

CRISTIANE FONSECA DE CARVALHO

**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL DE
RESTAURAÇÕES CERÂMICAS *INLAY* APÓS CIMENTAÇÃO**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade Prótese Dentária.

CRISTIANE FONSECA DE CARVALHO

AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL DE RESTAURAÇÕES
CERÂMICAS *INLAY* APÓS CIMENTAÇÃO

Dissertação apresentada à faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Lafayette Nogueira Júnior

São José dos Campos
2007

FOLHA DE APROVAÇÃO

Carvalho, CF. Avaliação da adaptação marginal de restaurações cerâmicas *inlay* após a cimentação [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP, 2007.

São José dos Campos,

Banca examinadora

1) Prof. Dr. Lafayette Nogueira Junior

Docente da disciplina de Prótese Parcial Removível do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP - Universidade Estadual Paulista.

2) Prof. Dr. Carlos Augusto Pavanelli

Docente da disciplina de Prótese Parcial Removível do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP - Universidade Estadual Paulista.

3) Prof. Dr. Paulo Sérgio Mutarelli

Docente da disciplina de Prótese Parcial Fixa e Removível do Departamento de Prótese e Oclusão da Faculdade de Odontologia de Mogi das Cruzes – UMC - Universidade de Mogi das Cruzes.

DEDICATÓRIA

A Deus,
fonte onipresente e onipotente deste trabalho...
“Tal conhecimento é maravilhoso demais para mim: é sobretudo elevado,
não posso atingir”.
Salmo 138-6

A meus pais, João Luiz e Filomena,
Dedico-lhes este trabalho, que confere a mim o título de mestre.
Título este, que vocês sabem bem o que é tê-lo.
Pois são mestres na ciência de amar...
Mestres na arte de ensinar...
Mestres no aprender...
Mestres em se doar...
Enfim, mestres que me guiaram no caminho da verdade, da humildade e
do bem.

“Pai e mãe, ouro de mina.” (Djavan)

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. Lafayette Nogueira Junior, pela confiança e liberdade. Minha incondicional admiração, por ser um grande profissional, um grande mestre, mas acima de tudo, um ser humano formidável. Obrigada pela convivência amiga e solidária.

Ao Prof. Dr. Marco Antônio Bottino, pelo carinho, seriedade e dedicação que conduz o curso de Pós-graduação. Por receber-nos com tanto apressso. Por todos os ensinamentos e conselhos valiosos guardados para o resto da vida.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, na pessoa do Diretor Prof. Dr. Paulo Villela Santos Júnior.

Aos professores do programa de pós-graduação que sempre contribuíram para meu crescimento.

Ao Prof. Dr. Fernando Eidi Takahashi, grande ser humano, grande mestre. Minha grande admiração.

Ao Prof. Dr. Tarcício de Arruda Paes Junior, pela solidariedade e seriedade.

Às secretárias do programa de pós-graduação Erena, Rose e Cidinha, pela dedicação e esclarecimentos.

Às secretárias do departamento de Materiais Dentários e Prótese, Suzana e Eliane pela convivência agradável.

Às queridas amigas que sempre com tanto carinho me acolheram Sarina e Suzana, obrigada pelo ombro amigo que me oferecem.

A Querida amiga Sandra que sempre esteve ao meu lado e que tanto me ajudou na realização deste trabalho.

Aos amigos Sheila, Silvia, Aleska, Rodrigo e Geraldo, pelos bons momentos passados juntos, pela amizade e convivência.

A querida amiga e técnica em prótese dentária, que foi imprescindível para realização deste trabalho, Elizângela, muito obrigada.

Ao colega Humberto DeLuca, pelo desprendimento, seriedade e solidariedade. Fundamental a este trabalho.

A Sra. Itaci Ribeiro, diretora da Escola Técnica Pandiá Calógeras, por sua prestimosa contribuição na realização deste trabalho.

A Faculdade de Odontologia do Centro Universitário de Volta Redonda - UniFOA, nas pessoas dos coordenadores Sérgio Lobo e Maria Isabel, pela amizade e incentivo.

Aos queridos amigos do Centro de Pesquisa da Companhia Siderúrgica Nacional, Amir, sem explicação, tamanha admiração. Priscila, Mariana, Cláudio e Henriquez, pelos bons momentos de pesquisa e descontração, trabalhar com vocês foi realmente fantástico.

Ao Prof Ivan Balducci, pelo excelente trabalho e capricho na realização da análise estatística.

A todos os professores e funcionários do departamento de Materiais Dentários e Prótese, que fizeram desses anos, uma prazerosa convivência.

Aos meus amados irmãos, Junior, Paula, Cátia, Jailson, Daniela e Pedro, por sermos uma família. Amo vocês.

Aos meus pequenos grandes amores, Luiz Eduardo, Camila, João Vitor, Pedro e Luiza. Motivo dos meus maiores e melhores sorrisos.

Aos amigos que durante esse período me substituíram e incentivaram. Amigos que me ensinaram o verdadeiro sentido da palavra equipe. E que para realização de uma equipe é necessário um coração enorme como o do Sidney, a energia contagiante da Érica, o desprendimento e doação do Chefe Cláudio. E o principal, este ideal que nos move: o entusiasmo pela Odontologia e paixão pela docência.

À querida amiga Tereza, a culpa é toda sua... Obrigada.

À querida Rosana, por cuidar de mim e de meu consultório com tanto carinho e dedicação.

Aos irmãos do coração, Cris, Biano e Carlão, a formação original de uma amizade. Sempre ao meu lado, não me deixaram abater diante das dificuldades.

Aos amigos queridíssimos, Paulo Eduardo e Cassiano, que com tanto carinho me apoiaram e me acolheram nesta cidade.

À minha querida prima e amiga, Maria Izabel, por todo afeto, amizade e incentivo.

À amiga Kênia, sempre a meu lado, nos bons e maus momentos, com suas palavras doces e certas.

Ao querido amigo e médico, Sergio Barata, que soube entender todas as doenças somatizadas neste mestrado.

Ao meu querido Marcelo, por tolerar a oscilação de humor, as preocupações e prazos provenientes deste curso, e ainda assim, dividir o peso comigo. Meu muito obrigado por estar ao meu lado.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	9
LISTA DE TABELAS E GRÁFICOS.....	11
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	12
RESUMO.....	13
1. INTRODUÇÃO.....	14
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	17
2.1 Adaptação Marginal das Restaurações Cerâmicas.....	17
3. PROPOSIÇÃO.....	54
4. MATERIAL E MÉTODO.....	55
4.1 Seleção dos Dentes e Confeção dos Preparos.....	55
4.2 Moldagem dos Dentes e Obtenção de Modelos.....	59
4.3 Confeção das Restaurações Cerâmicas.....	62
4.4 Cimentação.....	72
4.5 Avaliação da Adaptação Marginal em MEV.....	74
4.6 Análise Estatística.....	74
5. RESULTADOS.....	76
6.DISSCUSSÃO.....	82
7. CONCLUSÃO.....	90
8.REFERÊNCIAS.....	91
ANEXO	98
APÊNDICES.....	99
ABSTRACT.....	102

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	Dente embutido em resina acrílica e preparado com cavidade MOD	56
FIGURA 2	Caneta de alta rotação acoplada ao microscópio modificado, com ponta diamantada posicionada perpendicularmente ao dente	57
FIGURA 3	Ponta diamantada troncocônica posicionada na caneta de alta rotação	57
FIGURA 4	Desgaste da caixa proximal	58
FIGURA 5	Dimensão do preparo MOD	58
FIGURA 6	Expulsividade da caixa proximal 59	59
FIGURA 7	Dispositivo de moldagem e moldagem do dente preparado	60
FIGURA 8	Modelo em gesso tipo IV	61
FIGURA 9	Padrões de cera fixados em canais de injeção	63
FIGURA 10	Padrões de cera sendo incluídos em revestimento	63
FIGURA 11	Cilindro de revestimento e pistão de óxido de alumínio no forno à 700°	64
FIGURA 12	Pastilha cerâmica e pistão colocados no cilindro de revestimento	64
FIGURA 13	Forno EP 600	65
FIGURA 14	Cilindro posicionado no centro do forno de injeção EP600	65
FIGURA 15	Separação do cilindro de revestimento da cerâmica .	66
FIGURA 16	Restauração <i>inlay</i> IPS Empress 2 assentada sobre modelo de gesso e dente.....	67
FIGURA 17	Modelo em gesso Dentona sendo escaneado por Scanner Ineos	68
FIGURA 18	Imagem do preparo digitalizada	69
FIGURA 19	Programa dimensionando a futura restauração	69
FIGURA 20	Perspectiva da restauração	70
FIGURA 21	Perspectiva da restauração posicionada no modelo, pronta para usinagem	70
FIGURA 22	Corte da restauração sob lubrificação	71
FIGURA 23	Usinagem da restauração	71
FIGURA 24	Dispositivo Silva ⁵⁶	
FIGURA 25	Método de mensuração das fendas marginais em MEV	74
FIGURA 26	Distribuição dos valores ao redor da média (gráfico de pontos, <i>dot plot</i>) e o correspondente gráfico de colunas (média±desvio padrão) dos valores de desadaptação marginal obtidos em 10 dentes em cada tipo de sistema cerâmico	77

FIGURA 27	Distribuição dos valores ao redor da média (gráfico de pontos, <i>dot plot</i>) e o correspondente gráfico de colunas (média±desvio padrão) dos valores de desadaptação marginal obtidos nas faces proximais (P) e oclusal (O) em dez dentes de cada tipo de sistema cerâmico (E: Empress 2; C: Cerec Inlab).....	79
FIGURA 28	Mensurações da desadaptação marginal próximas as menores mostradas no Sistema IPS Empress 2 em MEV com aumento de 200x.....	80
FIGURA 29	Mensurações da desadaptação marginal próximas as maiores mostradas no Sistema IPS Empress 2 em MEV com aumento de 200x.....	80
FIGURA 30	Mensurações da desadaptação marginal próximas as maiores mostradas no Sistema CEREC inLab em MEV com aumento de 200x.....	81
FIGURA 31	Mensurações da desadaptação marginal próximas as menores mostradas no CEREC inLab em MEV com aumento de 200x.....	81

LISTA DE TABELAS

TABELA 1	Valores médios das 50 medidas de cada corpo-de-prova (n=10) de cada sistema cerâmico.....	76
TABELA 2	Valores médios de desadaptação marginal (μm) obtidos segundo as condições experimentais.....	77
TABELA 3	Estatística descritiva dos valores de adaptação marginal obtidos em dentes humanos, segundo as condições experimentais estabelecidas pelas variáveis (sistemas cerâmicos e faces do dente).....	78
TABELA 4	Dados originais das medidas (μm) da desadaptação marginal das restaurações do sistema IPS Empress 2 na face proximal mesial.....	99
TABELA 5	Dados originais das medidas (μm) da desadaptação marginal das restaurações do sistema IPS Empress 2 na face proximal distal.....	99
TABELA 6	Dados originais das medidas (μm) da desadaptação marginal das restaurações do sistema IPS Empress 2 na face oclusal.....	100
TABELA 7	Dados originais das medidas (μm) da desadaptação marginal das restaurações do sistema CEREC inLab na face proximal mesial.....	100
TABELA 8	Dados originais das medidas (μm) da desadaptação marginal das restaurações do sistema CEREC inLab na face proximal distal.....	101
TABELA 9	Dados originais das medidas (μm) da desadaptação marginal das restaurações do sistema CEREC inLab na face oclusal.....	101

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

D = Distal

G = Gramas

H = Hora

Kgf = Quilograma força

KV = Quilo volts

L = Lingual

Ibs = Libras

M = Mesial

MEV = Microscópio eletrônico de varredura

Min = Minuto

MI = Mililitros

Mm = Milímetro

MOD = Mesio ocluso distal

N = Newton

n = Número de amostra

O = Oclusal

S = Segundo

T = Temperatura

V = Vestibular

X = Vezes

° = Graus

° C = Graus Celsius

µm = Micrometro

% = Por cento

Carvalho, CF. Avaliação da adaptação marginal de restaurações cerâmicas *inlay* após a cimentação [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP, 2007.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar e comparar a adaptação marginal de restaurações, confeccionadas em dois tipos de sistemas cerâmicos: CEREC inLab (VITA) e IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent), após a cimentação com cimento resinoso RelyX (3M). Foram preparados 20 pré-molares humanos com cavidade MOD *inlay*, reproduzidos com silicone de adição, e obtidos modelos em gesso tipo IV, sobre os quais foram confeccionadas as restaurações conforme as recomendações dos fabricantes. Dez *inlays* no sistema IPS Empress 2 e 10 *inlays* no sistema CEREC inLab. As restaurações foram cimentadas sob pressão constante de 1,5 Kgf por 10 min, com cimento resinoso, com pré-tratamento. As desadaptações marginais foram avaliadas em MEV, com magnificação de 200x, em 50 pontos equidistantes. As médias foram analisadas pelo teste estatístico t(*Student*) de amostras dependentes. Resultando em uma diferença estatisticamente significativa entre as desadaptações marginais no sistema IPS Empress ($93,8 \pm 15,5 \mu\text{m}$) que se mostraram menores que no sistema CEREC inLab ($114,4 \pm 10,6 \mu\text{m}$). Quando se comparou os valores médios entre as faces Proximais ($116,51 \pm 21,85 \mu\text{m}$) e Oclusal ($112,26 \pm 8,49 \mu\text{m}$) do sistema Cerec InLab, e faces Proximais ($87,12 \pm 27,98 \mu\text{m}$) e Oclusal ($100,47 \pm 22,23 \mu\text{m}$) do sistema IPS Empress 2, verifica-se que esses valores não diferem estatisticamente. Ainda assim, conclui-se que as médias obtidas são aceitáveis clinicamente.

PALAVRAS-CHAVE: adaptação marginal, *inlays* cerâmicas, cimento resinoso, cimentação

1 INTRODUÇÃO

A utilização de materiais estéticos tem se tornado popular na odontologia, devido ao interesse pela aparência dos dentes, e busca pela estética. Este fato ocasionou em um avanço e otimização nos procedimentos restauradores e no desenvolvimento de novos materiais.

Desses materiais, as cerâmicas, que vêm se aprimorando de forma rápida, tanto nos requisitos estéticos, que confere a ela grande naturalidade nos aspectos de translucidez e transmissão de luz, como nas suas propriedades mecânicas, onde modificações na sua composição são constantemente executadas, para melhorar suas propriedades mecânicas.

O uso de próteses sem metal tornou-se uma grande tendência da odontologia moderna, devido à grande discussão em relação à biocompatibilidade das ligas, uma vez que as restaurações *metal free* possuem baixa toxicidade e potencial alergênico comparado ao metal, além de suas excelentes propriedades estéticas (Christensen¹⁵).

Hoje, estão disponíveis no mercado vários sistemas cerâmicos de alta resistência à flexão e indicação diversas, desde coroas anteriores, posteriores a próteses parciais fixas, *inlays* e *onlays*. (Groten et al.²⁷). Como é o caso do sistema cerâmico prensado à alta temperatura, IPS Empress (Ivoclar- Vivadent), introduzido no mercado desde 1990 (Addi et al.²), e que vem sendo modificado em sua composição, para aprimorar suas propriedades mecânicas, como o sistema IPS Empress 2, reforçado com dissilicato de lítio (Rosentritt⁵², Wolfart et al.⁷²).

Tecnologia de computadores também tem enriquecido a odontologia com novos caminhos para a produção de restaurações

cerâmicas. Com esse recurso tecnológico, a superfície do preparo dental ou do modelo em gesso é digitalizada detalhadamente por meio de um *software*, e a usinagem da cerâmica é feita em uma máquina de reconstrução da anatomia similar a um torno mecânico, como o sistema CEREC (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) que dispensa as convencionais etapas laboratoriais (Denissen et al.¹⁷).

No sistema CEREC inLab, é feita uma leitura da forma do preparo sob um modelo de gesso especial que permite seu escaneamento, e essa imagem é digitalizada e enviada a um *software*, que comanda o corte de blocos cerâmicos, para confecção da restauração (Nakamura et al.⁴⁴).

Apesar de todas as vantagens citadas, a linha de cimentação de próteses parciais fixas e unitárias ainda é tida como ponto crítico no tratamento protético reabilitador em odontologia. A justeza do limite cervical, chamada de adaptação marginal, é uma condição imprescindível para um perfeito relacionamento protético das coroas com as estruturas periodontais circundantes. A linha de ajuste cervical, deveria ser de natureza clinicamente imperceptível, condição impraticável tanto no ponto de vista clínico quanto laboratorial, pois durante todo o processo de confecção de nossas restaurações, existe a introdução de um somatório de erros, desde o preparo coronário até a cimentação final da prótese.

Alguns prejuízos ao dente e às estruturas adjacentes, são oriundos de desajustes cervicais, pois induzem uma condição favorável a infiltrações cervicais e, por conseguinte, recidiva de cárie comprometendo não somente o órgão pulpar como o próprio dente suporte. Além disso, com a desadaptação marginal, pode ser instalado um quadro de inflamação gengival com um curto espaço de tempo, causado pelo acúmulo de biofilme e suas toxinas (Bottino¹⁰, Hunter & Hunter^{34 35}), podendo até atingir níveis de destruição óssea alveolar (Björn et al.⁹).

O cimento pode até preencher o espaço entre restauração e dente, mas ocorre ainda assim, a retenção de placa em torno da restauração devido a sua porosidade e sua dissolução nos fluidos bucais e o incompleto selamento ocorrido na interface entre dente, cimento, restauração, além de ajudar na retenção de placa, colabora para uma maior discrepância marginal, com isso, o meio se torna mais propício a inflamações gengivais. (Sorensen⁵⁸, 1989).

Restaurações *inlays* são prejudicadas na adaptação marginal devido à irregularidade de suas margens (Audenino et al.⁵, Rosentritt et al.⁵²). Em relação à adaptação das restaurações *inlay* o agente cimentante, assume um papel indispensável para selamento das margens (Sertgöz et al.⁵⁴), mas, mesmo após a cimentação observa-se que a maioria delas, exibem deficiência marginal, independente do tipo de cimento usado (Krämer et al.³⁶). Em alguns estudos Gemalmaz et al.²³, Sertgöz et al.⁵⁴ e Sturdevant et al.⁶² observaram ainda, que há diferenças significantes nas desadaptações das margens das diferentes faces (oclusal e proximais) das restaurações *inlays*.

Apesar de serem observados desajustes marginais nas restaurações estéticas, é essencial definir se esses desajustes são aceitáveis clinicamente, para que haja um discernimento clínico por profissionais, em relação a indicação de cada material. O aceitável clinicamente, são fendas marginais que não ultrapassem 120µm (Boyle et al.¹¹, Mc Lean & von Fraunhofer⁴², Yeo et al.⁷³).

Por essas razões, a proposta deste estudo foi avaliar a adaptação marginal de restaurações, confeccionadas em dois tipos de sistemas cerâmicos: CEREC inLab (VITA) e IPS EMPRESS 2 (Ivoclar-Vivadent), após a cimentação com cimento resinoso RelyX (3M do Brasil), por meio da microscopia eletrônica de varredura (MEV), verificando se a desadaptação observada nas restaurações são clinicamente aceitáveis, e comparando ainda, a desadaptação nos dois tipos de sistemas cerâmicos utilizados para confecção das restaurações *inlay* e entre as faces proximais e oclusal de cada sistema.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Adaptação Marginal das Restaurações Cerâmicas

Christensen¹⁴ comparou pelos métodos microscópico, radiográfico e sonda exploradora a adaptação marginal de restaurações do tipo *inlay* de ouro cimentadas em dez pré-molares preparados e montados em uma base de resina acrílica, simulando as condições clínicas. Após enceramento, fundição e cimentação, as peças foram analisadas por dez cirurgiões-dentistas utilizando radiografia e sonda exploradora. Num terceiro estágio, os dentes já seccionados foram examinados em microscopia. Os valores aceitáveis pelos examinadores foram de 119 μm na margem subgengival, enquanto que na proximal ou oclusal desajustes próximos de 26 μm foram rejeitados. O autor concluiu que em áreas acessíveis o desajuste clinicamente aceitável foi de 39 μm , observando grande variabilidade entre os observadores.

Mc Lean & Von Fraunhofer⁴², em 1971, realizaram *in vivo*, a mensuração da linha de cimentação de restaurações indiretas (restauração metálica fundida, coroa metalo-cerâmica, coroa total metálica, e coroa oca de porcelana) com a utilização de poliéter simulando a película de cimentação. Após a confecção da restauração, essa era provada e radiografada, em seguida o material de moldagem era preparado e inserido no interior da restauração. A restauração era posicionada novamente no dente e pressionada com instrumento de ponta romba. Após a polimerização do material, a restauração era cuidadosamente removida e a película de material de moldagem embutida em resina e seccionados no sentido vestíbulo lingual. As restaurações consideradas clinicamente aceitáveis por meio de

radiografias e testes clínicos com o explorador apresentaram discrepâncias de 10 a 160 μ m na margem cervical. Segundo os autores, restaurações com espessura de cimento menor que 120 μ m podem ser consideradas bem sucedidas clinicamente.

Palomo & Peden⁴⁶ relataram algumas considerações sobre os procedimentos restauradores do ponto de vista periodontal. Como por exemplo, que o erro mais comum na confecção de coroas é a ocorrência de sobrecontorno nas faces proximais, região onde o fio dental pode enroscar ou se dilacerar, causando incômodos para o paciente que frequentemente abandona o seu uso, facilitando o acúmulo de placa nesse local. Os autores proferiram também que idealmente o tecido dental deveria ser substituído por um material que seja bem tolerado pelos tecidos gengivais, e que restaurações subgengivais com superfície rugosa são fortemente relacionadas a inflamações gengivais.

Em estudo realizado por Lui³⁹ com o propósito de determinar se contração da porcelana durante a queima comprime a matriz de platina e se isto afeta de alguma forma a adaptação marginal de coroas de jaqueta de porcelana em modelos com diferentes ângulos de convergência. Modelos-padrão usinados em acrílico foram preparados com termino cervical em ombro, sendo divididos em quatro grupos de sete modelos, com ângulos de convergência de 1°, 5°, 10° e 20°. Coroas cerâmicas em Vitadur foram confeccionadas sobre lâminas de platina adaptadas aos modelos. Um dispositivo foi utilizado para manter a coroa assentada no modelo durante as medições sob carga uniforme e constante. A adaptação marginal da coroa foi medida em microscópio óptico com precisão de 0,001 mm, verificando a discrepância marginal entre a margem da coroa e o modelo, em cinco pontos distintos. A discrepância oclusal foi deduzida a partir de cálculos matemáticos, com o auxílio de um anel de cobre com altura conhecida, que foi colocado sobre a face oclusal do modelo padrão e sobre ele assentada a coroa cerâmica. Desta forma a discrepância oclusal foi calculada a partir das

discrepâncias marginais com e sem o anel de cobre. Na comparação da adaptação marginal para a cada ângulo de convergência não foi observada diferença estatística entre 1° ($197 \pm 36 \mu\text{m}$) e 5° ($163 \pm 29 \mu\text{m}$), mas sim entre 5° e 10° ($96 \pm 26 \mu\text{m}$) e entre 10° e 20° ($65 \pm 18 \mu\text{m}$). Quando verificada a discrepância oclusal, somente foi observada diferença estatística entre 1° ($40 \pm 17 \mu\text{m}$) e 20° ($22 \pm 6 \mu\text{m}$). Os resultados sugerem que a adaptação marginal de coroas de jaqueta de porcelana é melhorada com maiores ângulos de convergência, porém podendo comprometer aspectos de retenção. É confirmado que a pobre adaptação de coroas se deve ao levantamento da lamina de platina no término cervical, com a contração da porcelana.

Eames¹⁹ faz uma análise sobre os materiais utilizados na confecção de restaurações indiretas, relata alguns fatores que afetam na adaptação marginal e sugere que esses podem ser minimizados com a escolha adequada dos materiais. Dentre os fatores citados encontra-se os materiais de moldagem, tipo de gesso dos modelos, técnicas de alívio e tipo de cimentantes.

Chan et al.¹³, realizaram um estudo com propósito de avaliar a fidelidade da adaptação marginal utilizando o sistema Cerestone. Desta forma, 15 dentes humanos extraídos foram preparados com término cervical em chanfro e obtido coroas para cada um deles. As coroas finalizadas foram separadas em dois grupos: a) coroas cimentadas com cimento de fosfato de zinco e b) coroas não cimentadas, assentadas nos dentes e fixadas em posição com um gota de cianoacrilato em um ponto externo da margem. As amostras de ambos os grupos foram embutidas e seccionadas em duas partes, obtendo dessa forma, quatro pontos de medição. A avaliação foi realizada em microscopia óptica (magnificação de 100X) realizadas nas regiões cervicais das coroas, obtendo valores médios de $84 \mu\text{m}$ para as cimentadas com fosfato de zinco e $75 \mu\text{m}$ para as coroas que não foram cimentadas. O desvio padrão relativamente grande para ambos os grupos de coroas pode

indicar linha marginais irregulares e grosseiras, ou adaptação marginal inconsistente.

Belser et al.⁶, comparando clinicamente a adaptação marginal de três tipos de coroas totais metalo-cerâmicas, selecionaram 36 dentes com necessidade de restaurações, sendo que em todos era possível que a margem vestibular estivesse localizada supragengivalmente para a viabilidade da leitura da adaptação. Os dentes foram separados em três grupos segundo o tipo de término cervical vestibular: a) ombro biselado terminado em metal; b) ombro terminando em metal; c) ombro cerâmico. Na face lingual todos os dentes receberam preparo com término em chanfro. Após a confecção e ajuste, as coroas foram adaptadas aos preparos e moldagens das faces vestibulares foram realizadas. Em seguida as mesmas foram cimentadas e após a remoção dos excessos de cimento, foi realizada nova impressão. Foram obtidos modelos em resina epóxica da região marginal antes e após a cimentação das coroas e esses foram preparados para análise em microscópio eletrônico de varredura, com 170 vezes de aumento. A leitura da fenda marginal antes e após a cimentação mostrou que em todas as coroas a fenda aumentou depois da cimentação.

Holmes et al.³¹, realizaram um estudo com objetivo de mensurar adaptação marginal de coroas cerâmicas Dicor e compará-las a coroas fundidas em ouro tipo III. Dez coroas totais Dicor e dez coroas tipo veneer foram confeccionada sem modelos idênticos, com margens em chanfro, utilizando um molde especial para enceramento. As coroas foram cimentadas com resina sem carga em seus respectivos modelos e embutidas em resina epóxi. Cada coroa foi seccionada no sentido vestibulo-lingual e mesio-distal, polida e fotografada com aumento de 250X. A discrepância marginal foi medida no ângulo cavo superficial do preparo do dente à margem da coroa. Os resultados para as coroas Dicor indicaram discrepância marginal de $51 \pm 14 \mu\text{m(V)}$, $54 \pm 11 \mu\text{m(L)}$, $51 \pm 16 \mu\text{m (M)}$, e $35 \pm 13 \mu\text{m (D)}$. Para as coroas em ouro foram encontrados $43 \pm$

11 (V), $51 \pm 28 \mu\text{m}$ (L), $73 \pm 33 \mu\text{m}$ (M), e $61 \pm 28 \mu\text{m}$ (D). As médias combinadas foram $48 \pm 7 \mu\text{m}$ para Dicor e $57 \pm 19 \mu\text{m}$ para ouro. Não houve diferenças significantes entre locais e matérias ($p < 0,001$), mas a variabilidade das coroas em ouro foi mais que o dobro das coroas Dicor.

Sorensen & Okamoto⁶⁰ determinaram a fidelidade marginal *in vitro* de coroas cerâmicas Cerestone, Dicor e Vitadur-. A partir de modelos mestre metalizados, foram confeccionadas coroas nos três sistemas cerâmicos, segundo recomendações dos fabricantes. Cada coroa foi cimentada no modelo padrão correspondente com cimento de fosfato de zinco e força de assentamento de 6 lbs por dez minutos. As coroas foram embutidas em resina epóxi e seccionadas nos sentidos V-L e M-D. A abertura vertical foi determinada em 8 pontos com o auxílio de um microscópio para mensuração. Nenhuma diferença significativa na adaptação marginal foi observada em quaisquer pontos sistemas cerâmicos. As médias das fendas marginais foram: Cerestone = $15 \mu\text{m}$, Dicor = $19 \mu\text{m}$ e Vitadur-N = $36 \mu\text{m}$. Adaptação clinicamente aceitável foi observada nos três sistemas testados.

Alkumru et al.³ investigaram as variações na fenda marginal entre coroas cimentadas e o preparo dental. Coroas de cerâmicas foram confeccionadas em cerâmica vita Pt (infra-estrutura) e Vitadur-N (dentina e esmalte) para dentes incisivos com termino cervical em chanfro largo e ombro reto. As lâminas de platina foram removidas em metade das coroas finalizadas em cada série. As coroas foram cimentadas ao dente preparado em pressão digital de 30 N por 2 minutos, com 3 tipos de cimento: cimento resinoso (Panavia-Ex), cimento de ionômero de vidro (Ketac-Cem) e Fosfato de Zinco (SS White). As coroas cimentadas armazenadas em água por 24h, seccionadas no sentido V-L e as metades incluídas em resina epóxi. A análise foi feita em MEV, medindo a espessura de película de cimento em intervalos de 0,4mm da coroa. Foi observado que as fendas produzidas foram maiores na porção lingual das coroas e que fatores como a escolha do cimento e

remoção da folha de platina pode ter influência notável magnitude das fendas. Não foram observadas diferenças entre os diferentes tipos de termino ou cimento. Os autores concluíram que a adaptação das coroas cerâmicas não é apenas dependente da fidelidade com que a coroa atinge o preparo dentário, mas também influenciada pela forma do dente e pelo comportamento do cimento.

Davis¹⁶ comparou a adaptação marginal entre dois sistemas de coroas totalmente cerâmicas, Ceretone e Dicor. Um dente de resina foi preparado da mesma forma para ambos os sistemas, com termino cervical em ombro. O mesmo foi moldado e obtido 25 modelos em gesso e, a partir de dez deles, foram confeccionadas coroas e *copings* Cerestone e em cinco, coroas Dicor. Os dez modelos remanescentes foram separados em dois grupos de cinco, para a avaliação da espessura do espaçador. Os corpos de prova incluídos e seccionados. A avaliação foi feita em sete pontos com microscópio para medição. As coroas e *copings* foram cimentados nos modelos originais usando cimento de fosfato de zinco, sob pressão de 4,5 kg por 15 min. Os conjuntos foram incluídos em resina epóxi e seccionados, primeiramente no sentido M-L, e uma das metades, no sentido M-D, e as medições foram feitas em 11 pontos. Não foram observadas diferenças entre as espessuras de cimento e *copings* Cerestone e das coroas finalizadas. Entre as coroas Cerestone e Dicor, não foram observadas diferenças entre as margens lingual e vestibular, mas sim em outros pontos, particularmente nas margens M-D. Neste estudo, concluiu-se que a deformação do *coping* durante a cura produziu fendas proximais inaceitáveis nas coroas cerestone e que o uso do espaçador no sistema Dicor é necessário para que sejam obtidas coroas clinicamente aceitáveis, uma vez que distorções devido à expansão de presa e expansão térmica foram observadas.

Abbate et al.¹ compararam a adaptação marginal de quatro tipos de sistemas cerâmicos em coroas totais: metalo-cerâmicas com margem metálica, metalo-cerâmicas com ombro cerâmico vestibular,

coroas do sistema Cerestore e coroas cerâmicas Dicor. Dois tipos de preparos foram realizados: um para coroas metalo-cerâmicas e outro para coroas cerâmicas. As coroas metalo-cerâmicas tinham término em plano inclinado de 120° e chanfro lingual e as de sistemas totalmente cerâmicos tinham término em ombro puro de 120° com ângulos arredondados e largura de 1,3mm. Os preparos foram realizados em dentes de resina e duplicados em gesso especial para os grupos de coroas metalo-cerâmicas e para o grupo de cerâmica Dicor. Para as coroas em Cerestore, os troqueis foram feitos em resina epóxica. Em todos os grupos foi aplicado espaçador de troquel e as coroas metalo-cerâmicas foram fundidas em ouro cerâmico. As coroas totalmente cerâmicas foram elaboradas de acordo com as especificações dos fabricantes. As coroas obtidas foram cimentadas nos respectivos dentes preparados com cimento de fosfato de zinco (pressão digital seguida de carga estática de 5Kgf por 10 minutos).. Os conjuntos coroa-dente foram incluídos em resina epóxica e seccionados no sentido vestibulo- lingual a 1mm do ponto médio, sendo que a fatia central foi desprezada.. Assim, mediu-se a espessura do cimento de fosfato de zinco nas faces vestibular e lingual em três pontos pré-determinados a 100, 200 e 300 µm da linha de terminação real, utilizando um microscópio com micrômetro digital e intensificação de imagem em monitor de alta resolução internamente à margem, resultando em seis pontos de mensuração por corpo de prova. Os quatro tipos de coroas apresentaram adaptações marginais comparáveis, com variações de 56 a 81 µm. Cerestore apresentou as menores discrepâncias, enquanto o Dicor as maiores. Entretanto, análise estatística não indicou diferença significativa na adaptação marginal entre os três sistemas de coroas.

Chan et al.¹² realizaram um estudo com o intuito de registrar as discrepâncias marginais e deformações superficiais de três tipos de coroas estéticas, coroas metalocerâmicas, metalocerâmicas com ombro cerâmico (colarless) e Cerestore. Foram preparados 18 dentes

humanos extraídos para receber coroas cerâmicas, com término cervical em ombro arredondado. As coroas foram confeccionadas segundo as técnicas preconizadas pelos fabricantes, cimentadas nos dentes preparados com cimento de fosfato de zinco e analisadas em microscopia eletrônica de varredura (MEV). Ambos materiais, metal e cerâmica, apresentaram irregularidades nas regiões marginais. As margens dos *copings* das coroas Cerestore ficaram totalmente expostas em vários pontos, sem recobrimento de porcelana. Todos três tipos de coroas tiveram tanto áreas de boa adaptação como de desadaptação nas margens. A MEV em três tipos de restaurações estéticas mostra que a configuração marginal das coroas é mais irregular que os estudos de microscopia convencional tem indicado. As fendas marginais médias para coroas Cerestore, metalocerâmica e colarless foram de 75, 65 e 95 μm respectivamente. As varreduras obtidas mostram que ambas margens, em metal ou cerâmica, apresentam crateras, irregularidades e outras microporosidades.

Sorensen⁵⁸, 1989, estudou a seqüência de iniciação, formação, desenvolvimento e maturação da placa bacteriana, identificando os fatores responsáveis para o controle da placa e manutenção da saúde oral, frente a instalação de coroas indiretas estéticas. Comparando essas coroas relatou que há três fatores críticos que colaboram no acúmulo da placa e influenciam na saúde oral, considerando a interface de união tecido oral/restauração: 1) rugosidade da superfície da restauração; 2) adaptação marginal; 3) contorno da restauração. Quanto à adaptação marginal o autor afirmou que o cimento preenche o espaço entre restauração e dente, mas que retém placa em torno da restauração devido a sua porosidade e conseqüente dissolução nos fluidos bucais. Além disso, o autor observou que o incompleto selamento ocorrido na interface entre dente, restauração, ajuda na retenção de placa, e que quanto maior a discrepância marginal, mais pronunciadas as reações gengivais. O autor

concluiu que a discrepância marginal determina a exposição do cimento em torno da restauração, sendo um nicho de retenção de bactérias entre dente/restauração.

Setz et al.⁵⁵ avaliaram a fenda marginal de coroas metalocerâmicas com *copings* obtidos por eletrodeposição após a cimentação. Cinco dentes humanos extraídos foram preparados com término em ombro de 1mm e moldados com silicona de adição para a obtenção de modelos-mestres em gesso tipo IV. Esses foram duplicados e obtidos troqueis em gesso tipo III, sobre os quais foram realizados os *copings* eletroformados. Após sua confecção, os *copings* foram posicionados no modelo-mestre para a aplicação de porcelana e cocção. Em seguida, as coroas foram cimentadas nos respectivos dentes. As margens das coroas foram avaliadas de duas formas: teste circunferencial e pela secção das amostras. No teste circunferencial, foram obtidas fotomicrografias com 33x de aumento em toda a circunferência da coroa, obtendo-se uma imagem em todos os mm, gerando um total de 1057 mensurações para os cinco corpos-de-prova, com uma média de 18µm de fenda. Após o teste circunferencial, as amostras foram embutidas em resina e cortadas longitudinalmente ao centro. As faces expostas foram polidas e suas margens observadas em um microscópio com 125x de aumento, obtendo um total de vinte mensurações para os cinco corpos-de-prova, com média de 19µm de fenda. Os autores relataram as vantagens e desvantagens de cada teste, sendo a menor magnificação do teste circunferencial considerada a sua pior desvantagem.

Holmes et al.²⁹, ressalta a grande quantidade de definições para o termo adaptação, bem como a variedade de pontos de referência utilizados nos trabalhos. Essa variação dificulta a comparação pura dos resultados de um trabalho com os presentes na literatura, uma vez que não raramente as mensurações apresentam pontos de referência diferentes. Com isso é importante adotar um critério bem definido para não incluir erros de leitura, principalmente no que se refere ao que se

propõe a medir. Para os autores, a distância do bordo da coroa ao ângulo cavosuperficial do preparo representa, exatamente, o tamanho da fenda e é por eles denominada: discrepância marginal absoluta.

Stephano et al.⁶⁴, avaliaram quantitativa e qualitativamente a adaptação cervical de coroas metálicas, utilizando um troquel-padrão metálico em NiCr obtido a partir da moldagem de um dente humano preparado para coroa total com término em ombro. O troquel foi reproduzido para obtenção de oito troqueis em gesso tipo IV. Cada troquel de gesso foi encerado oito vezes, quatro sem espaçador e quatro com espaçador de 0,5mm aquém da margem. Após a inclusão, a fundição foi realizada em liga de puro, NiCr e CuAl. A mensuração da desadaptação foi realizada usando microscópio de mensuração linear em dois locais previamente marcados no troquel, com três leituras em cada ponto. Os autores concluíram que os valores obtidos de desadaptação marginal para as coroas confeccionadas sem a aplicação do espaçador excederam consideravelmente os valores aceitáveis clinicamente, enquanto que as coroas obtidas após a aplicação do espaçador apresentam menores desajustes, mas somente as médias das coroas em liga de ouro (18,56µm) estavam dentro dos valores clinicamente aceitáveis.

Hunter & Hunter³⁴ realizaram uma revisão de literatura sobre a configuração marginal de coroas. A primeira parte do trabalho focou as terminologias empregadas para definir os termos cervicais e as espessuras preconizadas. Segundo os autores, a decisão sobre o preparo dental a ser realizado para a colocação de próteses parciais fixas deve ser baseada na configuração da margem. O desenho do preparo determina a forma e o volume da estrutura protética e influência na adaptação final. Entretanto, segundo os autores não existe um consenso na literatura sobre qual é a geometria e a espessura ideal de um preparo. No levantamento sobre os termos utilizados para definir o tipo do término cervical os autores encontraram algumas divergências. Os autores

concluíram que embora tradicionalmente a literatura indique preparos com desgaste mínimo, o risco de serem confeccionadas restaurações com sobre contorno e com perfil de emergência alterado é muito grande e que as vantagens em aumentar o desgaste axial são mais importantes que conservar tecido dental.

Hunter & Hunter³⁵, na segunda parte da revisão publicada, os autores discutiram sobre a significância clínica das fendas marginais evidenciando a predisposição a ocorrência de cáries, problemas periodontais e oclusais, sugerindo que os terminos biselados ou em lâmina de faca podem minimizar esses problemas.

Sorensen⁵⁹ introduziu um método padronizado para a determinação da fidelidade das margens de coroas. Nesse método um incisivo central foi preparado com redução axial de 1,5mm e incisai de 2mm; a linha de término com forma de ombro de 90°. Dez modelos-padrão foram criados a partir de dentes de resina epóxi metalizados com prata, numerados e moldados para a confecção de coroas. Essas foram cimentadas nos troquéis mestres e os corpos de prova, incluídas em resina e seccionadas na direção méso-distal e vestibulo-lingual. Para determinar a discrepância marginal vertical foram obtidas fotografias com 120x de magnificação. Uma retícula padronizada com uma escala dividida em incrementos de 5 µm foi colocada sobre as fotografias fornecendo imagens com a escala sobreposta nas impressões para a padronização e os cálculos. A determinação das fendas das coroas foi feita por três observadores independentes. Foi obtida uma variação inter-observador de 10 µm na horizontal e 9 µm na discrepância marginal vertical.

Hung et al.³³ avaliaram a adaptação marginal de dois tipos de coroas totalmente cerâmicas (Dicor e Cerestore) e coroas metalocerâmicas cimentadas. Utilizaram trinta pré-molares humanos integros extraídos, que foram preparados, sendo os dentes que receberam coroas totalmente cerâmicas preparados com término em ombro e os dentes preparados para coroas metalocerâmicas com término em ombro

biselado. As fendas marginais foram mensuradas, com uso de um microscópio para medição, antes e após a cimentação e após 1500 ciclos térmicos (5°C e 60°C). Segundo os resultados obtidos as coroas não apresentaram diferenças estatísticas antes da cimentação, porém, após a cimentação, as coroas metalo-cerâmicas apresentaram fendas marginais significativamente menores.

Sorensen et al.⁶¹ avaliaram a adaptação marginal de coroas In-Ceram com diferentes configurações marginais. Um modelo-padrão foi preparado, moldado e modelos metalizados foram confeccionados com quatro configurações marginais: a) lâmina de faca; b) chanfro; c) ombro; d) ombro biselado. Modelos em gesso foram obtidos e confeccionados os *copings* In-Ceram. Estes foram assentados nos troqueis e aplicada porcelana Vitadur utilizando um *index* para padronizar contorno e volume. As coroas foram cimentadas em seus respectivos modelos metalizados com cimento de fosfato de zinco. Avaliação foi feita primeiramente em MEV, e em microscópio digital após seccionamento vestibulo-lingual e méso-distal. A avaliação em MEV mostrou que o chanfro, ombro e ombro biselado tiveram a melhor linearidade marginal; lâmina de faca produziu uma margem irregular e com sobrecontorno. Fendas marginais médias foram: a) 67±76 µm; b) 32±29 µm; c) 24±25 µm; d) 48±52 µm. A melhor fidelidade marginal foi obtida com configurações marginais em ombro e chanfro.

Wilson et al.⁷¹, verificaram a influência de algumas variáveis na deformação de coroas totais metálicas no ato da cimentação. Um modelo-padrão foi confeccionado em aço inoxidável simulando um preparo para coroa total. Sobre ele, criaram duas espessuras de padrões em resina acrílica de polimerização rápida, contendo uma perfuração oclusal. As coroas foram fundidas em liga de ouro e as margens brunidas até que nenhuma abertura marginal fosse visualizada com o auxílio de lupas. Para obstruir a perfuração oclusal foram usados parafusos. Líquidos com diferentes viscosidades foram empregados para simular várias consistências de misturas de cimento de fosfato de zinco. Ao final

do experimento, a cimentação foi feita com cimento de fosfato de zinco para a comparação. Os modelos-padrão metálicos tiveram sua espessura diminuída com condicionamento em água-régia, a fim de simular alívio interno das coroas. Através de um dispositivo especial, a deformação das coroas foi medida. Os resultados mostraram que houve maior deformação nas coroas com menor espessura de metal e com cimento mais espesso, porém o alívio interno não exerceu influência estatisticamente significativa. O intervalo de tempo requerido para o assentamento total das coroas foi maior para coroas não aliviadas e para cimentos mais viscosos.

Mantovani et al.⁴⁰, estudaram quantitativamente se a utilização de espaçadores de troquel melhora a adaptação marginal de coroas de ligas de ouro. As coroas foram obtidas a partir de três condições: a) enceramento direto sobre o troquei padrão de aço; b) enceramento direto sobre um espaçador de cobre com 30 μm de espessura, assentado sobre o troquel padrão de aço; c) pelo enceramento direto sobre um espaçador de cobre com 40 μm , assentado sobre o troquel padrão de aço, sendo que os espaçadores foram obtidos por eletrodeposição. O troquel padrão foi moldado com quatro tipos de elastômeros, num total de 11 diferentes materiais, obtendo-se 99 corpos-de-prova em gesso pedra. As coroas foram fundidas pelo processo de expansão térmica do revestimento e as medidas dos desajustes realizadas em três pontos demarcados no troquel padrão com auxílio de um microscópio de mensuração linear com aproximação de leitura de 1 μm . Para cada ponto foram realizadas três medidas, somando-se nove medições por troquel. Os resultados obtidos mostraram que o espaçador de 40 μm apresentou melhor resultado (desajuste médio de 9 μm), seguido pelo espaçador de 30 μm (desajuste médio de 18 μm) e sem espaçador (desajuste médio de 284 μm).

Ferrari²⁰, realizou um estudo in vivo para registrar a discrepância marginal e microinfiltração de coroas de cerâmica vítrea cimentadas, comparadas a onlays em ouro e coroa metalocerâmica. Seis

pacientes com 17 dentes condenados à extração por problemas periodontais foram selecionados para este estudo. Os dentes foram preparados e moldados, para a confecção de coroas, sendo dois *onlays* em ouro e uma coroa metalocerâmica como controle, e 14 coroas Dicor, variando o cimento utilizado e o tratamento interno da superfície conforme o grupo estudado. As coroas foram cimentadas e, após quatro a sete meses, os dentes foram extraídos e mantidos em azul de metileno por dois dias. Os mesmos foram incluídos em resina e seccionados no sentido V-L. Uma das metades foi avaliada em MEV e a outra em estereomicroscópio, em relação à espessura de cimento e microinfiltração. Com exceção aos controles, foi observada menor infiltração marginal no grupo cimentado com cimento resinoso, a coroa tratada internamente com ácido fluorídrico e silano e o dente preparado com o adesivo dentinário Gluma. Este grupo também apresentou os menores valores de espessura de película de cimento na região de ombro para os grupos experimentais (45µm). Observou-se neste estudo que os agentes de união à dentina não são fortes o suficiente para produzir uma cimentação livre de fendas. A adaptação marginal de restaurações metálicas com bisel é melhor que de coroas cerâmicas vítreas, apesar dos valores encontrados para as últimas serem considerados clinicamente aceitáveis.

Vahidi et al.⁶⁷, compararam a adaptação marginal de coroas do sistema Renaissance, metalocerâmicas e Dicor. Foram preparados 22 premolares recém-extraídos com término em ombro, sendo 12 selecionados para a confecção de coroas Renaissance, cinco para os outros dois sistemas. As coroas foram confeccionadas segundo recomendações do fabricante, e cimentadas aos preparos com cimento de poliacrilato (Durelon) sob pressão constante. As amostras foram embutidas em resina acrílica, seccionadas e polidas para a verificação das discrepâncias. A espessura da película de cimento foi avaliada sob microscopia óptica de luz com aumento de 100X na junção da linha de

terminação do dente e da restauração. A fenda marginal das coroas metalocerâmicas (37 μ m) foi de aproximadamente metade das coroas Renaissance (76 μ m). As coroas Dicor mostraram as menores fendas marginais, com média de 30 μ m. Diferenças estatisticamente significantes foram encontradas entre as coroas Dicor e Renaissance e entre metalocerâmica e Renaissance. As coroas Dicor e metalocerâmicas apresentaram espessuras de película de cimento similares. Análise em MEV levou a observação de porosidade na porcelana da superfície marginal em coroas Renaissance e de coroas metalocerâmicas. Estas irregularidades não foram encontradas em coroas Dicor.

Weaver et al.⁶⁹, avaliaram os efeitos da cimentação na adaptação marginal de coroas Dicor, Cerestore e metalocerâmicas, utilizando dentes de resina. O preparo em ombro foi utilizado para coroas cerâmicas, e um bisel cavosuperficial foi realizado para as coroas metalocerâmicas. As coroas foram confeccionadas, assentadas no modelo-mestre, e as fendas marginais mensuradas em quatro pontos com um microscópio para medição (Nikon Measurescope 20). Em segunda instância, trinta coroas foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco, com pressão digital nas coroas cerâmicas e carga estática de 25Kg para as metalocerâmicas, e as discrepâncias avaliadas. Antes da cimentação, as medidas de adaptação marginal foram menores para Cerestore e metalocerâmica, com 21,6 e 30,5 μ m respectivamente, comparado com 44,4 μ m para as coroas Dicor. Após a cimentação, as menores medidas de fenda marginal foram observadas para o Cerestore com 31,7 μ m comparado com Dicor a 57 μ m e metalocerâmica com 59 μ m. A contribuição da cimentação na fenda marginal foi determinada calculando as diferenças antes - após cimentação. As menores fendas resultaram da cimentação de coroas cerâmicas (10 a 13 μ m), onde a média de incremento para as coroas metalocerâmicas foi duas a três vezes maior (28,3 μ m). A adaptação marginal não melhorou com bisel gengival ou força de assentamento aumentada.

Holmes et al.³⁰, compararam a adaptação marginal de coroas cerâmicas em relação à coroas metálicas de ouro. As coroas foram confeccionadas em incisivos centrais superiores. Cimentadas com cimento resinoso com carga constante de 25Kg por 10 minutos, embutidas em resina epóxi e seccionadas no sentido vestibulo-lingual e mesio-distal. As discrepâncias marginais absolutas foram mensuradas e as fendas foram avaliadas microscopicamente com um aumento de 250X em quatro localizações em cada coroa. Os resultados obtidos não mostraram diferenças significantes nas fendas nas quatro diferentes localizações em torno das margens, tanto nas coroas cerâmicas quanto nas de ouro. Também não foi observado diferenças significantes na discrepância marginal absoluta nos dois tipos de coroas.

Wang et al.⁶⁸, avaliaram o desajuste cervical vertical de coroas totais metálicas antes e após a cimentação empregando as seguintes variáveis: configuração marginal, presença ou não de espaçador de troqueis, tipos de cimento (fosfato de zinco e ionômero de vidro), dispositivos para assentamento (madeira ou um dispositivo denominado E-Z Bite) e forças empregadas durante o assentamento (5 e 30 libras). Dois modelos-padrão foram confeccionados em aço inoxidável (6mm de altura de preparo, 10° de convergência das paredes axiais) com terminos em forma de ombro e ombro biselado. Após a duplicação dos modelos e obtenção dos troqueis, foram aplicadas quatro camadas de espaçador em metade das amostras para assegurar 24µm de espessura. Após a fundição, foram realizados os ajustes internos com broca esférica e limpeza com ultra-som. Para a mensuração inicial realizada com um micrômetro digital, foram utilizadas cargas de assentamento de 5 e 30 libras. As amostras foram cimentadas e assentadas com a mesma carga utilizada na mensuração inicial. Da interação dos resultados os autores obtiveram que a presença do espaçador foi responsável por um desajuste cervical vertical menor comparando com os grupos sem espaçador. Em relação à carga de assentamento aplicada, as amostras cimentadas com

carga de 5 libras apresentaram maior desajuste cervical vertical. A melhor adaptação foi observada nas coroas com término em ombro biselado cimentadas com carga de 30 libras.

Dietschi et al.¹⁸, avaliou a adaptação marginal de restaurações *inlay* cerâmicas, confeccionadas em três diferentes técnicas de preparo e com dois materiais cerâmicos diferentes. Para tal, foram selecionados 30 terceiros molares humanos, que tiveram suas raízes embutidas em resina acrílica, deixando 1mm da junção amelocementaria. Os espécimes foram preparados com cavidade MOD, com as seguintes dimensões: 4mm de largura (V-L) nas caixas proximais, 2,5mm de largura (V-L) na caixa oclusal, 4mm de profundidade nas caixas proximais e 2,5mm de profundidade na caixa oclusal. O preparo foi confeccionado com pontas diamantadas cônicas com ângulo arredondado, em alta rotação, usando um paralelometro. Os preparos foram reproduzidos com silicone de dupla viscosidade e os modelos obtidos com gesso pedra melhorado. As amostras foram divididas em 3 grupos: Grupo 1, *inlays* cerâmicas Vitadur N, grupos 2 e 3, *Inlays* Ceramco II, confeccionadas conforme as recomendações do fabricante. As mensurações das fendas marginais foram obtidas em microscópio eletrônico de varredura (MEV) com magnificação de 100X, em seis pontos oclusais e sete proximais. Foram calculadas medias máxima e mínima dos grupos (46,4 μ m e 57,6 μ m), e observado que na face oclusal os defeitos são maiores que nas proximais.

Hummert et al.³², verificaram a adaptação marginal *in vitro* pós-cimentação de coroas cerâmicas confeccionadas sobre lâminas de ouro (sistema Sunrise). Dez modelos padrão em policarbonato, com término cervical em ombro 90° foram utilizados para avaliar a adaptação marginal das coroas. Os modelos-mestres foram moldados e obtidos modelos em gesso, sobre os quais foram confeccionadas as coroas, de acordo com recomendações do fabricante. A cimentação foi realizada com cimento de fosfato de zinco aos seus modelos-mestres respectivos

sob carga de 5Kg por 10min. As coroas foram armazenadas em água por 24h em temperatura ambiente. Medições foram realizadas em cinco pontos equidistantes da coroa em cada amostra, com o auxílio de um microscópio para medição (Gaertner), e a média da desadaptação de cada coroa foi calculada. Os resultados revelaram uma discrepância marginal média de 25,3 μm , sendo favoravelmente comparado a outros sistemas de coroas, dentro da faixa de aceitação clínica.

Pröbster & Diehl⁴⁹ verificaram a adaptação marginal de coroas do sistema In-Ceram em quatro molares humanos extraídos preparados com ombro arredondado. Todos procedimentos protéticos foram executados conforme recomendações do fabricante. As coroas foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco de presa rápida. As margens foram examinadas em MEV em aumento de 100X e o total de 599 pontos foi mensurado. A média de discrepância marginal observada de 39 μm se situa na faixa da espessura de película de cimento, considerada excelente para coroas totalmente cerâmicas.

Grey et al.²⁵, compararam a fenda de adaptação de três tipos de coroas totais: puras de porcelana feldspática, cerâmicas com infra-estrutura em In-Ceram e metal-cerâmicas. Trinta e três coroas de tamanho e forma similares foram confeccionadas para se adaptar em um modelo-padrão em latão, sendo onze em cada um dos sistemas. Após a confecção e ajustes, as coroas foram assentadas no troquel metálico e pesadas em uma balança eletrônica. Em seguida, uma silicona de moldagem foi manipulada, aplicada uma camada internamente à coroa e essa foi adaptada ao troquel metálico, para que a fidelidade marginal de cada coroa fosse determinada pelo cálculo do peso de silicone de baixa viscosidade interposto entre coroa e o troquel metálico. Os excessos de materiais de moldagem foram removidos e após a polimerização o conjunto foi novamente pesado. A espessura de silicone, que simulou a espessura de cimento, foi calculada a partir da área de superfície do troquel, da densidade do material e da massa da película de silicone. As

coroas metalo-cerâmicas apresentaram valores de adaptação significativamente menores que as coroas de In-Ceram e as puras de porcelana (95 µm, 123 µm e 154 µm, respectivamente).

Pera et al.⁴⁷ avaliaram a adaptação marginal de três diferentes configurações de preparo dental e a estabilidade dimensional da cerâmica aluminizada In-Ceram após aplicação da cerâmica de cobertura. Desta forma, nove dentes maxilares (Columbia Dentoform Identoline) foram divididos em três grupos, cada um composto por um incisivo central, um canino e um primeiro premolar. No grupo A foi realizado preparo com término em chanfro, no grupo B, ombro de 50° e no grupo C, ombro de 90°. A partir destes, foram obtidas réplicas em resina epóxi (Epoxy-Die, Ivoclar-Vivadent), resultando em 27 modelos, nove para cada tipo de término. Modelos das réplicas em resina epóxica foram obtidos, sobre os quais foram confeccionadas coroas In-Ceram, de acordo com instruções do fabricante. As medições foram realizadas por meio de um estereomicroscópio (Wild M8, Wüd Heerbrugg Ltd.) com aumento de 100x, em quatro pontos para cada dente. Foi avaliada: a) a adaptação marginal da infra-estrutura em In-Ceram aos modelos de gesso; b) da infra-estrutura ao modelo em resina epóxi; c) a adaptação da coroa finalizada com a aplicação de Vitadur-N ao dente em resina epóxica; d) da coroa cimentada ao dente em resina epóxica. O menor valor médio da linha de cimentação foi observado no grupo A (21,67 µm) e no grupo B (23,7 µm), sendo maior no grupo C (27,5 µm). Assim, observou-se melhor adaptação do chanfro e ombro 50° comparado com o ombro 90°, mas não houveram diferenças relacionadas aos tipos de dente. O desempenho geral mostrou-se clinicamente aceitável, independente do tipo de dente e preparo. Foi observada estabilidade dimensional da infra-estrutura do In-Ceram durante a queima da cerâmica e do glaze.

Rinke et al.⁵¹, avaliaram em estudo comparativo, a fidelidade marginal e resistência à fratura de coroas In-Ceram

convencionais e copiadas mediante fresagem. Dois modelos, um incisivo central superior (modelo-padrão A) e um premolar (modelo-padrão B), foram confeccionados em liga de cobalto-cromo, com término em ombro arredondado. Os mesmos foram duplicados com silicone de adição, produzindo quarenta modelos de trabalho, sendo vinte de cada tipo de dente. Dez incisivos e dez premolares foram utilizados para produzir coroas In-Ceram convencionais e os remanescentes na técnica In-Ceram Celay. A dimensão dos *copings* foi padronizada em 0,5mm nas paredes axiais e 0,7mm na face oclusal. Após sua confecção, foi aplicada cerâmica de cobertura (Vitadur Alfa, Vita Zahnfabrik) nas duas técnicas, com auxílio de uma forma, a fim de padronizar suas dimensões. Para verificar a adaptação marginal, as coroas foram posicionadas em seus respectivos modelos-mestres em um dispositivo de fixação e submetidos a uma carga de 30N aplicados com um peso metálico, sem serem cimentadas. A fenda entre a coroa e a linha de término cervical foi avaliada em 54 pontos por unidade em microscopia óptica de luz. Uma videocâmera reproduziu a imagem com aumento de 180x em monitor de computador, e a fenda foi analisada com *software* especial. Após a análise da discrepância marginal, as coroas foram cimentadas ao modelo mestre utilizando cimento de fosfato de zinco, com pressão de 30N. Teste de resistência à fratura foi realizado em máquina de ensaios universal com velocidade de 1mm/min. As superfícies fraturadas foram analisadas em ME V para verificação da causa da falha. Coroas anteriores com médias de 32,5µm para a técnica convencional e 38µm para as copiadas por fresagem apresentaram fendas significativamente menores que coroas em premolares, que apresentaram fenda marginal de 45µm para ambas as técnicas. Houve uma diferença significativa em resistência à fratura apenas em coroas anteriores. O estudo indica que as coroas In-Ceram Celay apresentam adaptação marginal e resistência à fratura clinicamente aceitáveis e tempo reduzido de laboratório.

Gemalmaz & Alkumuru²³, avaliaram, por meio de microscopia eletrônica de varredura, as alterações ocorridas na adaptação marginal durante os ciclos de queima da porcelana em *copings* de paládio-cobre e níquel-crômio em função do término cervical: chanfro e ombro. Foram confeccionados dois troqueis metálicos simulando um incisivo central superior preparado para coroa total com redução de 1,3mm e redução lingual, mesial e distal de 1mm, altura de 7mm e 6° de convergência das paredes axiais. Os troqueis foram inseridos num dispositivo que padronizava o enceramento para fundição em 0,5mm de espessura. A adaptação marginal foi verificada em um microscópio eletrônico de varredura com 350x de magnificação em pontos pré-determinados após os seguintes estágios: fundição, oxidação, aplicação do opaco, cerâmica de corpo e glaze. Para padronizar a espessura da cerâmica foi utilizado um jig que possibilitava a obtenção de um contorno uniforme. As maiores alterações de adaptação foram verificadas após o ciclo de oxidação da liga; os *copings* confeccionados com liga de PdCu apresentaram maiores alterações de adaptação marginal que os *copings* confeccionados em liga de NiCr. O desenho do término não influenciou na alteração de adaptação marginal.

White et al.⁷⁰, avaliaram *in vivo* a adaptação marginal vertical e horizontal de coroas metálicas cimentadas com diferentes agentes de cimentação. Os pacientes apresentavam molares vitalizados, livres de cárie e com doença periodontal avançada. Os dentes foram reparados para coroa total com término em chanfro e remoção axial de 1,2mm. Após os preparos, foram obtidos moldes com silicone de adição preenchidos com gesso tipo IV. Os troqueis receberam três camadas de espaçador, os *copings* foram encerados e fundidos em liga com alto teor de ouro. Após a remoção de bolhas positivas sobre o troquei e verificação sobre o respectivo dente, foram cimentados segundo um dos três grupos aos quais pertenciam: cimento de fosfato de zinco, ionômero de vidro modificado por resina com e sem adesivo dentinário. Seis meses após a

cimentação definitiva, os dentes foram extraídos, incluídos em resina epóxica e seccionados. O desajuste vertical de assentamento foi determinado como a máxima distância entre a margem do preparo coronário e a porção mais apical da fundição; o desajuste cervical horizontal foi estabelecido como a máxima distância entre a margem do preparo coronário e a porção mais apical da fundição num plano perpendicular ao longo eixo da coroa. Os resultados mostraram que o desajuste cervical vertical foi semelhante para os três grupos.

Sjögren⁵⁷, avaliou *in vitro*, a adaptação marginal e interna de quatro diferentes tipos de restaurações *inlays* cerâmicas após cimentação com cimento resinoso. Foram utilizados 50 pré-molares humanos hígidos, no qual foi confeccionado preparo cavitário MOD, em 40 dentes o preparo foi MOD convencional e em 10 dentes MOD com caixas proximais em formato de U. As restaurações cerâmicas foram confeccionadas: 20 com sistema CEREC CAD/CAM (MOD convencional e modificada), 10 com sistema IPS Empress, 10 no sistema Vita In ceram Spinell e 10 no sistema Celay. As trinta ultimas restaurações foram confeccionadas em modelo obtido a partir de uma moldagem com silicone de adição peenchida com gesso tipo VI. Após cimentação com cimento resinoso adesivo, foram feitas as mensurações de adaptação marginal em microscópio com aumento de 10X, em 10 localizações pré selecionadas. Foi observado que não houve diferença estatisticamente significativa entre os quatro sistemas, na adaptação marginal das faces proximais, com exceção do CEREC feito com caixa proximal convencional, que teve amplas fendas marginais. Para o sistema CEREC com caixa proximal em formato de U, melhorou a precisão em torno de toda a restauração. Nas margens oclusal foi observada diferenças estatísticas significantes entre os quatro sistemas. O sistema IPS Empress mostrou melhor adaptação que todos outros. Vita In ceram Spinell teve melhor adaptação que o Celay, que mostrou maior adaptação

oclusal que o CEREC. Na adaptação interna, somente o Celay se mostrou significância estatisticamente melhor que os outros três sistemas.

Sertgöz et al.⁵⁴, avaliaram *in vitro* a espessura de um agente de cimentação resinoso, usando dois sistemas de restaurações *inlays* cerâmicas, um sistema de corte direto sem etapas laboratoriais (CEREC, CAD/CAM), e um sistema indireto, laboratorial (IPS Empress). A espessura do compósito foi medida nas faces proximais, nas paredes axiais internas e na área cavo-superficial oclusal. Foram preparados 5 molares humanos com cavidade MOD, obtida as replicas com moldagem em silicone de adição e resina epoxica, confeccionadas as *inlays* cerâmicas conforme as recomendações de cada fabricante. Devido as irregularidades do preparo *inlay*, foi feito ajuste interno para assentamento das restaurações nos dentes. As *inlays* foram cimentadas com agente cimentante de dupla polimerização. Os espécimes foram seccionados em duas direções axiais (V/L e M/D) resultando em quatro pedaços. As mensurações foram feitas em microscópio, utilizando 150X de magnificação; no total de 10 medições em cada espécime foi observado uma considerável variação da espessura de cimento ao longo das margens das restaurações dos dois tipo de sistemas cerâmicos. A media da espessura de cimento observada nas *inlays* CEREC, variou entre 77,12 µm na margem distal proximal e 204,8 µm na oclusal. A media mostrada nas *inlays* IPS Empress, foi significativamente menor na oclusal e paredes axiais internas, porém, nas margens proximais, as medias da espessura de cimento das restaurações IPS Empress (195,52 µm) foram maior que CEREC (77,12 µm). Porém, não estatisticamente significativa.

Pröbster et al.⁴⁸ realizaram um estudo com o propósito de avaliar as propriedades clinicamente relevantes da cerâmica IPS Empress. Os seguintes parâmetros foram investigados: resistência flexural de três e quatro pontos, resistência flexural biaxial, resistência compressiva e adaptação marginal de coroas totais. Para a verificação da adaptação marginal, 18 molares humanos foram preparados para receber

coroas totais com término em ombro arredondado. Os dentes foram moldados, obtidos os respectivos modelos em gesso e confeccionadas as coroas conforme recomendações do fabricante. As fendas marginais foram observadas com as coroas assentadas no dente preparado antes e após cimentação (Dual Cement, Richter). Para a cimentação, foi padronizada força de 20 N durante 5min. As mensurações foram realizadas em MEV ao longo da margem a cada 100µm, aproximadamente. Não foi observada diferença estatística entre os dois materiais do sistema IPS Empress. As fendas marginais médias encontradas para as amostras não cimentadas foram de 8,19µm para a técnica de maquiagem e 7,21µm para a técnica de estratificação. Entretanto, os resultados relativos às coroas cimentadas, tanto com fosfato de zinco como cimento resinoso, claramente demonstraram que o cimento foi um fator chave influenciando a dimensão da fenda marginal.

Sulaiman et al.⁶³ compararam a adaptação marginal *in vitro* de três sistemas totalmente cerâmicos (In-Ceram, IPS Empress e Procera) em função dos vários estágios de confecção e da face do dente. Para isto, um incisivo central superior foi obtido a partir de uma liga metálica (Rexillum, Jeneric Pentron), e as coroas confeccionadas de acordo com as respectivas recomendações dos fabricantes. A adaptação marginal de cada restauração foi examinada no modelo-mestre em aumento de 225x utilizando um microscópio digital (Nikon SMZ-U, Nikon) após os seguintes estágios de confecção: a) na confecção do material da infra-estrutura; b) após a aplicação de porcelana de dentina e esmalte; c) e após vitrificação. Todos os sistemas de coroas foram significativamente diferentes entre si. O In-Ceram exibiu a maior discrepância marginal (161µm), seguido do Procera (83µm) e IPS Empress (63µm). Não existiram diferenças significantes entre os vários 'estágios da fabricação da coroa. As margens vestibular e lingual exibiram discrepâncias marginais significativamente maiores que a distal e mesial.

Gemalmaz et al.²², avaliaram a integridade marginal das restaurações inlays cerâmicas sinterizadas (Ducera), antes e após cimentação. Foram preparados dez molares inferiores humanos com cavidade MOD. As restaurações cerâmicas foram confeccionadas conforme as orientações do fabricante e avaliadas microscopicamente com magnificação de 100X e 150X. Analisaram a adaptação marginal pelas faces proximais e oclusal por meio da técnica de réplicas, obtidas com silicone de adição, através da impressão do espaço intermediário entre o dente (superfície preparada) e restauração *inlay*. As restaurações foram cimentadas com cimento resinoso dual (Enforce) e seccionadas nos sentidos L-V e M-D, seguindo o mesmo procedimento para a secção das réplicas. As fendas marginais e espessura do cimento foram medidas em cada secção. As médias das fendas foi $71,83 \pm 8,93 \mu\text{m}$ na margem oclusal antes da cimentação foi significativamente menor do que a media das proximais $105,6 \pm 39,33 \mu\text{m}$. Após a cimentação, a adaptação das inlays na margem oclusal, também foi superior à da margem proximal. E quando comparadas as adaptações marginais antes e após cimentação, observa-se um aumento das fendas de $6,94 \mu\text{m}$ e $23,25 \mu\text{m}$ nas margens oclusal e proximal respectivamente.

Lim & Ironside³⁷ compararam a adaptação marginal de facetas cerâmicas criadas pela técnica do troquel refratário (R), técnica da cerâmica vítrea Dicor (D), e os efeitos do jateamento em suas margens. Para isto, dois grupos de facetas cerâmicas foram confeccionados a partir de 32 dentes humanos hígidos em cada um dos dois sistemas, diferindo no método de remoção de revestimento, sendo um com jateamento de óxido de alumínio (R+g e D+g) e outro sem jateamento, através de um desgaste inicial com brocas de carbide de tungstênio, seguido de imersão em ultra-som por 10 minutos em solução de citrato de sódio 10% (R_g e D_g). As facetas cerâmicas foram cimentadas nos seus respectivos modelos de resina epóxi, e secções obtidas, originando oito pontos de observação em cada corpo de prova. As medições foram realizadas em

estereomicroscópio com aumento de 40x. Os resultados mostram que a discrepância vertical marginal média de facetas confeccionadas em refratário, com jateamento, foi $114,4 \pm 43,2\mu\text{m}$ e para as não jateadas, $96,1 \pm 42,3\mu\text{m}$. Para as facetas Dicor que receberam jateamento, tivemos médias de $143,1 \pm 68,7\mu\text{m}$, enquanto observou-se $95,6 \pm 43,2\mu\text{m}$ nas amostras não jateadas. As margens das facetas dos grupos R+g e D+g foram arredondadas ou fraturadas, entretanto margens acabadas sem jateamento apresentaram-se agudas e bem definidas. A adaptação marginal de facetas laminadas fabricadas pela técnica do troquel refratário foi melhor que aquelas confeccionadas pelo sistema Dicor, entretanto, não houve diferença significativa na adaptação marginal entre os dois tipos de faceta quando não foi aplicado o jateamento.

Groten et al.²⁷ compararam a adaptação marginal de coroas totais cerâmicas utilizando dois métodos de mensuração: microscópio eletrônico de varredura e microscópio óptico. A partir de um padrão metálico simulando preparo para coroa total em um incisivo central com término em ombro foram obtidos dez troqueis de gesso. Esses foram utilizados para a confecção de dez *copings* de cerâmica usinados (Celay). A mensuração em microscópio óptico foi realizada com o auxílio de um sistema de análise de imagens computadorizadas acoplado a um microscópio com magnificação de 50x, efetuada em três estágios da confecção dos *copings*: usinagem, infiltração do vidro e aplicação da porcelana. Após esse último estágio foi realizada a mensuração em MEV. A partir dos resultados, os autores concluíram que as diferenças encontradas entre os diferentes estágios de confecção não apresentaram diferença significativa, e que as mensurações em MEV confirmaram os resultados obtidos em microscópio óptico.

May et al.⁴¹, avaliaram a precisão da adaptação marginal e interna de coroas do sistema Procera All-Ceram, fabricadas com a tecnologia CAD/CAM, em molares e premolares. Desta forma, cinco primeiros premolares e primeiros 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 1,5mm e redução oclusal de 2mm. A partir dos mesmos, modelos em resina epóxi foram obtidos, e sobre eles confeccionadas as coroas. A adaptação foi avaliada em relação à fenda marginal, adaptação interna e precisão de assentamento (média de todos pontos de medição), através de leitura por laser-videografia. Foi realizado um procedimento no qual a coroa foi fixada ao modelo com silicone leve, com o propósito de reproduzir todos aspectos internos da coroa. Após sua polimerização, a coroa é removida e feita a digitalização do troquel; o silicone é removido e feita uma nova digitalização, que em conjunto com a anterior irá compor uma imagem tridimensional da película, representando a fenda interna da coroa. Dimensões médias de fenda e desvios-padrão na fenda marginal para os premolares e molares foram $56 \mu\text{m} \pm 21$ e $63 \mu\text{m} \pm 13$, respectivamente e a precisão de adaptação foi de $52 \mu\text{m} \pm 19$ e $63 \mu\text{m} \pm 20$. Fendas marginais médias e precisão de adaptação para os grupos de coroas não foram significativamente diferentes em nível de 5%. Neste estudo, foi observado que o sistema produziu coroas com aceitável adaptação de margem (54 a 64 μm) e aspectos internos (49 a 63 μm). Estes achados mostram que as coroas estudadas podem ser prescritas com segurança no que diz respeito a adaptação clínica aceitável.

Krämer et al.³⁶, avaliaram clinicamente, restaurações *inlays* confeccionadas pelo sistema cerâmico IPS Empress, cimentadas com 4 diferentes tipos de cimentos resinosos adesivos, por quatro anos. Observaram que 70% delas, exibiram deficiência marginal, independente do tipo de cimento usado.

Neiva et al.⁴⁵, realizaram um estudo com o propósito de comparar a resistência à fratura *in vitro* de três sistemas cerâmicos (IPS Empress, In-Ceram, e Procera AllCeram) e verificar a dimensão da película de cimento após cimentação das coroas. Trinta modelos foram duplicados a partir de um modelo-mestre utilizando uma resina com alto conteúdo de carga com

módulo de elasticidade similar à dentina. Infra-estruturas de Procera all ceram e de In-Ceram, sendo dez de cada, foram fabricadas na espessura de 0,5mm. A porcelana de cobertura foi aplicada com um dispositivo de escultura a fim de confeccionar uma coroa com espessura final de 1,0mm axialmente e 2,5mm oclusalmente. Dez coroas IPS Empress foram enceradas nas mesmas dimensões e realizada as injeções de cerâmica e finalização da coroa. As superfícies internas das coroas foram tratadas, com jateamento (Procera e In-Ceram) ou ataque ácido (Empress), e silanizadas antes da cimentação com cimento resinoso (Panavia 21). As amostras cimentadas foram submetidas à carga em máquina de ensaio universal (Instron) à velocidade de 0,05mm/min, até que ocorresse sua fratura. As médias de carga de fratura foram: IPS Empress, 222,45 (± 49) Kg; In-Ceram, 218,8 (± 36) Kg; Procera AllCeram, 194,20 (± 37) Kg. O teste de Tuckey não mostrou diferenças estatisticamente significantes entre os três sistemas. Para determinar a dimensão da película de cimento das amostras, uma coroa fraturada representativa de cada sistema foi reconstruída em seu modelo e fixada em posição com cimento de cianoacrilato. As três coroas foram embutidas lado-a-lado em uma resina e seccionadas ao centro, paralelamente ao longo eixo com uma serra diamantada. As amostras foram analisadas em estereomicroscópio óptico sob aumento de 12x, 16x e 64x, e as medições de fenda foram realizadas na abertura marginal, parede axial, pontas de cúspide e oclusal. As medições mostraram maior largura de fenda marginal para a coroa Procera AllCeram, com 225 μm , seguido do In-Ceram, 135 μm e IPS Empress, com 90 μm . Com diferenças estatisticamente significantes.

Sturdevant et al.⁶², em seu estudo onde procuraram determinar se a fenda marginal das restaurações confeccionadas com a 2ª geração de assistente de computador para forma e confecção de restaurações cerâmicas (CAD/CAM), no sistema CEREC 2, com cavidades *inlay*, CL II, mediram de 50 a 100 μm e se essa desadaptação se mostrou igual ou maior que no sistema CEREC 1. Para tal, foram feitos

preparos MOD em molares humanos e confeccionadas restaurações cerâmicas *inlay*, através do sistema CEREC 2, com equipamentos CAD/CAM. As *inlays* foram assentadas nas cavidades preparadas. As imagens digitais foram obtidas em 100 tempos de magnificação e as fendas medidas com um programa de análise de imagens. Em cada restauração as fendas foram mensuradas em 12 pontos ao longo das margens proximais e 10 pontos das margens oclusais. As desadaptações marginais na face oclusal ($59 \pm 35 \mu\text{m}$) e proximal ($97 \pm 66 \mu\text{m}$), foram estatisticamente diferentes (test $P \leq 0.01$). As médias encontradas foram menores que a obtida em estudo similar com restaurações confeccionadas em CEREC 1, tanto na face oclusal ($89 \pm 65 \mu\text{m}$), quanto na proximal ($105 \pm 81 \mu\text{m}$).

Audenino et al.⁵, avaliaram *in vitro*, as fendas marginais de quatro diferentes tipos de sistemas cerâmicos em restaurações *inlays*, Colorlogic, IPS Empress, Celay direto e Celay indireto, após a cimentação. 40 dentes foram preparados com cavidade MOD, as *inlays* cerâmicas confeccionadas e cimentadas com agente cimentante resinoso. Seccionadas ao longo mesio-distal, passando pelo centro da restauração. A espessura do cimento foi medida nas margens internas e externas das restaurações com um estereomicroscópio com aumento de 100X. A melhor adaptação observada foi no sistema Colorlogic ($43 \pm 31 \mu\text{m}$), seguido do IPS Empress ($45 \pm 15 \mu\text{m}$) e por fim pelo Celay direto ($114 \pm 13 \mu\text{m}$) e indireto ($133 \pm 9 \mu\text{m}$). Foi observada uma diferença estatisticamente significativa entre Colorlogic e Celay. E entre IPS Empress e Celay.

Beschnidt & Strub⁷, realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a discrepância marginal de cinco diferentes sistemas de coroas cerâmicas (In-Ceram, Empress técnica de maquiagem, Empress técnica de cobertura, sistema Celay feldspático, sistema 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 ou metalocerâmica. Os dentes foram moldados e obtidos modelos de trabalho sobre os quais foram confeccionadas as coroas segundo as particularidades de cada sistema. As coroas foram assentadas e fixadas nos seus respectivos pilares por pressão digital, e duplicadas em resina epóxi, para a mensuração da fenda marginal pré-cimentação. Foram realizados os procedimentos de cimentação pela técnica adesiva aos dentes naturais, e as amostras foram novamente duplicadas. Metade das amostras foi submetida à ciclagem térmica e mecânica, e as réplicas em epóxi obtidas para análise da fenda marginal. Os resultados foram comparados à coroa metalocerâmica, com margem vestibular cerâmica, cimentadas com cimento de fosfato de zinco. A cimentação das coroas aumentou significativamente as fendas marginais ($p<0,01$). Antes da cimentação, a técnica de maquiagem do sistema Empress mostrou as menores fendas marginais (média 47 μm), seguida pelas coroas In-Ceram convencionais (média 60 μm) e técnica de cobertura Empress (média 62 μm). Coroas Celay In-Ceram mostraram aberturas marginais com 78 μm de média, as coroas feídspáticas Celay, 99 μm , e as coroas metalocerâmicas, 64 μm . O envelhecimento em simulador de mastigação não teve influência na adaptação marginal das amostras. O estudo mostra que todos sistemas apresentam margens clinicamente aceitáveis.

Groten et al.²⁶, propuseram estimar o número mínimo de medições da fenda marginal de coroas unitárias para produzir resultados relevantes na análise desta. Coroas cerâmicas Celay In-Ceram foram confeccionadas a partir de um modelo-mestre de aço de um incisivo central superior. As fendas junto às margens da coroa foram avaliadas em MEV no modelo mestre sem cimentação, e em réplicas após cimentação convencional, de acordo com três definições de fenda distintas. O número inicial de medições por coroa ($n=230$) foi reduzido em subgrupos menores utilizando medições aleatórias ou maior espaçamento entre os pontos de medição para determinar o impacto na qualidade dos resultados. A redução de 230 para aproximadamente cinquenta pontos causou menos

que 5 μm de variabilidade para as médias aritméticas. Menores amostras de dados permitiram grande aumento dos desvios-padrão e variabilidades na média. O mínimo de cinquenta medições não depende da definição de fenda ou da condição de cimentação, e são necessárias para informações clinicamente relevantes sobre a largura de fenda, independentes de que os locais de medição sejam selecionados, sob maneira sistemática ou aleatória, em contraste com o que a maioria dos estudos *in vitro* utiliza. Com base nos resultados desse estudo, a chance de se obter resultados com relevância clínica utilizando menos de cinquenta medições por coroa é duvidosa.

Rosentritt et al.⁵², realizaram um estudo visando comparar a resistência à fratura e a adaptação marginal de coroas totalmente cerâmicas fixadas em dentes humanos ou em materiais substitutos, após envelhecimento artificial. A força de fratura e adaptação marginal foi avaliada em 28 coroas totalmente cerâmicas (IPS Empress 2, Ivoclar) confeccionadas sobre molares humanos de diferentes tamanhos, assim como em dentes artificiais em uma liga metálica e em polímero de cristal líquido (LCP). A resistência à fratura foi determinada utilizando uma máquina de testes universal (Zwick), e a adaptação marginal semiquantitativa, avaliada por scores, foi observada em MEV, após a simulação de cinco anos de uso clínico. Resistência à fratura foi significativamente maior nos materiais substitutos (liga = 1838N, LCP = 1392N) que para coroas humanas (888N). Não houve diferenças na qualidade marginal entre os grupos estudados. Todos grupos mostraram fendas marginais em aproximadamente 10% e margens perfeitas em 90%. Os altos valores de fratura *in vitro* das coroas totalmente cerâmicas em materiais artificiais podem levar a uma interpretação errônea dos materiais restauradores testados, superestimando suas propriedades em uma primeira estimativa pré clínica. Dentes humanos ou materiais com módulo de elasticidade comparáveis são preferidos para testes *in vitro*. A

utilização de dentes artificiais é possível para verificar fendas marginais, só tendo restrições as diferentes características de adesão.

Denissen et al.¹⁷, avaliaram a adaptação marginal de três sistemas cerâmicos onde as superfícies dentais são digitalizadas por tecnologia computadorizada (CAD/CAM). Foram preparados 60 molares com cavidade *onlay*, confeccionadas as restaurações nos três sistemas totalmente cerâmicos CICERO, CEREC e Procera, cimentados com cimento resinoso e reproduzidos em gesso, para análise da adaptação marginal e espessura do cimento em microscópio digital. A análise clínica foi feita a cada seis meses durante dois anos. Observou-se que as fendas marginais no gesso foram $74 \pm 15 \mu\text{m}$, $85 \pm 40 \mu\text{m}$ e $68 \pm 53 \mu\text{m}$ para os sistemas CICERO, CEREC e Procera respectivamente. E que a média da largura do cimento foi $81 \pm 64 \mu\text{m}$. Valores aceitáveis clinicamente.

Ushiwata e Moraes⁶⁶, em seu estudo, onde procuraram padronizar os métodos de mensuração das discrepâncias marginais, desenvolvendo dispositivos para posicionar a amostras para leitura, relataram a importância de alguns fatores para uma correta adaptação marginal e mínima espessura de cimento: a forma de preparo da cavidade, a técnica de ajuste interno, os procedimentos da cimentação, o ciclo de sinterização da cerâmica e o fator profissional. Citaram ainda, que para maior precisão da avaliação da adaptação, é necessária uma imagem aumentada, como aquelas conseguidas através de microscopia ou projetor de perfil. Para as técnicas de avaliação de adaptação marginal, são usados alguns métodos de preparo dos espécimes: 1- seccionando previamente os espécimes e incluindo-os em resina; 2- seccionando o molde obtido com elastômero da interface de união, com espécime incluído. Ou quando não secciona os espécimes, a precisão da fenda marginal, pode somente ser examinada diretamente no microscópio.

Mitchell et al.⁴³ compararam, *in vitro*, a adaptação marginal de quatro tipos de coroas totais em primeiros premolares

humanos com o uso de perfilometria não destrutiva. Este método determinou se a adaptação foi influenciada pelo tipo de coroa ou morfologia de superfície do dente, em relação à concavidade mais pronunciada na mesial do premolar. Corpos-de-prova foram preparados para receber coroas totais em quatro grupos: a) grupo BA - coroa metalocerâmica com término em chanfro; b) grupo G - coroa vencer em ouro com término em chanfro; c) grupo PC - coroa de porcelana com término em chanfro; d) PS - coroa de jaqueta de porcelana com término em ombro. Dois perfis do preparo dental foram digitalizados em perfilômetro: a) o dente preparado para cada tipo de coroa; b) o dente com a coroa assentada sob força de 5N, mas não cimentada. As imagens digitalizadas dos dois perfis foram superpostas e analisadas as distâncias entre o término do preparo e o término da coroa (CE total), e entre o término do preparo e o ponto mais proeminente da coroa (LE total). A análise estatística revelou diferenças significantes entre os tipos de coroa para todos parâmetros de mensuração, exceto LE vertical. O efeito da morfologia de superfície não foi significativo, exceto para CE ($p < 0,05$). O ranking das discrepâncias marginais foi, para CE total $G = PC > BA > PS$ e para LE total, $PC > G > BA > PS$ ($p < 0,05$). A coroa com término em ombro mostrou melhor adaptação marginal que qualquer preparo em chanfro avaliado. Adaptação marginal variou continuamente ao longo de toda circunferência de cada coroa e torna a avaliação clínica subjetiva e árdua.

Addi et al.², em seu estudo de avaliação de fendas marginais de restaurações *inlay* cerâmica, confeccionadas usando o recém introduzido no mercado, sistema CAD/CAM (Denzir) e dois tipos de cerâmicas prensadas, confeccionadas em laboratório (IPS Empress e OPC). Foram preparados 30 pre molares com cavidade MOD, e confeccionadas 10 *inlays* cerâmicas Denzir, 10 *inlays* IPS Empress e 10 OPC. As restaurações foram cimentadas aos dentes preparados com cimento resinoso. Após a cimentação, executaram-se as mensurações

das fendas marginais em microscópio, com aumento de 10X. Foi feita análise estatística ANOVA, na qual não foi encontrada diferença significativa ($P > 0,05$) entre IPS Empress e Denzir, e uma significativa diferença com Opc, quando comparada àquela entre Empress e Denzir.

Yeo et al.⁷³ compararam a adaptação marginal de três sistemas metal-free com coroas unitárias metalocerâmicas. A partir de um incisivo central superior humano extraído e preparado com redução incisal de aproximadamente 2mm, redução axial de 1 mm e término cervical em ombro, foram confeccionadas 120 réplicas em resina acrílica. Essas réplicas foram moldadas com silicone de adição e o gesso foi vazado para a obtenção de 120 modelos, divididos em quatro grupos ($n=30$) de acordo com o tipo de coroa confeccionada: metalo-cerâmica com margem metálica (controle); e três sistemas livres de metal: Celay In-Ceram; In-Ceram alumina e IPS Empress 2. A adaptação marginal foi avaliada pela mensuração da fenda em cinquenta pontos ao longo da margem entre o término da coroa e a margem do dente preparado em microscópio óptico com 240 vezes de aumento. As médias de desadaptação marginal foram de 87 μm para o grupo controle, 83 μm para o Celay, 112 μm para o In-Ceram e 46 μm para o IPS Empress 2. Os autores concluíram que as discrepâncias marginais encontradas em todos os grupos estavam dentro dos padrões de aceitabilidade clínica (120 μm).

Wolfart et al.⁷², avaliaram clinicamente a adaptação marginal de um novo sistema totalmente cerâmico experimental, antes e após cimentação. Para tal, foram selecionados 60 pacientes. Foram preparados os dentes (1° ou 2° pré-molares e 1° ou 2° molares), para receber prótese parcial fixa, com cavidades MOD *inlay*, MO ou OD, e preparo para coroa total, de acordo com cada caso. Foram obtidos modelos em gesso tipo VI, onde confeccionaram as restaurações com o novo sistema cerâmico com uma cerâmica prensada reforçada com disilicato de lítio, seguindo as recomendações do fabricante. Foram feitos ajuste internos quando necessário. Impressões das margens das

restaurações foram executadas antes e depois da cimentação adesiva. As replicas foram investigadas no microscópio eletrônico de varredura com aumento de 200X. As discrepâncias marginais foram avaliadas em secções da replica de 200µm. A média de discrepância marginal antes da cimentação foi 96 µm para coroas totais e 89 µm para restaurações *inlays*. Após cimentação adesiva, observou-se um aumento da média, das coroas 130 µm e para *inlays* 92 µm, o aumento foi estatisticamente significativo para as restaurações de coroas totais, mas não para *inlays*.

Hilgert et al.²⁸, avaliaram a adaptação marginal de *copings* totalmente cerâmicos (In-Ceram, Vita) frente a dois termos cervicais e a tratamento interno de superfície (Rocatec, 3M/ESPE). Para tal foram usados dois troqueis metálicos com preparo para coroas totais, um com término cervical em ombro arredondado e o outro em chanfro largo. A partir de cada um deles, foram confeccionados vinte *copings*, e a discrepância cervical avaliada em microscópio para medição. Foram observados valores de discrepância marginal média de $42,37 \pm 18,78$ µm para o chanfro largo e $33,35 \pm 20,08$ µm para o ombro arredondado, sem diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

Nakamura et al.⁴⁴, propuseram examinar os efeitos do ângulo de convergência oclusal de *copings* e o espaço do cimento estipulado pelo computador, no selamento marginal e interno e suas fendas, no sistema CEREC 3, com coroas totalmente cerâmicas. Foram fabricadas coroas totais para 2º molares inferiores em nove condições usando sistema CEREC 3. Todas combinações de *copings* com 3 diferentes tipos de ângulos de convergência oclusal (4, 8 e 12), com 3 diferentes espaços para o cimento (10, 30 e 50 µm). Os *copings* foram assentados nos dentes e as mensurações das fendas executadas. Também mediu-se as fendas internas entre coroas e dentes, pelo teste de fendas com pasta de silicone. Observou-se que quando o espaço do cimento era de 10 µm as fendas marginais eram maiores (53 a 67 µm). Quando o espaço era aumentado para 30 ou 50 µm, as fendas diminuía

(30 a 50 μm). Os ângulos de convergência oclusal não afetaram na adaptação marginal e interna.

Rosentritt et al.⁵², investigaram *in vitro* a adaptação marginal de *inlays* classe II, totalmente cerâmicas, cimentada com um cimento resinoso convencional de multiestágios de pré tratamento (PanaviaF) e um novo tipo de cimento resinoso modificado por ionômero de vidro (RelyX Unicem), que não requer pré tratamento. 56 *inlays* cerâmicas foram confeccionadas e sua adaptação marginal avaliada através da microscopia eletrônica de varredura e teste de microinfiltração. A integridade marginal de cada dente foi avaliada nas junções cimento/dentina e cimento/esmalte e entre dente/cimento e cimento/*inlay*. As *inlays* foram cimentadas em molares humanos, com os dois tipos de cimento conforme as recomendações dos fabricantes. Foi feita ciclagem térmica e mecânica nos espécimes e os testes de integridade. A integridade marginal nos dois grupos foi maior que 90% antes e após as ciclagens. E a adaptação marginal foi entre 55-80% para o material novo e menor que 20% para o cimento convencional.

Quintas et al.⁵⁰ avaliaram a discrepância cervical vertical *in vitro* de *copings* cerâmicos confeccionados a partir de dois modelos-padrão em aço inoxidável simulando um molar preparado diferindo apenas no término: um com término em chanfro largo e outro em ombro arredondado. Foram confeccionados, para os dois troques *copings* em Procera (Nobel Biocare), em IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent) e em In-Ceram (Vita Zahnfabrik). O conjunto modelo-padrão/cop/cerâmica foi parafusado em um dispositivo em forma de morsa, sobre o qual se aplicou torque de 10N antes da mensuração. As mensurações realizadas mostraram haver diferenças estatisticamente significante entre os términos, sendo que o chanfro largo apresentou maior média de desajuste cervical. Os *copings* de Procera apresentaram média de desadaptação significamente menor que dos outros dois sistemas.

Goldin et al.²⁴, compararam *in vitro* a adaptação marginal de um sistema cerâmico prensado quando usado em restaurações totalmente cerâmicas e metalocerâmicas, em relação as tradicionais restaurações metalocerâmicas. Para esse

estudo, os autores prepararam 45 incisivos centrais superiores, que foram reproduzidos com um material de impressão poliéter, e vertidos com gesso tipo IV, em seguida as coroas foram confeccionadas de acordo com o protocolo sugerido pelo fabricante. Foram confeccionadas 15 coroas metalocerâmica convencionais, 15 coroas metalocerâmica com cerâmica prensada e 15 coroas cerâmica prensada. As fendas marginais das restaurações foram avaliadas em microscopia com aumento de 45X, no total de 12 mensurações por coroa. As médias de discrepância marginal obtidas foram $94 \pm 41\mu\text{m}$ para coroas metalocerâmica tradicional, $88 \pm 29\mu\text{m}$ para coroa metalocerâmica prensada e $81 \pm 25\mu\text{m}$ para coroas cerâmica prensada. Mostrando pelo teste estatístico ANOVA que não houve diferença significativa entre os grupos ($p=0,568$).

Bindl & Mörmann⁸, examinaram a adaptação marginal e interna de coroas/copings totalmente cerâmicos, comparando sistemas convencionais com sistemas de tecnologia computadorizada (CAD/CAM). Foram preparados 6 molares, duplicados 12 vezes cada um deles, obtendo 72 espécimes, onde foram confeccionadas 12 coroas de alumina com sistema procera, 12 coroas zirconia com sistema DCS, 12 coroas zircônia com sistema Decim, 12 coroas com cerâmica prensada com sistema IPS Empress II, 12 coroas zircônia do sistema CEREC inLab e 12 coroas zirconia sistema Inceram. As mensurações foram feitas em microscopia eletrônica de varredura com magnificação de 120X. A adaptação marginal do Inceram ($25 \pm 18\mu\text{m}$) foi significativamente menor que IPS Empress 2 ($44 \pm 23\mu\text{m}$). Procera ($17 \pm 16\mu\text{m}$) e Decim ($23 \pm 17\mu\text{m}$) não diferem de Inceram ($25 \pm 18\mu\text{m}$) mas, são menores que IPS Empress 2 ($44 \pm 23\mu\text{m}$) e CEREC inLab ($43 \pm 23\mu\text{m}$). DCS ($33 \pm 20\mu\text{m}$) não diferem dos outros sistemas. O sistema que mostrou melhor adaptação interna foi o Decim ($81 \pm 30\mu\text{m}$).

3 PROPOSIÇÃO

A proposta deste estudo foi avaliar e comparar por meio da microscopia eletrônica de varredura (MEV), a adaptação marginal de restaurações, confeccionadas em dois tipos de sistemas cerâmicos: CEREC inLab (VITA) e IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent), após a cimentação, verificando se a desadaptação observada nas restaurações são clinicamente aceitáveis, e comparando ainda, a desadaptação nos dois tipos de sistemas cerâmicos utilizados para confecção das restaurações inlay e entre as faces proximais e oclusal de cada sistema

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Seleção dos Dentes e Confecção dos Preparos

Para esse estudo, foram selecionados 20 pré-molares humanos, superiores, hígidos, extraídos por razões ortodônticas, com diâmetro mesio-distal e vestibulo-lingual semelhantes.

Os dentes tiveram suas raízes embutidas em resina acrílica quimicamente polimerizável com auxílio de um paralelômetro, até 1 mm da junção amelo-cementária, deixando suas coroas expostas, em seguida foram armazenados em água destilada à 37°C (Yeo et al.⁷³) (Figura 1),.

Foram realizados preparos MOD para restaurações do tipo *inlay*, (Figura 1), levando-se em consideração as características ideais do preparo, com ângulos internos arredondados para minimizar tensões, ângulos cavo superficial reto, impedindo fratura das margens, expulsividade de 12° afim de, facilitar prova e ajustes (Addi et al.², Audenino et al.⁵, Gemalmaz et al.²², Krämer et al.³⁶, Sertgöz et al.⁵⁴, Sjögren⁵⁷, Sturdevant et al.⁶²).

Os preparos foram executados com pontas diamantadas troncocônicas, em alta rotação (KG Sorensen 3131), usando um microscópio ótico modificado pra padronizar o preparo (Figura 2),, deixando a superfície de preparo perpendicular à ponta diamantada (Dietschi et al.¹⁸) (Figura 2 e 3). A largura da caixa oclusal e proximais foi calculada 1/3 da distância intercuspídea (Addi et al.² e Sjögren⁵⁷).

A profundidade estabelecida para as caixas oclusal (2mm) e proximais (4mm) (Figura 4 e 5), de acordo com a rigidez estrutural exigida pelos materiais de confecção das restaurações *inlays*. (Addi et al.², Dietschi et al.¹⁸, Gemalmaz et al.²², Sertgöz et al.⁵⁴, Sturdevant et

al.⁶², Wolfart et al.⁷²) Os términos dos preparos permaneceram em esmalte.

Preparou-se paredes gengivais perpendiculares ao longo eixo do dente e paredes vestibular, lingual e axial da caixa proximal com expulsividade de 12° graus (Figura 6). O acabamento foi feito com pontas diamantadas com granulação fina (KG Sorensen 3131F).



FIGURA 1- Dente embutido em resina acrílica e preparado com cavidade MOD

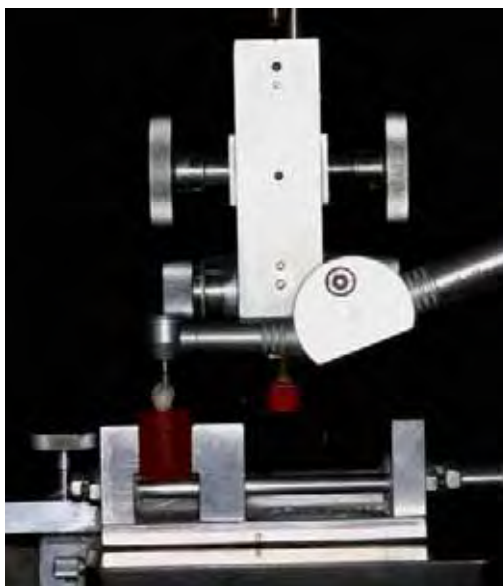


FIGURA 2 - Caneta de alta rotação acoplada ao microscópio modificado, com ponta diamantada posicionada perpendicularmente ao dente.



FIGURA 3 – Ponta diamantada troncocônica posicionada na caneta de alta rotação



FIGURA 4 – Desgaste da caixa proximal

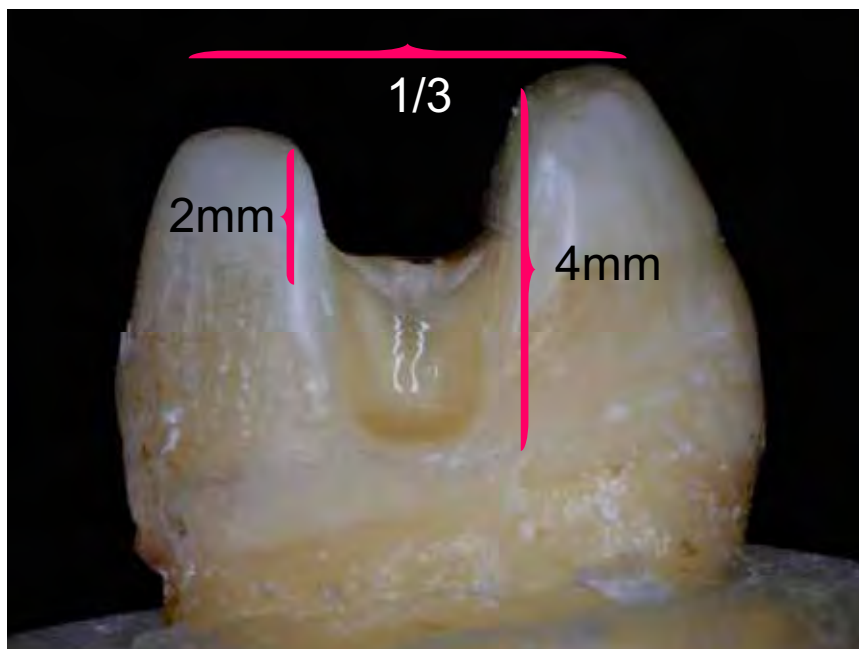


FIGURA 5 – Dimensão do preparo MOD

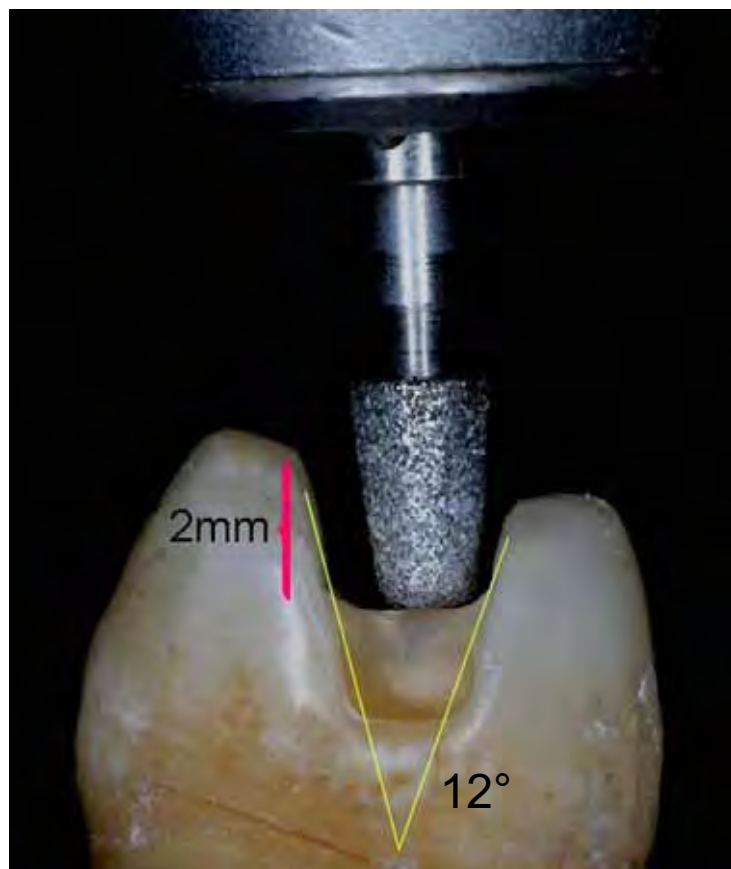


FIGURA 6 – Expulsividade da caixa proximal

4.2 Moldagem dos Dentes e Obtenção de Modelos

A partir de um delineador modificado, dispositivo criado para que a inserção desordenada do dente no material de moldagem não ocasione alterações no molde e no resultado final da adaptação marginal (Stephano et al.⁶⁴), os preparos cavitários dos dentes foram moldados com silicone de reação de adição (Aquasil Ultra LV-Dentsply). Na base do delineador, foi fixado um suporte para o conjunto dente/base acrílica. Na haste vertical móvel, acoplado ao mandril do delineador, foi confeccionada uma haste sustentando um dispositivo nas dimensões

suficientes para moldar o conjunto dente/base acrílica, tendo como anteparo o suporte fixado na base do delineador (Figura 7).

O silicone de adição foi proporcionado e manipulado conforme as instruções do fabricante. A massa densa foi colocada na moldeira, enquanto a pasta fluida foi distribuída sobre o dente por intermédio de uma pistola misturadora inerente do sistema de moldagem.

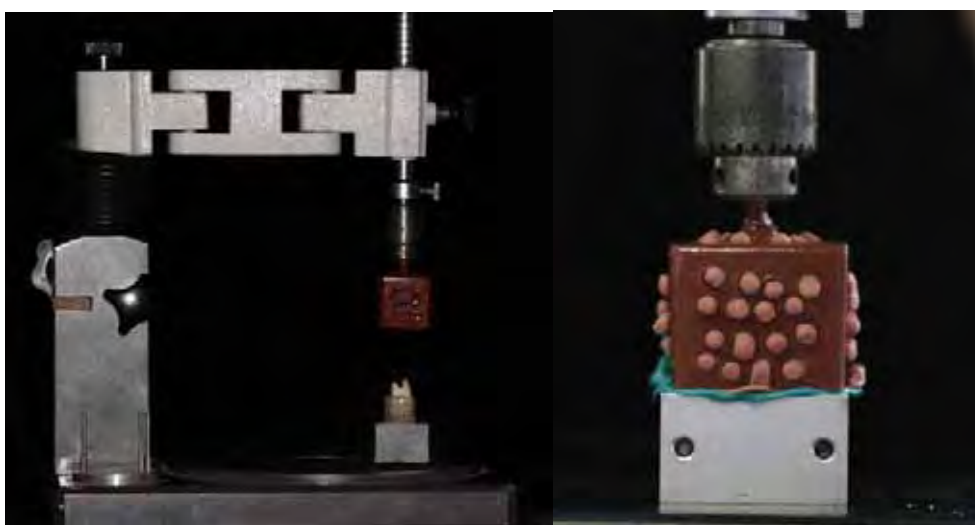


FIGURA 7 – Dispositivo de moldagem e moldagem do dente preparado

O gesso utilizado para confecção dos modelos sobre os quais foram confeccionadas as restaurações do sistema IPS Empress 2 Ivoclar – Vivadent), foi gesso tipo IV (Durone IV - Dentisply) (Figura 8). Que foi proporcionado pó/líquido (100g/19ml), com auxílio de uma balança digital (Metler Toledo) e um medidor de água. O material foi manipulado a vácuo (IPI-Mix) por 60 segundos, conforme as instruções do fabricante, vertido nos moldes em pequenas porções com auxílio de um pincel, com os moldes em vibração constante (IPI-Mix), evitando bolhas e em seguida, armazenado em câmara de umidade ate presa final.



FIGURA 8 - Modelo em gesso tipo IV

Para os modelos, onde foram confeccionadas as restaurações do sistema CEREC inLab (Sirona/Vita), utilizou-se o gesso tipo IV CAM-base (Dentona AG-Kordental), indicado pelo fabricante para o sistema CEREC inLab, que tem em sua composição o dióxido de titânio que permite que os modelos sejam escaneados pelos aparatos do sistema (Scanner Ineos) (Figura 18), para obtenção da imagem digitalizada. O gesso foi proporcionado pó/liquido (100g/20ml) com auxílio de uma balança digital (Metler Toledo) e um medidor de água. Foi manipulado a vácuo (IPI - Mix) por 60 segundos, conforme as instruções do fabricante, vertido nos moldes em pequenas porções com auxílio de um pincel, com vibração constante (IPI - Mix), evitando bolhas e em seguida, armazenados em câmara de umidade até presa final. Após a obtenção dos modelos, eles foram divididos em dois grupos:

Grupo 1: restaurações *inlay* em CEREC inLab.

Grupo 2: restaurações *inlay* em IPS Empress 2.

4.3 Confeção das Restaurações Cerâmicas

Para confecção das restaurações *inlay* em IPS Empress 2, os modelos foram encerados (Cera Crowax-Renfert), devolvendo a anatomia original. Utilizaram-se três tipos de espaçadores próprios do sistema IPS Empress (1X, 2X e 3X), com espessuras diferentes de acordo com a face do preparo, com a finalidade de padronizar a película de cimento.

Os padrões de cera, de 2 em 2, foram fixados em canais de injeção por uma haste de 2-3 mm de diâmetro e comprimento de 6-8 mm, e posicionados na base do cilindro do anel de silicone do sistema (Figura 9). O conjunto foi incluído em revestimento (IPS Press Vest Speed-Ivoclar) próprio do sistema (Figura 10), que foi proporcionado pó/líquido/água destilada (100g/16ml/11ml) manipulado à vácuo por 2,5 minutos conforme recomendações do fabricante e vertido sob vibração. Após a presa final do revestimento (45 min), o conjunto revestimento/enceramento (cilindro) foi retirado do anel e inserido em um forno juntamente com o pistão de óxido de alumínio (Figura 11). Conforme recomenda o fabricante a temperatura foi elevada a 700° e mantida por mais 30 minutos para que a cera fosse perdida e o anel e pistão absorvesse calor.

No forno EP600 (Figura 13) próprio do Sistema IPS Empress foi selecionado o programa para técnica de maquiagem, na qual a peça é prensada em uma única fase, havendo possibilidade de maquiá-la com pigmentos diferentes após prensagem ($T=1075^{\circ}\text{C}$). A pastilha foi colocada no cilindro de revestimento, o pistão de óxido de alumínio pré-aquecido também foi colocado no cilindro sobre a pastilha (Figura 12), e o cilindro foi posicionado no centro do forno de injeção EP600 (Figura 14). O forno foi fechado e o programa de injeção iniciado.



FIGURA 9 - Padrões de cera fixados em canais de injeção



FIGURA 10 - Padrões de cera sendo incluídos em revestimento



FIGURA 11 – Cilindro de revestimento e pistão de óxido de alumínio no forno à 700°



FIGURA 12 - Pastilha cerâmica e pistão colocados no cilindro de revestimento



FIGURA 13 – Forno EP 600



FIGURA 14 - Cilindro posicionado no centro do forno de injeção EP600

Finalizado o processo de injeção, o cilindro foi retirado imediatamente do forno e colocado à temperatura ambiente para o resfriamento (± 60 minutos). Com um lápis foi marcado o comprimento do pistão, para que fosse executado o corte seguro do cilindro, sem atingir a cerâmica, com um disco montado em mandril em baixa rotação. Com uma espátula para gesso, o cilindro foi separado na área cortada (Figura 15). Para eliminar o revestimento das peças cerâmicas, foi utilizado jatos de óxido de alumínio (Figura 15). Para separação das peças cerâmicas dos canais de injeção, foi utilizado um disco de diamante fino, com suave pressão. Para melhor assentamento das peças e remoção de irregularidades das restaurações *inlay*, foram feitos ajustes internos (Sertgöz et al.⁵⁴, Wolfart et al.⁷²) com carbono *spray* marcando as interferências internas e pontas diamantadas de granulação fina (KG Sorensen 1014). As peças foram limpas com óxido de alumínio, e feito assim, o glazeamento com IPS Empress Glazeado Universal aplicado com um pincel em camadas homogêneas, e levado para cocção à 779°C. (Figura 16).

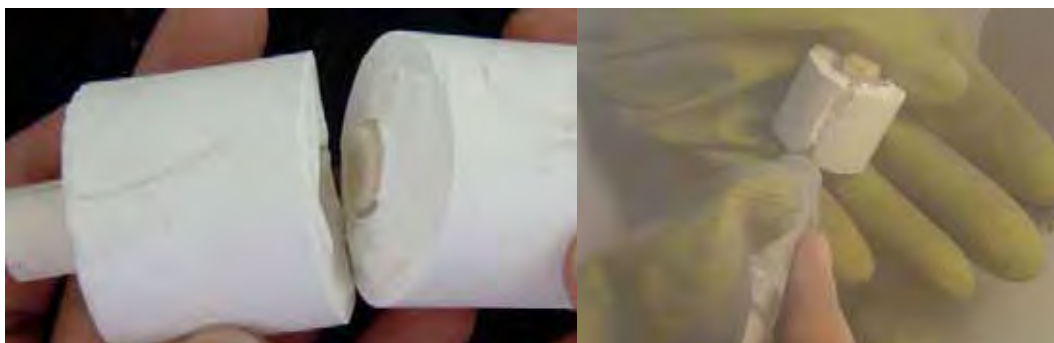


FIGURA 15 – Separação do cilindro de revestimento da cerâmica



FIGURA 16 - Restauração *inlay* IPS Empress 2 assentada sobre modelo de gesso e dente

Para a confecção das restaurações cerâmicas, pelo sistema CEREC inLab (CEREC-Vita), foram utilizados blocos de cerâmica feldspática (Vita Blocs Mark II for), tamanho I8. Para tal, imagens digitalizadas das dimensões dos modelos foram obtidas através de um escaneamento (*Scanner Ineos*) (Figura 17) feito de cada modelo, em três diferentes posições conforme as faces da restauração (MOD). As três imagens digitalizadas foram enviadas a um programa de computador (versão 2.8R2402) que as correlacionou e permitiu elaborar e visualizar a futura restauração (Figuras 18, 19, 20 e 21), e comandar o corte dos blocos cerâmicos em uma máquina semelhante a um torno mecânico (CEREC Scan-Sirona) (Figura 23). O comando de corte foi em modo ENDO, que permite adaptação interna mais precisa, com uma superfície interna mais detalhada. O corte foi feito com pontas diamantadas especiais para os motor direito (Stepbur nº10-Sirona) de corte externo da restauração e motor esquerdo (Cone-Sharped Cylinder diamond diâmetro 1,6mm-Sirona) de corte interno, irrigadas por líquido lubrificante Dentatec diluído em água (Figura 22). O espaçamento para o cimento utilizado para confecção das restaurações foi de 30µm (Nakamura et al.⁴⁴), programado também pelo programa. Finalizado o corte das peças. Ajustes internos foram feitos com pontas diamantadas com granulação fina (KG Sorensen 1014) para assentá-las melhor sobre os troquéis. Com a finalização das

restaurações, essas foram acabadas, polidas com kit de polimento de porcelanas (Edenta) e glazeadas.



FIGURA 17 – Modelo em gesso Dentona sendo escaneado por Scanner Ineos

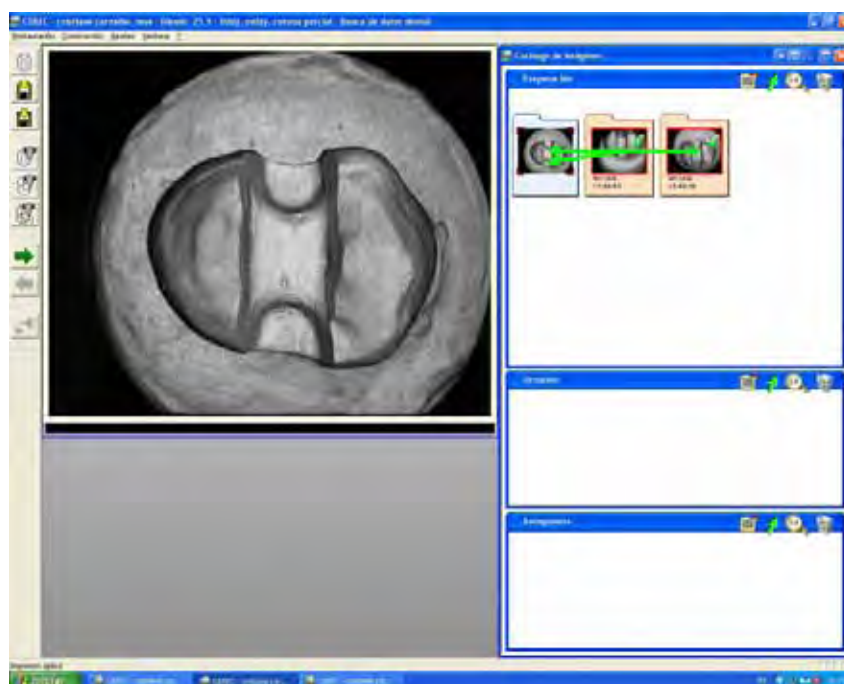


FIGURA 18 – Imagem do preparo digitalizada

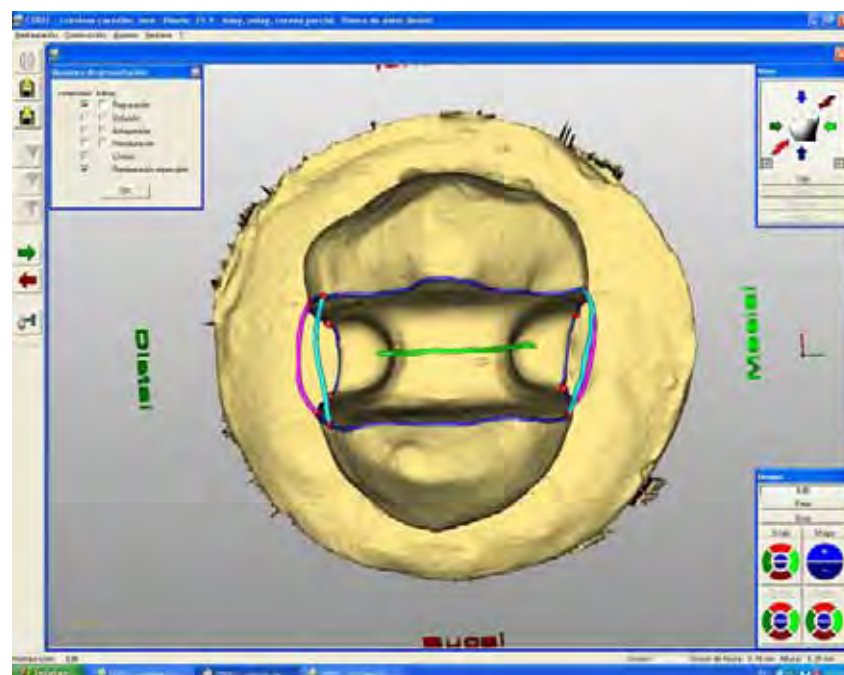


FIGURA 19 – Programa dimensionando a futura restauração

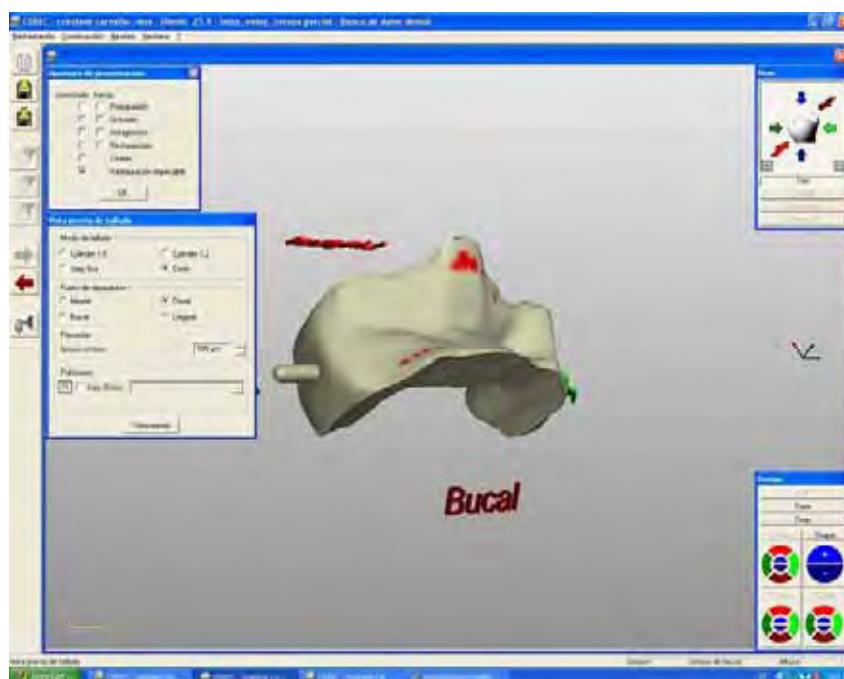


FIGURA 20 - Perspectiva da restauração

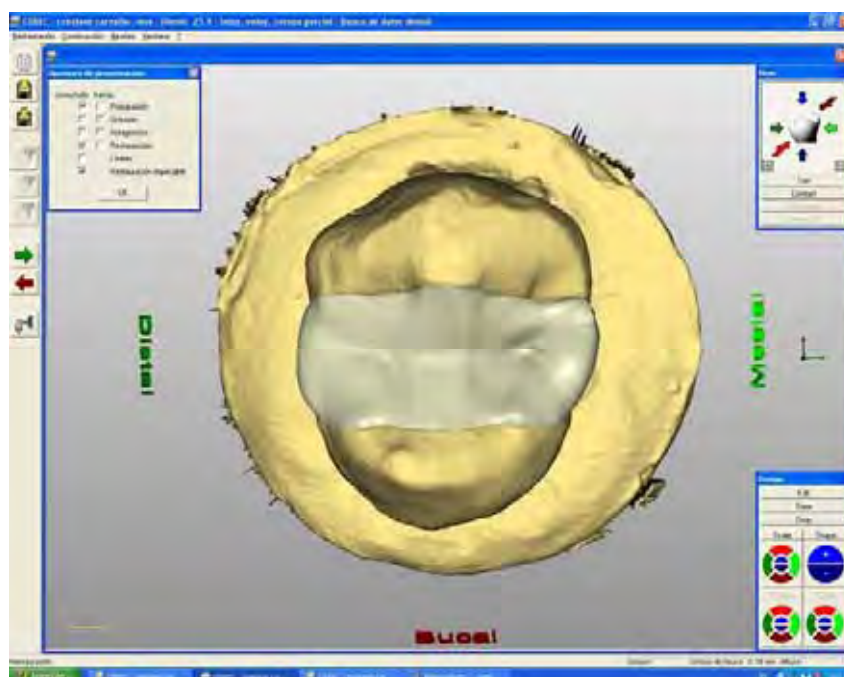


FIGURA 21 – Perspectiva da restauração posicionada no modelo, pronta para usinagem



FIGURA 22 – Corte da restauração sob lubrificação



FIGURA 23 - Usinagem da restauração

4.4 Cimentação

Terminadas as restaurações do sistema IPS Empress 2 e CEREC inLab, procedeu-se então as etapas da cimentação. As quais foram executadas respeitando criteriosamente os princípios biológicos de adesão, para obtenção de um resultado final mais seguro e para evitar fendas entre cimento/ dente /restauração.

Todos os dentes foram limpos com taça de borracha montada em micromotor de baixa rotação e com preparados de pedra pomes, condicionados com ácido fosfórico à 37% (Scotch Bond Etchant-3M ESPER AG), por 15 segundos, lavados por 30 segundos, secos com algodão e brandos jatos de ar . Aplicou-se o sistema adesivo (3M Sigle Bond – 3M) indicado pelo fabricante do cimento utilizado (RelyX -3M), com um pincel aplicador fino (KGbrush-KG Sorensen) e fotoativado por 20 segundos.

As restaurações cerâmicas foram pré-tratadas para cimentação adesiva. As restaurações de IPS Empress 2, receberam um condicionamento com ácido fluorídrico à 10% (Condicionador de porcelana - Dentsply) por 20 segundos (Audenino et al.⁵) e nas restaurações do sistema CEREC inLab, foi utilizado o mesmo ácido, porém por 60 segundos (Beschnidt & Strub⁷), conforme as recomendações do fabricante. Nessas restaurações também foi feito o tratamento com silano, aplicando o agente silano (3M RelyX Ceramic Primer-3M) recomendado pelo fabricante do cimento (RelyX-3M), reagindo quimicamente por 5 min, aplicando-o sobre a superfície interna da restauração, executando a secagem por 5 segundos e deixando-o agir por 60 segundos.

O cimento resinoso adesivo (RelyX-3M), foi proporcionado em quantidade apropriada conforme as instruções do fabricante, e

manipulado por 10 segundos sobre um bloco de espatulação. Aplicado e distribuído sobre as superfícies internas das restaurações, que foram assentadas sobre os dentes preparados. Os dentes foram posicionados em um dispositivo (Silva⁵⁶) elaborado especialmente para padronizar a força de cimentação, e obter equilíbrio dos corpos, zerando a somatória das forças e momentos de força sobre um eixo, conseguindo cimentação sob pressão constante durante tempo determinado (Holmes et al.³⁰, Vahidi et al.⁶⁷). A força exercida foi de 1,5 kgf por 10 minutos (Setz et al.⁵⁵) (Figura 24). Os excessos do cimento foram removidos após 3-5 minutos e em cada face do dente, executada a fotoativação por 40 segundos.

Cada dente recebeu acabamento e polimento na linha de cimentação, dente/cimento/restauração, com discos de lixa (Sof-lex-3M), utilizados em ordem decrescente de granulação (Audenino et al.⁵, Krämer et al.³⁶, Rosentritt et al.⁵³) de modo a facilitar a mensuração da desadaptação, que pode ser confundida pelo excesso de cimento sobre as margens do dente e restauração.

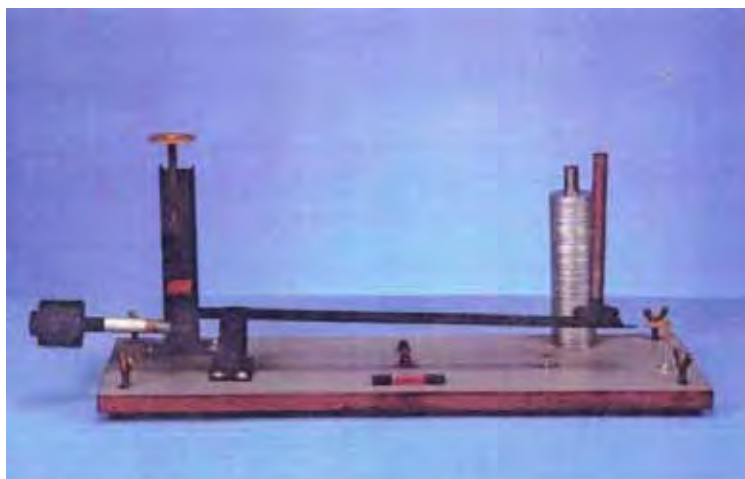


FIGURA 24 – Dispositivo Silva⁵⁶

4.5 Avaliação da Adaptação Marginal em MEV

A avaliação da adaptação marginal de cada dente foi feita com o auxílio de um microscópio eletrônico de varredura (DSM 962-Zeiss), que exigiu que os espécimes fossem recobertos por ouro. Usou-se potência de 15KV, magnificação de 200X. As mensurações foram feitas em 50 pontos (Groten et al.²⁶) estabelecidos ao longo das margens das restaurações. 15 pontos em cada face proximal (mesial e distal), e 20 pontos na face oclusal (vestibular e lingual), eqüidistantes entre si, conforme o perímetro da restauração, medidos pelo próprio microscópio (Figura 25).

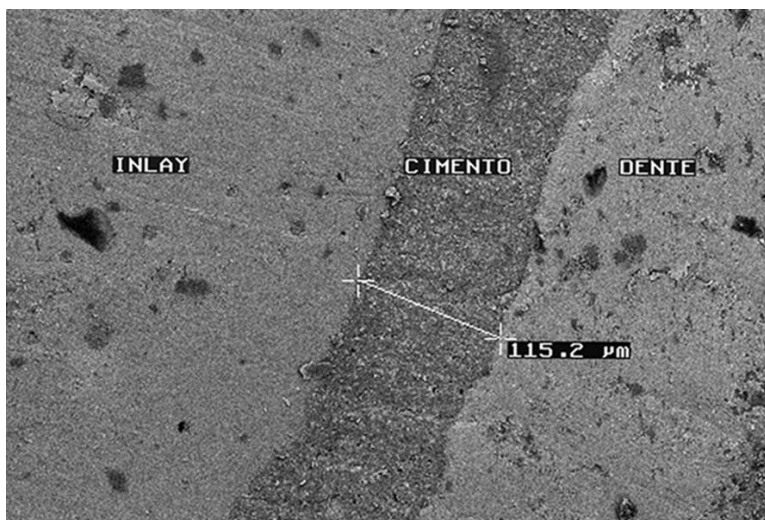


FIGURA 25 - Método de mensuração das fendas marginais em MEV

4.6 Análise Estatística

Foram calculadas as médias de desajuste marginal de cada grupo e comparadas entre si pelo teste estatístico t(*Student*) de

amostras dependentes. Também as médias de desajuste marginal das faces dos dentes, foram comparadas entre si, dentro de cada grupo pelo teste estatístico t (*Student*) de amostras dependentes.

5 RESULTADOS

Durante o processo de medição das médias de desadaptação marginal obteve-se um total de 1000 medidas (Apêndice). Sendo 500 para cada grupo dividido conforme os diferentes sistemas cerâmicos (IPS Empress 2 e CEREC inLab). E entre as diferentes faces, foram 300 medidas proximais e 200 medidas oclusais dentro de cada grupo cerâmico. Essa quantidade de medidas foi possível devido à existência de 20 corpos-de-prova, nos quais foram mensuradas as desadaptações em 50 pontos eqüidistantes determinados pelo MEV.

Na comparação entre os dois sistemas cerâmicos, a variável em análise foi o valor médio entre a leitura dos 50 pontos distribuídos nas faces proximais e oclusal de cada corpo-de-prova.

Os valores das médias de desadaptação marginal (μm) foram obtidos com a técnica de MEV. A estatística descritiva dos mesmos estão apresentados nas Tabelas 1 e Figura 26, mostradas a seguir.

Tabela 1. Valores médios das 50 medidas de cada corpo-de-prova (n=10) de cada sistema cerâmico

IPS Empress 2	Cerec inLab
84,170	121,435
89,355	128,070
81,775	104,700
104,095	101,270
84,205	123,960
116,145	108,765
81,295	111,205
115,990	110,635
74,300	130,070
106,675	103,760

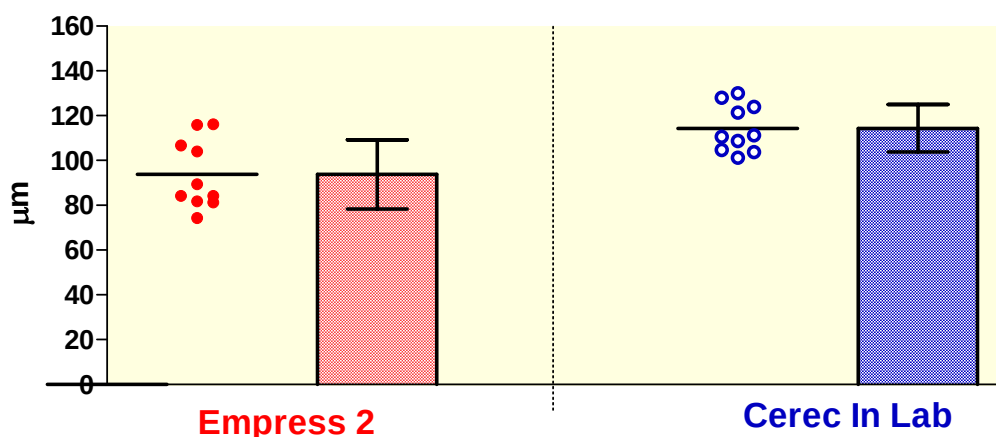


FIGURA 26. Distribuição dos valores ao redor da média (gráfico de pontos, *dot plot*) e o correspondente gráfico de colunas (média±desvio padrão) dos valores de desadaptação marginal obtidos em 10 dentes cada tipo de sistema cerâmico.

Quando se compararam os valores médios entre os dois sistemas cerâmicos, verificou-se que o sistema CEREC InLab ($114,4 \pm 10,6 \mu\text{m}$) apresentou maior desadaptação marginal que o sistema IPS Empress 2 ($93,8 \pm 15,5 \mu\text{m}$). Esses valores médios diferiram estatisticamente quando se efetuou o teste t(Student) de amostras independentes ($t = 3,48$; $gl = 15$; $p = 0,003 < 0,05$).

Quando comparou-se as desadaptações entre as faces de cada sistema cerâmico, os valores de desadaptação marginal (μm) obtidos na MEV, e a estatística descritiva dos mesmos, são apresentados nas Tabelas 2 e 3, mostradas a seguir.

Tabela 2. Valores médios de desadaptação marginal (μm) obtidos segundo as condições experimentais (continua)

IPS EMPRESS 2		CEREC InLab	
Proximal	Oclusal	Proximal	Oclusal
63,61	104,73	129,62	113,25
74,34	104,37	142,44	113,70
113,29	50,26	113,03	96,37

Tabela 2. Valores médios de desadaptação marginal (μm) obtidos segundo as condições experimentais (conclusão).

IPS EMPRESS 2		CEREC InLab	
Proximal	Oclusal	Proximal	Oclusal
112,11	96,08	83,73	118,81
47,40	121,01	137,51	110,41
100,80	131,49	95,91	121,62
80,19	82,40	98,79	123,62
118,68	113,30	108,80	112,47
47,86	100,74	148,61	111,53
112,99	100,36	106,66	100,86

Tabela 3. Estatística descritiva dos valores de adaptação marginal obtidos em dentes humanos, segundo as condições experimentais estabelecidas pelas variáveis (sistemas cerâmicos e faces do dente).

Estatística	IPS EMPRESS 2		CEREC InLab	
	Proximal	Oclusal	Proximal	Oclusal
N	10	10	10	10
Média	87,13	100,47	116,51	112,26
Desvio padrão	27,98	22,23	21,85	8,49
Coef. var. (%)	32,11	22,13	18,75	7,56

A representação gráfica dos valores obtidos acima é apresentada por meio da figura de pontos (gráfico de dispersão na coluna ou *dot plot*) e do gráfico de colunas (média $\pm$ desvio padrão), Figura 27.

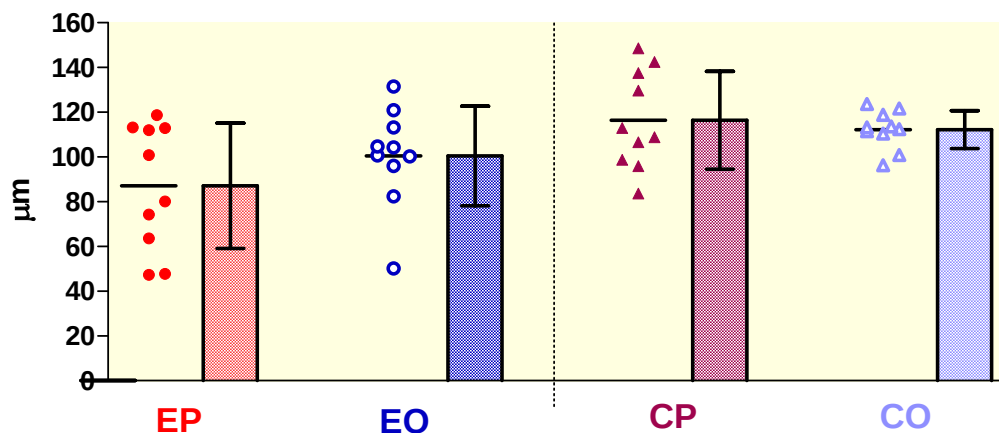


FIGURA 27. Distribuição dos valores ao redor da média (gráfico de pontos, *dot plot*) e o correspondente gráfico de colunas (média±desvio padrão) dos valores de desadaptação marginal obtidos nas faces proximais (P) e oclusal (O) em dez dentes de cada tipo de sistema cerâmico (E: Empress 2; C: Cerec InLab).

Quando se compararam os valores médios entre as faces proximal ($87,12 \pm 27,98 \mu\text{m}$) e oclusal ($100,47 \pm 22,23 \mu\text{m}$) do sistema IPS Empress 2, verificou-se que esses valores não diferiram estatisticamente pelo teste *t*(Student) de amostras dependentes ($t = 1,06$; $gl = 9$; $p = 0,319 > 0,05$).

Quando se compararam os valores médios entre as faces proximal ($116,51 \pm 21,85 \mu\text{m}$) e oclusal ($112,26 \pm 8,49 \mu\text{m}$) do sistema Cerec inLab, verificou-se que esses valores não diferiram estatisticamente pelo teste *t*(Student) de amostras dependentes ($t = 0,53$; $gl = 9$; $p = 0,611 > 0,05$).

Nas figuras a seguir, pode-se observar, algumas mensurações das desadaptações obtidas pela técnica de MEV.

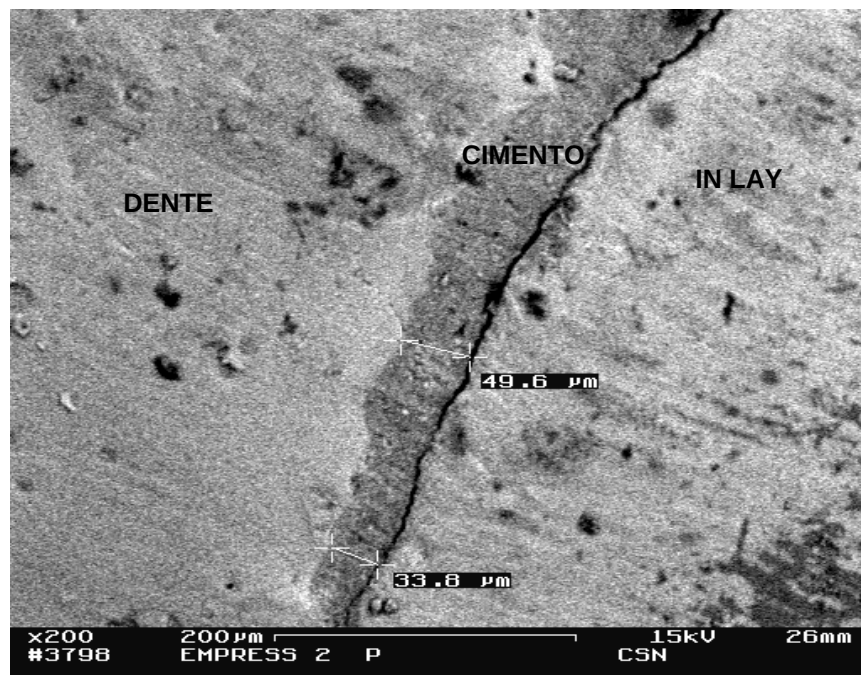


FIGURA 28 - Mensurações da desadaptação marginal próximas as menores mostradas no Sistema IPS Empress 2 em MEV com aumento de 200x

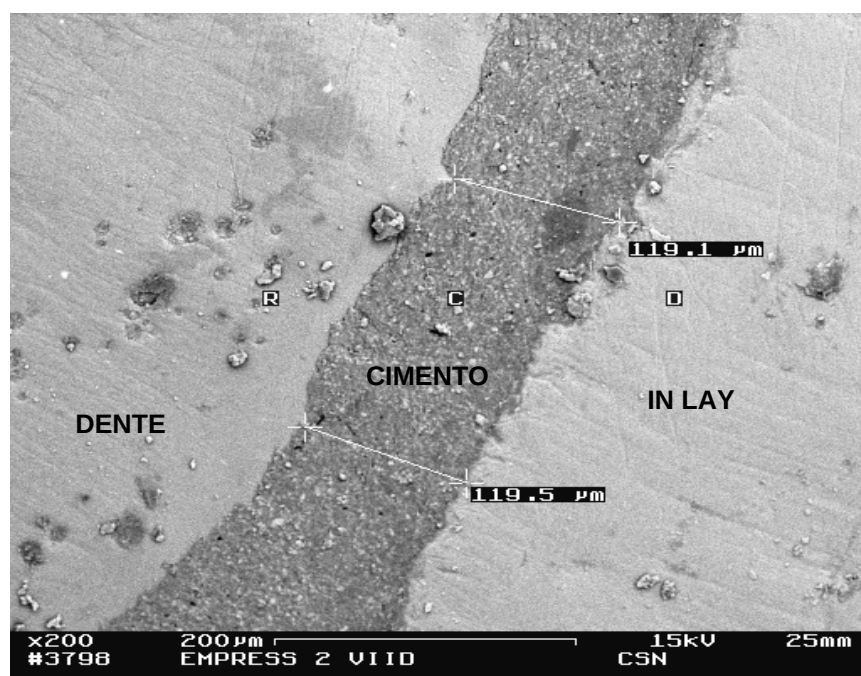


FIGURA 29 - Mensurações da desadaptação marginal próximas as maiores mostradas no Sistema IPS Empress 2 em MEV com aumento de 200x

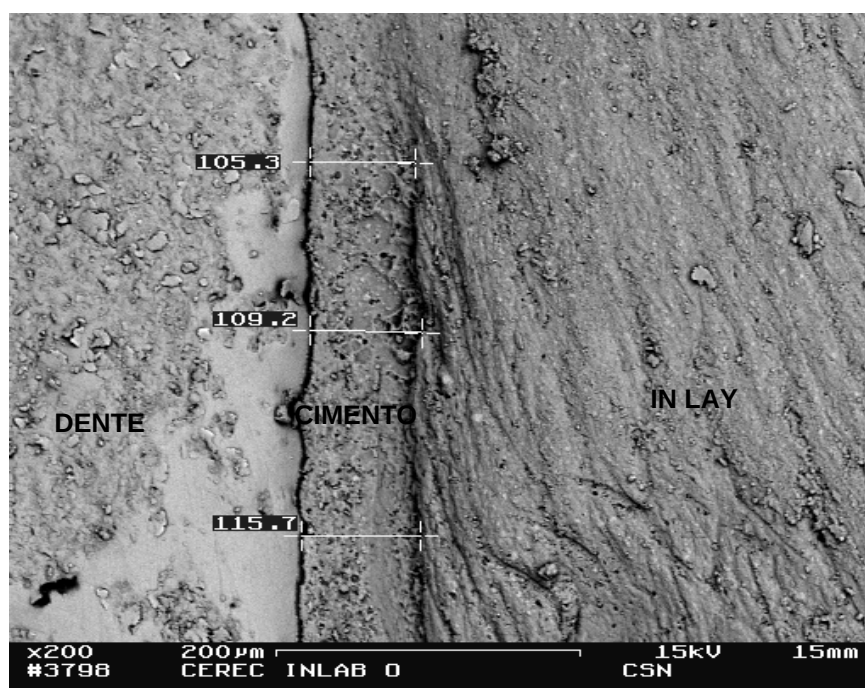


FIGURA 30 - Mensurações da desadaptação marginal próximas as maiores mostradas no Sistema CEREC inLab em MEV com aumento de 200x

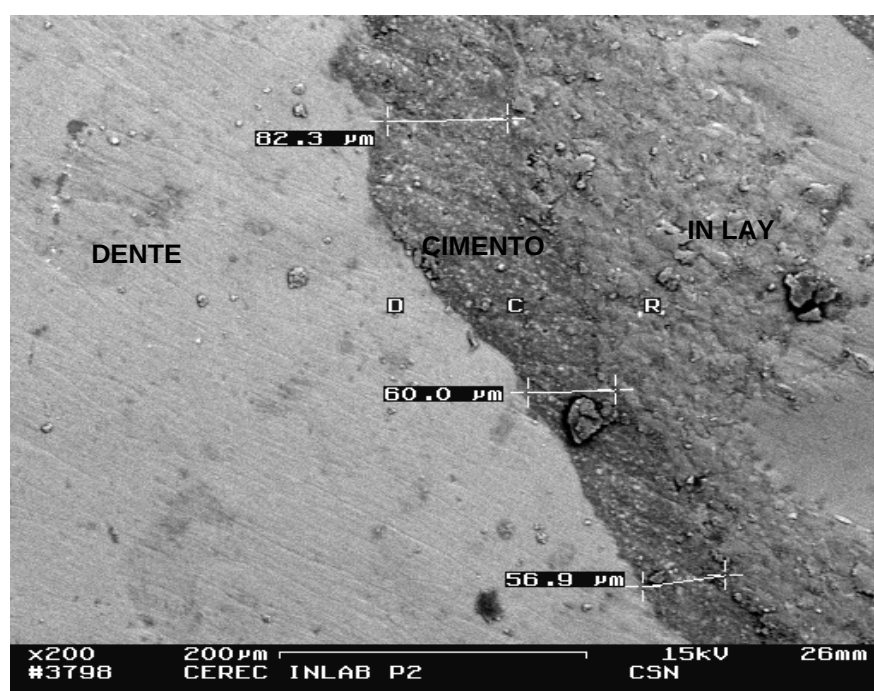


FIGURA 31 - Mensurações da desadaptação marginal próximas as menores mostradas no CEREC inLab em MEV com aumento de 200x

6 DISCUSSÃO

Sabe-se que o sucesso e durabilidade de qualquer procedimento em odontologia, estão intimamente ligados à adaptação marginal do material restaurador que irá substituir a porção dentária perdida ou ao próprio elemento (Bindl & Mörmann⁸, Pêra et al.⁴⁷, Sulaiman et al.⁶³, Ushiwata⁶⁵ e Ushiwata e Moraes⁶⁶). Porém a existência de desajustes cervicais acarretam prejuízo ao dente e às estruturas adjacentes, pois induzem uma pré-condição favorável a infiltrações cervicais e, por conseguinte, recidiva de cárie comprometendo não somente o órgão pulpar como o próprio dente suporte, além disso, com a desadaptação marginal, pode ser instalado um quadro de inflamação gengival em um curto espaço de tempo, causado pelo acúmulo de biofilme e suas toxinas, aumentando a frequência de doenças periodontais (Bottino¹⁰, Dietschi et al.¹⁸, Goldin et al.²⁴, Hunter & Hunter³⁴³⁵, Sorensen⁵⁸), podendo até atingir níveis de destruição óssea alveolar (Björn et al.⁹),

O uso de sistemas cerâmicos modernos, neste estudo, deu-se conforme um consenso na literatura, sobre o uso cada vez maior das próteses tipo *metal free* devido a sua estética e biocompatibilidade (Gemalmaz et al.²², Hung et al.³³, Krämer et al.³⁶, Rosentritt et al.⁵³, Sertgöz et al.⁵⁴), além de sua resistência a fratura, estabilidade de cor, precisão marginal (Davis¹⁶, May et al.⁴¹). A tendência ao uso de próteses *metal free* pode ser justificada devido a sua maior biocompatibilidade, menor toxicidade e baixo potencial alergênico em relação às ligas metálicas, além de suas excelentes propriedades estéticas (Christensen¹⁵).

Neste estudo foi comparado a adaptação marginal de dois sistemas cerâmicos: IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent) que utiliza etapas clínicas e laboratoriais convencionais para confecção da restauração *inlay*

e o sistema CEREC inLab (Sirona/Vita) que utiliza etapas clínicas convencionais, porém, durante a confecção, propriamente dita, da restauração *inlay*, as etapas laboratoriais são modificadas e executadas com auxílio de tecnologia computadorizada. Alguns autores também compararam sistemas convencionais com sistemas que utilizam de tecnologia de computadores com resultados divergentes entre eles (Addi et al.², Audenino et al.⁵, Bindl & Mörmann⁸ e Sulaiman et al.⁶³).

Neste trabalho utilizaram-se dentes humanos na tentativa de correlacionar os resultados obtidos prática clínica. Rosentritt et al.⁵² descreveu, que a utilização de dentes artificiais é possível para verificar fendas marginais, mas há restrições quanto as diferentes características de adesão. Verificou-se nesse estudo, a adaptação marginal após cimentação, para que as restaurações se mantivessem corretamente assentadas sobre os dentes durante a mensuração do desajuste marginal, por isto foi necessário reproduzir com fidelidade as etapas clínicas. Assim como em outros estudos que utilizaram de dentes naturais para avaliação de fendas marginais após cimentação (Addi et al.², Audenino et al.⁵, Chan et al.¹², Christensen¹⁴, Fusayama et al.²¹, Gemalmaz et al.²², Hung et al.³³, Mitchell et al.⁴³, Rosentritt et al.⁵³, Sertgöz et al.⁵⁴, Setz et al.⁵⁵, Sjögren⁵⁷ e Vahidi et al.⁶⁷).

Apesar de Beschmidt & Strub⁷ acreditarem que dentes naturais apresentam grande variação devido à idade, estrutura individual, tempo de armazenagem após a extração, dificultando a padronização dos pilares. Outros autores como, Bindl & Mörmann⁸, Davis¹⁶, Gemalmaz e Alkumru²³, Goldin et al.²⁴, Holmes et al.³⁰, May et al.⁴¹, Pêra et al.⁴⁷, Rinke et al.⁵¹, Weaver et al.⁶⁹, elaboraram sua pesquisa de avaliação das fendas marginais em dentes artificiais.

Para um resultado mais fiel na avaliação da adaptação marginal, foi necessário que a reprodução dos dentes fosse feita com materiais de alta precisão e maior fidelidade molde/modelo. Mantovani et al.⁴⁰ mostraram que *copings* confeccionados a partir de moldes de silicone

por adição, apresentaram melhores resultados que os obtidos com moldes de mercaptanas ou silicone de condensação. Também White et al.⁷⁰ comprovaram em seu trabalho sobre aprimoramento do selamento periférico de restaurações, que a moldagem com silicone de adição melhora significativamente a adaptação marginal. Nesse trabalho, os moldes também foram obtidos com silicone de adição (Boyle et al.¹¹, Davis¹⁶, Groten²⁷, Hilgert et al.²⁸, Rinke et al.⁵¹, Sertgöz et al.⁵⁴, Sjögren⁵⁷, Sorensen e Okamoto⁶⁰, Weaver et al.⁶⁹).

Segundo Stephano et al.⁶⁴ deve-se eliminar distorções e evitar indução de tensões durante a inserção e remoção do dente preparado no material de moldagem, e para essa finalidade, nesse estudo foi desenvolvido um dispositivo que permitiu a inserção e remoção do material de moldagem sempre no mesmo eixo de inserção dente preparado.

Devido às irregularidades e grande número de ângulos do preparo cavitário MOD para restaurações *inlay*, houve a necessidade de se fazer ajuste interno das restaurações cerâmicas para melhorar o assentamento das mesmas em seus respectivos dentes e não ocasionar falhas na etapa de cimentação (Krämer et al.³⁶, Sertgöz et al.⁵⁴, e Wolfart et al.⁷²).

Alguns autores como Alkumru et al.³, Abbate et al.¹, Chan et al.¹² e Sorensen⁵⁹ ⁶¹, utilizaram a cimentação previamente a mensuração da adaptação marginal das restaurações devido a obtenção de resultados mais confiáveis. Assim foi optado a cimentação das restaurações cerâmicas em seus respectivos dentes com agente para cimentação resinoso. (Audenino et al.⁵, Denissen et al.¹⁷, Krämer et al.³⁶, Loose et al.³⁸, Wolfart et al.⁷²).

Para padronizar a força de cimentação, e obter equilíbrio dos corpos, zerando a somatória das forças e momentos de força sobre um eixo, conseguindo cimentação sob pressão constante durante tempo determinado (Holmes et al.³⁰), os dentes, já com cimento e restauração

assentada, foram levados e posicionados em um dispositivo elaborado por Silva⁵⁶ especialmente com essa finalidade, e nele a força exercida foi de 1,5 kgf por 10 minutos. (Abbate et al.¹, Davis¹⁶, Hummert et al.³², Okamoto⁶⁰, Pröbster et al.⁴⁸, Rinke et al.⁵¹, Setzet al.⁵⁵ e Sorensen).

Audenino et al.⁵, exerceu sobre o dente/restauração, força compressiva constante de 150g, menor que as aplicadas pelos atores citados e Bindl & Mörmann aplicaram uma força de 50N.

Outros autores que concordam que a cimentação deve ser executada sobre força compressiva constante por tempo determinado e que procederam dessa forma em seus estudos avaliando adaptação marginal foram, Beschmidt & Strub⁷, Hummert et al.³², Hung et al.³³, Vahidiet et al.⁶⁷, Weaver et al.⁶⁹.

Após a polimerização do cimento e remoção de seus excessos, procedeu-se o polimento da linha restauração/cimento/dente, para que a mensuração das fendas marginais não fosse confundida pelo excesso de cimento sobre dente ou restauração, dando a impressão da fenda ser maior que o real, concordando com Groten et al.²⁷, que afirmaram que a camada de cimento geralmente recobre os pontos orientação para medição, ocasionando confusão na leitura. Também por esse motivo, Pröbster et al.⁴⁸ chegou a desprezar alguns corpos-de-prova devido à dificuldade de leitura, pois o cimento recobria as margens das restaurações. O polimento foi executado com discos de lixa (Sof-lex-3M), utilizados em ordem decrescente de granulação como nos estudos de Addi et al.², Audenino et al.⁵, Krämer et al.³⁶, Rosentritt et al.⁵³, Sjögren⁵⁷.

A análise meticulosa da adaptação marginal entre uma restauração protética e o respectivo dente preparado exige extrema habilidade e sensibilidade profissional. Segundo Anusavice & Carol⁴ rotineiramente, essa análise é realizada com sonda exploradora ou exame radiográfico. Porém, fendas marginais menores que 50µm não são facilmente detectáveis por meios clínicos.

Christensen¹⁴ em 1966 analisou, em microscópio óptico, as fendas marginais de coroas consideradas clinicamente aceitáveis por dez experientes cirurgiões-dentistas e verificou a habilidade desses, em analisar as margens acessíveis e inacessíveis com o uso de sonda exploradora. Observou uma grande dificuldade nessa análise, uma vez que, os profissionais rejeitaram desajustes menores que 26µm na superfície oclusal, porém consideraram clinicamente aceitáveis desajustes superiores a 119µm nas áreas subgengivais, havendo também grande variabilidade entre os observadores.

São encontrados na literatura, métodos variados para mensuração da desadaptação de coroas em pesquisas laboratoriais, havendo divergência de opiniões sobre o método que obtém os resultados mais próximos da realidade clínica (Groten et al.²⁷).

Ushiwata e Moraes^{65 66} ressaltaram que para uma avaliação mais precisa, é necessário selecionar uma imagem aumentada por meio de um projetor de perfil ou microscópio. Esses autores relataram ainda que para mensuração da adaptação marginal, as amostras podem ser incluídas em resina e seccionadas ou não. E quando não seccionadas, a mensuração das fendas marginais somente serão precisas se examinadas diretamente no microscópio.

Nos trabalhos de Davis¹⁶, Fusayama et al.²¹, Holmes et al.³⁰, Hung et al.³³, Sertgöz et al.⁵⁴, Sorensen^{59 61}, foram utilizadas amostras incluídas em resina e seccionadas para mensuração da fenda. Esse método, embora bastante utilizado, apresenta algumas desvantagens como: número reduzido de mensurações, impossibilidade de medições nas diferentes etapas de confecção da restauração e necessidade de tratamento de superfície, o que pode distorcer a amostra e alterar o resultado (Setz et al.⁵⁵). Pelos motivos ressaltados pelos autores realizamos, a mensuração das fendas marginais das amostras não seccionadas e diretamente em microscopia eletrônica de varredura. (Addi et al.², Goldin et al.²⁴, Hilgert et al.²⁸. Rinke et al.⁵¹ e Sjögren⁵⁷)

Em 1989, Holmes et al.²⁹ ressaltaram a grande quantidade de definições para o termo adaptação, bem como a variedade de pontos de referência utilizados nos trabalhos. Essa variação dificulta a comparação pura dos resultados de um trabalho com os presentes na literatura, uma vez que, não raramente as mensurações apresentam pontos de referência diferentes. Com isso, é importante adotar um critério bem definido para não incluir erros de leitura, principalmente no que se refere ao que se propõe medir. Os autores descrevem ainda, que a distância do bordo da coroa ao ângulo cavosuperficial do preparo representa, exatamente, o tamanho da fenda e é por eles denominada: discrepância marginal absoluta. E é exatamente essa discrepância marginal absoluta que o presente estudo se propôs mensurar.

Foram executadas 50 mensurações em cada amostra, em pontos eqüidistantes distribuídos nas faces proximais (30 pontos) e na face oclusal (20 pontos) por amostra. Embora o aumento do número de pontos a serem observados eleve o tempo despendido na mensuração, esse estudo baseou-se nos relatos de Groten et al.²⁶, que estimaram o número mínimo de medições da fenda marginal de coroas unitárias para produzir resultados relevantes na análise desta. E ainda, segundo este autor, com base nos resultados do estudo, a chance de se obter resultados com relevância clínica utilizando menos de cinquenta medições por coroa é duvidosa. Sobre o número de medições, alguns autores afirmaram que a largura de fenda marginal varia muito ao longo de toda a margem da restauração, mesmo em pequenas distâncias, tanto com áreas de boa adaptação, como de desadaptação, e conseqüentemente pequenos números de medições podem acarretar alto desvio-padrão (Chan et al.¹², Chan et al.¹³, May et al.⁴¹ e Mitchell et al.⁴³).

A avaliação das fendas nesse estudo foram feitas em MEV com magnificação de 200x, que permitiu que se visualizasse claramente os pontos medidos. Semelhante a este estudo, Rinke et al.⁵¹, mensuraram as fendas em 54 pontos com aumento de 180x, porém, em

microscopia óptica. Setz et al.⁵⁵, também fizeram as mensurações em pontos eqüidistantes, porém, pré-determinados com 100µm de distância. Nos trabalhos de Gemalmaz et al.²², a leitura das fendas foram feitas em microscópio de transmissão de luz com magnificação de 150x, em Audenino et al.⁵ as medições foram executados em estereomicroscópio com aumento de 100x, Bindl & Mörmann⁸, lançaram mão da microscopia eletrônica de varredura com aumento de 120x, para obtenção das medidas. Em contra partida aos estudos citados, Sjögren⁵⁷ mensuraram 20 pontos pré-selecionados em microscopia óptica com o pequeno aumento de 10x, da mesma maneira com um aumento de 10x, Addi et al.² mensuraram 13 pontos.

O presente estudo também se propôs a comparar as desadaptações das diferentes faces das restaurações devido às irregularidades do preparo MOD *inlay*, foram comparadas da mesma maneira, as diferenças entre as fendas marginais nas faces proximais e oclusais de cada dente.

Nesse trabalho obteve-se médias de desadaptação marginal após cimentação de $114,4 \pm 10,6 \mu\text{m}$ para o sistema Cerec InLab e de $93,8 \pm 15,5 \mu\text{m}$ para o sistema IPS Empress 2 que são semelhantes aos estudos de Beschmidt & Strub⁷ que também obtiveram menores desadaptações para o grupo de restaurações com sistema IPS Empress, com uma média de $47 \mu\text{m}$ e desadaptação de $99 \mu\text{m}$ para o grupo de cerâmica feldspática. Já no estudo de Denissen et al.¹⁷ utilizando o Sistema CEREC, a média de desadaptação do mesmo foi menor que a encontrada neste estudo ($85 \mu\text{m}$). No estudo de Nakamura et al.⁴⁴ comparando as desadaptações marginais frente ao espaçamento programado pelo sistema CEREC 3, foi obtida melhores médias com espaçamento de 30 a $50 \mu\text{m}$ ($53-67 \mu\text{m}$), valores consideravelmente menores que aqueles visto neste estudo com o mesmo espaçamento. Também o estudo de Audenino et al.⁵ desencontra com os resultados deste trabalho quanto ao sistema IPS Empress 2, com médias bem

inferiores ($45\mu\text{m}$), assim também ocorreu no estudo de Yeo et al.⁷³, que obteve média de $46\mu\text{m}$ para o sistema IPS Empress 2. Bindl & Mörmann, em seu estudo as restaurações confeccionadas por sistemas CAD/CAM e sistemas convencionais como IPS Empress 2, obtiveram melhores adaptações naquelas confeccionadas com IPS Empress 2. Também, Goldin et al.²⁴ obtiveram melhores valores de adaptação marginal nas restaurações confeccionadas em cerâmica prensada.

Embora tenha ocorrido diferença estatisticamente significativa entre desadaptação marginal nos dois tipos de sistemas cerâmicos, todos os resultados encontram-se seguramente dentro dos padrões aceitáveis clinicamente, segundo McLean & Fraunhofer⁴² que descreveram em seu estudo clínico como clinicamente aceitável desadaptação marginal máxima de $120\mu\text{m}$.

As médias de desadaptação marginal das faces proximal ($87,12\pm 27,98\mu\text{m}$) e oclusal ($100,47\pm 22,23\mu\text{m}$) do sistema IPS Empress 2 e proximal ($116,51\pm 21,85\mu\text{m}$) e oclusal ($112,26\pm 8,49\mu\text{m}$) do sistema Cerec inLab obtidas neste estudo, quando foram comparadas entre si dentro de cada sistema utilizado, não mostraram diferenças estatisticamente significantes. Já no trabalho realizado por Sturdevant et al.⁶², houve diferença estatisticamente significativa, a maior desadaptação encontrada, foi nas faces proximais ($97\mu\text{m}$). Sertgöz et al.⁵⁴ compararam as fendas marginais de dois sistemas cerâmicos, IPS Empress e CEREC-CAD/CAM, os resultados mostraram que nas margens oclusais, os melhores valores foram no IPS Empress, mas nas faces proximais, o CEREC obteve melhor desempenho.

Analisando os resultados obtidos neste estudo, é pertinente afirmar que diante da metodologia utilizada, todas as médias encontradas na desadaptação marginal, são clinicamente aceitáveis.

7 CONCLUSÃO

A partir dos resultados obtidos nesse estudo, parece lícito concluir que:

- a) Os valores de desadaptação marginal, mostrados pelo sistema CEREC inLab, foram estatisticamente maiores que os valores obtidos pelo sistema IPS Empress 2;
- b) A desadaptação marginal, mostrada por ambos os grupos dos diferentes sistemas cerâmicos, está dentro dos padrões clinicamente aceitáveis;
- c) Observou-se que a desadaptação marginal nas faces oclusais diferiu da desadaptação marginal das faces proximais, porém não estatisticamente significativa.

8 REFERÊNCIAS*

- 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 Addi S, Hedayati-Khams A, Poya A, Sjögren G .Interface gap size of manually and CAD/CAM manufactured ceramic inlays/onlays in vitro. Journal of dentistry. 2002; 30: 53-58.
- 3 Alkumru, H. Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. Br Dent J. 1988; 164(2): 39-43.
- 4 Anusavice KJ, Carroll JE. Effect of incompatibility stress on the fit of metal-ceramic crowns. J Dent Res. 1987 Aug; 66(8): 1341-5.
- 5 Audenino G, Bresciano ME, Bassi F, Carossa S. In vitro evaluation of fit adhesively luted ceramic inlays. Int J Prosthet. 1999; 12 (4): 342-347.
- 6 Belser UC, Macentee MI, Richter WA. Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: A scanning electron microscope study. J Prosthet Dent. 1985; 53 (1): 24-9.
- 7 Beschmidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. J Oral Rehabil. 1999; 6(7): 582-93.
- 8 Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. J Oral Rehabilitation. 2005; 32: 441-447.

*Baseado em:

International Comité of Medical Journal Editors . Bibliographic Services Division. Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals: simple referents [homepage na Internet].

Bethesda: US Nacional Library; c2003 [disponibilidade em 2006 fev; citado em mar.]. Disponível em :

http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

- 9 Björn AL, Björn H, Grkovic B. Marginal fit of restorations and its relation to periodontal bone level II Crowns. *Odontol Revy*. 1970; 21(3): 337-46.
- 10 Bottino MA. Avaliação in vitro da adaptação cervical de coroas totais metálicas, variando o preparo dos terminos cervicais, aliviando ou não as superfícies internas das coroas e empregando diferentes cimentos definitivos [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP, 1998.
- 11 Boyle JJr, Naylor WP, Blackman RB. Marginal accuracy of metal ceramic restorations with porcelain facial margins. *J Prosthet Dent*. 1993; 69: 19-27.
- 12 Chan C, Haraszthy G, Geis-Gerstorfer J, Weber H, Huettemann H. Scanning electron microscopic studies of the marginal fit of three esthetic crowns. *Quintessence Int*. 1989; 20 (3): 189-93.
- 13 Chan C, Haraszthy G, Geis-Gerstorfer J, Weber H, Huettemann H. The marginal fit of Cerestore full-ceramic crowns - a preliminary report. *Quintessence Int*. 1985; 6(3): 399-402.
- 14 Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent*. 1966; 16(2): 297-305.
- 15 Christensen GJ. Porcelain-fused-to-metal vs. nonmetal crowns. *J Am Dent Assoc*. 1999; 130: 409-11.
- 16 Davis DR. Comparison of fit of two types of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 1988; 59: 12-6.
- 17 Denissen H, Dozic A, Zel JVD, Waas MD. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC e Procera onlays. *J Prosthet Dent*. 2000; 84(5): 506-513.
- 18 Dietschi D, Maeder M, Holz J. In vitro evaluation of marginal fit and morphology of fired ceramic inlays. *Quintessence International*. 1992; 23(4): 271-278.
- 19 Eames WB. The casting misfit: How to cope. *J Prosthet Dent*. 1981; 45 (3): 283-5.

- 20 Ferrari M. Cement thickness and microleakage under Dicor crowns: an in vivo investigation. *Int J Prosthodont.* 1991; 4(2):126-31.
- 21 Fusayama T, Ide K, Hosoda H. Relief of resistance of cement of full cast crowns. *J Prosthet Dent.* 1964; 14(1): 138-45.
- 22 Gemalmaz D, Ozcan M., Yoruç AB, Alkumro HN. Marginal adaptation of a sintered inlay system before and after cementation. *J OralRehab.* 1997; 24(12): 646-651.
- 23 Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *J Prosthet Dent.* 1995; 73 (1): 49-54.
- 24 Goldin EB, Boydi NW, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restoration and ceramic-pressed-to-metal restorations. *J Prosthet Dent.* 2005; 93(2): 143-147.
- 25 Grey NJA, Piddock V, Wilson M A. In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system. *J Dent.* 1993; 21:47-51.
- 26 Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *J Prosthet Dent.* 2000; 83(1): 40-9.
- 27 Groten MS, Girthofer S, Probster L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J OralRehab.* 1997; 24(12): 871-81.
- 28 Hilgert E, Neisser MP, Bottino MA. Evaluation of the marginal adaptation of ceramic copings in function of the cervical endings and treatment of the internal surfaces. *Cien Odontol Brás.* 2003 out./dez.; 6(4): 9-16.
- 29 Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent.* 1989 Oct ; 62(4): 405-8.
- 30 Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. Marginal fit of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1992 May; 67 (5): 594-9.

- 31 Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. Marginal fit of castable ceramic (Dicor) crowns. J Dent Rés. [Abstract 1413],1987; 66; sp. Iss;283.
- 32 Hummert T, Barghi N, Berry T. Post cementation marginal fit of a new ceramic foil crown system. J Prosthet Dent. 1992 Nov; 68 (5): 766-70.
- 33 Hung SH, Hung KS, Eick JD, Chappell RP. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crowns. J Prosthet Dent. 1990 Jan; 63 (1): 26-31.
- 34 Hunter AJ, Hunter AR. Gingival crown margin configurations: a review and discussion. Part I: terminology and widths. J Prosthet Dent. 1990 Nov; 64(5): 548-52.
- 35 Hunter AJ, Hunter AR. Gingival margins for crowns: a review and discussion. Part II: discrepancies and configurations. J Prosthet Dent. 1990 Dec; 64(6): 636-42.
- 36 Krämer N, Frankerberger R, Pelka M, Petschelt A. IPS Empress inlays and onlays after four years-a clinical study. Journal of dentistry. 1999; 27: 325-331.
- 37 Lim CC, Ironside JG. Grit blasting and the marginal accuracy of two ceramic veneer systems a pilot study. J Prosthet Dent. 1997 Apr; 77, (4); 359-64.
- 38 Loose M, Rosentritt M, Leibrock A, Behr M, Handel G. In vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fibre-reinforced-composite versus all ceramic fixed partial dentures. Eur J Prosthet Rest Dent. 1998; 6 (2): 55-62.
- 39 Lui JL. The effect of firing shrinkage on the marginal fit of porcelainjacket crowns. Br Dent J. 1980 July; 149 (2): 43-45.
- 40 Mantovani AV. Avaliação do desajuste cervical de coroas de liga de ouro em troqueis de gesso-pedra, obtidos a partir de materiais de moldagens diversos. Rev Odontol USP. 1990; jan./mar.; 4 (1): 31-7.
- 41 May KB, Russel MM, Razzong ME, Lang BR. Precision of fit: The Procera AllCeram crown. J Prosthet Dent. 1998 Oct; 80 (4): 394-404.

- 42 Mclean JW, Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971 Aug; 131 (3): 107-11.
- 43 Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH. Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *J Prosthet Dent.* 2001 June; 85(6): 575-84.
- 44 Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of CEREC 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthet.* 2003; 16(3): 244-248.
- 45 Neiva G. Resistance to fracture of three all-ceramic systems. *J Esthet Dent.* 1998; 10(2): 60-6.
- 46 Palomo F, Peden J. Periodontal considerations of restorative procedures. *J Prosthet Dent.* 1976 Oct; 36(4): 384-94.
- 47 Pêra P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1994 Dec; 72(6): 585-90.
- 48 Pröbster L. In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *J Oral Rehabil.* 1997 Sept; 24 (9): 636-45.
- 49 Pröbster L, Diehl J. Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quintessence Int.* 1992; 23 (1): 25-31.
- 50 Quintas AF, Oliveira F, Bottino M.A. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent.* 2004 Sept; 92(3): 250-7.
- 51 Rinke S, Huls A, Jahn L. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *Int. J Prosthodont.* 1995; 8(4): 303-10.
- 52 Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont.* 2000; 13(5): 387-91.

- 53 Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. Influence of cement type on the marginal adaptation of all-ceramic MOD inlays. *Dental Materials*. 2004; 20: 463-469.
- 54 Sertgöz A, Gemalmaz D, Alkumru H, Yoruç B. Luting Composite thickness of two ceramic inlay systems. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent*. 1995; 3(4): 151-154.
- 55 Setz J, Diehl J, Weber H. The marginal fit of cemented galvanoceramic crowns. *Int J Prosthodont*. 1989 Jan; 2(1): 61-4.
- 56 Silva EG Estudo comparativo *in vitro* do efeito da ciclagem termica sobre a resistencia à tração de copings [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos; 1997.
- 57 Sjögren G. Marginal and internal fit of four different types of ceramic inlays after luting. *Acta Odontol Scand*. 1995; 53: 24-28.
- 58 Sorensen AJ. A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crowns systems. *J Prosthet Dent*. 1989; 62(3): 264-269.
- 59 Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent*. 1990 July; 64 (I):18-24.
- 60 Sorensen JA, Okamoto SK. Comparison of marginal fit of ali ceramic crown systems. *J Dent Rés. [Abstract 1415]*, 1987; 66, sp. Iss;283.
- 61 Sorensen JA, Torres TJ, Kang SK, Avera SP. Marginal fidelity of ceramic crowns with different margin designs. *J Dent Rés. [Abstract 1365]*,1990; 69, sp.iss; 279.
- 62 Sturdevant RJ, Bayne SC, Heymann HO. Margin gao size of ceramic inlays using second-generation CAD/CAM equipment.*Journal of Esthetic Dentistry*. 1999; 11(4): 206-214.
- 63 Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wayne TW. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthet Dent*. 1997; 10(5): 478-84.

- 64 Stephano CB. Adaptação cervical de coroas totais fundidas com diversas ligas metálicas, usando troqueis com e sem espaçador. *Rev Odontol USP*. 1989 jul./set.; 3(3): 383-9.
- 65 Ushiwata O, Moraes JV. Marginal fit of nickel-chromium copings before and after internal adjustments with duplicated dies and disclosing agent. *J Prosthet Dent*. 2000 June; 83(6): 634-43.
- 66 Ushiwata O, Moraes JV. Method for marginal measurements of restorations: Accessory device for toolmakers microscope. *J Prosthet Dent*. 2000; 83(3): 362-366.
- 67 Vahidi S, Egoff ET, Panno FV. Evaluation of marginal adaptation of all-ceramic crown and metallic ceramic crown. . *J Prosthet Dent*. 1991; 66(04): 426-430.
- 68 Wang CJ, Millstein PL, Nathanson D. Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crown cementation. *J Prosthet Dent*. 1992 June; 67(6): 786-90.
- 69 Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 1991 Dec; 66(6): 77-53.
- 70 White SN, Sorensen JA, Kang SA, Mito WT. In vivo marginal adaptation of cast crowns luted with different cements. *J Prosthet Dent*. 1995 July; 74(1): 25-32.
- 71 Wilson PR, Goodkind RJ, Sakagushi R. Deformation of crown during cementation. *J Prosthet Dent*. 1990 Nov; 64(5): 601-9.
- 72 Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthet*. 2003; 16(6): 587-592.
- 73 Yeo LS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 2003 Nov; 90(5): 459-64.

Anexo A

Certificado do Comitê de Ética para realização desta pesquisa.

 **UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
Av. Eng. Francisco José Longo, 777 – Jd. São Dimas
CEP 12201-970 – F. (12) 3947-9028
Fax (12) 3947-9010 / sucly@fojoc.unesp.br



CERTIFICADO
Comitê de Ética em Pesquisa-Local

CERTIFICAMOS, que o protocolo nº **033/2006-PH/CEP**, sobre **“Avaliação da adaptação marginal de restaurações cerâmicas inlay após a cimentação”**, sob a responsabilidade de **CRISTIANE FONSECA DE CARVALHO**, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa, envolvendo seres humanos, conforme Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi aprovado por este Comitê de Ética em Pesquisa.

São José dos Campos, 09 de maio de 2006.

Profa. Dra. Suely Carvalho Mutti Naressi
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa-Local

APÊNDICE

Tabela 4 - Dados originais das medidas (μm) da desadaptação marginal das restaurações do sistema IPS Empress 2 na face proximal mesial

GR 1	GR 2	GR 3	GR 4	GR 5	GR 6	GR 7	GR 8	GR 9	GR 10
30.5	28.0	128.5	127.0	20.0	131.0	60.6	141.4	29.4	126.3
29.4	47.4	125.2	120.3	39.1	131.4	29.1	105.8	36.7	125.0
26.6	24.7	119.6	117.6	49.1	118.0	48.6	78.7	34.1	114.2
47.3	45.7	81.1	150.9	29.4	115.1	36.6	94.0	33.0	110.7
37.2	39.7	126.0	136.4	22.8	104.0	61.2	106.2	39.8	130.8
29.0	37.6	122.9	144.7	37.6	130.2	23.3	124.2	46.7	81.2
60.6	40.7	114.8	115.0	26.8	139.3	19.1	106.0	41.3	81.2
40.0	31.3	111.0	123.8	35.8	128.6	31.3	132.0	46.7	69.0
43.1	33.3	134.0	88.9	31.7	107.1	40.3	114.5	59.2	108.6
50.9	33.9	125.4	118.6	33.9	107.6	21.4	133.5	36.4	120.4
50.3	15.8	132.3	77.3	20.9	136.0	78.2	137.3	61.8	110.6
32.9	18.1	125.3	81.3	26.4	128.7	73.0	130.6	34.5	121.0
26.3	24.9	82.8	104.8	19.2	120.5	65.4	91.0	38.1	129.2
53.3	16.9	101.9	112.8	28.5	104.2	31.4	106.0	41.2	110.3
43.3	14.24	119.6	94.5	24.6	114.0	35.0	91.1	52.0	125.0

Tabela 5 - Dados originais das medidas (μm) da desadaptação marginal das restaurações do sistema IPS Empress 2 na face proximal distal

GR 1	GR 2	GR 3	GR 4	GR 5	GR 6	GR 7	GR 8	GR 9	GR 10
104.1	108.4	65.8	116.4	75.3	94.1	121.4	122.7	61.3	139.4
102.8	116.0	105.9	114.0	84.0	102.1	99.1	126.7	58.9	111.6
67.6	137.7	115.1	124.3	75.6	101.4	115.3	121.4	49.8	119.4
107.0	116.2	116.4	81.9	78.3	87.6	119.1	115.6	51.4	125.4
85.8	101.1	108.4	78.7	88.4	101.9	114.8	123.6	60.9	120.5
81.4	104.5	126.5	73.0	43.9	90.7	126.1	130.6	52.3	82.4
76.6	100.3	79.1	81.4	71.9	88.9	117.3	118.7	47.4	101.1
77.1	102.0	91.4	131.4	70.3	89.2	113.0	109.2	60.3	115.3
91.4	101.4	92.4	146.9	71.4	78.5	121.4	136.0	62.4	113.2
69.5	114.1	108.4	117.3	63.7	65.7	112.2	136.4	56.8	105.2
72.8	121.6	131.4	104.1	51.7	64.5	114.7	127.8	57.7	106.4
81.3	141.2	107.5	128.2	59.3	58.9	103.1	127.4	48.9	121.7
91.7	162.7	133.4	111.8	45.1	59.8	126.4	120.2	39.9	111.3
100.5	147.1	137.0	114.9	50.9	61.2	121.2	131.4	42.3	124.1
97.9	103.7	129.6	125.1	46.3	63.8	126.2	120.4	54.7	129.1

Tabela 6 - Dados originais das medidas (μm) da desadaptação marginal das restaurações do sistema IPS Empress 2 na face oclusal

GR 1	GR 2	GR 3	GR 4	GR 5	GR 6	GR 7	GR 8	GR 9	GR 10
105.5	99.5	63.9	106.9	118.1	120.5	90.2	104.1	89.2	109.1
103.3	99.4	55.8	108.3	138.2	136.3	93.4	121.7	94.6	117.3
109.8	96.0	49.6	103.2	137.4	144.2	82.1	100.2	98.7	109.8
103.7	96.5	45.2	106.5	137.2	104.1	79.6	100.4	99.1	114.3
105.1	95.8	46.9	102.1	117.8	106.8	77.1	108.7	103.4	107.4
101.9	109.4	58.7	100.6	115.7	134.9	83.7	124.9	101.2	102.8
107.9	110.4	31.6	95.4	113.9	135.6	90.4	98.1	107.9	111.3
107.2	106.6	45.2	99.3	115.5	137.2	69.7	121.5	100.2	118.7
89.3	104.7	43.6	115.8	113.4	111.5	72.3	86.2	97.3	112.4
90.1	104.2	38.7	113.4	112.8	118.1	74.9	70.7	110.0	119.4
100.3	100.1	43.1	98.1	104.1	132.1	81.5	122.5	87.4	98.4
102.4	109.8	52.4	88.1	126.3	125.6	86.4	132.8	89.3	94.7
105.5	114.5	62.6	79.9	105.4	137.2	90.3	110.6	93.7	94.1
109.1	110.7	45.1	85.5	129.7	133.7	78.5	95.9	98.2	97.7
105.0	105.3	46.6	107.7	114.7	139.4	73.1	122.3	104.8	99.9
108.2	108.7	64.1	81.2	101.2	133.2	81.3	131.4	109.1	86.7
108.6	116.4	46.4	83.4	123.4	144.5	86.7	127.4	107.3	77.2
110.0	113.7	61.5	80.7	131.1	143.7	89.3	132.3	106.2	72.9
111.5	96.2	59.3	85.8	134.5	143.2	80.4	128.9	110.3	78.3
110.1	89.4	44.9	79.7	129.8	147.9	87.1	125.3	106.8	84.7

Tabela 7 - Dados originais das medidas (μm) da desadaptação marginal das restaurações do sistema CEREC inLab na face proximal mesial

GR 1	GR 2	GR 3	GR 4	GR 5	GR 6	GR 7	GR 8	GR 9	GR 10
111.2	90.1	127.8	123.3	168.6	115.3	107.5	103.1	129.7	103.5
110.4	111.3	137.9	133.7	181.7	142.2	123.4	102.7	139.0	102.3
115.7	107.7	126.6	115.3	173.4	115.4	126.9	119.2	134.2	110.8
100.4	101.1	127.4	117.1	128.2	124.2	119.2	123.4	133.4	115.3
98.1	108.4	121.7	122.3	134.3	137.8	117.7	101.3	109.3	117.4
97.4	94.0	130.9	90.3	119.4	145.7	95.7	98.4	111.4	116.4
84.6	127.3	137.6	95.7	118.3	147.3	107.2	99.2	122.3	97.5
98.7	130.5	130.7	93.1	110.4	143.9	97.4	93.4	124.3	99.1
88.6	137.1	84.6	98.7	147.2	122.6	92.1	101.3	101.9	93.4
97.8	136.3	96.0	101.4	149.3	126.4	109.4	126.4	123.8	105.5
92.1	147.9	107.6	99.1	195.4	122.4	97.3	127.2	112.8	114.3
88.7	143.0	107.6	88.7	214.0	119.1	98.1	118.9	92.8	116.7
80.3	130.8	83.2	89.4	213.2	127.4	98.6	119.1	101.9	98.2
81.4	144.2	107.8	90.1	202.7	120.1	84.1	121.2	93.4	103.4
79.1	144.1	136.4	91.2	211.0	121.6	98.1	120.8	80.3	104.2

Tabela 8 - Dados originais das medidas (μm) da desadaptação marginal das restaurações do sistema CEREC inLab na face proximal distal

GR 1	GR 2	GR 3	GR 4	GR 5	GR 6	GR 7	GR 8	GR 9	GR 10
168.6	161.6	104.3	92.8	118.7	33.8	104.0	109.4	170.0	105.0
181.7	184.5	105.4	70.5	124.0	49.6	112.1	93.4	171.0	103.6
173.4	200.8	111.3	61.2	108.5	52.3	118.4	98.2	172.3	101.1
148.2	203.7	108.9	62.3	96.4	54.1	73.2	92.7	185.9	108.3
154.3	153.1	113.7	60.0	114.9	68.3	75.4	88.4	171.1	103.3
129.4	157.7	117.1	56.9	106.2	72.4	72.8	101.3	117.0	101.4
138.3	129.7	115.5	61.3	101.3	63.5	71.3	110.4	181.2	103.3
140.4	173.8	113.2	55.4	95.5	70.3	69.7	117.8	220.2	111.2
147.2	153.1	108.7	52.9	122.3	78.2	78.4	122.6	224.7	112.0
149.3	164.3	105.8	57.3	115.4	52.5	82.6	118.4	229.0	123.4
165.4	148.0	111.2	59.6	112.6	50.9	98.3	113.3	212.0	100.2
194.0	145.3	105.8	61.4	118.9	89.8	97.4	117.0	171.7	107.5
193.2	143.2	103.1	66.3	122.4	61.8	113.7	101.3	183.0	103.2
182.7	147.1	100.5	72.8	111.2	74.9	118.3	103.2	170.5	117.0
198.1	153.4	102.5	71.9	90.0	73.6	105.4	101.0	168.3	101.3

Tabela 9 - Dados originais das medidas (μm) da desadaptação marginal das restaurações do sistema CEREC inLab na face oclusal

GR 1	GR 2	GR 3	GR 4	GR 5	GR 6	GR 7	GR 8	GR 9	GR 10
96.1	102.3	104.1	107.5	108.3	125.7	168.8	119.4	108.3	84.9
101.3	105.4	94.1	105.3	109.7	125.7	163.8	112.6	107.4	108.8
122.2	105.8	70.5	104.3	110.0	130.8	174.7	87.2	110.2	70.9
109.1	123.0	61.6	110.4	104.3	120.8	181.0	87.4	101.0	73.1
110.0	122.6	94.0	129.1	118.1	123.4	164.3	94.3	117.6	74.6
113.1	118.4	60.0	131.4	123.4	115.8	134.1	99.8	113.4	86.7
114.3	126.4	113.1	133.0	121.6	120.9	125.5	101.4	128.3	69.2
116.6	107.2	124.0	118.1	113.6	117.3	114.7	110.7	110.2	66.5
98.8	110.0	124.2	119.2	117.4	138.6	107.2	118.4	101.2	73.4
128.3	111.2	122.3	129.1	119.0	133.7	101.3	126.7	112.9	118.7
116.2	125.4	101.2	126.2	121.6	137.0	126.2	117.6	100.7	117.1
114.1	124.1	96.2	124.7	109.8	120.7	120.1	114.9	101.2	113.7
119.0	124.2	98.4	118.4	103.4	116.4	121.6	118.3	123.4	126.3
117.8	126.1	93.6	113.1	100.7	114.2	90.7	125.4	118.3	118.1
111.9	119.2	91.4	117.6	99.3	101.3	95.6	119.1	124.1	120.5
113.6	101.3	89.6	118.0	93.7	123.7	95.6	117.3	116.3	123.4
117.7	103.2	93.4	119.5	105.0	114.9	90.1	127.4	117.1	128.3
101.5	107.6	103.1	126.4	102.7	125.4	98.3	128.6	108.2	117.4
114.2	107.4	97.2	108.9	117.2	115.2	97.4	110.5	106.6	110.1
129.1	103.2	95.4	116.0	109.4	110.8	101.3	112.3	104.2	115.4

Carvalho, C. F.. Evaluation of the marginal adaptation of inlays ceramics restorations after cementation.[dissertation]. São José dos campos: School of Dentistry of, São José dos Campos. UNESP-São Paulo State University; 2007.

ABSTRACT

This study has the proposal to evaluate the marginal adaptation of two system all-ceramic class II inlays one of laboratory-made heat-pressed ceramics (IPS Empress 2) and other computer-aided manufacturing (CEREC inLab) after cementation with resin cement . Extracted human premolars were prepared to receive mesio occluso distal (MOD) ceramic inlays for 10 IPS Empress restorations and 10 CEREC inLab restorations. The impression material used was a polivinilsyloxane addition silicone by the double impression technique. The impressions of prepared teeth were cast in type IV dental stone. The restaurations were made following the manufacturer's recommendations. The inlays were luted on human premolars with resin cement in accordance with the manufacturer's recommended pré-treatment. The marginal gaps were investigated by scanning electron microscopy with magnification of 200X. The results were analyzed by t(Student) statistic test. The means marginal gap for IPS Empress 2 was $93,8 \pm 15,5 \mu\text{m}$ significantly smaller than that of $114,4 \pm 10,6 \mu\text{m}$ calculated at the CEREC inLab system. The gaps of the inlays at the occlusal margin and of the approximal margin showed no significantly differences in two system. It may be concluded that mensurement value are clinically acceptable.

KEYWORDS: Ceramic inlays, resin cement, marginal adaptation, cementation