramic crown. *J Prosthet Dent*. 1990; 63(1): 26-31.
38. Ilie N, Hickel R. Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. *Dent Mater*. 2008; 24(7):908-14.
39. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent*. 1991; 65(3): 436-42.
40. Janenko C, Smales RJ. Anterior crowns and gingival health. *Aust DentJ*. 1979; 24(4):225-30.
41. Johnson GH, Lepe X, Zhang H, Wataha JC. Retention of metal-ceramic crowns with contemporary dental cements. *J Am Dent Assoc*. 2009; 140(9):1125-36.
42. Krug RS, Markeley MR. Cast restorations with gold-foil-like margins. *J Prosth Dent*. 1969; 22(1): 54-67.
43. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyer P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *J Oral Rehabil*. 2005; 32(7): 526-30.

-
44. Lehmann ML, Hampson EL. A study of strain patterns in jacket crowns on anterior teeth resulting from different tooth preparations. *Br Dent J.* 1962, 113(10): 337-45.
45. Mak YF, Lai SC, Cheung GS, Chan AW, Tay FR, Pashley DH. Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. *Dent Mater.* 2002; 18(8): 609-21.
46. Martignoni M, Schönenberger AJ. Limitations of manual crown margin formation. *Quintessenz Zahntech.* 1990, 16(8):883-94.
47. May KB, Russel MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: The Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent.* 1998, 80(4): 394-404.
48. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J.* 1965, 119(6): 251-67.
49. McLean JW, Von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an *in vivo* technique. *Br Dent J.* 1971, 131(3): 107-11.
50. Milan FM, Consani S, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti AL, Souza-Neto MD, KNOWLES J. Influence of casting methods on marginal and internal discrepancies of complete cast crowns *Braz Dent J* 2004, 15(2):127-32.

-
51. Mörmann W, Wolf D, Ender A, Bindl A, Göhring T, Attin T. Effect of two self-adhesive cements on marginal adaptation and strength of esthetic ceramic CAD/CAM molar crowns. *J Prosthodont*. 2009; 18(5):403-10.
52. Naert I, Van Der Donk A, Beckers I. Precision of fit and clinical evaluation of all-ceramic full restorations followed between 0,5 and 5 years. *J Oral Rehabil*. 2005; 32(1): 51-7.
53. Nakabayashi N, Takeyama M, Kojima K, Masuhara E. Studies on dental self-curing resins (20) - adhesion mechanism of 4-META/MMA-TBB resin to dentine *Shika Rikogaku Zasshi*. 1982; 23(61):34-9.
54. Nakamura T, Tanaka H, Kinuta S, Akao T, Okamoto K, Wakabayashi K *et al*. *In vitro* study on marginal and internal fit of CAD/CAM all-ceramic crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2005; 24(3): 456-9.
55. Nakamura T, Wakabayashi K, Kinuta S, Nishida H, Miyamae M, Yatani H. Mechanical properties of new self-adhesive resin-based cement. *J Prosthodont Res*. 2009 29(10).
56. Nogueira-Filho GR. Necessidade de tratamento periodontal avaliada pelo CPITN e sua relação com a qualidade de acabamento cervical das restaurações. *Pesq Odontol Bras*. 2001; 15(1): 51-5.

-
57. O'Brien WJ. Dental Materials and their selection, 2nd ed. Illinois: Quintessence publishing Co; 1997.
58. Oilo G. Adaptation of luting cement to enamel, dentin and restorative material. Acta Odontol Scand. 1978; 36(3): 149-56.
59. Palenik CJ, Behnen MJ, Setcos JC, Miller CH. Inhibition of microbial adherence and growth by various glass ionomers in vitro. Dent Mater 1992; 8(1): 16-20.
60. Panno FV, Vahidi F, Gulker I, Ghalili KM. Evaluation of 45-degree labial bevel with a shoulder preparation. J Prosth Dent. 1986; 56(6): 655-61.
61. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carrossa S. *In Vitro* marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. J Prosthet Dent. 1994; 72(6): 585-90.
62. Perdigão J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Tome AR, Vanherle G, Lopes AB. Morphological field emission-SEM study of the effect of six phosphoric acid etching agents on human dentin. Dent Mater. 1996; 12(4): 262-71.
63. Pettrow JN. Practical factors in building and firing characteristics of dental porcelain. J Prosthetic Dent. 1961; 11(2): 334-44.

-
64. Phillips RW. Science of dental materials. W. B. Saunders Co. Philadelphia, London, 1973.
65. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. Dent Mat J. 2005; 24(3): 456-59.
66. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. J Adhes Dent. 2008; 10(4):251-8. Review.
67. Reich S, Gozdowski S, Trentzsch L, Frankenberger R, Lohbauer U. Marginal fit of heat-pressed vs. CAD/CAM processed all-ceramic onlays using a milling unit prototype. Oper Dent. 2008; 33(6):644-50.
68. Reis AF, Arrais CA, Novaes PD, Carvalho RM, De Goes MF, Giannini M. Ultramorphological analysis of resin-dentin interfaces produced with water-based single-step and two-step adhesives: nanoleakage expression. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2004; 15 (71-1): 90-8.
69. Riley EJ. Ceramo-metal restoration. State of science. Dent Clin North Am. 1977; 21(4): 669-82.

-
70. Rinke S, Hüls A, Jahn L. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1995, 8(4): 303-10.
71. Sailer I, Gottnerb J, Kanelb S, Hammerle CH. Randomized Controlled Clinical Trial of Zirconia-Ceramic and Metal-Ceramic Posterior Fixed Dental Prostheses: A 3-year Follow-up. *Int J Prosthodont.* 2009; 22(6):553-60.
72. Sheets CG. The periodontal-restorative interface: enhancement through magnification. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1999; 11(8): 925-31.
73. Shilling ER, Miller BH, Woody Rd, Miller AW 3rd, Nunn ME. Marginal gap of crowns made with a phosphate-bonded investment and accelerated casting method. *J Prosth. Dent.* 1999; 81(2): 129-34.
74. Shillenburg HT, Hobo S, Fisher DW. Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosth Dent.* 1973; 29(3): 276-84.
75. Sigemori RM, Reis AF, Giannini M, Paulillo LA. Curing depth of a resin-modified glass ionomer and two resin-based luting agents. *Oper Dent.* 2005 Mar-Apr;30(2):185-9.

-
76. 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.
77. Silva WA. Estabilidade mecânica de retentores do tipo coroa total [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 1995.
78. Silva W A, Silva FA. Preparo para coroas totais: estabilidade mecânica de retentores. RGO. 1997; 45(6): 309-15.
79. Silver M., Klein G., Howard M.C. An evaluation and comparison of porcelain fused to cast metals. J Prosthet Dent 1960; 10(6): 1055-64.
80. Shimizu H, Habu T, Takada Y, Watanabe K, Okudo O, Okabe T. Mold filling of titanium alloys in two different wedge-shaped molds. Biomaterials. 2003; 23(11): 2275-81.
81. Stappert CF, Ozden U, Att W, Gerds T, Strub JR. Marginal accuracy of press-ceramic veneers influenced by preparation design and fatigue. Am J Dent. 2007; 20(6):380-4.
82. Stappert CF, Chitmongkolsuk S, Silva NR, Att W, Strub JR. Effect of mouth-motion fatigue and thermal cycling on the marginal accuracy of partial coverage restorations made of various dental materials. Dent Mater. 2008; 24(9):1248-57.

-
83. Stephano CB, Roselino RF, Roselino RB. *et al.* Adaptação cervical de coroas totais fundidas com diversas ligas metálicas, usando troqueis com e sem espaçador. *Revta Odont Univ S Paulo*.1989; 3(3): 383-89.
84. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparision of the marginal fit on InCeram, IPS Empress and Procera crowns, *Int J Prosthodont*. 1997; 10(5): 478-84.
85. Svanberg M, Krasse B, Ornerfeldt HO. Mutans streptococci in interproximal plaque from amalgam and glass ionômero restorations. *Caries Res*. 1990; 24(2):133-6.
86. Syu JZ, Byrne G, Laub LW, Land MF. Influence of finish-line geometry on the fit of crowns. *Int J Prosthodont*. 1993; 6(1): 25-30.
87. Tao J, Han D. The effect of finish line curvature on marginal fit of all-ceramic CAD/CAM crowns and metal-ceramic crowns. *Quintessence Int*. 2009; 40(9):745-52.
88. Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SH. Resin permeation into acid-conditioned, moist and dry dentin: a paradigm using water-free adhesive primers. *J Dent Res*. 1996; 75(4): 1034-44.

-
89. Tjan AD, Tan DE. Microleakage at gingival margins of Class V composite resin restorations rebonded with various low-viscosity resin systems. *Quintessence Int.* 1991; 22(7):565-73.
90. Vahidi F, Egloff ET, Panno FV. Evaluation of marginal adaptation of all-ceramic crowns and metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1991; 66(4):426-31.
91. Valderhaug J, Birkeland JM. Periodontal conditions in patients 5 years following insertion of fixed prostheses. *J Oral Rehabil.* 1976; 3(3): 237-43.
92. Valderrama S, Van Roekel N, Andersson M, Goodacre CJ, Munoz CA. A comparison of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1995; 8(1): 29-37.
93. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent.* 2003; 28(5):647-60.
94. Vargas MA, Cobb DS, Denehy GE. Interfacial micromorphology and shear bond strength of single-bottle primer/adhesives. *Dent Mater.* 1997; 13(5): 316-24.
95. Vecchio GMF, Pretti E, Vaz RR. Avaliação do desajuste cervical de coroa totais metálicas fundidas com ligas alternativas à base de prata/estanho,

realcionado com técnicas de inclusão. Archos Cent Estud Fac odont Univ Minas Gerais. 1990; 27(1/2): 49-61.

96. Yilmaz H, Dinçer C. Comparison of the bond compatibility of titanium and a NiCr alloy to dental porcelain. J Dent 1999; 27(3): 215-22.

97. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. J Dent Res. 1994; 73(6):1212-20.

98. White SN, Ingles S, Kipnis V. Influence of marginal opening on microleakage of cemented artificial crowns. J Prosthet Dent. 1994; 71(3): 257-64.

99. White S N, Kipnis V. Effect of adhesive luting agents on the marginal seating of cast restorations. J Prosthet Dent. 1993; 69(1): 28-31.

100. White SN, Yu Z. The effect of adhesive luting agent-dentin surface interaction on film thickness. J Prosthet Dent. 1992; 68(1): 49-52.

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

102. Wölfart S, Eschbach S, Scherrer S, Kern M. Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years results. Dent Mater. 2009; 25(9):63-71.

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

Anexo

Experimento 1:

Análise de variância

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
material	3	E.max In-Ceram Metal

Number of Observations Read	90
Number of Observations Used	90

Análise de variância

The GLM Procedure

Dependent Variable: t_desajuste Raíz quadrada(desajuste)

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	2	100.5188097	50.2594049	29.09	<.0001
Error	87	150.3274375	1.7279016		
Corrected Total	89	250.8462472			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	t_desajuste Mean
0.400719	25.99945	1.314497	5.055864

Análise de variância

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for t_desajuste

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate, but it generally has a higher

Type II error rate than REGWQ.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	87
Error Mean Square	1.727902
Critical Value of Studentized Range	3.37219
Minimum Significant Difference	0.8093

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	material
A	6.3646	30	e.max
B	5.0266	30	In-Ceram
C	3.7764	30	Metal

Estatísticas Básicas

Analysis Variable : desajuste Desajuste Cervical (µm)

Material	N Obs	Mean	Std Dev	Upper 95% CL for Mean	Lower 95% CL for Mean
e.max	30	42.048	16.617	48.253	35.843
In-Ceram	30	27.752	16.857	34.046	21.457
Metal	30	15.247	7.240	17.951	12.544

Experimento 2:

Análise de variância

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
rep	15	1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15
material	3	E.max In-Ceram Metal
cimento	2	Autoadesivo Resinoso

Number of Observations Read 90
Number of Observations Used 90

Análise de variância

The GLM Procedure

Dependent Variable: desajuste Desajuste Marginal (µm)

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	47	15684.73308	333.71773	1.44	0.1152
Error	42	9719.64785	231.42019		
Corrected Total	89	25404.38093			

R-Square Coeff Var Root MSE desajuste Mean
0.617403 24.61424 15.21250 61.80366

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
material	2	4050.230251	2025.115126	8.75	0.0007
rep*material	42	8962.443588	213.391514	0.92	0.6030
cimento	1	1016.877283	1016.877283	4.39	0.0421
material*cimento	2	1655.181954	827.590977	3.58	0.0368

Tests of Hypotheses Using the Type I MS for rep*material as an Error Term

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
material	2	4050.230251	2025.115126	9.49	0.0004

Análise de variância
The GLM Procedure
Least Squares Means
Adjustment for Multiple Comparisons: Tukey

material	cimento	desajuste LSMEAN	LSMEAN Number
E.max	Autoadesivo	58.2766667	1
E.max	Resinoso	75.4246000	2
In-Ceram	Autoadesivo	62.7974000	3
In-Ceram	Resinoso	69.6769333	4
Metal	Autoadesivo	54.2528667	5
Metal	Resinoso	50.3934667	6

Least Squares Means for effect material*cimento
Pr > |t| for H0: LSMean(i)=LSMean(j)

Dependent Variable: desajuste						
i/j	1	2	3	4	5	6
1		0.0390	0.9634	0.3314	0.9778	0.7154
2	0.0390		0.2278	0.9035	0.0056	0.0007
3	0.9634	0.2278		0.8155	0.6422	0.2448
4	0.3314	0.9035	0.8155		0.0814	0.0144
5	0.9778	0.0056	0.6422	0.0814		0.9815
6	0.7154	0.0007	0.2448	0.0144	0.9815	

Estatísticas Básicas						
The MEANS Procedure						
Analysis Variable : desajuste Desajuste Marginal (µm)						
		N		Upper 95%		
Lower 95%						
Material	Cimento	Obs	Mean	Std Dev	CL for Mean	CL for Mean

E.max	Autoadesivo	15	58.277	11.751	64.784	51.769
	Resinoso	15	75.425	15.098	83.786	67.064
In-Ceram	Autoadesivo	15	62.797	16.681	72.035	53.560
	Resinoso	15	69.677	17.733	79.497	59.857
Metal	Autoadesivo	15	54.253	10.516	60.077	48.429
	Resinoso	15	50.393	16.281	59.410	41.377

Tabela 3 - Valores Individuais do desajuste marginal dos *copings* metal e In-Ceram e e.max antes da cimentação em μm .

	Desajuste Marginal		
	Metal	In-Ceram	e.max
1	13,2750	21,8125	20,4000
2	12,5825	33,7500	45,5000
3	11,4500	6,3125	40,4000
4	6,0125	4,8125	58,5500
5	8,1875	7,5000	35,9025
6	28,3000	24,3750	24,2906
7	14,5625	13,8125	34,8568
8	16,3250	9,3750	55,1125
9	19,1255	12,0000	38,4000
10	17,1250	15,0625	54,6500
11	17,8755	25,9375	77,8278
12	22,3750	18,8750	58,2765
13	6,8750	16,3750	53,1312
14	21,5250	29,7500	70,6381
15	13,6250	17,5625	77,8112
16	4,1250	58,2812	62,4375
17	23,3125	23,7250	27,8525
18	3,1250	23,7125	29,1375
19	24,5000	45,5375	49,4375
20	9,1250	25,9375	30,0687
21	18,5000	56,5437	33,9250
22	13,8750	15,9250	36,7500
23	19,5600	15,5687	22,8125
24	2,7570	47,2500	40,0000
25	18,1250	20,3750	37,4125
26	10,6875	38,0625	21,9375
27	23,1875	39,3375	23,2750
28	18,8750	62,7000	40,4500
29	8,8125	58,5500	19,5000
30	29,6250	43,7250	40,6875

Tabela 4 - Valores Individuais do desajuste marginal dos *copings* metal e In-Ceram e e.max após cimentação com cimento resinoso convencional em μm .

Amostras	Desajuste Marginal		
	Metal	In Ceram	E.max
1	46,6250	59,6875	48,7500
2	76,6875	92,4375	60,0000
3	40,8750	48,3750	82,4000
4	29,3500	81,3125	78,7500
5	54,2580	80,7500	63,2500
6	32,2625	74,0000	56,8000
7	53,0625	82,6875	69,8525
8	60,6875	54,2500	85,4000
9	64,6875	40,0625	65,5060
10	29,2500	70,5000	74,3860
11	23,6875	87,3125	96,7820
12	57,3925	87,9000	78,1125
13	69,3125	50,3750	75,9700
14	51,8125	87,0625	97,1350
15	65,9470	48,4375	98,2740

Tabela 5 - Valores Individuais do desajuste marginal dos *copings* metal e In-Ceram e e.max após cimentação com cimento resinoso autoadesivo em μm .

Amostras	Desajuste Marginal		
	Metal	In-Ceram	e.max
16	34,3200	82,5500	84,7450
17	66,3925	68,9375	53,8250
18	47,1700	39,4650	55,6500
19	72,6730	59,5375	64,3400
20	43,9200	46,2500	52,1250
21	59,5055	75,4437	54,6505
22	47,8850	34,6625	58,7400
23	58,5655	45,4875	49,2300
24	46,2505	66,9000	61,2400
25	48,1055	51,0185	56,8650
26	50,7805	58,0562	49,3400
27	68,1405	83,0500	45,2500
28	53,3050	86,2500	69,4580
29	52,1105	78,2500	41,3400
30	64,6650	66,1000	77,3505