



Universidade Federal de Uberlândia

Faculdade de Odontologia



Marcel Santana Prudente

**Avaliação das coroas de dissilicato de lítio  
obtidas por sistemas CAD/CAM de consultório e  
pela técnica de prensagem a quente por meio da  
adaptação marginal utilizando a micro-  
tomografia computadorizada**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de concentração em Clínicas Odontológicas.

Uberlândia, 2013



Universidade Federal de Uberlândia

Faculdade de Odontologia



Marcel Santana Prudente

**Avaliação das coroas de dissilicato de lítio  
obtidas por sistemas CAD/CAM de consultório e  
pela técnica de prensagem a quente por meio da  
adaptação marginal utilizando a micro-  
tomografia computadorizada**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de concentração em Clínica Odontológica.

Orientador: Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves

Banca examinadora:

Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves

Prof. Dr. Alfredo Fernandes Júlio Neto

Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro

Uberlândia, 2013

## Dados internacionais de Catalogação na Publicação

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

---

P971a

Prudente, Marcel Santana, 1988-

2013

Avaliação das coroas de dissilicato de lítio obtidas por sistemas CAD/CAM de consultório e pela técnica de prensagem a quente por meio da adaptação marginal utilizando a microtomografia computado-rizada/ Marcel Santana Prudente. -- 2013.

93 f. : il.

Orientador: Flávio Domingues das Neves.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pro-

grama de Pós-Graduação em Odontologia.

Inclui bibliografia.

1. Odontologia - Teses. 2. Coroas (Odontologia) - Teses. 3. Sistema CAD/CAM - Teses. I. Neves, Flávio Domingues das. II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314

---

## **EPIGRAFE**

**"Há três métodos para ganhar sabedoria: primeiro, por reflexão, que é o mais nobre; segundo, por imitação, que é o mais fácil; e terceiro, por experiência, que é o mais amargo."**

**Confúcio**

## **DEDICATÓRIA**

A DEUS, por estar ao meu lado em todas ocasiões e abrir os caminhos!

AOS MEUS PAIS, CÉLIO E MARILDA que são tão especiais em minha vida e por sempre acreditar nos meus sonhos!

A MINHA PRINCESA, SARA, por ser uma benção em minha vida e proporcionar tantos momentos de felicidades!

A MINHA MADRINHA DELCI (em memória), que partiu e sempre sonhou com esta conclusão!

AOS MEUS AVÓS, Manoel e Vilma, Rui (em memória) e Magnólia, por sempre serem exemplos e transparecerem a sabedoria que só o tempo pode conceder!

## **AGRADECIMENTOS**

AO PROFESSOR FLÁVIO DOMINGUES DAS NEVES e companheiro de corrida horse, o meu eterno agradecimento, pelo exemplo, pelas oportunidades de cursar uma pós graduação sob sua orientação e pela paciência, acima de tudo!

AO JOÃO PAULO, que me concedeu a oportunidade de entrar na iniciação científica, início de um sonho e que não mediu esforços em ensinar e ser companheiro nos projetos de pesquisa!

A PROF<sup>a</sup> LETÍCIA, PROF<sup>a</sup> KARLA e ao PROF. THIAGO que foram grandes companheiros de trabalho, fizeram parte de uma grande jornada e me ensinaram muito a viver e ser uma pessoa diferente perante ao trabalho!

AO PROF GUSTAVO MENDONÇA, que nos ajudou profundamente nos EUA, obrigado pela disponibilidade de estar envolvido com a nossa ida, com os nossos projetos e nos acolher tão bem.

À MINHA FAMÍLIA, que torcem incondicionalmente por mim e a todo momento perguntam qual o dia em que eu vou parar de estudar e começar a trabalhar! Digo que terminei uma etapa de estudos e conto com o apoio, pois essa só foi a primeira de muitas outras etapas!

À MADRINHA JOANA, que sempre deu apoio, ouvidos e incentivos nessa jornada de estudos! Muito obrigado!

AOS AMIGOS DO MESTRADO, que sempre polêmicos e alegres permitiram uma incrível formação.

AO PROF. ALFREDO, PROF. ADÉRITO, PROF. MARCIO TEXEIRA, PROF. RICARDO, PROF. CÉLIO, PROF<sup>a</sup> MARLETE, pelos ensinamentos e convivência na área de Prótese fixa.

AO PROF. LUIZ, AO PROF. CARLOS, AO PROF. PAULO SIMAMOTO, AO PROF MARIO PAULO, que foram importantes na minha formação.

À SUZI E AO WILTON, que sempre foram companheiros desde a época da graduação.

À GRAÇA E A ALINE, que sempre foram pacientes em atender as nossas necessidades na Pós Graduação!

AOS ALUNOS DA INICIAÇÃO CIENTÍFICA, Maruki, Gabriel, Patrícia, Júlia, Caio, Lucas, Jéssica, Layla, João Victor e PH que sempre estiveram por perto nesses anos e me ajudaram nos projetos, o meu Muito Obrigado!

AOS PROFESSORES DA PÓS-GRADUAÇÃO, pelos ensinamentos durante esse período.

AO GRUPO NEPRO, principalmente ao grupo das vinte horas, que sempre proporcionava momentos de felicidade.

AOS FUNCIONÁRIOS DA FACULDADE, por sempre serem atenciosos e dispostos a resolver qualquer problema.

À FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA, que sempre foi motivo de orgulho e proporcionou satisfação e alegria na graduação e agora no mestrado.

À UNIVERSIDADE DE CHAPEL HILL – EUA, que nos acolheu e abriu as portas para desenvolvermos o nosso trabalho e pelo uso do E4D.

AO LABORATÓRIO Marco Aurélio Dias Galbiati pela fabricação das coroas prensadas a quente.

À EIKON pela disponibilidade do uso do Sistema de CAD/CAM CEREC.

À CAPES pela bolsa de estudo neste período.

## SUMÁRIO

RESUMO	9
ABSTRACT	10
1 INTRODUÇÃO	11
2 REVISÃO DA LITERATURA	14
3 PROPOSIÇÃO	53
4 MATERIAIS E MÉTODOS	54
5 RESULTADOS	70
6 DISCUSSÃO	73
7 CONCLUSÕES	81
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	82
APÊNDICE	87

## RESUMO

**Objetivos:** O presente estudo avaliou coroas de dissilicato de lítio fabricadas por diferentes sistemas CAD/CAM de consultório (CEREC e E4D) e pela técnica de prensagem à quente pela análise da adaptação marginal vertical e horizontal por meio do micro-CT. **Métodos:** Um pré-molar inferior humano anteriormente extraído foi montado com os dentes adjacentes em um modelo Typodont e preparados para receber uma coroa total cerâmica. No primeiro grupo, o grupo controle P, cinco restaurações foram fabricados a partir de cerâmica de dissilicato de lítio, utilizando uma combinação da técnica de cera perdida e prensada a quente. Cinco diferentes moldagens digitais, desenhos e coroas foram feitos para cada sistema CAD / CAM: grupo C, CEREC, os modelos foram escaneados usando uma fina camada de pó de dióxido de titânio, e grupo E, E4D, o escaneamento foi realizado sem pulverização. Cada coroa foi fixada no dente e foram escaneadas utilizando um micro-CT para obter imagens que possibilitem as medições da desadaptação marginal. Cinquenta e duas medidas foram feitas para cada amostra resultando em 260 medidas por grupo. Três examinadores independentes foram calibrados antes de realizar as medidas dos espaços marginais. **Resultados:** Considerando a porcentagem de desadaptação vertical, inferior a 75 µm, grupos P e C apresentaram 83,85%, e grupo E 65%. As porcentagens de medidas horizontais com sobreextensão foram: grupo P 19,61%, grupo C 21,16%, e grupo E 23,85%. **Conclusões:** Dentro das limitações deste estudo, concluiu-se quanto à desadaptação vertical que analisando os valores abaixo de 75 µm, o grupo E4D apresentou 35% dos valores maiores que o desejado, contra 16,25% dos grupos Prensado e CEREC, tendo aparentemente pior desempenho. Quanto às desadaptações horizontais as três técnicas tiveram o mesmo desempenho, com cerca de 20% das áreas em sobre-extensão, sugerindo que todas técnicas possam ser melhoradas.

**Palavras-chave:** CAD/CAM, adaptação marginal, dissilicato de lítio coroa.

## **ABSTRACT**

**Objectives:** The current study evaluated the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by different chairside CAD/CAM systems (CEREC and E4D) and hot-pressed technique using micro-CT. **Methods:** A human mandibular premolar was mounted with its adjacent teeth on a typodont model, and prepared for an all-ceramic crown. In the first group, the control group P, five restorations were fabricated from lithium disilicate glass ceramics, using a combination of the lost-wax and hot-pressed technique. Five different impressions, designs and crowns were made for each CAD/CAM system: group C, scanned with CEREC, using a thin layer of titanium dioxide powder, and group E, scanned with E4D, without powdering. Each crown was fixed. All specimens were scanned using a micro-CT to obtain images for marginal gap measurements. Fifty-two measurements were done for each specimen (n=260). Three independent examiners were calibrated prior to the measurements of the marginal gaps. **Results:** Considering the percentage of vertical marginal gap up to 75 µm, the results were: P 83.85%, C 83.85% e E 65%. The percentages of horizontal measurements with overextension of the crowns were: P 19.61%, C 21.16%, and E 23.85% **Conclusions:** Within the limitations of this study, it was concluded that vertical misfit below 75 µm, the group had 35% of the E4D values greater than desired, against 16.25% of the groups Pressed and CEREC, apparently having worse performance. As the horizontal misfit three techniques had the same performance with 20% of overextension areas, suggesting that all techniques can be improved.

**Key words:** CAD/CAM, marginal fit, lithium disilicate crown.

## Introdução

---

Atualmente vários sistemas cerâmicos têm sido desenvolvidos para a confecção de coroas de cerâmica pura, em substituição às coroas metalocerâmicas. Para isso, além da importância da adaptação das coroas, o alto padrão estético, a biocompatibilidade com os tecidos da cavidade oral e a resistência às forças da mastigação devem ser imprescindíveis a estes materiais. Diante destas características, os materiais cerâmicos têm evoluído e existem em diversidade no mercado: feldspática, alumina, leucita, zircônia e dissilicato de lítio (Della Bona & Kelly, 2008).

Ao longo dos anos, estes diferentes materiais cerâmicos foram introduzidos no mercado e estão disponíveis para confecção de coroas de cerâmica mediante diferentes técnicas de fabricação. O dissilicato de lítio é uma cerâmica recentemente comercializada e recomendada para a confecção de coroas anteriores ou posteriores, devido à elevada resistência (Fasbinder et al. 2010). Este material está disponível na forma de lingotes que podem ser plastificados e prensados a quente e na forma de bloco para ser usinado por meio de um sistema de desenho assistido por computador e usinagem auxiliada por computador (CAD/CAM).

Os sistemas CAD/CAM para confecção de coroas em consultório, denominados “chairside”, como o CEREC e o E4D são comercializados a nível mundial. O Sistema E4D, é de origem norte americano e o Sistema CEREC, é de origem alemã, sendo que no Brasil apenas o segundo está disponível para comercialização. Estes sistemas permitem a captura de imagens por diferentes formas, o E4D por uma tecnologia a laser e o CEREC, por um sistema Bluecam. Após a captura de imagens e planejamento, os sistemas possuem blocos de dissilicato de lítio disponíveis para a etapa de usinagem. Os blocos de dissilicato disponibilizados para estes sistemas possuem coloração arroxeadada, o que indica a organização dos componentes do bloco em uma forma pré-cristalizada e menos resistente. Estes blocos pré-cristalizados permitem um processo de usinagem com maior agilidade e facilidade, gerando coroas que devem passar por um processo de cristalização depois da

usinagem, para alcançar sua resistência máxima. (Fasbinder et al. 2010; Keshvad et al, 2011).

As técnicas de obtenção das coroas cerâmicas prensadas foram desenvolvidas para tornar as coroas mais homogêneas e menos porosas que os processos de sinterização convencional, além de prevenir a propagação de microtrincas e melhorar a estabilidade mecânica da coroa gerada (Guzzato et al. 2004; Ohyama et al. 1999; Stappert et al. 2006; Schaefer et al. 2012). Apesar de todas as vantagens relacionadas às coroas de dissilicato de lítio e as suas técnicas de fabricação tanto prensada como por CAD/CAM, a adaptação marginal ainda é um importante aspecto a ser alcançado. Aspecto este que foi foco de estudo por várias décadas até os dias atuais, possibilitando a investigação da margem das coroas com o término do preparo no sentido horizontal e vertical, pois quaisquer desadaptações de ordem micrométrica, podem gerar problemas aos tecidos duros e moles, resultando em insucesso da reabilitação protética (Goldman et al. 1992; Sorensen et al. 1989; Lang et al. 1983, Krasanaki et al, 2012).

Diante destes problemas, diferentes pesquisadores consideraram vários valores de desadaptação como aceitáveis, o que minimizaria substituições. McLean (1971) sugeriu um ajuste marginal de até 120 $\mu$ m. Davis (1988), Holmes et al. (1992) e Reich (2008), de até 100  $\mu$ m e Hung (1990) relatou que a aceitabilidade clínica da adaptação deve ser de até 75 $\mu$ m, porém, especificações da Associação Americana de Odontologia (ADA) recomendou que o espaço de cimentação deveria ser entre 25 a 40 $\mu$ m, o que é raramente alcançado (May et al. 1998), lembrando que esta especificação é para próteses fixadas com cimento fosfato de zinco.

Considerando os diferentes métodos de obtenção de coroas de dissilicato de lítio, os processos de prensagem e de CAD / CAM, são amplamente utilizados hoje em dia, porém há na literatura informações limitadas sobre a precisão do assentamento dessas coroas. Para análise da adaptação vertical, diferentes métodos têm sido escolhidos, dentre eles os microscópios óticos (Kaway et al. 1995; Kuni et al. 2007; Baig et al. 2010; Keshvad et al. 2010; Lee et al. 2010; Grenade et al. 2011; Vanlioglu et al. 2012)

e os microscópios eletrônicos de varredura (Oyague et al. 2010). Porém, quando os microscópios óticos são utilizados, necessita-se obter a secção transversal da coroa e do dente para realizar as mensurações, sendo preciso cortar a amostra, possibilitando deformações (Lu et al. 2011). Uma nova tecnologia, a micro-tomografia computadorizada (micro-CT) têm sido utilizada para aferir a desadaptação e possibilita a reconstrução do conjunto coroa/dente tridimensionalmente, permitindo uma análise qualitativa e quantitativa da adaptação marginal vertical e horizontal em dimensões coronais, sagitais e axiais sem a necessidade de secção real do conjunto. (Pelekanos et al. 2009; Borba et al. 2011; Krasanaky et al. 2012).

Assim, diante de um material que possui características estéticas, alta resistência, mas que pode ser fabricado por diferentes técnicas e frente a novas tecnologias que permitem uma melhor análise das desadaptações verticais e horizontais das coroas obtidas, novas investigações devem ser realizadas para guiar a prática clínica. Portanto, este estudo avaliou as coroas de dissilicato de lítio obtidas por diferentes sistemas de CAD/CAM (CEREC e E4D) e pela técnica de prensagem a quente, quantificando a desadaptação marginal, por meio da micro-tomografia computadorizada.

## **Revisão de literatura**

---

**McLean & Fraunhofer (1971)** publicaram um estudo clínico sobre adaptação marginal de próteses fixas sobre dente de extrema importância. Neste trabalho, foram avaliadas onlays e coroas totais de ouro, coroas metalocerâmica e coroas de porcelana pura aluminizada e os autores encontraram resultados de discrepância marginal de 10 a 160µm. Estes valores levaram os autores a estabelecerem um patamar de fenda marginal máxima que poderia ser considerado clinicamente aceitável, em torno de 120µm.

**Lang et al. (1983)** perceberam uma estreita associação entre restaurações com sobreextensão das margens e a periodontite destrutiva crônica. No entanto, os mecanismos pelos quais as restaurações interagem com a patogênese da doença periodontal eram desconhecidos. Geralmente aceitava-se que as restaurações com excesso marginal contribuía para a promoção do processo de doença em virtude da sua capacidade de retenção de placa bacteriana. O objetivo do estudo foi determinar se a colocação de restaurações subgingivais com margens com sobreextensão alterava a microflora subgingival. Para isso estudantes de odontologia com os dentes limpos e saúde gengival satisfatória (IG menor do que 0,1) deram seu consentimento para participar do estudo. Cinco MOD onlays de ouro com um milímetro sobreextensão marginal foram cimentadas em molares inferiores por um período de 19-27 semanas. Antes da instalação e a cada 2-3 semanas após a inserção, amostras microbiológicas subgingivais foram obtidas através da inserção de um cone de papel estéril durante 30 segundos no sulco gengival adjacente à restauração. A flora predominante foi determinada usando técnica de cultura anaeróbicas. Após a colocação de restaurações com margens com sobreextensão, uma flora subgingival foi detectada que se assemelhava à periodontite crônica. Aumento da proporção de bactérias Gram-negativas anaeróbicas restrita foram detectadas pela reação preto-pigmentadas e além disso um aumento anaeróbios facultativos foram observadas. Após a colocação das restaurações com margens clinicamente aceitáveis, uma microflora característica da saúde gengival ou gengivite inicial foi observada. Bactérias pigmentadas com preto foram detectados em proporções muito baixas (1,6-3,8%). Estas alterações na microflora subgingival eram óbvias

independentemente das restaurações com as sobreextensão das margens serem colocadas no primeiro período da experiência ou seguindo as secções. Clinicamente, crescentes índices de sangramento gengivais foram detectados nos locais onde as margens com sobreextensão foram colocados. Sangramento à sondagem era sempre precedido do pico de bactérias pigmentadas por um corante preto. Apesar das alterações periodontais, a perda de inserção não foi detectada. As alterações na microflora subgengival após a colocação de restaurações com margens em excesso documentou um mecanismo potencial para o início da doença periodontal associada com fatores iatrogênicos.

**Davis (1988)** comparou a adaptação marginal de dois sistemas de coroas de cerâmica pura: Dicor e Cerestone. Um dente Ivorine foi preparado tal como recomendado por ambos os sistemas. Vinte e cinco moldagens separadas foram realizadas e vertida em gesso pedra. Dez troquéis foram seleccionados arbitrariamente para a Cerestore e revestidos com uma fina camada de cianoacrilato em todas as superfícies, exceto nas margens, tal como recomendado pelo fabricante. Novas moldagens destes troquéis foram feitas com outra moldagem. Estas foram vertidas em resina epoxi, gerando novas réplicas. Cinco matrizes foram seleccionados arbitrariamente para o sistema e Dicor e duplicados em gesso pedra, mas sem o revestimento de cianoacrilato. O troquel de gesso pedra original representou o paciente hipotético para ambos os sistemas. Assim, as réplicas duplicadas representaram os modelos de laboratório em que as coroas seriam feitas. As 10 matrizes restantes foram separadas em dois grupos de cinco. Para o sistema de Cerestore, as cinco matrizes foram duplicadas em resina epóxi como antes e uma camada adequada de espaçador foi aplicada. Para o sistema de Dicor, duas camadas de espaçador foram aplicadas em seqüência, com 5 minutos de intervalo de secagem entre as demãos. Todas as matrizes foram embutidas em gesso pedra e seccionadas com um disco diamantado. As coroas receberam material de moldagem e foram fixadas nos preparos após este passo a película do material foram medidas em sete locais com um microscópio. Médias e desvios-padrão foram calculados a partir de uma média de três medições efetuadas em cada sítio. As coroas para ambos os sistemas

e os copings para o sistema Cerestore foram confeccionadas. Todas as coroas e copings foram cimentados utilizando um sistema de cimento de fosfato de zinco. As coroas e copings foram preenchidas com cimento, colocadas sobre as matrizes com a pressão do dedo, então vibrada num vibrador de laboratório durante 15 segundos. As amostras foram então pressionadas sob 10 libras de pressão (4,5 Kg) durante 15 minutos. Quando duas quebraram em 10 libras de pressão, as tres restantes foram cimentadas a 5 libras de pressão (2,3 Kg). As coroas cimentadas foram incluídas em resina epóxi. Após o ajuste, as coroas e copings foram seccionados primeiramente no sentido vestibulo-lingual, usando o mesmo disco diamantado. Uma parte de cada secção foi seccionada na metade, no sentido mésio-distal. As seções foram polidas seqüencialmente para uma granulacao de 600-grit. As medidas foram realizadas em 11 pontos do espaço de cimentacao com o mesmo microscópio utilizado anteriormente. A adaptação marginal e interna de coroas de cerâmica pura feitas com os sistemas Cerestore e Dicor foram comparadas. Após a analise dos resultados, deformações marginais em coroas feitas com o sistema Cerestore foram encontradas. Distorções típicas de expansão e dilatação térmica foram vistas em coroas feitas com o sistema Dicor, necessitando a utilização de um espaçador para utilização clinica.

**Sorensen et al. (1989)** revisaram a sequência de formação da placa em todas as etapas: inicio, formação, desenvolvimento, e maturação da placa dentária. A resposta gengival com a formação de placa foi identificada e certificou-se que o controle do crescimento de placas gera a saúde da gengiva. Uma implicação forte foi estabelecida entre superficies ásperas, restaurações metálicas, cerâmicas com o sobrecontorno e a doença periodontal. Verificou-se que o sobrecontorno em torno das coroas resultaram em acúmulo de placa e alterações gengivais. Os autores concluíram que os fatores que geram o acumulação de placa e influenciam na saúde gengival da interface tecido-restauração são (1) a rugosidade da superfície, (2) forma marginal, e (3) contorno e minimizar o acúmulo de placa é crucial para gerar saúde gengival.

**Hung et al. (1990)** avaliaram a adaptação marginal de coroas obtidas pelos sistemas Dicor, Cerestore e metalocerâmicas obtidas pelo método convencional foi avaliada. Para isto, trinta pré-molares extraídos sem cárie foram utilizados para este estudo. Eles foram divididos aleatoriamente em três grupos de 10 dentes cada. Dez foram preparados para Dicor, 10 para Cerestore, e 10 para coroas de metalocerâmicas. Todos os 30 dentes foram armazenados em solução salina à temperatura ambiente, exceto durante o período de preparo da coroa. Os preparos da coroa para Cerestore e coroas Dicor tinham termino cervical em 90 graus com a linha de ombros em ângulos arredondados e para coroas metalocerâmicas, o ombro tinha um chanfro de 45 graus. Moldes de todos os dentes preparados foram feitos e réplicas em gesso pedra foram confeccionadas. Para o grupo Cerestore, as réplicas foram duplicadas em resina. Os materiais de matriz foram utilizados de acordo com as instruções do fabricante. Uma camada de Teflon foi usada como espaçador de cimento para proporcionar espaço para o cimento. Duas camadas de espaçador foram utilizados para a Dicor e grupos de coroa de metalocerâmica, de acordo com as instruções dos fabricantes. Todas as coroas foram enceradas para o contorno de um pré-molar e o sistema convencional da técnica cera perdida, foi utilizado. Cada coroa foi assentada sobre o preparo com um dispositivo de parafusado para o assentamento completo aberturas marginais foram medidos por usando um microscópio. Posteriormente, as 30 coroas cimentadas com fosfato de zinco e foram imediatamente submetidas a uma força estática de 17 lb por 15 minutos de forma padronizada. Todas as 30 amostras cimentadas foram então submetidas a ciclos térmicos entre 5 ° C e 60 ° C durante 1500 ciclos com 30 segundos tempo de espera em cada temperatura. Após termociclagem, foram incluídas em resina acrílica para cortes seriados para medição das aberturas marginais. As amostras foram embebidas em resina acrílica e seccionadas, 5 no sentido mesio-distal e 5 no sentido vestibulo-lingual para cada grupo. As desadaptações verticais marginais foram medidas em um microscópio de magnificação com 75X de aumento antes da cimentação, após a cimentação, e após termociclagem. Foram encontradas diferenças significativas entre as três condições de teste

em cada tipo de coroa. Concluiu-se que o gap marginal aumentou após a cimentação e após a termociclagem, e coroas metalocerâmicas apresentaram ajuste significativamente melhor do que a coroas obtidas nos sistemas Dicor e Cerestore.

**Jacobs & Windeler (1991)** fizeram um trabalho cujo objetivo foi investigar a taxa de solubilidade do fosfato de zinco tipo I no que se refere ao grau de abertura marginal. Em um teste padronizado, 32 amostras foram construídas para simular clinicamente fendas marginais com 25, 50, 75, e 150 microns e suas linhas de cimento subsequentes. O estudo foi dividido em duas fases. A fase 1 avaliou os efeitos de solubilidade e difusão simples do cimento em um ambiente estático, visto que a fase 2 investigou os efeitos de forças sobre a dissolução do cimento num ambiente dinâmico. As amostras foram fotografadas e analisadas em 10 vezes de aumento. Tanto a fase 1 e fase 2 do estudo não demonstraram qualquer diferença significativa na taxa de dissolução do cimento para os grupos 25, 50, e 75 um. Os grupos de teste para ambos os estudos, no entanto, demonstraram aumento na taxa de dissolução do cimento. Os resultados da fase 1 e fase 2 estudos não devem ser comparados porque foram utilizadas metodologias diferentes.

**Holmes et al. (1992)** aferiram a adaptação marginal de coroas de cerâmica em relação ao ouro. Para isto, dez coroas totais cerâmicas (Dicor), e 10 de ouro tipo III foram feitas em moldes idênticos. Um incisivo central superior foi selecionado, e um preparo para coroa total foi realizado. O término cervical foi realizado em chanfro para ambas as coroas de cerâmica e ouro. Um molde especial foi utilizado para assegurar que todos os padrões de cera eram idênticos duas demãos de espaçador foram aplicados a menos de 1 mm acima das margens em todos troquéis. As coroas foram enceradas e cada padrão de cera foi queimado num procedimento de dois passos. O primeiro passo envolveu aquecimento a 250° C, com tempo de 30 minutos. O segundo passo envolveu o aquecimento a 954° C para coroas de cerâmica e de 704°C para coroas de ouro, com um tempo de espera de 30 minutos. As coroas

cerâmicas Dicor foram processados de acordo com a instruções do fabricante. O vidro foi lançado em 1360° C usando uma máquina de fundição centrífuga motorizada. As coroas foram cimentadas, embutidas em matrizes de resina acrílica. As amostras foram seccionados no sentido vestibulo-lingual e méso-distal, as secções foram polidas sequencialmente com lixas de carboneto de sílica com 240, 320, 400, e 600 de granulação e posteriormente foram analisadas para a medição de discrepâncias marginais para avaliar o desajuste. As amostras polidas foram examinadas com um microscópio de luz e fotografadas com ampliação de 250 vezes. Os pontos a serem aferidos para cada espécime foram o ângulo cavo-superficial para cada preparo e a margem de cada coroa. Os valores médios de discrepância marginal para todos os locais variaram de 35-73  $\mu\text{m}$ . O valor médio para desajuste de coroas de cerâmica foi de  $48 \pm 7$  microns e de desajuste de coroas de ouro foi de  $57 \pm 19$   $\mu\text{m}$ . Os resultados não revelaram diferenças estatisticamente significativas no ajuste entre os quatro locais ao redor das margens, tanto de coroas de cerâmica ou ouro. Não houve diferença estatisticamente significativa na discrepância marginal absoluta combinada entre as coroas de cerâmica e ouro. O desvio-padrão (variabilidade) das coroas de ouro foi mais de duas vezes maior que as coroas cerâmicas. O teste para análise de variância, ANOVA, demonstrou diferenças estatisticamente significativas entre os espécimes individuais das coroas de ouro, mas nenhuma entre os espécimes individuais coroa de cerâmica.

**Goldman et al. (1992)** testaram três tipos diferentes de preparo marginal de coroas, em chanfro, um ombro, e um ombro e bisel para determinar se o preparo marginal poderia afetar a microinfiltração. Todas as coroas foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco. As coroas foram testadas para detecção de infiltração após termociclagem. Para isto, trinta dentes molares recentemente extraídos foram montados em blocos de resina acrílica e divididos em três grupos. O grupo 1 foi preparado com um ombro integral, o grupo 2 foi preparado com um chanfro e o grupo 3 foi preparado com um ombro e um bisel. Os dentes foram preparadas com brocas diamantadas em alta rotação e irrigação abundante. A superfície oclusal de cada dente foi

preparado de modo a formar uma superfície plana. A altura do preparo foi padronizada em 4,5 mm, medida a partir do ombro até o plano oclusal. As paredes axiais foram preparadas com conicidade de 5 a 10 graus para a oclusal. Após a preparação do dente, uma moldagem foi feita utilizando um poliéster. Modelos foram feitos usando gesso pedra tipo III e as coroas foram confeccionadas. Dente e coroa foram completamente envoltos em resina epóxi e em seguida, cortados em três partes. Todas as coroas foram instaladas sobre os dentes preparados e examinadas com um estereomicroscópio para determinar a sua adaptação. Todas as coroas foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco. As coroas foram pressionadas contra o dente com uma força constante estática de 15 kg. Após 10 min, os dentes foram colocados em 100% de umidade durante 7 dias. Todas as coroas cimentadas foram 100 vezes entre 4 e 60 ° C e depois banhadas em água contendo 0,05% de corante violeta de cristal. Os dentes foram colocados em cada banho durante 30 s. O tempo imersão total foi de 100 minutos. Todas as coroas cimentadas foram incluídos em resina acrílica autopolimerizável transparente e seccionados em três seções de espessura igual com uma máquina de corte. Todas as coroas demonstraram significativa infiltração seguindo o caminho da polpa através dos túbulos dentinários. Isto poderia ser uma das causas da inflamação e até mesmo da morte pulpar em dentes restaurados com coroas totais. Não houve diferença na extensão ou padrão de infiltração ou em qualquer dos três métodos de preparo. Notou-se a penetração do corante ao longo do percurso dos túbulos dentinários diretamente para a polpa. Assim, com coroas totais, esta infiltração pode ser um importante fator causador da inflamação pulpar e sua possível morte.

**Leong et al. (1994)** avaliaram a adaptação de coroas metalocerâmicas com base metálicas obtidas pela usinagem ou pela fundição do titânio e pela fundição de ligas nobres. Dezoito modelos de trabalho foram obtidos de um modelo mestre de metal que possuía um dente preparado para receber uma coroa de metalocerâmica. Os modelos foram divididos em três grupos de acordo com o tipo de coroas a serem feitas: (a) titânio usinado

(Procera), (b) coroas fundidas de titânio, e (c) coroas de liga nobres (controle). As amostras controle apresentaram a menor média desadaptação, 25 micrômetros e foram significativamente diferentes de ambas das coroas usinadas 54 micrômetros e as coroas fundidas de titânio 60 micrômetros. Os dois tipos de coroas de titânio não foram significativamente diferentes um do outro.

**Kawai et al. (1995)** avaliaram se o Sistema Celay que permite a usinagem através de cópia, apresenta valores menores que 100  $\mu\text{m}$  em restaurações do tipo classe I e II na região cavo superficial. Também foi avaliado a adaptação interna da restauração. O Sistema Celay consiste da cópia de uma restauração feita em material parcialmente constituído de borracha que foi copiado por um escâner de contato e através deste passo orientou a confecção e fresagem do bloco de resina. Para a mensuração das desadaptações foi realizado uma microscopia no aumento de 100 vezes. Foram selecionados 12 locais para mensuração em restaurações classe I e 24 lugares para mensurações em restaurações classe II. Depois dos procedimentos de cimentação o conjunto foi seccionados até a chegada em pontos pré-estabelecidos. A desadaptação interna para restaurações classe I e II foram respectivamente, de 36 a 56 e de 61 a 78; para a desadaptação marginal foi de 48 a 58 e de 56 a 61. A desadaptação da classe 1 foi diferente quando houve a variação dos ângulos para a confecção do preparo e já para as restaurações classe II não houve diferenças. As maiores desadaptações foram encontrados em regiões de ângulos. Os autores concluíram que a desadaptação de classe I são menores que restaurações classe II. O preparo quando realizado de forma divergente não influencia a adaptação. Em geral a média da desadaptação de restaurações classe II Celay foram menores que 100  $\mu\text{m}$  e clinicamente aceitáveis.

**Sulaiman et al. (1997)** compararam in vitro a adaptação marginal de três sistemas de coroa cerâmica (In-Ceram, Procera, e IPS Empress). Todos os sistemas de coroa foram diferentes estatisticamente. Os In-Ceram exibiram a maior discrepância marginal (161 micrômetros), seguido por Procera (83

micrômetros), e IPS Empress (63 micrômetros). Não houve diferenças significativas entre os vários estágios da fabricação coroa: fabricação da infraestrutura, revestimento de porcelana, e vidros. As margens vestibular e lingual exibiram significativamente maiores discrepâncias marginais do que as margens mesial e distal.

**Berg & Dérand (1997)** avaliaram a função clínica de inlays de porcelana obtidas pelo sistema Cerec após 5 anos. 115 inlays foram produzidas em 46 pacientes e destas, 51 inlays foram avaliadas. Modelos de resina epoxi foram feitos a partir de moldes convencionais e imagens de microscopia eletrônica de varredura foram produzidas e analisadas. Os defeitos marginais medidos apresentaram largura e profundidade médias de 373 (147)  $\mu\text{m}$  e 111 (67)  $\mu\text{m}$  respectivamente. Não houve diferenças significativas dos gaps entre os molares e pré-molares. Apenas 3 inlays fraturadas foram encontradas dentre todas as inlays produzidas.

**May et al. (1998)** mediram a precisão de coroas Procera AllCeram fabricadas com tecnologia Procera CAD/CAM para os dentes pré-molares e molares. Para isto, cinco pré-molares superiores e primeiros molares foram preparados para coroas totais. Os preparos foram padronizados com um ângulo de convergência de 10 graus, as margens em chanfro de 1,3 a 1,5 mm circunferencialmente, e redução oclusal de 2,0 mm. Coroas AllCeram foram confeccionadas a partir de moldes com material de moldagem de silicone. Laser videografia foi utilizada para medir a dimensão do desajuste entre as coroas e as matrizes no término cervical, parede axial e ponta de cúspide. A média de dimensões de desadaptações e desvios-padrão (DS) foram calculados para a adaptação marginal, adaptação interna e precisão de ajuste. A média de dimensões gap e desvios-padrão na abertura marginal para as coroas dos pré-molares e molares foram 56,0 SD  $\pm$  21  $\mu\text{m}$  e 63,0 SD  $\pm$  13  $\mu\text{m}$ , respectivamente. As dimensões médias de gap da adaptação interna foram 69,0 SD  $\pm$  17  $\mu\text{m}$  para parede axial, 48,0 SD  $\pm$  12  $\mu\text{m}$  para ponta de cúspide, e 36,0 SD  $\pm$  7  $\mu\text{m}$  de adaptação oclusal para o grupo de pré-molares. Para as coroas de molares, foi encontrado 49,0 SD  $\pm$  3  $\mu\text{m}$  parede axial, 67,0 SD  $\pm$  21

µm ponta de cúspide, e 74,0 SD ± 29 µm de adaptação oclusal. A média de aberturas marginais e precisão de ajuste para os grupos coroa não foram significativamente diferentes ao nível de 0,05. No entanto, as dimensões gap que definiram a adaptação interna nos locais de medição foram diferentes (P = 0,05). A média de dimensões de gap para aberturas marginais, adaptação interna e precisão de ajuste para ambos os grupos de coroas foram abaixo de 70 µm. Estes resultados mostram que as coroas estudadas podem ser indicadas com confiança, sabendo que a precisão de ajuste consistentemente será inferior a 70 µm.

**Sjögren et al. (1998)** fizeram uma avaliação clínica de 5 anos de inlays (Cerec) cimentadas com um agente de cimentação dual e outro quimicamente ativada. Sessenta e seis incrustações de cerâmica classe II CAD/CAM (Cerec) foram colocados em 27 pacientes. Cada paciente recebeu pelo menos uma inlay cimentada com um agente de cimentação dual e uma quimicamente ativada. As restaurações foram examinadas cinco anos após a cimentação, utilizando os critérios da (CDA) California Dental Association. Oitenta e nove por cento dos 66 inlays foram classificados como “satisfatórios” durante o período de acompanhamento. Foi necessária a substituição de 3 inlays por causa de fraturas (4,5%) e uma por causa da fratura do próprio dente (1,5%). Das 62 inlays restantes, foram classificadas pelo critério da CDA como “excelente” em 84% para cor, 97% para a superfície, e 81% para a forma anatômica. “Integridade de margem Excelente” foi observada em 52% das inlays de cimentação dual e em 61% dos quimicamente ativados. Nenhuma diferença estatisticamente significativa (P > 0,05) foi observada entre os dois agentes de cimentação.

**Kramer et al. (2000)** descreveram o potencial dos procedimentos de cimentação adesiva com relação às características dos (1) materiais e classificações, (2) da espessura do cimento, (3) controle de sobreextensão, (4) adesividade de diferentes materiais inlays (5) adesão a substratos ao dente e o problema de hipersensibilidades, (6) desgaste dos compósitos de cimentação, e (7) o desempenho clínico. Para isso uma revisão da literatura de estudos in

vitro e in vivo permitiram uma visão geral das possibilidades e limitações da cimentação de restaurações indiretas. Dentre os resultados os cimentos resinosos foram indicados para a cimentação adesiva. Estes cimentos apresentaram excelentes características de escoamento com espessura média entre 8 e 21 micrômetros. A técnica de inserção e utilização do ultrassom foi recomendado para realizar o processo de cimentação. Etapas após a cimentação como o controle de excesso, bom ajuste da restauração (durante a cimentação) e alta radiopacidade do cimento (após cimentação) são indispensáveis. A adesividade ao esmalte e dentina foi aceitável clinicamente, mas deve ser realizada com várias etapas de sistemas que fornecem primers e agentes de ligação produzindo uma adesão interna perfeita com quase nenhuma hipersensibilidade. Assim, agentes de cimentação de dois passos determinaram um potencial promissor. No entanto, a técnica de inserção com auxílio de ultra-sons, envolvendo materiais de alta viscosidade proporciona manipulação melhorada no momento da cimentação de inlays. Os resultados clínicos foram promissores por períodos de até 10 anos, incluindo dentes preparados e severamente destruídos.

**Groten et al. (2000)** estimaram o número mínimo de medições da desadaptação marginal em coroas unitárias para gerar um valor de desadaptação representativo em torno de um único elemento. Dez coroas de cerâmica Celay-In-Ceram foram confeccionadas em uma matriz de aço, para reproduzir a forma da coroa. Após a confecção, o assentamento de cada coroa foi avaliada e o término cervical foi investigado em um microscópio eletrônico de varredura sem cimentação e posteriormente em um troquel de resina epoxi, após cimentação convencional. Os troquéis onde as coroas foram cimentadas, receberam 21 edentações equidistantes em sua extensão circular, aproximadamente 500  $\mu\text{m}$  abaixo da linha do término cervical. As 10 amostras de coroas In-Ceram foram fixadas com uma fina camada de cimento provisório na matriz de aço e as medições foram realizadas de 100 $\mu\text{m}$  em 100  $\mu\text{m}$  em um estereomicroscópio em um aumento de 10 vezes de magnificação. O número inicial de medições por coroa foi de 230, esse número também foi alterado para verificar a influência. Além disso, estas amostras foram divididas em grupos,

no qual a escolha dos pontos a serem aferidos foram realizados de forma sistemática ou aleatória, para determinar se existe impacto nos resultados. A redução de 230 pontos para cerca de 50 pontos de medições causou uma variabilidade de  $\pm 5 \mu\text{m}$ , para médias aritméticas indicando nenhum impacto relevante sobre a qualidade dos resultados. Após a análise dos resultados, os autores concluíram que 50 medidas são necessárias para oferecer informações clinicamente relevantes sobre o tamanho da desadaptação marginal, independentemente se os locais de medição são selecionados de forma sistemática ou aleatória.

**Goodacre et al. (2001)** traçaram a evolução histórica dos preparos dentais e identificou diretrizes para a execução do preparo, para isso uma busca literária foi realizada no MEDLINE e uma extensa pesquisa manual para localizar artigos relevantes escritos em Inglês nos últimos 50 anos. Após análise de vários trabalhos científicos, os autores sugeriram que os dentes devem ser preparados com convergência oclusal total de 10 a 20 graus, uma dimensão mínima de 4 mm cérvico-oclusal para molares e 3 mm para outros dentes, e uma relação de dimensão oclusocervical para vestibulo-lingual de 0.4 ou maior. Os autores indicaram que na ausência das características mencionadas, os preparos devem receber resistência auxiliares, tais como ranhuras ou caixas axiais, de preferência, em superfícies proximais. Requisitos estéticos e condições do dente devem determinar o término em relação à gengiva, com uma localização supragengival sendo mais aceitável. Os ângulos devem ser arredondados, e um grau razoável de lisura de superfície deve ser buscado.

**Yeo et al. (2003)** compararam a adaptação marginal de coroas de cerâmica pura (Celay In-Ceram, In-Ceram convencional e IPS Empress 2) e metálocerâmicas obtidas por diferentes sistemas. O preparo foi realizado em um incisivo central superior, com uma término cervical em ombro e com seis graus de conicidade. Para cada sistema, trinta coroas foram fabricadas e as mensurações foram realizadas com um microscópio óptico (precisão de  $\pm 0,1$

mícrons) em 50 pontos distribuídos em distância de 400 micrômetros ao longo da margem circunferencial. O critério de 120 micrômetros foi usado como o desajuste máximo marginal aceitável clinicamente. As médias e desvios-padrão foram calculados para o desajuste marginal, os dados foram analisados com uma análise de variância (alfa = 0,05). A média e desvio-padrão no gap marginal para as coroas foram:  $87\pm34$  mícrons para o controle,  $83\pm33$  mícrons para Celay In-Ceram,  $112\pm55$  mícrons para In-Ceram convencional, e  $46\pm16$  mícrons para a técnica de estratificação IPS Empress 2. Foram encontradas diferenças significativas quando comparado com o grupo controle, o IPS Empress 2, que teve discrepâncias marginais significativamente menores ( $P < 0,05$ ), e o grupo In-Ceram convencional exibiu-se com discrepâncias marginais significativamente maiores ( $P < 0,05$ ). Não houve diferença significativa entre o Celay In-Ceram e o grupo de controle. Dentro das limitações deste estudo, os autores concluíram que as discrepâncias marginais estavam todas dentro do padrão clinicamente aceitável estabelecido em 120 mícrons. No entanto, o sistema IPS Empress 2 mostrou uma diferença menor e mais homogênea, enquanto que o sistema In-Ceram convencional apresentou maior desajuste e maior variação em comparação com o grupo controle de metalocerâmica.

**Reich et al. (2004)** investigaram após três anos de função na cavidade oral restaurações desenhadas e usinadas no computador no sistema CAD/CAM (CEREC 2, Sirona Dental Systems GmbH sheim, Germany). O estudo foi conduzido segundo critérios de saúde pública considerando a capacidade do sistema de gerar função, morfologia oclusal, estética e aspectos de longevidade da restauração. Cinquenta e oito restaurações em vinte e seis pacientes (dezoito homens e oito mulheres) foram realizadas e a média da idade foi de quarenta e sete anos com idade variando entre 18 e 77 anos. A seleção dos pacientes foi realizada em dentes que tinham extensa destruição nas coroas clínicas; em pelo menos uma cúspide e de uma metade da superfície oclusal com necessidade de ser restaurada. Antes do tratamento foi determinada a cor e os prepararos foram feitos de acordo com o tipo de

restauração. O Sistema CEREC 2 realizava tomadas diretamente da boca com a câmera do CEREC e também do modelo. Uma impressão com silicona era feita em dois estágios e o modelo obtido no Software version crown 1.20 B1 CS, Sirona. Para usinagem foram usados blocos Vitablocs Mark II (Vita Zahnfabrik) para as cinquenta e duas restaurações e bloco ProCAD (Ivoclar Vivadent) para 6 restaurações. As restaurações que foram fabricadas nos modelos foram testadas em seus troquéis e iniciado a finalização com ponta diamantada, para finalizar a restauração após a cimentação somente nas áreas proximais. Das cinquenta e oito restaurações cerâmicas, quarenta três das restaurações receberam tratamentos de acabamento e glase após a usinagem. Depois de três anos, dois examinadores calibrados avaliaram as restaurações de acordo com a integridade marginal, forma anatômica, cárie secundária e descoloração de margem. O contato proximal e a oclusão dinâmica e estática também foi checada. Por fim foi checado a satisfação do paciente. As 58 restaurações foram inseridas em 26 pacientes e foram reavaliadas em uma média de 3 anos. Foram inseridos 38 restaurações (66%) em região de molar e destas 17 foram restaurações onlays. Foram usadas moldagens digitais diretamente da boca em 11 das 58 restaurações. Após o período de acompanhamento, uma onlay no Segundo molar inferior apresentaram cúspide disto lingual fraturada e todos os outros critérios foram satisfatórios ou melhores em relação a integridade marginal, forma anatômica, cáries e descoloração marginal. Na relação do esmalte remanescente com os problemas encontrados em 20 dos casos 50% ou mais da linha de cimentação se encontravam abaixo da junção cimento esmalte. Os pacientes deste estudo relataram satisfeito ou muito contente com suas restaurações e nos três anos anos de acompanhamentos, somente duas das cinquenta e oito restaurações apresentaram insatisfatória em relação aos critérios analisados

**Kuni et al. (2007)** investigaram o efeito da sinterização na adaptação marginal e interna de infraestruturas de zircônia obtidas pelo sistema CAD/CAM. Foi avaliado infraestruturas unitárias, de três elementos, de quatro e de 5 elementos, após a sua cimentação e secção. Foi utilizado um microscópio digital para realizar as medidas da desadaptação marginal em

cada pilar protético, realizando as aferições em 5 locais de medida. Para o coping unitário foi encontrado gap marginal de 3,6 (5,8). Para as coroas de 3 elementos nos pontos 1 e 10 foram encontrados 4,2 (7,2) lado interno e pontos 5 e 6 43,2 (8,7). Para infra estruturas de 4 elementos nos pontos 1 e 10 obtemos valores de 10,3 (8,9) e para os pontos 5 e 6 63 (14,8). Para infraestruturas de 5 elementos nos pontos 1 e 15 foi de 12,8(9) e para 5 e 11 foi de 9,5 (7,3) 6 e 10 foi 19,4 (21,3). Houve diferença estatística significativa considerando a desadaptação marginal do lado do pântico com o não pântico. Os autores concluíram que a desadaptação de coroas unitárias foram excelente e as infraestruturas de 3 elementos e de 4 elementos possuíram desadaptações clinicamente aceitáveis. As desadaptações que ocorreram entre as 2 peças se deve a maior extensão do pântico sendo assim maior contração de sinterização. A melhor adaptação da infraestrutura de 5 elementos foi pela presença de pilar entre os pânticos, porém para garantir boa adaptação foi necessário fazer pequenos ajustes no processo de CAD como também implementar guias de desenho das infra estruturas para prevenir distorção em infraestruturas longas.

**Della Bona & Kelly (2008)** realizaram uma revisão da literatura enfatizando as restaurações como facetas, inlays e onlays, restaurações para unidades posteriores produzidas por sistemas cerâmicos. Os autores buscaram ensaios controlados randomizados, não randomizados, estudos experimentais longitudinais controlados, estudos clínicos, estudos longitudinais prospectivos e longitudinais retrospectivos em inglês no MEDLINE e PubMed publicados entre 1993 e 2008. As evidências sugerem que para facetas, restaurações intracoronárias e restaurações onlays realizadas em dentes anteriores unirradiculares, os clínicos podem escolher qualquer sistema de cerâmica pura com base na necessidades estética, pois muitos sistemas tiveram desempenho mais do que 90 por cento de sucesso em seis anos de acompanhamento. Porém, para as restaurações de molares deve ser utilizado materiais cerâmicos como alumina, zircônia e disilicato de lítio. Evidências razoáveis têm demonstrado a eficácia de próteses parciais fixas em regiões anteriores de três unidades feita de disilicato de lítio, alumina e zircônia, porém para a confecção

de prótese de três unidades em região de molar, sugere-se o uso apenas da zircônia. Os autores concluem que as evidências atuais sugeriram que as restaurações de cerâmica pura têm longevidade clínica aceitável que acompanha suas vantagens estéticas duradouras. Evidência a partir de estudos clínicos sugeriram que os profissionais podem escolher qualquer sistema de cerâmica pura com base na necessidade estética dos pacientes quando for realizado facetas, restaurações intracoronárias e coroas totais unitárias. Além disso, poucos sistemas têm sido bem sucedidos para a confecção de restaurações em molares, e outros fatores clínicos, tais como a profundidade adequada do preparo e cimentação podem prevalecer sobre as escolhas do materiais. Ainda, indicam que a zircônia pode se destacar como o mais bem sucedido material para confecção de coroas onlays, independente da indicação clínica. No entanto, lascamentos do revestimento cerâmico sobre as zircônias continua a ser um problema. A evidência apresentada pelos autores é que os clínicos devem oferecer informações e consentimentos livre esclarecido sobre os sistemas totalmente cerâmicos.

**Beuer et al. (2008)** avaliaram in vitro a precisão do ajuste de infraestruturas de zircônia variando a ângulação do preparo, em 4, 8, ou 12 graus de convergência oclusal total das paredes axiais. A superfície oclusal do preparo foi reduzida em 1,5mm de acordo com a anatomia do elemento. Vinte moldes foram realizados com poliéter em uma moldeira de metal e preenchidos com uma resina reforçada Tipo IV. Dez infraestruturas de zircônia foram confeccionadas para cada grupo em que o ângulo do término do preparo no sistema CAD / CAM – Cercon Brain foi preparado e outras 10 infraestruturas para cada grupo foram enviadas para uma central de usinagem (Compartis). Após a cimentação, com ionômero de vidro, secções transversais foram obtidas e os espaços de cimentação foram medidos em 50X de aumento em um microscópio. A média das desadaptações marginais para o grupo em que o ângulo do preparo foi de 4 graus foi 37,5 (37,0)  $\mu\text{m}$ , para o grupo de 8 graus foi 42,3 (44,4)  $\mu\text{m}$ , e para o grupo de ângulo de preparo de 12 graus foi de 36,8 (30,9)  $\mu\text{m}$ . Para copings fabricados pelo centro de usinagem, as médias (DP)

dos gaps marginais 45,5 (35,7)  $\mu\text{m}$  no grupo de 4 graus, 36,6 (28,9)  $\mu\text{m}$  no grupo de 8 graus, e 40,3 (37,2)  $\mu\text{m}$  no grupo de 12 graus. O ângulo de preparo e os locais de medição influenciaram na precisão de ajuste de forma significativa. Por outro lado, nenhuma influência estatística significativa foi detectada entre as infraestruturas preparadas utilizando o laboratório (Cercon Brain) e do centro de usinagem (Compartis). Todos os grupos apresentaram desadaptação marginal que variou entre 36,6 e 45,5  $\mu\text{m}$ . Em vista dos resultados obtidos no presente estudo, o ângulo de preparo de 12 mostraria desadaptações marginais inferiores a 50  $\mu\text{m}$ .

**Reich et al. (2008)** avaliaram a adaptação marginal das coroas de feldspática obtidas pelos sistemas IPS Empress e Cerec 3D. Para isto, dezesseis modelos de resina epóxi foram realizados a partir da replicação dos arcos superiores e inferiores de pacientes com dentição completa e foram montados num articulador semi-ajustável. No primeiro molar inferior esquerdo cavidades MOD foram preparadas. Para cada cavidade, uma onlay (IPS Empress) confeccionada em laboratório e uma confeccionada no sistema CAD / CAM (Cerec 3D) foram fabricadas. As dezesseis restaurações feitas pela técnica laboratorial foram executadas por um ceramista com oito anos de experiência com a técnica IPS Empress. Os moldes e a cerâmica foram pré-aquecidos usando uma temperatura de 5 °C por minuto e mantido por 30 minutos a 250 °C e 60 minutos a 850 °C. Subsequentemente, os ingotes foram prensados a quente a 1075 °C com 5 bar de pressão contra os moldes. Para o grupo CAD/CAM, foi utilizado o software Cerec 3D, versão V3.0. O operador treinado tinha experiência prática para avaliar e definir os parâmetros da unidade de fresagem, tendo executado mais de 200 restaurações em testes preliminares. Para cada restauração, um registro de mordida foi feita de material de silicone para ser digitalizado posteriormente. Os parâmetros de usinagem foram definidos com o espaçador em 40  $\mu\text{m}$  em para as coroas obtidas pelo sistema CEREC o espaço de cimentação foi de 20  $\mu\text{m}$ . As restaurações foram colocadas em suas respectivas cavidades e as réplicas foram examinadas no MEV. A desadaptação por dois examinadores diferentes foi medida em 11 pontos pré definidos calibrados por um teste de confiança

com intervalo de 95%. Uma desadaptação de 56 ( $\pm 31$ ) foi encontrada para IPS Empress e de 70 ( $\pm 32$ )  $\mu\text{m}$  para o Cerec 3D. De um ponto de vista clínico, a diferença estatística significativa entre os dois sistemas não foi pertinente, uma vez que ambos os sistemas ainda apresentaram desadaptações menores que 100  $\mu\text{m}$ .

**Lee et al. (2008)** avaliaram a adaptação interna e marginal de cerâmicas confeccionadas pelo Sistema Procera e pelo Sistema CEREC 3D, permite a confecção da coroa em camada única e aquele sistema permite a confecção do coping e necessita de aplicação de uma porcelana de revestimento, para término da coroa. Um pré-molar inferior em acrílico foi preparado para receber uma coroa unitária. Logo após foi realizado a duplicação do preparo com silicone e vazado resina patern para a confecção do modelo. Este modelo em resina foi incluído, obtido em metal e fixado novamente no modelo. O processo de confecção das coroas do Procera se iniciou com dez moldagens com silicone obtendo dez modelos. No CEREC 3D as impressões óticas foram realizadas com uma câmera CCD. Dez coroas foram usinadas em blocos cerâmicos feldspáticos (Vitablocs Mark II) e o espaço selecionado para acomodação do cimento foi de 30  $\mu\text{m}$ . Para as coroas do Procera, um escâner (Procera Scanner Model 50) foi usado para escanear e os 10 modelos de gesso foram gerados, obtendo uma infraestrutura de alumina de 0,6 mm de espessura. Após a obtenção as infraestruturas receberam a aplicação de uma porcelana de revestimento de silicato. As coroas não sofreram nenhum ajustes após a confecção e foram assentadas em seus prepapros com um dispositivo em que aplicava 10 Ncm de força. Embora vários estudos utilizassem torques de 20-30 Ncm e tiveram várias fraturas. Um microscópio de mensuração (MM-40, Nikon, Tokyo, Japan) com uma magnificação de 100 vezes foi utilizado para mensurar a desadaptação marginal entre o modelo de metal e a margem da coroa em 50 pontos diferentes aleatoriamente. Um material a base de silicone foi adicionado na superfície interna da coroa e depois assentada no modelo por uma força de 20 Ncm. Após a presa, o material a base de silicone restante entre a coroa e o pilar foi pesada em uma balança eletrônica e a área de superfície foi avaliada

com um dispositivos de mensuração sem contato. E a espessura do silicone foi mensurada pela razão entre o peso versus a área de superfície vezes a densidade do material. A discrepância marginal dos copings de alumina do sistema Procera mostrou desadaptações significativamente menores ( $72,2 \pm 7,0 \mu\text{m}$ ) do que após a aplicação da porcelana de revestimento ( $89,6 \pm 9,5 \mu\text{m}$ ) e também em relação às coroas fabricadas no sistema Cerec 3D ( $94,4 \pm 11,6 \mu\text{m}$ ) ( $p < 0,05$ ). Por outro lado não houve diferença estatística significativa entre as coroas obtidas por 2 camadas no sistema Procera em relação as coroas fabricadas pelo sistema de camada única no Cerec 3D. Não houve diferença estatisticamente significativa entre a adaptação marginal de coroas obtidas pelo sistema de duas camadas Procera com o sistema de apenas uma camada CEREC 3D. A adaptação das infraestruturas obtidas pelos sistemas CAD/CAM Procera aumentaram a desadaptação após a aplicação de porcelana para a obtenção da coroa, sendo este aumento estatisticamente significativo. Em relação a desadaptação interna houve diferença estatística entre o sistema Procera e o sistema Cerec 3D. Porém, os dois sistemas avaliados possuem desadaptações clínicas aceitáveis .

**Ortorp et al. (2009)** realizaram um estudo retrospectivo de coroas com infraestruturas de zircônia, realizado em uma clínica particular. Em 2004 foram realizadas coroas pelo Sistema Procera em 169 pacientes, resultando em 216 coroas. Cinco por cento destes pacientes não retornaram para o acompanhamento, resultando em não acompanhamento de doze coroas. Este estudo foi então baseado em 161 pacientes, deste 56% foram mulheres. As análises das coroas foram realizadas após um, dois e três anos. Os dados foram coletados a partir dos prontuários dos pacientes e dos seguintes parâmetros: sexo, idade no momento da fixação da coroa, número de coroas, posição do remanescente em que a coroa dentária foi cimentada, material cimentante, oclusão, tratamento endodôntico antes da entrega, perda de vitalidade, cáries secundárias e complicações protéticas como perda de retenção e fraturas. Alguns parâmetros para indicar sucesso ou fracasso da restauração foram estabelecidos e o fracasso do tratamento com Zircônia foi estabelecido quando existiu a necessidade de extração do dente pilar ou pela

necessidade de confecção da coroa devido a perda de retenção, fratura não corrigida por polimento ou persistência de dor. As condições periodontais, periapicais e de mobilidade do dente foram informações coletadas de forma adicionais, considerando também os critérios da Associação Dentária da Califórnia. Além disso os pacientes foram entrevistados segundo a satisfação obedecendo um escala analógica visual de 0 a 100. Neste estudo, 131 pacientes receberam 169 coroas, das quais 78 % foram fixadas na região de pré-molar e molar. Foram registradas complicações em 32 coroas, caracterizadas em 16%. Destes dezesseis por cento, nove por cento das complicações foram referentes a dor após a cimentação, excesso de cimento, perdas de cimentação que permitiria recimentação. Dois por cento das complicações estavam relacionadas a fratura da raiz, problemas endodônticos e periodontais. Todas as fraturas estavam relacionadas a dentes que passaram por tratamento de canal prévio. Seis por cento dos dentes que estavam inclusos nas complicações, eram vitais e necessitaram de tratamento endodôntico após a cimentação e durante o acompanhamento. Todos os tratamentos endodônticos eram relacionados a dentes localizados em região posterior. Existiram 4 fraturas do revestimento cerâmico. Sete por cento das complicações foram enquadradas em de perda retenção. A taxa cumulativa de sucesso foi de 92,7% e os autores concluíram que o uso de zircônia para a confecção de coroas é promissor porém mais estudos devem ser realizados.

**Pelekanos et al. (2009)** avaliaram a adaptação marginal de diferentes infraestruturas cerâmicas confeccionadas com In-Ceram alumina, obtidas por quatro diferentes técnicas. Quatro grupos de quatro amostras com infraestruturas com espessura mínima de 0,6mm foram fabricadas a partir de um molde mestre utilizando quatro técnicas diferentes: Grupo SL, infraestruturas obtidas pela técnica do Sistema In-Ceram; Grupo CL, a usinagem por meio de um sistema MAD CAM pela cópia de uma infraestrutura feita em resina (sistema Celay), Grupo CR, obtenção de coroas pelo sistema CAD/CAM CEREC (Cerec inLab sistema) e o Grupo WO, que consiste na obtenção de infraestruturas pela técnica de eletrodeposição (Wol-Ceram). Após

as amostras serem assentadas no modelo mestre, um microtomógrafo (1072 micro-CT, Sky-Scan) foi utilizado para gerar as tomografias. Após gerar as imagens tomográficas no programa TView v1.1, SkyScan, 10 seções verticais foram capturadas. Nessas seções transversais obtidas pelas micro-tomografias a desadaptação marginal (MG) e a discrepância marginal absoluta (MD) foram aferidas em microescala (microns). Os grupos SL, CL, CR e WO, apresentaram os seguintes resultados de MG: 21µm, 139µm, 55µm, 35µm. Assim os grupos SL e CR apresentaram os melhores resultados. Os grupos analisados foram diferentes estatisticamente quando comparados os valores de MG. Já em relação ao MD, os grupos SL, CL, CR e WO obtiveram as seguintes medidas: 50µm, 179µm, 187,5 µm, 60µm. Deste modo, os grupos SL e WO apresentaram os melhores resultados, seguidos pelo Celay e Cerec inLab. Em relação a extensão horizontal igual a zero, os grupos SL, CL, CR e WO apresentaram os seguintes percentuais 31,25%; 58,75%; 12,5% e 73,75% e os seguintes valores de sobreextensão: 0%; 17,5%; 87,5% e 12,5%. O autor concluiu que as diferentes técnicas de obtenção de infraestruturas de cerâmicas variaram a adaptação marginal. A técnica de obtenção das coroas pelo grupo SL e WO, apresentaram melhores valores de adaptação quando foi considerado o MG e o MD. Na sequência, o grupo CR e CL apresentaram resultados com maiores desadaptações. Não houve diferença entre as desadaptações das faces mesiais, distais, linguais e bucais. E o grupo WO apresentou os melhores valores de adaptações horizontais em relação a zero e melhores desadaptações tanto de subextensão quanto e sobreextensão. E por fim, o método de análise por micro-tomografia pareceu ser um método confiável para avaliar a adaptação marginal e interna de restaurações dentárias.

**Addi et al. (2010)** avaliaram o desajuste de inlays Denzir, fabricadas pelo sistema CAD/CAM (DECIM AB) e de dois tipos de restaurações de cerâmica prensadas em laboratório, o IPS Empress e Opc. Para isto, 30 pré molares humanos extraídos, foram preparados, por um operador experiente, para receber inlays (MOD) de cerâmica, resultando em 10 inlays obtidas pelo sistema Denzir, 10 obtidas pelo sistema IPS Empress, e 10 obtidas pelo

sistema Opc. Após o preparo, os dentes foram moldados com silicona e foram obtidos os modelos de gesso tipo IV. As restaurações do sistema Denzir foram produzidas no sistema CAD/CAM e as do IPS Empress e Opc por um estudante no final do curso técnico em prótese dental, com excessão de uma do sistema Opc, que havia desaparecido acidentalmente e foi confeccionada por outro aluno nas mesmas condições. Estes estudantes trabalharam sob supervisão de um técnico experiente. Antes da cimentação, as restaurações obtidas foram avaliadas por um dentista experiente e julgadas em aceitáveis ou não para serem instaladas definitivamente em um paciente. As desadaptações foram avaliadas usando réplicas e após cimentação sobre os dentes com um cimento resinoso, a adaptação marginal e interna foram medidas novamente em sete pontos diferentes pré selecionados em uma magnificação de 10X em um microscópio. Os valores foram analisados através do teste ANOVA e pelo teste de Scheffé a um nível de significância de ( $p=0,05$ ). Antes da cimentação não houve diferenças significativas no tamanho do espaço interno entre os três sistemas estudados. Após cimentação não houve diferenças significativas entre IPS Empress e CAD/CAM, enquanto a desadaptação marginal foi significativamente maior para Opc em relação ao IPS Empress e CAD/CAM. Os autores concluem que após cimentação havia apenas pequenas diferenças na adaptação entre as restaurações fabricadas utilizando as três diferentes técnicas de obtenção e que estudos de acompanhamento clinico devem ser realizados para saber qual a real relevância clínica deste achado.

**Baig et al. (2010)** mensuraram a desadaptação marginal de vários tipos de coroas, coroas de zircônia (Cercon Y-TPZ), de coroas de dissilicato de lítio prensadas (IPS-Empress II) e coroas de metal liga tipo IV (controle), com o intuito de mensurar a desadaptação marginal vertical e horizontal. A hipótese nula estabelecida foi que não haveria diferença do assentamento marginal de coroas considerando a desadaptação horizontal e vertical entre 1) coroas de zircônia usinadas no CAD/CAM (Cercon Y-TPZ), coroas de dissilicato de lítio (IPS-Empress II) prensada e coroas metálicas (liga tipo IV). A segunda hipótese de Baig et al. era que a variação da configurações da margem, chanfro e ombro, para todos os grupos de materiais também não

apresentariam distinção em relação a desadaptação marginal e horizontal. Após o dente ser preparado segundo os padrões estabelecidos, o dente foi incluído e recebeu um revestimento metálico. Após o polimento foram feitas 6 marcas para facilitar a leitura da desadaptação das faces. Para confecção de coroas do grupo Cercon, infra-estruturas foram enceradas sobre os troquéis, escaneados, digitalizados, fresados e sinterizados. Após esta etapa a porcelana de revestimento foi aplicada. As coroas de Empress II foram obtidas através da técnica da cera perdida e o Empress foi prensado. As coroas metálicas também foram enceradas, incluídas no revestimento e utilizado liga nobre tipo IV para a substituição da cera. As coroas foram instaladas e receberam uma carga de 1,3 a 1,4 kg para manutenção da fixação da coroa na réplica no momento da mensuração da desadaptação. As imagens foram realizadas através de um estéreomicroscópio (Olympus SZ-CTV; Olympus). A desadaptação marginal e desvio padrão deste estudo para o Cercon, IPS Empress II e coroas completamente metálicas foram 66,4 (42,2)  $\mu\text{m}$ ; 36,6 (32,1)  $\mu\text{m}$  e 37,1 (22,3)  $\mu\text{m}$ , respectivamente. Entre chanfrado e ombro, não houve diferença significativa na desadaptação marginal. O desajuste horizontal e o desvio padrão foi -15,2 (47,5)  $\mu\text{m}$ , -22,1 (34,7)  $\mu\text{m}$  e 30,9 (31,3)  $\mu\text{m}$ . Assim as duas coroas de cerâmica apresentaram desajuste horizontal negativo diferentemente da coroa de metal que apresentou média positiva. O teste estatístico ANOVA mostrou diferenças significantes da desadaptação marginal entre coroas fresadas e prensadas. Houve diferenças estatísticas entre a desadaptação do Cercon e os outros materiais. Não houve diferença estatística dos valores de desajuste e o tipo de preparo do término para todos os grupos. Porém houve diferença em relação ao desajuste horizontal e o tipo de preparo realizado. E a influência do tipo do material no desajuste horizontal não foi encontrada estatisticamente. Então os resultados rejeitaram a primeira parte da hipótese nula em que não haveria diferença do desajuste vertical de um material em relação aos outros materiais. Porém em relação ao desajuste horizontal a hipótese nula que não haveria diferença entre os diferentes materiais se manteve. Os dados obtidos em relação ao desajuste dos diferentes materiais em relação ao tipo de término não refutam a segunda

hipótese que não haveria diferença da adaptação dos diferentes materiais em relação ao término. Entretanto, considerando o desajuste horizontal e o término a hipótese foi rejeitada. Os altos desvios padrões foram justificados durante o processo de distorção não uniforme gerado na queima da porcelana ou pela forma assimétrica das margens das infraestruturas. Por fim, concluíram que o Cercon apresentou valores de desajuste maiores do que o Empress II e as coroas completas de metal. E não houve diferença estatisticamente significativa entre Empress II e as coroas de metal. Em relação ao desajuste horizontal não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Dentro do mesmo grupo não houve diferença na adaptação vertical considerando os diferentes tipos de término, mas houve diferença quando se analisa os diferentes tipos de término em relação ao desajuste horizontal.

**Beuer et al. (2010)** compararam a adaptação de infra-estruturas fabricadas por blocos semi-sinterizados de zircônia, por meio de dois conceitos de usinagem diferentes. Para isto, um modelo typodont com um ausência do primeiro molar inferior direito foi utilizado e o segundo pré-molar e o segundo molar foi preparado, com o término em chanfro, com oito graus de convergência das paredes axiais para a confecção de uma prótese fixa de três elementos. Foram, então, realizadas 20 moldagens com poliéster, originando 10 modelos de gesso tipo IV para cada grupo. Os primeiros 10 modelos de gesso foram digitalizados pelo escâner a laser Cercon Eye e as estruturas desenvolvidas no software (Cercon art, DeguDent®) com o espaço de cimentação pré definido em 20 µm. Infra-estruturas de 3 elementos foram fabricadas com o sistema CAD/CAM Cercon ® Brain. Os outros 10 modelos serviram para obter outras 10 coroas pelo sistema CAD / CAM Compartis em zircônia a partir das informações digitais obtidas pelo software. As infra-estruturas foram ajustadas internamente para evitar qualquer contato com a superfície do preparo, o que poderia originar em uma possível desadaptação. Para isto foi utilizado um batom para marcar a porção interna das coroas e estas eram levadas sobre os modelos em busca de contatos internos com a infra-estrutura de zircônia. Feitos os ajustes, as infra estruturas foram cimentadas com ionômero de vidro com uma força de 50N aplicada sobre o

pôntico presente na região de primeiro molar, para certificar a padronização da cimentação em todas as amostras. Após a cimentação, as amostras foram incluídas em gesso e seccionadas sob irrigação abundante. Quatro cortes foram feitos de cada dente pilar, e adaptação marginal e interna foram avaliados em microscópio óptico. A análise de variância (ANOVA) foi utilizada para comparar os dados ( $\alpha = 0,05$ ). A média de desadaptações para o Cercon e Compatis foram  $56,0 (\pm 34,5)$  e  $51,7 (\pm 45,2)$   $\mu\text{m}$ , respectivamente. Os autores concluíram que ambos grupos analisados apresentaram desadaptação marginal aceitável; e diferenças de adaptação foram observados quando considerada um mesmo ponto entre os grupos e por fim o sistema de usinagem laboratorial que utilizou a zircônia semi-sinterizada exibiu similar adaptação do que as infra-estruturas obtidas da zircônia sinterizada.

**da Costa et al. (2010)** investigaram a adaptação marginal em várias superfícies de coroas parciais obtidas no CEREC 3D quando utilizado diferentes métodos de obtenção de impressões ópticas: uma intraoral com aplicação de pó (IP) e duas extraorais usando o molde (EP) e o modelo (ES). Um dente humano foi montado em Typodont e recebeu um preparo de uma restauração MODL. Um experiente operador fez as moldagens digitais e desenhou a restauração. Depois do estudo piloto o número de amostras foram determinadas utilizando doze moldagens digitais e respectivas restaurações. Para o primeiro grupo IP uma fina camada de óxido de titânio foi aplicado sobre o preparo e o escaneamento foi realizado. No segundo grupo EP, o mesmo operador realizou 12 moldagens com material PVS e foi aplicado o pó para aumentar a riqueza de detalhes no momento do escaneamento e no planejamento e confecção de coroas. No grupo ES, doze moldagens foram feitas com material PVS e os modelos foram obtidos em gesso, gerando doze capturas de imagens e doze restaurações. O espaço de cimentação escolhido para todas restaurações foi de 50 micrômetros. O dente foi removido do typodont e fixado as coroas para a leitura em microscópios de luz com o auxílio de um dispositivo de fixação, permitindo a estabilidade da coroa e a mensuração em 12 pontos (três em cada superfície MODL). A média da

desadaptação marginal em micrômetros para os três métodos foram: IP = 111,6 ( $\pm$  34,0)  $\mu\text{m}$ ; EP = 161,4 ( $\pm$  37,6)  $\mu\text{m}$  e ES = 116,8 ( $\pm$  42,3)  $\mu\text{m}$ . IP e ES fendas marginais foram iguais, e ambos eram significativamente menores do que EP. Não houve interação significativa entre o método de impressão e a superfície do dente. As desadaptações marginais em relação à área de aferição, por exemplo, para o oclusal = 110,5 ( $\pm$  39)  $\mu\text{m}$  e linguais = 111,5 ( $\pm$  30,5)  $\mu\text{m}$  não foram significativamente diferentes entre si e eram significativamente menores do que a distal 136,5 ( $\pm$  42,5)  $\mu\text{m}$  e mesial 161,1 ( $\pm$  43,3)  $\mu\text{m}$ . Dentro das limitações do presente estudo, a desadaptação marginal de restaurações onlay obtidas pelo Cerec 3D não foi diferente quando a impressão óptica foi realizada intraoralmente em relação a extraoralmente usando um modelo de gesso que não requer pulverização. As superfícies lingual e oclusal mostraram as menores fendas marginais do que a mesial e distal.

**Fasbinder et al. (2010)** em um estudo clínico longitudinal não randomizado avaliaram o desempenho clínico do IPS e.max CAD usinado no CAD/CAM e também a fixação das coroas por dois tipos diferentes de cimento. Foram produzidos 23 coroas para o primeiro grupo que foram cimentadas, precedido de ataque ácido e utilizando o Multilink Automix [MA], Ivoclar Vivadent, de cura dual, auto ataque de primer e adesivo. No segundo grupo foram produzidas 39 coroas que foram cimentadas com um cimento resinoso experimental de cura dual e auto adesivo (EC, Ivoclar Vivadent). Quarenta e três participantes, receberam 62 coroas, dos quais 20 em pré-molares e 42 em molares. A seis meses e após um ano as taxas de acompanhamento foram de 100,0%. Após dois anos, a taxa de acompanhamento foi de 98,4 por cento, porque um participante abandonou o estudo. Uma semana após a cimentação, 13% dos participantes (três de 23) em que as coroas foram cimentadas utilizando MA e 10,3% (quatro de 39) dos participantes que receberam coroas cimentadas com CE relataram um pouco de sensibilidade. No entanto, todos os participantes relataram ausência de sensibilidade após terceira semana. Após seis meses, os participantes relataram que 8,7 por cento (dois de 23) das coroas cimentadas com MA e 7,7 por cento (três de 39) das coroas cimentadas

com a CE estavam ligeiramente sensíveis. A descoloração da margem ocorreu em 86,9 por cento para coroas cimentadas com MA. Todas as coroas cimentadas com MA se encontraram clinicamente aceitáveis em dois anos de acompanhamento e duas coroas cimentadas com CE perderam a fixação e foram recimentadas: uma, após um ano e a outra, após dois anos. Os autores concluíram que na avaliação do IPS e.max CAD fixados com dois cimentos não houve fratura e lascamentos das coroas. A sensibilidade era ausente após 1 e 2 anos de acompanhamento. E as coroas se comportaram clinicamente bem após 2 anos de acompanhamento.

**Keshvad et. al (2010)** compararam a adaptação interna, marginal e carga de fratura de restaurações cerâmicas inlays MOD reforçadas por leucita, fabricadas pelo sistema Cerec e pelo sistema de prensagem a quente. Preparos MOD padronizados foram realizados em dentes humanos e moldados utilizando silicone de adição gerando os modelos de gesso. Destes modelos, 25 restaurações inlays obtidas pela técnica de prensagem a quente IPS Empress de acordo com as orientações do fabricante e as outras 25 restaurações foram obtidas após a aplicação do pó em modelo, escaneamento, planejamento da restauração e usinagem dos blocos cerâmicos ProCAD pelo sistema CEREC in Lab. As coroas receberam pequenos ajustes, cimentação adesiva, acabamento após a cimentação e armazenamento em água destilada para termociclagem de 5000 ciclos. Posteriormente, os dentes foram revestidos com verniz de unhas, terminando 2 mm abaixo das margens da restauração, permitindo a visualização da margem e posterior aferição da desadaptação marginal das 25 coroas em um estereomicroscópio em 12 locais pré selecionados (margens oclusais, mesiais e distais). O gap foi mensurado na menor distância entre a margem da região cavo superficial do esmalte e a restauração inlay. Das 25 amostras de cada grupo, dez passaram pela avaliação da adaptação interna e 15 das amostras passaram por processo de resistência a fratura. Para a leitura da adaptação interna as amostras foram inclusas em resina e seccionada em sete pontos diferentes. Para o processo de resistência a fratura, uma esfera de aço inoxidável com 5 mm de diâmetro montada em uma máquina universal de ensaios foi usada para aplicar cargas

de compressão ao longo do eixo longitudinal das restaurações em uma velocidade de 0,5 mm / min. A desadaptação marginal do IPS Empress foi de  $56 \pm 18 \mu\text{m}$  e a desadaptação interna  $17 \pm 5 \mu\text{m}$ , porém a desadaptação marginal do Pro CAD foi de  $36 \pm 11$  e  $23 \pm 9$  para a interna. Após a análise estatística, a desadaptação das restaurações IPS Empress foi significativamente maior do que o sistema Pro Cad, porém não houve diferença estatística em relação a desadaptação interna. As cargas necessárias para a fratura foi de  $1505 \pm 956$  para o IPS Empress e de  $1050 \pm 763$  para o ProCAD, não encontrando diferenças entre estes valores. As duas técnicas que utilizaram a leucita reforçada com vidro para a confecção de inlays, tanto prensada quanto usinadas no CEREC inLab (CAD / CAM) proporcionou um ajuste interno e marginal clinicamente aceitável após a cimentação. Não houve diferença estatística na nos valores de fratura para o IPS Empress e para o ProCAD.

**Oyague et al. (2010)** investigaram a influência no método de escaneamento (enceramento x digitalização do pilar), retentores de pontes (mesial vs distal) e convergência do ângulo de preparo (10,15 e 20 graus) e adaptação de uma prótese de zircônia de três elementos fabricadas pelo sistema Cercon Smart Ceramics. Para este estudo foram preparados 60 modelos mestres de metal simulando preparo de coroas totalmente cerâmicas. Os grupos com número de 10 foram divididos segundo a variação do ângulo. Metade das coroas de cada grupo foram enceradas e escaneadas (Cercon Unit Brain), e as estruturas restantes foram palençadas após escaneamento dos pilares e desenho no software (Eye Cercon laser óptico). Após a usinagem e sinterização, as estruturas foram fixadas com cimento fosfato zinco (Fortex, Faciden SL, Girona, Espanha) sob uma carga axial constante (15 N/cm<sup>2</sup> durante 4 min), usando o dispositivo que guiaria o assentamento (Defcon, Impladent, Holliswood, NY, USA). Um microscópio eletrônico de varredura foi utilizado para aferir o assentamento e duzentas medidas foram feitas ao longo da margem. As estruturas obtidas do escaneamento do enceramento possuíram pior assentamento do que aquelas desenhadas em sistema CAD. A posição do pilar não influenciou a adaptação marginal vertical. A variação da convergência do ângulo preparo não influenciou o selamento marginal.

Nenhuma interação significativa foi relatada entre método de escaneamento, ângulo de preparo, pilares e ângulo de convergência. O assentamento de estruturas parciais de zircônia depende do método de digitalização e a digitalização do pilar é preferível do que a digitalização do enceramento, embora a vedação marginal obtida com as duas técnicas e em todos os ângulos de convergência testados estava dentro da faixa clinicamente aceitável de 50-120  $\mu\text{m}$ .

**Rungruanganunt et al. (2010)** avaliaram duas técnicas para definir quantitativamente em 3D o desajuste interno de coroas, como micro-tomografia computadorizada (micro-CT) e a análise quantitativa óptica. Para isto, uma réplica de um preparo de um incisivo central superior e uma infra-estrutura em zircônia foram fornecidos pelo fabricante (Lava, 3M ESPE) e um material de moldegem de baixa viscosidade foram inseridos no interior da infra-estrutura e inserido no incisivo com pressão digital de aproximadamente 20 N e, em seguida, imediatamente colocados sob uma carga estática de 22,24 N (5 lb) durante 10 minutos. As amostras foram analisadas pelos dois métodos e a análise de regressão foi utilizada para comparar as curvas de calibração do método. Os dados de calibração do Micro-CT mostraram intervalos de confiança de 95% e foi capaz de medir ao longo de um intervalo mais amplo do que a técnica óptica. Regiões de interesse (por exemplo, lingual, cervical) foram mais facilmente analisadas com a imagem óptica e esta técnica era mais adequada para espaços de cimentação finos. O micro-CT permite a segmentação das imagens tomográficas formadas e permite também capturas das imagens com precisão. Os autores concluíram que tanto o micro-CT quanto o método óptico podem ser utilizados para quantificar a espessura do espaço de pré-cimentação. Cada técnica tem suas vantagens e limitações, mas dependendo do método escolhido existem particularidades que otimizam o protocolo de análise da adaptação dos sistemas CAD / CAM.

**Vanoorbeek et al. (2010)** avaliaram por um período de três anos a taxa de sobrevivência de coroas unitárias confeccionadas com infra-estrutura de material resinoso e com cerâmica pura pelo sistema CAD / CAM e revestidas

com material resinoso e cerâmico, respectivamente. Cento e trinta pacientes (18 a 70 anos) foram distribuídos aleatoriamente para receberem coroas com infraestruturas de resina ou de cerâmica, atingindo o número de 200 coroas unitárias. Quando foram entregues 120 unidades, as coroas com infraestrutura de resina não foram mais confeccionadas pois não apresentaram bom comportamento. As coroas foram avaliadas por um período de seis, doze, vinte e quatro e trinta e seis meses. Réplicas das coroas foram feitas após três semanas de uso e após os períodos de avaliação. Os critérios utilizados foram a adaptação marginal; análise da estética e função segundo considerações feitas pelo paciente na escala analógica visual; cor, textura superficial e forma anatômica considerando os critérios da Associação de Odontologia da Califórnia e por fim o escaneamento a laser das réplicas. A taxa de sobrevivência foi definida na última chamada e foi de 55,6 para coroas em resinas e de 82,1 para coroas cerâmicas. Classificações quanto a cor e textura da superfície diferiram significativamente (32,4% para coroas a base de resina compostase e 96,0% para coroas de cerâmica), assim como a avaliação da forma anatômica (26,5% para as coroas com base de compósitos e 96,0% para as coroas de cerâmica). As razões de falhas ou restaurações mal sucedidas foram as seguintes: para as coroas com infraestruturas de compósito foram observados fraturas (4), afrouxamento (17), um desgaste excessivo (6), cor inaceitável (1), desadaptação marginal (1); para as coroas cerâmicas foram observados fratura (3), desadaptação marginal (10), e lascas da porcelana de revestimento (1). Os autores relataram uma taxa de abandono de 25,4% em relação ao número de restaurações. Os autores concluíram que a taxa de sucesso das coroas com infraestruturas de compósitos foram inferiores quando comparados as cerâmicas. Devido ao bom comportamento das coroas cerâmicas elas continuam sendo indicadas para restaurações metal free

**Pak et al. (2010)** investigaram e compararam a adaptação de coroas obtidas pelos sistemas de CAD/CAM Lava e Digident antes e depois da adição da porcelana de revestimento. Os blocos utilizados pelo Lava foram de zircônia pré sinterizada e os do sistema Digident foram blocos totalmente sinterizado. Quarenta infraestruturas, sendo vinte por grupo foram fabricados

com espessura de 0,5 mm. A avaliação da adaptação dos copings foram realizadas e após a aplicação da porcelana de revestimento a mensuração foi realizada novamente. Para mensuração, o microscópio de luz foi utilizado, e diversas imagens foram processadas em um aumento de duzentos e quarenta vezes. A média e desvio padrão da adaptação marginal foram de  $61,52 \pm 2,88$   $\mu\text{m}$  para as infra-estruturas confeccionadas no Digident e de  $83,15 \pm 3,51$   $\mu\text{m}$  após a aplicação da porcelana de revestimento. Já para os copings produzidos pelo Lava a média e desvio padrão foi  $62,22 \pm 1,78$   $\mu\text{m}$  e de  $82,03 \pm 1,85$   $\mu\text{m}$  após a aplicação da porcelana de revestimento, diante da análise estatística não houve diferenças entre os grupos. Porém houve diferenças intragrupos após a aplicação da porcelana de revestimento. Os autores concluíram que não houve diferenças significantes na discrepância marginal entre os dois sistemas e que o processo de adição da porcelana de revestimento mostrou influenciar na adaptação marginal. Por fim, todas as mensurações analisadas estiveram dentro de padrões de discrepância marginal.

**Borba et al. (2011)** mensuraram a adaptação marginal e interna de próteses fixas totais cerâmicas de três unidades fabricadas pelo sistema CEREC CAD/CAM utilizando a técnica de mensuração do micro-CT. Dois materiais foram utilizados para confecção de infraestruturas: Vita In-Ceram YZ e o Vita In-Ceram Zircônia. Deste modo, duas hipóteses foram testadas: (a) existiria diferença entre a desadaptação marginal (MG) e interna (desadaptação região do término- CA, desadaptação parede axial- AW, desadaptação região do ângulo oclusoaxial- AOT, desadaptação região oclusal- OA) entre os dois sistemas testados (b) existiria diferença entre as desadaptações mensuradas em diferentes locais para ambos os sistemas. A diferença existente entre os blocos são que o primeiro após o processo de usinagem necessita de um processo de sinterização para atingir resistência, já o último bloco não possui a necessidade de passar por este processo por ser usinado em sua fase sinterizada. Após o planejamento e obtenção destas infraestruturas no sistema CEREC, cada peça foi assentada no micro-CT e avaliado a desadaptação. Cinco locais de mensurações foram realizados em diferentes áreas de término e em regiões da adaptação interna e também foi

analisado no eixo Y a desadaptação horizontal das coroas. Os resultados obtidos em cada local de aferição foram comparados e não houve diferença significativa. Porém os resultados dos mesmos pontos de uma mesma peça foram comparados para comparar os materiais. A Cerâmica IZ mostrou valores médios de desadaptação significativamente maior do que YZ para locais MG, CA e OA. Nestes locais, os valores de desadaptações para IZ foram 8-32% superiores do que os medidos para YZ. No AW, o valor obtido para o intervalo YZ era 15% mais elevada do que a de IZ, e esta diferença foi estatisticamente significativa. Não houve diferenças estatística entre os valores médios obtidos para AOT e os dois materiais cerâmicos. Os sistêmicos cerâmicos avaliados mostraram diferentes níveis de adaptação marginal e interna, rejeitando a primeira hipótese do estudo. Próteses fixas parciais YZ, mostraram menores valores de desadaptação do que IZ, para a maioria dos locais de mensuração. A segunda hipótese foi também rejeitada uma vez que existem diferenças entre os valores de desadaptação em diferentes locais para estes sistemas cerâmicos. Apesar das diferenças, ambos os sistemas de cerâmica demonstraram zonas clinicamente aceitáveis tanto para regiões marginais e internas.

**Yüksel & Zaimoglu (2011)** avaliaram a adaptação marginal e a microinfiltração após a cimentação com diferentes agentes cimentantes em restaurações cerâmicas. Trinta incisivos centrais superiores extraídos foram preparados para receber coroas do tipo metal free e foram divididos em três grupos. Os dentes extraídos foram completamente preparados a nível de dentina na linha de junção cimento esmalte com desgaste de 1,2 mm. A angulação das paredes foram de 6 graus e altura do preparo finalizou em 7mm. Os preparos receberam copings de diferentes materiais: Grupo 1: CAD/CAM fabricado com Zircônia (3M Espe LAVA), Grupo 2 Dissilicato de lítio prensado(IPS e.max Press) e Grupo 3 Infraestruturas de metal (CrCo) como grupo controle. Cada grupo recebeu por sua vez uma subdivisão no qual recebiam cimentação com cimento resinoso (RelyX U100, 3M) e cimento ionômero de vidro (KETAC CEM, 3M). Estes grupos foram submetidos a 24 horas de imersão em água destilada a 37 graus celsius e depois foram

submetidos a ciclos térmicos entre 5 e 55 graus celsius por um período de 30 segundos. Após este processo as raízes dos dentes foram revestida com esmalte unha, um milímetro abaixo da margem e imersa em 0,5% de fucsina básica por 24 hrs. Após este período cada dente foi lavado e embebido em resina acrílica autopolimerizável. Após a inclusão, foi seccionado no sentido bucolingual e mésiodistal com um disco diamantado refrigerado, gerando 4 secções por dente. Cada amostra foi seccionada e fotografada em um estereomicroscópio com o aumento de 50 vezes e os dados foram transmitidos a um computador. Um software de análise de imagens permitiu a mensuração da adaptação marginal e a porcentagem da microinfiltração foi pontuada em uma escala de 0 a 4, onde 0 não havia nenhum ponto de microinfiltração, 1 microinfiltração no primeiro terço da parede axial, 2 microinfiltração no segundo terços da parede axial, 3 microinfiltração em todo o comprimento da parede axial e 4 apresenta-se microinfiltração na extensão oclusal das paredes. A adaptação foi apresentada como médio e desvio padrão, enquanto a microinfiltração apresentou a frequência de distribuição do escores. O grupo 1 apresentou desadaptação de  $82,7 \pm 9,91 \mu\text{m}$  e grupo 2 apresentou  $92,6 \pm 9,53 \mu\text{m}$  e grupo 3  $96,5 \pm 11,10 \mu\text{m}$ . Diante das estatística dos valores apresentados houve diferença estatística ente as infraestruturas de zircônias e as infraestruturas metálicas. A microinfiltração variou o score de 0-2 e o cimento resinoso RelyX U100 mostrou um baixo nível de cimentação do que os cimentos de ionômero de vidro em todos os grupos. O grupo 1A apresentou menores escores de microinfiltração, enquanto altos valores de microinfiltração foi encontrado nos grupos 2B e 3B. O autor concluiu que a discrepância marginal e o tipo de cimento possuiu significativo efeito na microinfiltração. Menores microinfiltrações foram observadas em cimentos resinosos do que em cimentos de ionômero de vidro e as infraestruturas de CAD/CAM em zircônia mostrou menores discrepâncias e menores microinfiltrações quando comparadas com dissilicato de lítio prensado e o CrCo fundido.

**Grenade et al. (2011)** investigaram a adaptação marginal e interna de coroas de zircônia fabricadas pelo processo de CAD/CAM (Procera; Nobel Biocare) e de coroas obtidas pelo processo de fabricação mecanizada

(Ceramill; Amann Girrbach). Teve também como objetivo secundário estabelecer o impacto da localização dos dentes e do operador (técnico de laboratório) no estudo. O estudo trouxe como hipótese nula que a adaptação de interna e marginal dos copings de zircônia não eram influenciados pelo processo de fabricação, localização do dente ou pelo técnico do laboratório. Vinte e cinco modelos de gesso com um dente preparado para cerâmica pura foram adquiridos no Departamento de Odontologia da Universidade de Liège. Os preparos dos modelos não foram padronizados e foram realizados por vários dentistas que não sabiam da existência do estudo. Vinte modelos foram escaneados pelo escâner Procera (Procera Forte2.2, Nobel Biocare) e três modelos foram usinadas em blocos de resina (PVC). Dois modelos foram usadas pelo sistema Ceramill. Um das infraestruturas receberam a aplicação de espaçador manualmente e não foi utilizado para a avaliação da adaptação. Por esta razão outro modelo foi necessário para avaliar a acurácia da adaptação dos copings. Os vinte modelos foram divididos em dois grupos transformados em modelos de PVC pelo sistema Procera e foram enviados para três laboratórios diferentes. Onde foi realizada a confecção das infraestruturas, o escaneamento e a confecção foi realizado de acordo com cada sistema. Após a confecção e cimentação as amostras foram seccionadas. Para avaliar a adaptação marginal dois parâmetros foram utilizados: adaptação marginal (MG) e discrepância marginal absoluta (AMD). Também foi avaliado a adaptação interna (IG). As imagens foram geradas a partir de um microscópio de contraste e os valores médios e desvio padrão de IG, MG and AMD foram 106 (67)  $\mu\text{m}$ , 51(50)  $\mu\text{m}$  and 86 (64)  $\mu\text{m}$  para o grupo Procera e 115 (59)  $\mu\text{m}$ , 81(66)  $\mu\text{m}$ , 142 (72)  $\mu\text{m}$ , para o grupo Ceramill. As infraestruturas do Procera tiveram menores valores de adaptação marginal ( $P < .005$ ) e também de absoluta adaptação marginal ( $P < 0,01$ ) do que as infra-estruturas do Ceramill. A porcentagem de sobre e subextensão em relação a margem foram de 43% e 57% para copings Procera e de 71% e 29% para as infraestruturas do Ceramill. A discrepância absoluta foi significativa para molares do que para incisivos. Entretanto, não houve alteração da adaptação em relação a localização do dente. Não houve alteração significantes na adaptação interna em relação aos

técnicos. O estudo concluiu que a adaptação interna de ambas infraestruturas não diferem entre si, porém os valores da adaptação marginal e da discrepância marginal absoluta foi estatisticamente menor no Procera do que no Ceramill. Porém ambas infraestruturas mostraram adaptação marginal clinicamente aceitável, e em relação ao acabamento de margem das infraestruturas produzidas pelo Ceramill não foi alcançada performance melhor com o sistema Procera, apresentando altas porcentagens de sobre extensão e emergência descontínua em muitos casos.

**Lu et al. (2011)** realizaram um experimento para validar uma máquina CNC (CAM) de cinco eixos simultâneos produzida na China como um sistema aberto para escâners comercialmente presentes no mercado internacional. Para isto, um dente molar superior foi preparado e moldado para a obtenção de um modelo de gesso troquelizado. Um spray de dióxido de titânio (sirona) foi aplicado sobre a superfície do gesso e a amostra foi escaneada pelo escâner 3Shape para obtenção de um modelo digital em formato STL. Estas informações foram levadas ao software do escâner e foi a coroa foi planejada. A unidade fresadora avaliada usinou uma coroa em resina de um bloco e a coroa foi instalada sobre o dente previamente preparado. A amostra foi então submetida a micro-tomografia computadorizada e 12 pontos pré definidos foram mensurados em um software em todo o espaço interno existente entre a coroa e o preparo. Os resultados encontrados demonstraram ser clinicamente aceitáveis de acordo com a conclusão dos autores.

**Moldovan et al. (2011)** investigaram a adaptação das infraestruturas de zircônia confeccionadas pela tecnologia CAD/CAM, aplicando um método de réplica em 3D. A hipótese nula foi que a análise da adaptação das infra-estruturas feitas pelo CAD/CAM, ou por um material a base de silicone não influenciaria no resultado da adaptação interna. O experimento de análise 3D foi realizado no modelo mestre digital e sua mensuração foi feita em relação a sua correspondente face. Baseado nestes modelos, dez infra-estruturas de zircônia foram feitas pelo sistema CAD/CAM para cinco molares e cinco pré-molares, usando duas máquinas de usinagem Cercon®, DeguDent (GmbH,

Hanau, Germany) e o Cerec®, Sirona Dentals Systems, (Bensheim, Germany). A desadaptação interna da técnica de usinagem com água e da técnica de usinagem foi de 134/84 micrômetros (SD 78/28) para molares e de 93/69 micrômetros (SD 56/35) para os pré molares. O trabalho conclui que o processo de produção dos copings de zircônia ainda deve ser melhorado em relação a padronização, reprodutibilidade e eficiência. Enquanto os parâmetros de CAD e sua realização não são congruentes, devido os desvios padrões altos, o conhecimento mais especializado é necessário para alcançar os melhores resultados.

**Krasanaki et al. (2012)** avaliaram a influência de dois tipos diferentes de preparos (ombro 90 graus ou chanfro) no assentamento marginal de infraestrutura de alumina. Para isso dois laterais confeccionados por resina termoacrílica prensada receberam preparos para coroas totais cerâmicas com as duas conformações de término. Cada incisivo preparado produziu quatro modelos gerando no total oito infraestruturas de óxido de alumina pré sinterizada com o ZenoTec CAD/CAM. Todas as amostras foram escaneadas utilizando o micro-tomográfico Skyscan e as análises da desadaptação foram realizadas pelo software Tview v1.1 do Skyscan. A discrepância Marginal absoluta (MD) e a desadaptação marginal (MG) foram avaliadas usando a reconstrução vertical de 20 cortes micro-tomográficos. Os valores médios para MG em relação ao grupo chanfro foi de 22,52  $\mu\text{m}$  e para ombro foi de 21  $\mu\text{m}$ , os quais não obtiveram diferença estatísticas entre eles. Os valores médios de MG bucolinguais (MGB / l) foram maiores que os mesiodistais (MGM / d) para ambos chanfro (MGB/l = 24.63  $\mu\text{m}$ , MGM/d = 20.29  $\mu\text{m}$ ) e ombro (MGB/l = 27.00  $\mu\text{m}$ , MGM/d = 14.88  $\mu\text{m}$ ). Houve diferença estatística para o grupo ombro em relação aos valores bucolinguais e mesiodistais. Os valores médios de MD para a preparação de chanfro (26,70  $\mu\text{m}$ ) foram maiores do que aqueles para o ombro, porém sem diferenças estatísticas. A média de valores MD bucolinguais (MDB / l) foram maiores do que os mesiodistais (MDM / d) para ambos preparos: chanfro MDB / l = 32,46  $\mu\text{m}$ , MDM / d = 22,54 m) e ombro (MDB / l = 31,67  $\mu\text{m}$ , MDM / d = 15,71 mm) estatisticamente significativo. Preparos com chanfro obtiveram 15% de subextensão, 78,8% de igualdade de extensão e

6,25% de sobreextensão já as infraestruturas com ombro obtiveram 17,5% de subextensão, 10% de sobreextensão e 72,5 % de igualdade de extensão. Chanfro e Ombro não influenciaram na adaptação marginal de infraestruturas de cerâmica de alumina confeccionadas no CAD/ CAM. Porém todos os resultados se encontraram dentro de padrões aceitáveis clinicamente. Valores de MG e MD foram maiores em região vestibulolingual do que na região mesiodistal.

**Schaefer et al. (2012)** investigaram o ajuste marginal e interno de restaurações cerâmicas prensadas em dissilicato de lítio. Para isso, um primeiro molar inferior esquerdo foi preparado para receber uma coroa parcial e replicado por uma única etapa de moldagem com dupla viscosidade. Os modelos de trabalho foram obtidos a partir de gesso pedra Tipo IV e cinco restaurações indiretas foram fabricadas utilizando cerâmica de dissilicato de lítio prensada a quente. O modelo de dente em acrílico e as coroas cerâmicas parciais foram digitalizadas por uma escâner com uma precisão de 4  $\mu\text{m}$  e submetido a inspeção de qualidade computadorizada. Discrepâncias visuais na adaptação marginal e interna foram apresentadas com cores em um software. Para análise quantitativa, a média foi calculada e analisada por teste T de Student ( $n=5$ ;  $p=0,05$ ). A média dos valores de precisão (reprodutibilidade) variou de 34 (14) $\mu\text{m}$  para áreas internas e 78 (23) $\mu\text{m}$  para desajustes marginais. Diferenças de precisão ( $p = 0,003$ ) e de reprodutibilidade ( $p < 0,001$ ) foram estatisticamente significativas. Em geral, as áreas com ângulos agudos tais como cristas oclusais e a linha de término do preparo exibiram dimensões maiores, enquanto que as áreas com ângulos arredondados e suaves foram subdimensionados. A viabilidade de uma abordagem assistida por computador e tridimensional para avaliar adaptação marginal e interna de restaurações indiretas foi demonstrada ser viável.

**Vanlioglu et al. (2012)** mensuraram a adaptação marginal e interna de coroas parciais de dissilicato de lítio fabricadas utilizando IPS e.max Press e IPS e.max CAD. Foram confeccionadas 40 coroas de dissilicato de lítio para molares, das quais 20 foram obtidas pela técnica prensada e 20 pela técnica

usinada. O preparo das restauração onlays foi padronizado nas faces mesio-ocluso-disto-lingual com profundidade de 3 mm na caixa oclusal e 2 mm nas outras regiões, e uma expulsividade de 6 graus. As cúspides linguais foram reduzidas 2 mm de acordo com a anatomia. A adaptação marginal e interna das onlays em relação ao dente foi realizada pela técnica da réplica do silicone. Para avaliar adaptação marginal, as réplicas foram seccionadas no sentido bucopalatal em duas partes e méso distal em 3 partes obtendo 5 áreas de mensuração. Em cada secção mesio distal e em cada secção vestibulo lingual a adaptação foi aferida em oito pontos. Assim 40 mensurações foram avaliadas com uma magnificação de 200 vezes usando um microscópio de luz, totalizando 1600 mensurações. Destes oito pontos, medidos em todas as coroas, foi realizado as médias de cada ponto e a estatística do ponto. Os resultados mostraram que houve menor discrepância marginal das restaurações do IPS e.max CAD quando comparados com o IPS e.max Press na região de esmalte, sendo esta diferença estatisticamente significativa. Porém no ponto de mensuração da região marginal em dentina não houve diferença estatística. Foi apresentado também que a adaptação interna nas regiões oclusais e axiais entre IPS e.max Press and IPS e.max CAD foram significativamente diferentes. O estudo mostrou que apesar da discrepância localizadas nas paredes oclusais e axiais, ambas técnicas mostraram discrepâncias marginais in vitro aceitáveis, levando em consideração o valor de 120 micrômetros. Os autores concluíram que as diferenças na adaptação marginal foram registradas para restaurações cerâmica parciais usando diferentes técnicas, porém ambos os sistemas demonstraram discrepâncias marginais aceitáveis.

# PROPOSIÇÃO

---

A proposta deste estudo é avaliar as coroas de dissilicato de lítio obtidas pela técnica de prensagem a quente e por dois diferentes sistemas CAD/CAM para consultório (CEREC e E4D) por meio da análise da desadaptação vertical e horizontal utilizando a Micro-Tomografia computadorizada.

# Materiais e Métodos

---

## 1. Preparo das amostras

Um pré-molar inferior humano (34) extraído anteriormente (aprovação do Comitê de Ética 381/06) foi montado em um modelo Typodont com dentes adjacentes em resina e foi preparado para receber uma coroa total cerâmica. Um conjunto de pontas diamantadas (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil), adequado para a preparação de dentes para receber coroas metal free foi utilizado. O preparo foi realizado livre de reentrâncias, com ângulos arredondados e as paredes axiais possuíam convergência de 6 graus para a superfície oclusal. As margens foram preparadas em chanfrado profundo com ângulos axiokingivais arredondados, segundo recomendações de Goodacre (2001) (Fig. 1).



Fig. 1 Dente preparado para receber uma coroa total cerâmica.

No primeiro grupo, o grupo controle Prensado (grupo P), cinco restaurações foram fabricadas a partir de cerâmica de dissilicato lítio (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein), utilizando uma combinação da técnica de cera perdida e da técnica prensada a quente. Cinco impressões

regulares com silicone de adição polivinil siloxano (Futura AD putty, Regular e fluída, DFL Indústria e Comércio S / A, Rio de Janeiro, Brasil) foram realizadas em duas etapas (Fig. 2<sup>A</sup> e 2<sup>B</sup>) no dente preparado obtendo cinco modelos de gesso pedra tipo IV (Durone, Dentsply Ind. Com., Rio de Janeiro, Brasil) (Fig. 2<sup>C</sup> e 2<sup>D</sup>). O mesmo operador realizou todas as moldagens e confeccionou os modelos em temperatura ambiente. Após estes passos, um técnico experiente confeccionou as coroas em laboratório (Laboratório Marco Aurélio Dias Galbiati Uberlândia- MG), de acordo com as instruções do fabricante. As coroas foram enceradas à mão, incluídas no revestimento (Gilvest HS, BK Giulini, Ludwighafen, Alemanha) que depois foi levado em altas temperaturas, para realizar a técnica da cera perdida. Após a evaporação da cera, lingotes da cerâmicas IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) foram plastificados e prensados a 920 ° C com 5 bar de pressão (EP forno de injeção 500, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) no molde do revestimento.

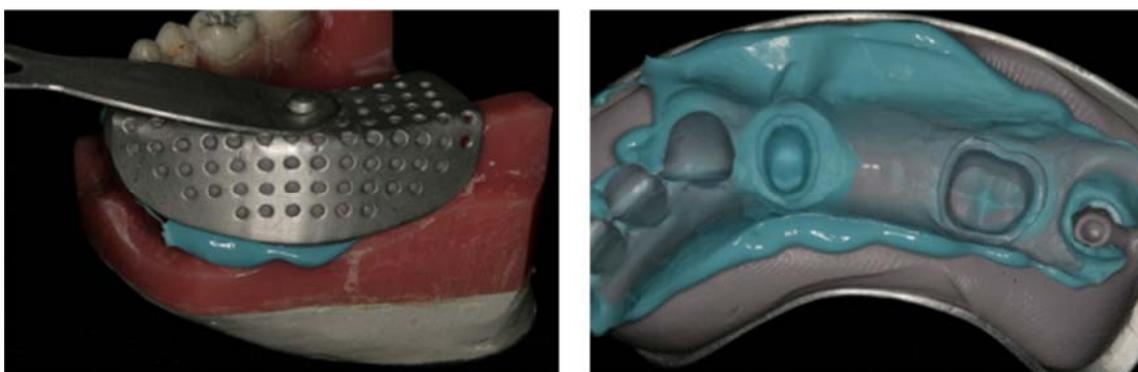


Fig. 2<sup>A</sup> Moldagem do modelo mestre com moldeira individual, 2<sup>B</sup> Molde para confecção de modelos



2<sup>C</sup> Vista vestibular do modelo de gesso, 2<sup>D</sup> Vista oclusal do modelo de gesso

No segundo grupo, grupo CEREC (Grupo C), cinco coroas de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) foram obtidas, para isso uma fina camada de pó de dióxido de titânio em aerossol (CEREC pó, VITA-Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha), foi aplicada sobre a superfície do preparo, sobre os dentes e tecidos moles adjacentes para criar um ótimo modelo digital (Fig. 3<sup>A</sup> e 3<sup>B</sup>). Esta fina camada de pó, segundo o fabricante, gera uma reflexão de luz da superfície de modo uniforme, facilitando a captura das imagens. Realizou-se a moldagem digital com o Sistema CAD CAM CEREC, do Instituto Eikon (Uberlândia, MG) utilizando o escaner CEREC 3D, que possui o sistema Bluecam de captação de imagens (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha). A Bluecam foi posicionada segundo as instruções do fabricante, e a imagem óptica foi capturada (Fig.3<sup>C</sup> e Fig 3<sup>D</sup>). Após esta etapa o modelo digital foi recortado para troquel e delimitado o término cervical do preparo (Fig. 3<sup>E</sup> e 3<sup>F</sup>). Estes passos permitem o desenho da coroa pelo software e envio para a unidade de fresagem (Fig 3<sup>G</sup> e 3<sup>H</sup>).



Fig 3<sup>A</sup> Vista Oclusal mostrando a aplicação de uma fina camada de óxido de titânio no modelo mestre Fig 3<sup>B</sup> Vista vestibular mostrando a camada de óxido de titânio aplicada.

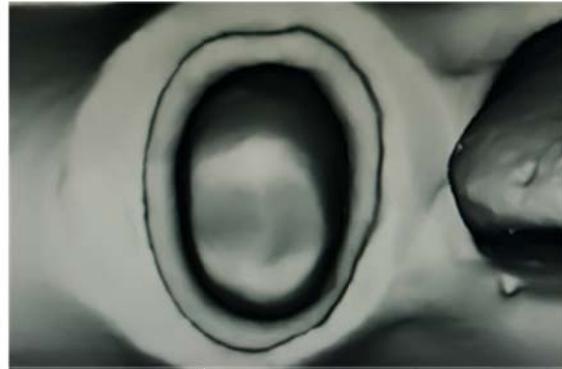


Fig 3<sup>C</sup> Modelo de gesso digital capturado pela Blue cam. Fig 3<sup>D</sup> Vista oclusal aproximada do preparo.



Fig 3<sup>E</sup> Modelo de gesso troquelizado

Fig. 3<sup>F</sup> Troquel delimitado o término

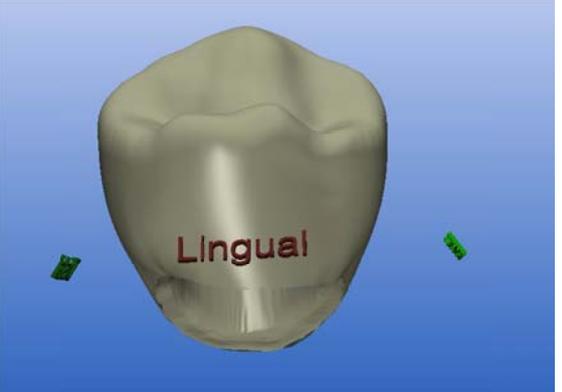
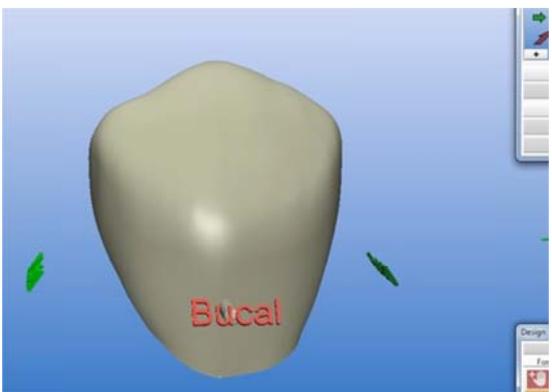


Fig. 3<sup>G</sup> Vista vestibular da coroa planejada

Fig. 3<sup>H</sup> Vista lingual da coroa planejada

No terceiro grupo, grupo E4D (grupo E), cinco coroas de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) também foram obtidas, para isso outro operador experiente realizou as moldagens digitais do dente preparado com o scanner a laser E4D (D4D Technologies, Richardson,

TX, EUA) disponibilizado pela Escola de odontologia da Universidade da Carolina do Norte (North Carolina, EUA), sem a adição da camada de pó de dióxido de titânio, de acordo com as instruções do fabricante, por cinco vezes (Fig. 4<sup>A</sup>). A câmera de captura de imagens do sistema E4D também foi posicionada considerando as instruções do fabricante, e a imagem óptica foi capturada (Fig. 4<sup>B</sup>). Após as capturas das imagens, cinco modelos digitais foram gerados. Estes modelos foram troquelizados, delimitados o término e desenhadas as coroas no software (Fig. 4<sup>C</sup> e 4<sup>D</sup>).

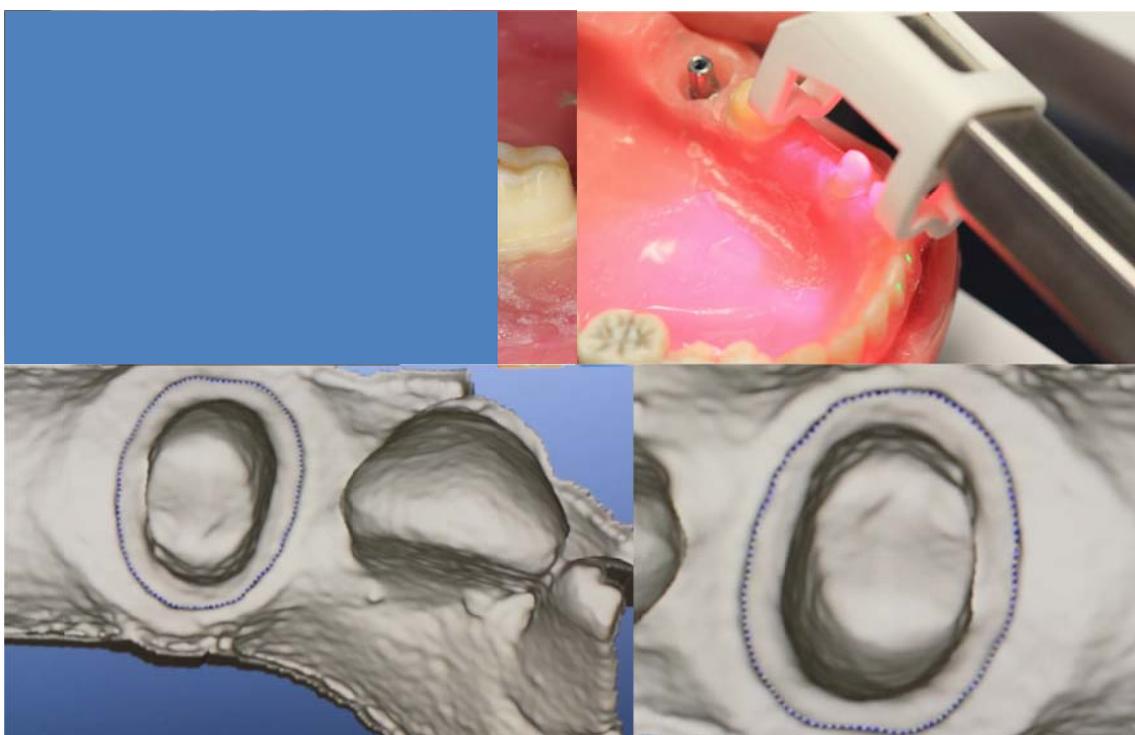


Fig. 4<sup>A</sup> Modelo mestre sem aplicação de pó pronto para ser escaneado Fig. 4<sup>B</sup> Escaneamento do modelo mestre utilizando a câmera do E4D. Fig. 4<sup>C</sup> Modelo digital gerado do escaneamento Fig. 4<sup>D</sup> Delimitação do término para o planejamento da coroa.

Como já mencionado, cinco diferentes moldagens digitais e cinco diferentes desenhos das coroas foram feitos para cada sistema CAD / CAM. As coroas de grupo C foram desenhadas pelo software 3.8 do CEREC 3D (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha) e as coroas de grupo E foram desenhadas pelo software 2.0 do E4D DentaLogic (D4D Technologies,

Richardson, TX, EUA). O espaço de cimentação foi selecionado no software em 0 e 10 micrometros, para os grupos C e E, respectivamente, gerando o planejamento digital das coroas. Logo após este passo, a unidade de fresagem CEREC inLab MC XL (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha) (Fig. 5<sup>A</sup>) foi utilizado para o processamento de todas coroas planejadas para o grupo C (Fig. 5<sup>B</sup>) e a usinagem no E4D (D4D Technologies, Richardson, TX, EUA) (Fig. 6<sup>A</sup>) também foi realizada confeccionando cinco coroas do grupo E (Fig. 6<sup>B</sup>). Vale ressaltar que para cada grupo um operador experiente obtêve todas as coroas e as duas máquinas foram calibradas, pelos respectivos fabricantes, antes da execução da pesquisa.

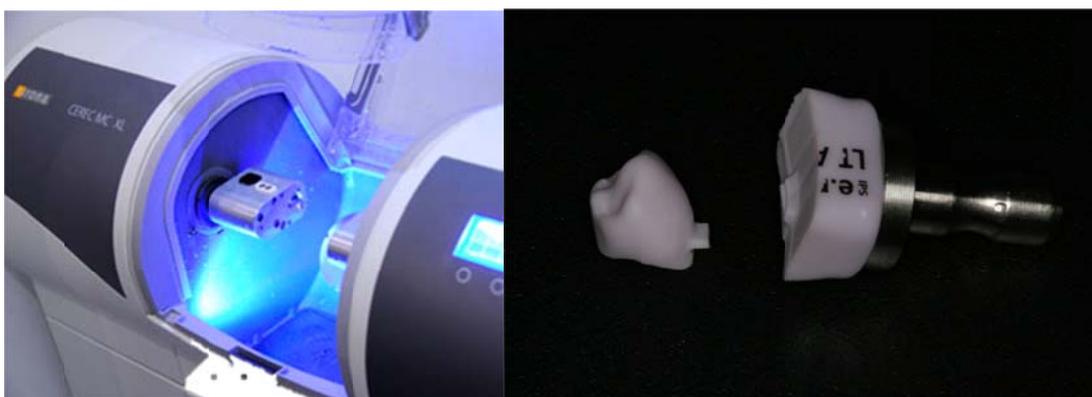


Fig. 5<sup>A</sup> In LAB MC LX Máquina de usinagem sistema CEREC Fig.5<sup>B</sup> Coroa de disilicato de lítio usinada pelo sistema CEREC.



Fig. 6<sup>A</sup> Central de usinagem do E4D Fig. 6<sup>B</sup> Coroa de dissilicato de lítio usinada pelo sistema CEREC.

## 2. Mensuração da adaptação

O dente preparado foi retirado do modelo modelo mestre (Fig. 7), e cada coroa foi fixada para as medições da desadaptação marginal. O procedimento de fixação foi realizado para cada coroa em um único dente com um material à base de silicone (GC Fit Checker, GC Dental Industrial Corp, Tóquio, Japão) (Fig. 8 e 9). Todas as amostras foram individualmente escaneadas utilizando um tomógrafo (Micro-CT Scanco CT40, Scanco Medical AG, Zurique, Suíça) disponível no Biomedical Imaging Research Center (BRIC-UNC, North Carolina –EUA), para obter imagens que permitiram a mensuração da desadaptação marginal (Fig. 10). O tempo de escaneamento de cada amostra era realizado em cerca de 1 hora, e cada amostra gerou mais de 500 imagens em um formato de arquivo DICOM. Aproximadamente 500 imagens foram convertidas em um programa denominado Irfanview32 (**rfanView** 3.32 Irfan Skiljan, <http://www.irfanview.com>) gerando aproximadamente 500 imagens no arquivo BMP. Após esta conversão, estas imagens eram abertas em um segundo programa denominado Data Viewer o qual convertia as imagens em aproximadamente 500 imagens axiais, 500 imagens sagitais e 500 imagens coronais. (Fig. 11<sup>A</sup>)



Fig. 7 O dente foi removido do Modelo Mestre, para a fixação das coroas e análise no Micro-CT.



Fig. 8 O material Fit Checker foi utilizado para a fixação das coroas

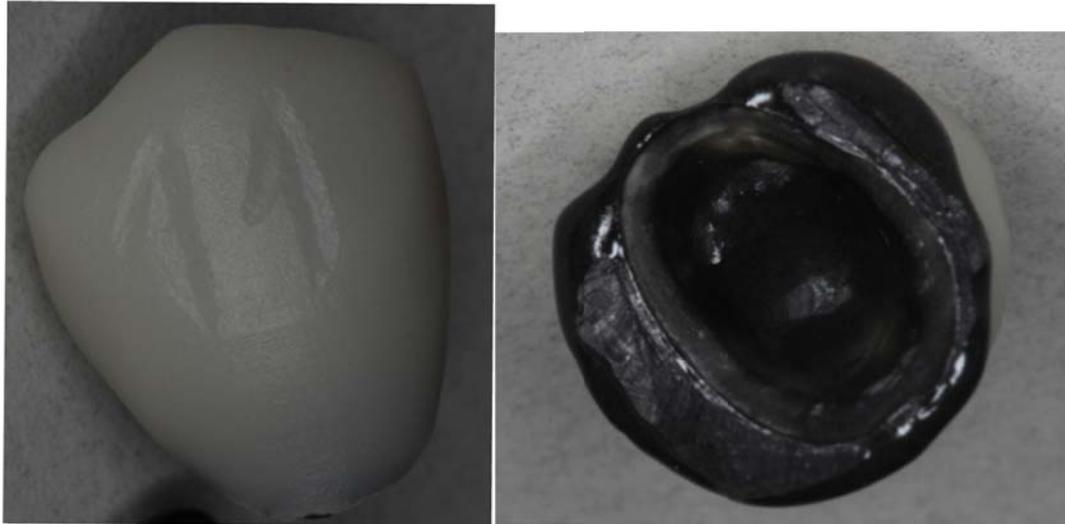


Fig. 9 As coroas foram fixadas com adição de uma fina camada do material e pressão digital contínua por 5 minutos de aproximadamente 10Ncm



Fig. 10 Micro-tomógrafo Scanco Medical e compartimento interno e indicando o tubo central , local de armazenamento do conjunto coroa fixada ao dente/estabilizada por uma gaze.

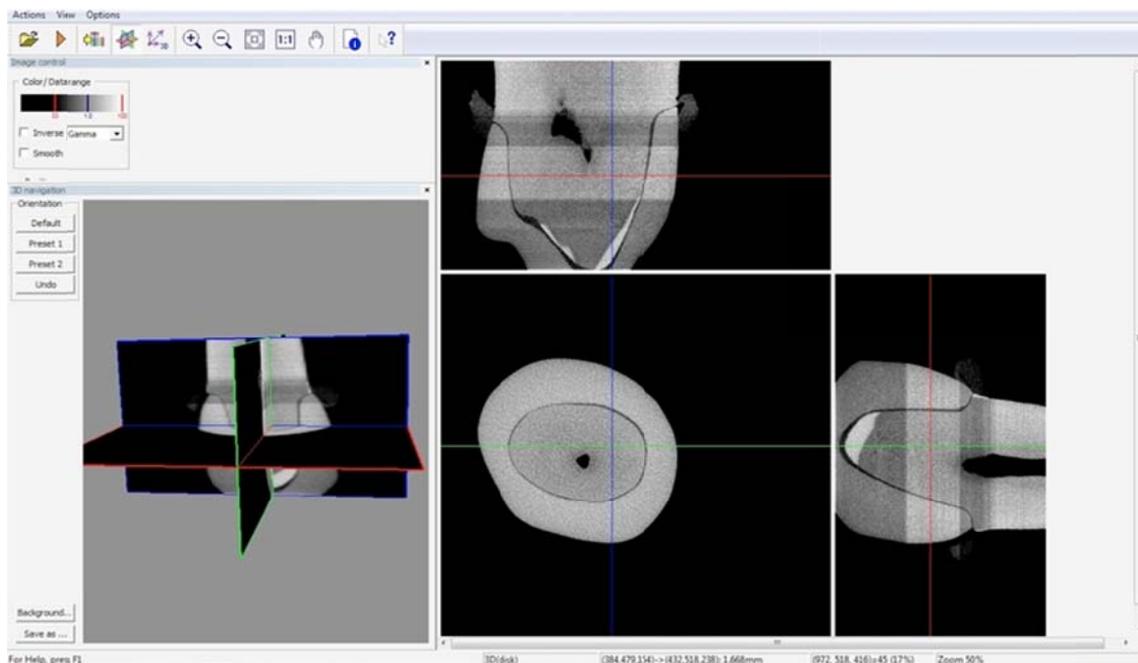


Fig. 11 Segundo programa Data viewer utilizado para converter os arquivos na extensão BMP em cortes transaxiais, coronais e sagitais.

As imagens sagitais e coronais do conjunto coroa/ fixada no preparo foram obtidas e destas foram selecionadas treze sagitais e treze coronais (Figuras 11<sup>B</sup> e 11<sup>C</sup>). Para a seleção da primeira imagem, uma visualização dos 500 cortes tomográficos foram realizados até que fosse encontrado o primeiro corte em que fosse possível a mensuração de duas áreas (Fig. 11<sup>B e C</sup>). Após a seleção da primeira, seguia-se visualizando os outros cortes tomográficos até que o último corte em que houvesse uma imagem passível de efetuar as medidas horizontais e verticais fosse selecionado. Por fim, ao determinar a primeira e a última, 13 imagens equidistantes tanto do grupo sagital quanto do grupo coronal, foram selecionados. Resultou então em 26 cortes tomográficos, em que foi possível, duas mensurações verticais e duas mensurações horizontais. Portanto, em cada imagem, quatro medições foram feitas com aumento de 400x, utilizando o software de processamento de CTAN (versão 1.12.0.0, SkyScan, Kontich, Bélgica), no qual dois desajustes verticais e dois horizontais foram aferidos (Fig. 12). No desajuste vertical, os pontos mais exteriores do dente e da coroa foram marcados para medição (Fig. 13). Para o

desajuste horizontal, as medições foram efetuadas a partir do ponto mais externo da coroa para o ponto mais extremo do dente. (Fig. 14) Lembrando que as medidas verticais e horizontais eram realizadas simultaneamente de cada lado da coroa (Fig. 15). Com isso, cinquenta e duas medidas foram executadas avaliando as desadaptações verticais e cinquenta e duas foram executadas para as desadaptações horizontais em cada amostra lida. Este número está de acordo com as recomendações do Groten et al. (2000) (Fig. 11). Portanto, se considerarmos as 5 amostras teremos, 260 medidas verticais e horizontais para cada grupo. Considerou-se os valores médios de três observadores independentes e calibrados antes das medições.

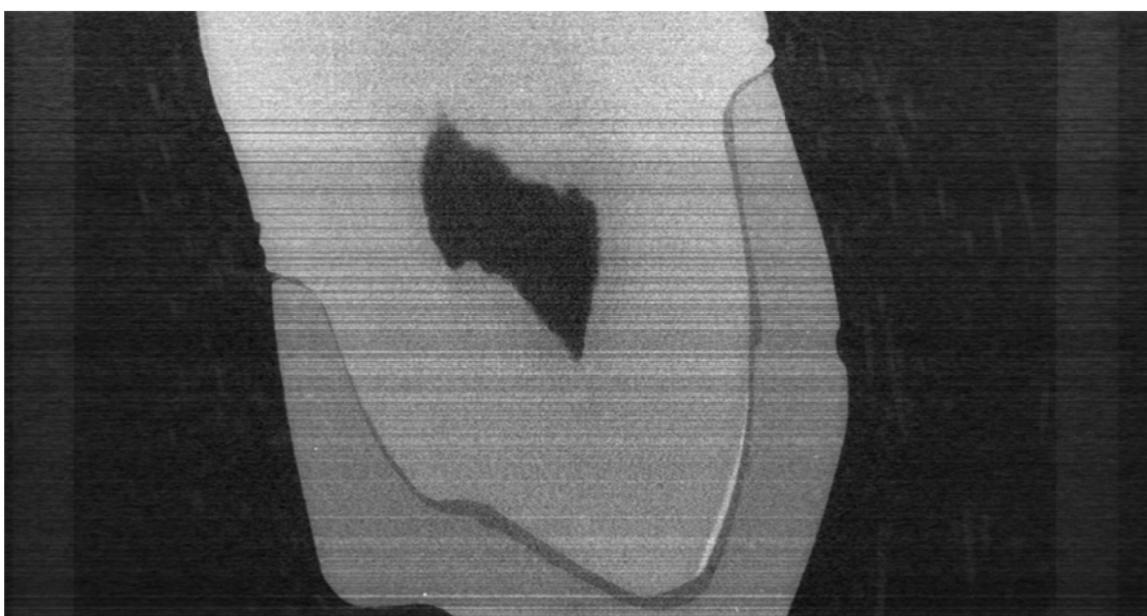


Fig. 11<sup>B</sup> Corte tomográfico sagital

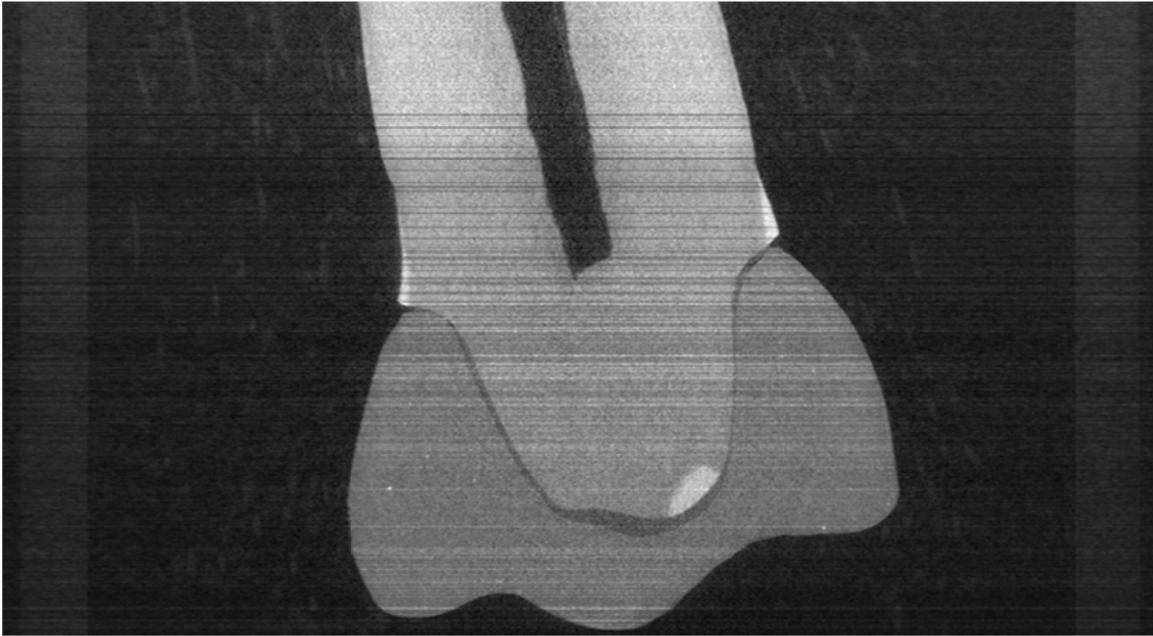


Fig. 11<sup>C</sup> Corte tomográfico coronal

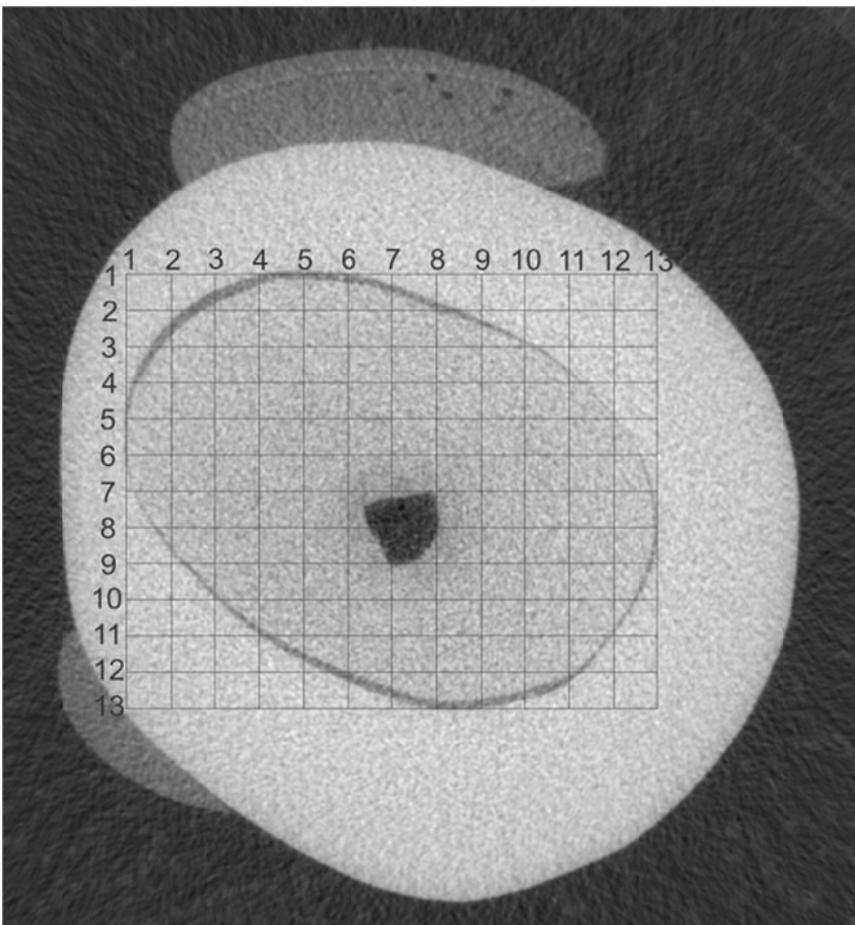


Fig. 11 Corte axial mostrando os 13 cortes sagitais e 13 coronais selecionados, os quais permitem dois locais de medidas, resultando em 52 medidas verticais e 52 horizontais por coroa.

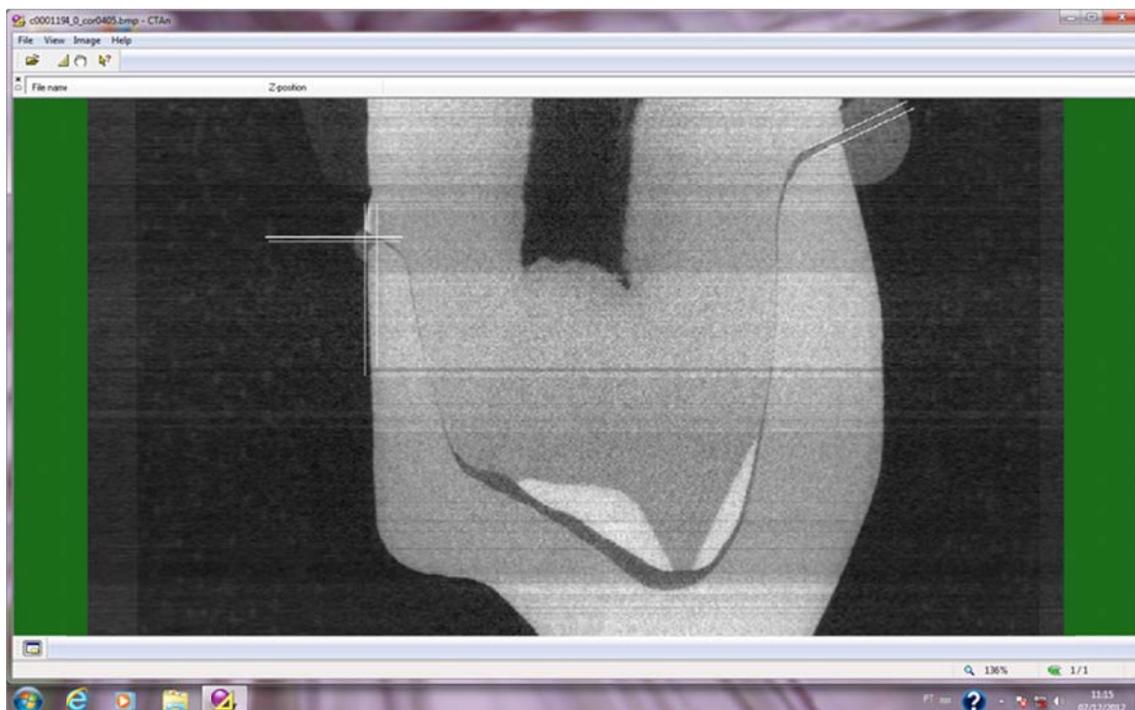


Fig. 12 Cada corte permite a mensuração de 2 medidas de desadaptação vertical e de 2 medidas de desadaptação horizontal, o que resulta em 52 pontos de mensuração.

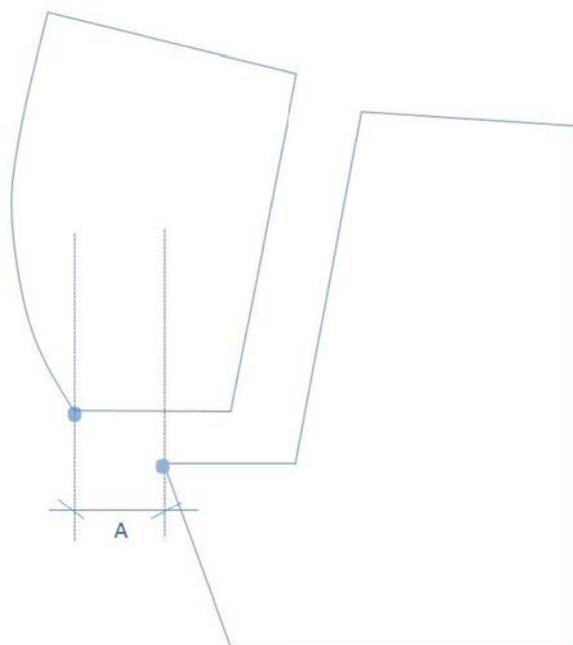


Fig. 13 Medidas da desadaptação horizontal.

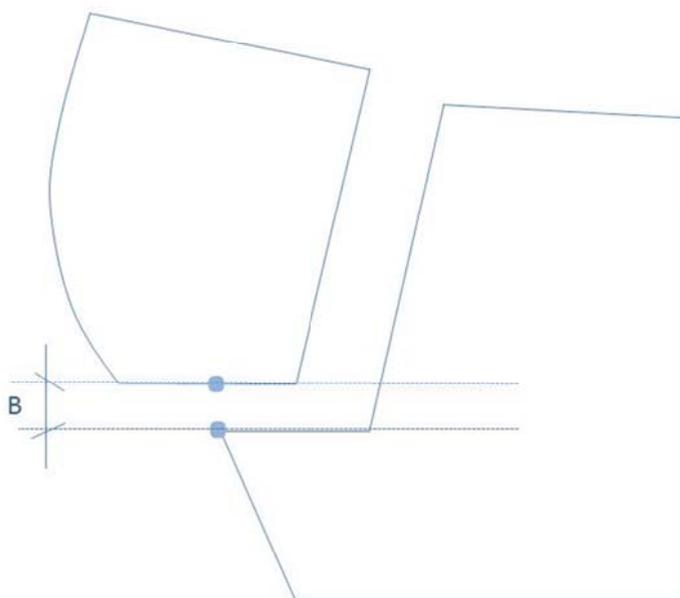


Fig. 14 Medidas da desadaptação vertical.

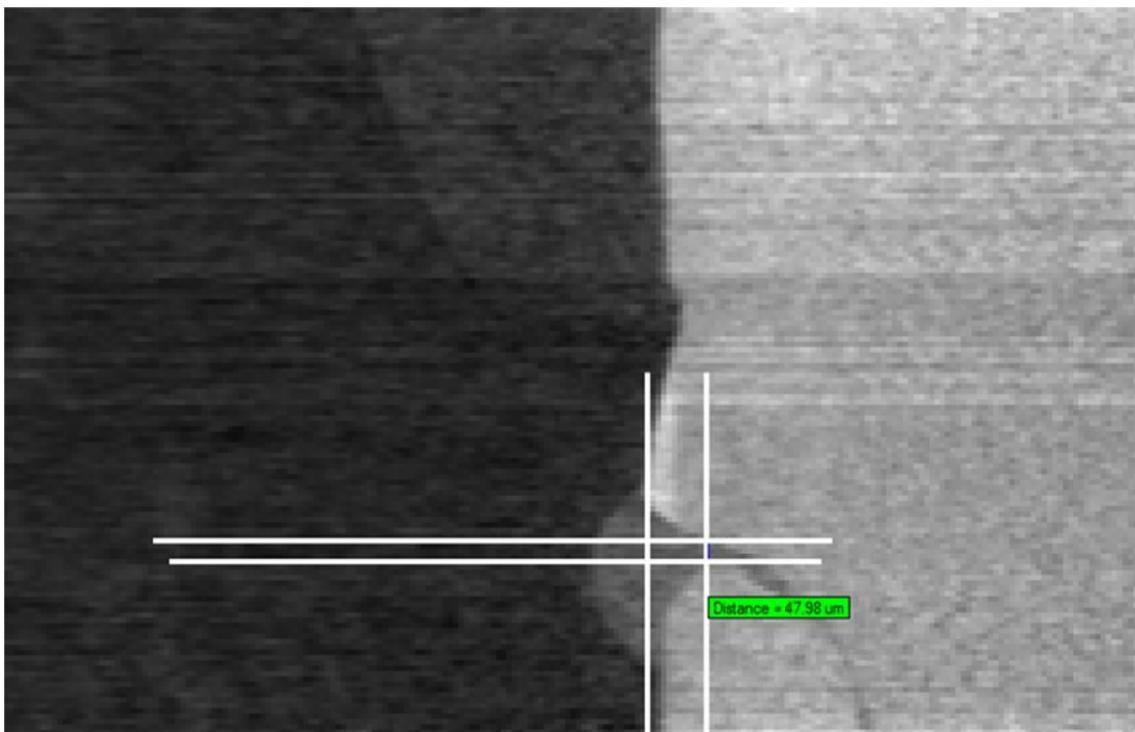


Fig. 15 Imagem aproximada de uma das áreas de aferição, mostrando as retas de orientação das medidas verticais e horizontais.

### 3. Análise dos resultados

Para a análise dos resultados, as 260 mensurações de desadaptação vertical de cada grupo foram enquadrados entre os valores de adaptação vertical aceitáveis encontrados na literatura, gerando o seguinte padrão de distribuição dos valores  $< 75\mu\text{m}$ ,  $75\text{-}100\mu\text{m}$ ,  $100\text{-}120\mu\text{m}$  e  $>120\mu\text{m}$ . Depois de enquadrado os valores, foi calculado o percentual dos dados em cada lacuna. (Davis, 1988; Holmes et al. 1992; Hung et al. 1990; May et al. 1998; McLean e von Fraunhofer, 1971; Reich et al. 2008).

Os valores da adaptação horizontal foram quantificados em valores negativos (equivalente a coroas com subextensão), valores iguais a zero (equivalente a igualdade de extensão entre término da coroa e do preparo no sentido horizontal) e valores positivos (equivalente a coroas com sobreextensão).

## Resultados

---

Todos os valores de desadaptação marginal vertical e horizontal podem ser vistas no apêndice 1 a partir das páginas 95-102. A Tabela 1 mostra a porcentagem dos valores de adaptação vertical de cada grupo, enquadrados entre os valores de adaptações aceitáveis clinicamente.

Table 1 – Porcentagem dos valores de adaptação marginal de cada grupo até 75 $\mu$ m, 75 $\mu$ m–100 $\mu$ m, 100 $\mu$ m–120 $\mu$ m and acima de 120 $\mu$ m.

	Até 75 $\mu$ m	75 $\mu$ m–100 $\mu$ m	100 $\mu$ m–120 $\mu$ m	Maiores 120 $\mu$ m
Prensado	83.85%	11.15%	3.08%	1.92%
CEREC	83.85%	10.77%	2.31%	3.07%
E4D	65%	15%	6.93%	13.07%

---

A tabela acima mostra que 95 % dos valores do grupo P possuem valores de desadaptação abaixo de 100  $\mu$ m. Este fato ocorreu também para o grupo C em que 94,62% dos valores estiveram abaixo de 100  $\mu$ m. Já para o grupo E 80 % dos valores se encontraram nesta faixa. Quando analisamos a porcentagem de valores acima de 100  $\mu$ m, 5% dos valores do grupo prensado apresentaram nessa faixa e se segmentássemos esses valores 3,08% estão na faixa de 100 a 120  $\mu$ m e somente 1,92% estiveram acima de 120  $\mu$ m. Fato semelhante também ocorreu para o grupo C onde 5,37% dos valores se encontram maiores que 100  $\mu$ m, se segmentássemos a distribuição dos valores entre 100-120  $\mu$ m, 2,31% dos valores estiveram dentro desta faixa e somente 3,07% dos valores foram maiores que 120  $\mu$ m. Quando realizamos esta análise para o grupo E, 20% dos valores se encontraram maiores que 100  $\mu$ m e destes valores 6,93% estavam entre 100 e 120  $\mu$ m. Porém 13,07% dos valores do

grupo E foram maiores que 120  $\mu\text{m}$ .

No **grupo P**, 1,92% dos valores de desadaptação vertical que estiveram acima de 120  $\mu\text{m}$ , foram encontrados nas seguintes coroas: **Coroa 1** (362  $\mu\text{m}$ ), **Coroa 5** (161,94  $\mu\text{m}$ , 162,82  $\mu\text{m}$ , 128,02  $\mu\text{m}$ ).

Se considerarmos o percentual de 3,07 do **grupo C**, referente a valores maiores que 120  $\mu\text{m}$ , os seguintes valores se encontravam dentro deste padrão: **Coroa 1** (127,08  $\mu\text{m}$ ; 121,62  $\mu\text{m}$ ; 121,81  $\mu\text{m}$ ) **Coroa 2** (162,03  $\mu\text{m}$ ; 133,19  $\mu\text{m}$ ;) **Coroa 5** (128,32  $\mu\text{m}$ ).

Já para o **grupo E** 13,07% dos valores que estavam maiores que 120 micrômetros foram os seguintes valores: **Coroa 1** (138,62  $\mu\text{m}$ ; 148,72  $\mu\text{m}$ ; 174,88  $\mu\text{m}$ ; 202,98  $\mu\text{m}$ ; 152,97  $\mu\text{m}$ ; 227,33  $\mu\text{m}$ ; 290,15  $\mu\text{m}$ ; 284,7  $\mu\text{m}$ ; 248,42; 298,62  $\mu\text{m}$ ; 260,13  $\mu\text{m}$ ; 128,21  $\mu\text{m}$ ; 299,97  $\mu\text{m}$ ; 289,6  $\mu\text{m}$ ; 255,2  $\mu\text{m}$ ; 220,55  $\mu\text{m}$ ; 217,14  $\mu\text{m}$ ; 161  $\mu\text{m}$ ; 159,95  $\mu\text{m}$ ; 163,95  $\mu\text{m}$ ; 175,94  $\mu\text{m}$ ; 227,93  $\mu\text{m}$ ; 155,95  $\mu\text{m}$ ; 183,84  $\mu\text{m}$  ) **Coroa 2** (147,95  $\mu\text{m}$ , 131,96  $\mu\text{m}$ ; 135,96  $\mu\text{m}$ ) **Coroa 4** ( 130,07  $\mu\text{m}$ ; 136,19  $\mu\text{m}$ ; 161,99  $\mu\text{m}$ ) **Coroa 5** (208,95  $\mu\text{m}$ ; 155,28  $\mu\text{m}$ ; 118,76  $\mu\text{m}$ ; 193,35  $\mu\text{m}$ ; 136,96  $\mu\text{m}$  ).

Os valores de adaptação horizontal foram percentualmente quantificados e foi apresentado no gráfico abaixo a porcentagem dos 260 valores de cada grupo que se apresentaram com subextensão, horizontalmente adaptado e com sobreextensão (Figura 16).

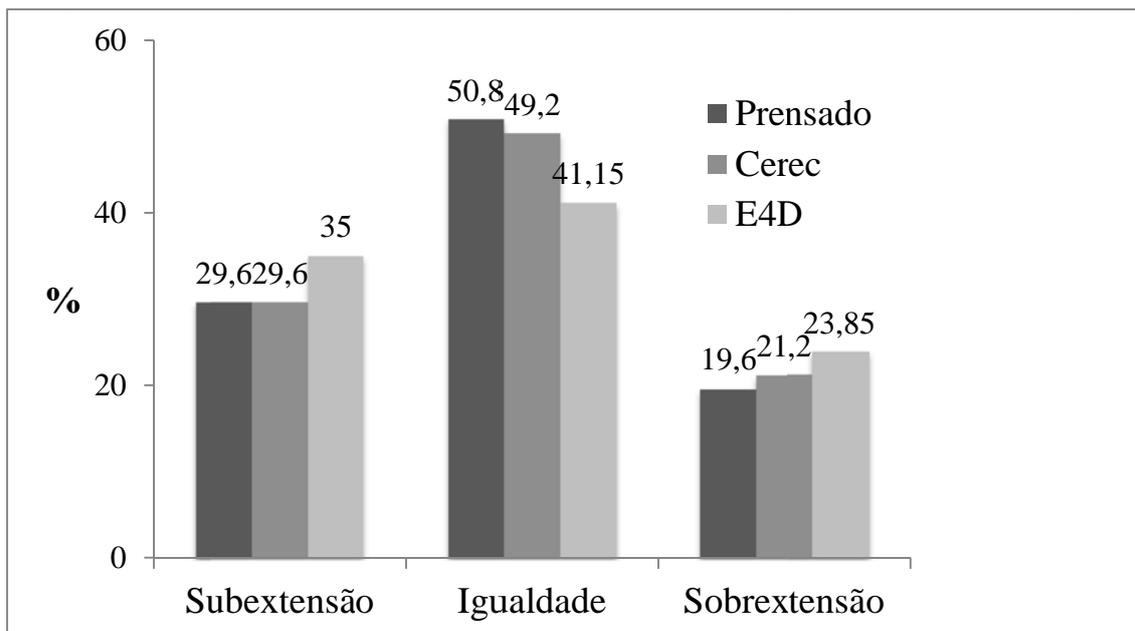


Gráfico 1. Condição horizontal das coroas nos diversos grupos.

Os valores de igualdade de extensão horizontal entre a coroa e o preparo foram de 50,77% para o grupo P, 49,23% para o grupo C e de 41,15% para o grupo E. Os valores de subextensão foram similares para o grupo P e Grupo C, 29,62% e 29,61% respectivamente e para o grupo E foram de 35%.

Mediante aos valores do gráfico as porcentagens de sobreextensão são muito similares sendo 19,61% para o grupo P, 21,16% para o grupo C e 23,85% para o grupo E.

Trabalhos clínicos tem indicado 90% de sucesso das restaurações com cerâmica pura. Os problemas clínicos mais comuns em coroas de cerâmica descritos na literatura são relacionados à mudança de cor, sensibilidade, e fratura ou perda de retenção, embora todos estes problemas ocorram em baixa incidência (Della Bona e Kelly, 2008; Fasbinder, 2006; Ortorp et al, 2009; Reich et al, 2004 Berg & Derand, 1997; Fasbinder et al, 2010; Ortorp et al, 2009; Reich et al, 2004; Vanoorbeek et al, 2010). Estes problemas podem estar relacionados ao operador e até as limitações do material, sugerindo não haver razões para medir o alívio interno entre o dente e as coroas – espaço para cimento e se concentrar na área de término cervical. Até porque a cárie dentária é outro problema que pode levar ao insucesso da restauração (Goldman et al., 1992), dado a exposição do agente cimentante ao meio bucal (Lang et al., 1983).

As desadaptações marginais verticais do grupo E4D apresentaram uma maior quantidade de valores maiores do que 120  $\mu\text{m}$  do que os outros grupos. Já os resultados dos outros grupos (Tabela 1) se apresentam nos intervalos clinicamente aceitáveis de adaptação vertical, principalmente quando da análise dos abaixo de 75  $\mu\text{m}$ . Adotar 120  $\mu\text{m}$ , um dos maiores valores de desadaptação encontrados na literatura, como critério de sucesso para desadaptação vertical foi utilizado inicialmente por Mc Lean & Franhoufer, em 1971 e citado em vários outros estudos (May et al, 1998; Leong, et al. 1994; Sulaiman, et al. 1997). Em contrapartida, Holmes et al. (1992) relataram que 100  $\mu\text{m}$  é desejável, considerado clinicamente aceitável e além disso, permite fácil remoção do excesso de cimento sem promover a remoção deste da fenda marginal (Kramer et al. 2000). Finalmemte Hung et al., 1990, consideraram 75  $\mu\text{m}$  como clinicamente aceitáveis.

Toda esta variação pode estar relacionada ao método de avaliação do operador e os diferentes materiais analisados, levando a resultados

diferentes e variação da informação. Para gerar os 260 valores enquadrados dentro dos intervalos descritos, foram confeccionados cinco amostras fixadas em um mesmo dente em que foi aferido 52 locais, gerando as informações sobre a discrepância marginal. Este número de mensurações foi baseado em um estudo anterior (Groten et al., 2000) que relatou a necessidade de pelo menos 50 medidas em torno do dente para gerar informações clinicamente relevantes sobre o tamanho da desadaptação de uma amostra. Apesar disso, sabemos que quanto maior for o número de medições, mais confiança e precisão podem ser alcançados e repassados para os leitores. E quando há um pequeno número de amostras, questionamentos podem ser gerados (Yeo et al., 2003) entretanto, sabe-se que quando a técnica de confecção dos trabalhos leva a produtos muito similares, o aumento do número das amostras, não influenciará nos resultados, e somente aumentará significativamente os custos. O número de amostras em diferentes estudos variou de 5 a 25 (Baig et al, 2010; Da Costa et al, 2010; Keshvad et al, 2011; Krasanaki et al., 2012; Lee et al, 2008; Vanlioglu et al, 2012). Além do número de amostras, o número de locais medidos em cada amostra também deve ser considerado, pois observou-se de 6 a 50 locais para cada amostra, resultando em 60 ou mais valores de desajuste por grupo analisado. Outros estudos, realizaram apenas quatro medições por amostra (Holmes et al, 1992; Hung et al, 1990, Sulaiman et al, 1997), o que poderia não ser representativo no desajuste marginal. Como já falado, no presente trabalho analisou-se por grupo 260 locais, e ao escolher o teste estatístico, os mais utilizados nos estudos lidos não pareceram ser os mais indicados.

Os locais de medições em alguns estudos são representado por valores médios, que servem como referência da adaptação marginal da coroa inteira (Lee et al, 2008; Da Costa et al, 2010; Pak et al; 2010; Yuksel & Zaimoglu, 2011). Outros estudos, provavelmente, usaram todas as medições de adaptação marginal obtidas, que podem variar de zero a valores elevados, o que demonstra uma grande discrepância e também aumento nos valores de desvio padrão (Baig et. al. 2010) (Kuni et al. 2007; Baig et al., 2010; Beuer et al. 2008; Beuer et al. 2010; Grenade et al. 2011; Moldovan et al. 2011). Além

disto, os pesquisadores não costumam enfatizar a variabilidade do desvio padrão que ocorre ou o significado dessa (Holmes et al. 1992). Grande desvio padrão ocorreu em outro estudo bastante semelhante (Baig et al. 2010). Uma diferente análise dos resultados poderia ser realizada considerando os 260 valores obtidos ( $n=260$ ), porém altos desvios padrões são encontrados, como sera mostrado a seguir. Ressalta-se que não foi necessária a análise de distribuição dos dados, porque, nesta análise o  $n$  é maior que 100 ( $n=260$ ), possibilitando o uso do teste de Tukey para buscar diferenças estatísticas entre os grupos. Assim encontrou-se os seguintes valores de média e desvio padrão: Grupo P 36,83 (41,78); Grupo C 39,20 (37,03); Grupo E 66,91 (64,36). Deste modo diferenças estatísticas significantes entre o grupo E e os demais grupos ( $F = 30,761$ ,  $P < 0,001$ ), mas não entre os grupos C e P, que apresentaram valores mais baixos de desadaptação.

Entretanto se o valor médio das 52 medições de cada espécime tivesse sido considerado no presente estudo, para  $n= 5$ , o desvio padrão obtido seria menor para cada grupo. No grupo P seria (36,83) 13,97  $\mu\text{m}$ , grupo C 39,20 (8,71) seria, grupo E seria 66,91 (31,90)  $\mu\text{m}$ . Esta situação apresentada não condiz com a realidade clínica relacionada às áreas de grandes desadaptações, mascaradas nos valores médios. Utilizando a primeira forma,  $n=260$ , embora encontra-se uma situação estatística mais condizente com a realidade, os desvios padrões são muito altos, como já mostrado. Isto ocorre porque os resultados apresentaram valores extremamente baixos, inclusive próximos a zero e outros com valores acima de 120  $\mu\text{m}$ , sendo que estes seriam perigosos para qualquer autor consultado. Para evitar estas ocorrências, preferiu-se apresentar os resultados por percentil (Tabela 1), a partir de limites pré-definidos em outros estudos.

As mensurações foram realizadas a partir das imagens produzidas pelo micro-CT. Este equipamento tem sido utilizado para investigar a adaptação marginal, e tem a vantagem de ser um método preciso e uma técnica não-destrutiva, diferentemente do estereomicroscópio que necessita de secção para medir os pontos de mensuração (Baig et al, 2010 e keshvad et al.

2011). Com o uso do Micro-CT, as medições podem ocorrer em diferentes locais, secções e distâncias, proporcionando fiéis medições nas reconstruções tridimensionais (Krasanaki et al. 2012). Isto permitiu a análise de mais de 50 pontos por amostra em um aumento de 400 vezes, com boa resolução, o que facilita o processo de medição. Em outros estudos, os tamanhos máximos de aumento descritos giram em torno de 2.7x (Schaefer, et al. 2012) 10x (Addi, et al. 2010), 40x (Keshvad, et al. 2011), 50x (da Costa et al, 2010; Yuksell & Zaimoglu), 100x (Kaway et al. 1995), 200x (Vanlıog˘lu, et al. 2012) de 250X (Holmes et al; 1992 e Pak et al; 2010). Este método tem sido utilizado e está sendo consolidado como uma ferramenta útil para avaliação da adaptação marginal de restaurações dentárias (Pelekanos et al. 2009; Krasanaki et al. 2012). No entanto, o micro-CT é um equipamento caro, de difícil acesso e consome grande tempo para fazer as leituras das amostras (Rungruanganunt et al. 2010).

Outra questão importante a ser considerada no estudo é o método de fixação da coroa no preparo do dente ou na matriz que simula um preparo. Estudos recentes utilizaram carregamento oclusal constante ou dispositivo de controle de torque para evitar a cimentação da coroa nos dentes (Lee et al. 2008; Baig et al. 2010; da Costa et al. 2010). Outro estudo usou o processo de cimentação clínica (Keshvad et al, 2011) e neste caso, submeteu-se o conjunto coroa/dente a um método de corte transversal para efetuar a mensuração da desadaptação, utilizando uma técnica destrutiva que pode causar a deformação da prótese (Lu et al, 2011). O processo de cimentação pode ainda danificar o modelo mestre e interferir nos resultados, não permitindo a reutilização do modelo (Borba et al. 2011). Além disso, o cimento pode mascarar a discrepância marginal, pelo escoamento e adesão na superfície da coroa e da raiz dificultando a localização exata, correspondente ao bordo da coroa e ao término cervical do preparo (Pak et al. 2010). Considerando estes fatos, no presente estudo foi utilizado apenas um dente para o assentamento das coroas, padronizando as comparações e deste modo foi selecionado um material a base de silicone para fixar as coroas. Ressalta-se que depois de fixadas e lidas as desadaptações no Micro-CT, as coroas demonstraram

elevada resistência à remoção, assegurando que a fixação durante a medição no Micro-CT foi eficaz.

Especificamente em relação aos resultados, a tabela 1 mostra os percentis relacionados aos valores de desadaptação vertical. Considerando a percentagem da fenda marginal vertical, inferior a  $75\mu\text{m}$ , os grupos P e C apresentaram 83,85%, e o grupo E 65%. Se considerarmos os valores acima de  $120\mu\text{m}$ , a distribuição dos valores são de 1,92% do grupo P e 3,02% do Grupo C, porém a porcentagem do grupo E foi de 13,07%, cerca de seis vezes maior que os apresentados pelos outros grupos. Cabe, entretanto, uma análise individualizada dos resultados. No grupo P somente as coroas 1 e 5 apresentaram valores maiores que  $120\mu\text{m}$ , sendo que na coroa 1, o valor de  $362\mu\text{m}$  encontrado, seria detectado na sondagem marginal, e poderia ser um fator de eliminação da coroa clinicamente, mesmo sabendo que pode ter ocorrido uma falha na injeção do material, por exemplo, uma bolha ou lascamento durante a manipulação (área que no Micro-CT parecia uma lasca).

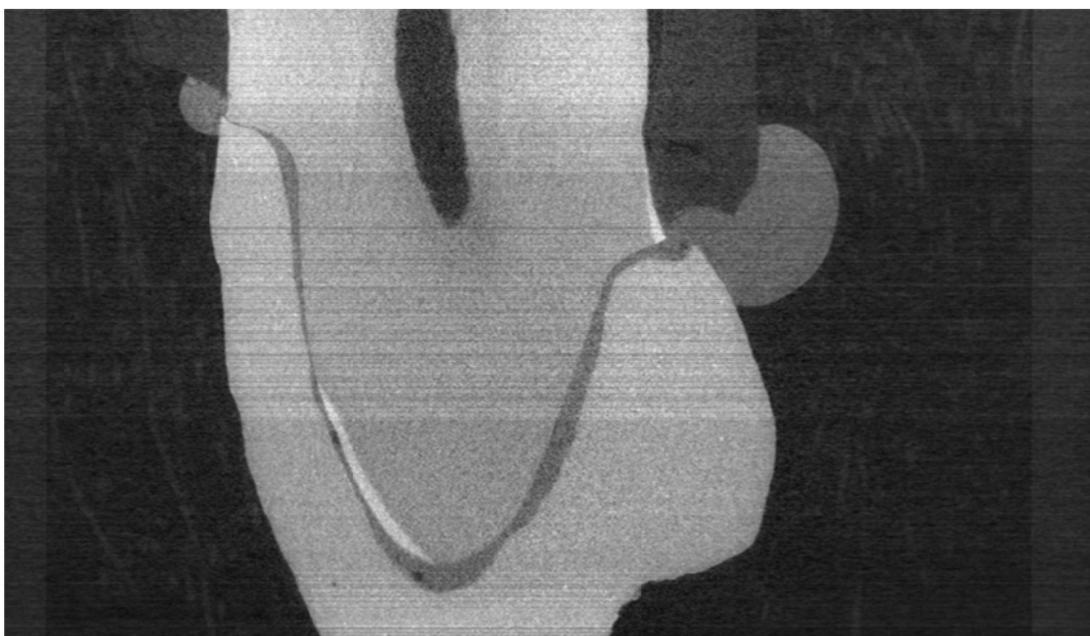


Figura 17. Corte coronal da coroa 1, Grupo P, mostrando falha na desadaptação vertical direita, mensurada em  $362\mu\text{m}$ .

Na coroa 5 três valores acima de 120  $\mu\text{m}$  foram encontrados (161,94  $\mu\text{m}$ , 162,82  $\mu\text{m}$ , 128,02  $\mu\text{m}$ ). Apesar destas quatro áreas de desadaptação maiores que 120  $\mu\text{m}$ , o grupo apresentou um bom desempenho. No grupo C, apenas 6 valores foram encontrados maiores que 120  $\mu\text{m}$ , sendo estes, muito próximos deste valor (coroa 1- 127,08  $\mu\text{m}$ ; 121,62  $\mu\text{m}$ ; 121,81; coroa 2- 162,03  $\mu\text{m}$ ; 133,19  $\mu\text{m}$ ; e coroa 5 (128,32  $\mu\text{m}$ ), o que também confere a Este grupo um bom desempenho. Quanto ao grupo E dos 13,07% de valores maiores que 120  $\mu\text{m}$ , 9,2% (ver apêndice) estavam restritos à Coroa 1 e os outros 4% (ver apêndice) se encontraram distribuídos uniformemente nas Coroa 2, 4 e 5. Se desconsiderarmos os valores da coroa 1, o percentil dos valores do grupo E para valores menores que 75  $\mu\text{m}$  seria de 71,15%, entre 75 e 100  $\mu\text{m}$ ; 16,83%, entre 100-120  $\mu\text{m}$  de 7,21% e acima de 120  $\mu\text{m}$ , apenas 4,81%. Assim a presença da discrepância dos valores da coroa 1, elevou significativamente a porcentagem do grupo E. Esta discrepância pode ter sido gerada por problemas de comunicação do CAD com o CAM ou por uma falha na unidade CAM. Mas pode ainda ter sido pela pressão não uniforme no momento da fixação ou por alguma irregularidade interna, que tenha impedido o assentamento total da coroa. Ressalta-se que em um dos lados da coroa os valores de adaptação vertical foram em sua maioria iguais a zero, porém nos outros pontos, altos valores foram observados (ver apêndice). A possibilidade da fixação ser o problema, é descartada pelos autores, o pré-molar é um dente estreito e muito fácil para exercer a pressão de fixação, além disto era uma etapa crítica e realizada com muito critério. O descarte da amostra 1, reduziu o percentil dos valores acima de 120  $\mu\text{m}$ , para 4,81%, porém os valores abaixo de 75  $\mu\text{m}$ , ainda foram 12,4% menor que os outros grupos. Ou seja mesmo considerando apenas as outras quatro amostras o desempenho do grupo E foi abaixo dos outros dois.

Quanto a análise do desajuste horizontal outro problema que causa dano aos tecidos moles e aos tecidos duros é a sobreextensão das coroas, pois facilitam a retenção de alimentos e bactérias (Sorensen 1989) dificultando a higiene, trazendo problemas periodontais e de cáries, diminuindo a longevidade da reabilitação. Neste trabalho quando consideramos a porcentagem de

medidas horizontais com subextensão e adaptadas horizontalmente, os percentuais para o grupo P passa a ser de 80,39%, para o grupo C de 78,87% e para o grupo E de 76,15%. Porém quando analisamos a desadaptação horizontal com sobreextensão, os valores do grupo P foram de 19,61%, para o grupo C de 21,16%, e para o grupo E de 23,85%, fato este que sugere uma limitação tanto do sistema prensado quanto do sistema usinado no controle da margem no sentido horizontal, o que gera a necessidade de ajuste em relação a estes excessos de restauração antes da cimentação clínica definitiva.

A adaptação marginal pode ser influenciada pelo tamanho da broca, pela precisão do sistema de usinagem, pela digitalização do modelo (Lee, 2008; da Costa, 2010) e também pela calibração da máquina e sistema de captura de imagens. Portanto, a melhoria destes aspectos nos sistemas CAD/CAM, possivelmente proporcionará coroas com melhor assentamento. Muitos estudos presentes na literatura revisada realizaram comparações de resultados, porém uma comparação justa dos resultados deve ser executada considerando que o estudo possui maior número de fatores semelhantes, por exemplos apresentar a mesma marca do sistema CAD/CAM, a mesma técnica de mensuração, o mesmo tipo de restauração (coroas, inlays, onlays), e o próprio material restaurador (da Costa et al. 2010). Neste trabalho, todas as máquinas foram calibradas previamente ao estudo e os parâmetros utilizados nos softwares foram os mesmos que os experientes operadores já utilizavam nas respectivas máquinas, e foram os mesmos para todas as amostras de cada grupo.

O fato dos grupos P e C terem um comportamento muito similar, faz com que por hora os cirurgiões dentistas que trabalham com equipamentos CAD/CAM do sistema CEREC, tenham a convicção que podem conseguir a mesma adaptação que a obtida por um experiente técnico em prótese dentária em um tempo muito menor, entretanto também faz com que cirurgiões dentistas que não tem acesso ao equipamento CAD/CAM possam ter convicção que seus resultados finais, em termos de adaptação, são tão bons quanto os conseguidos por seus colegas que adquiriram o equipamento. Além

disto, sugere que técnicos em prótese dentária possam escolher segundo sua conveniência um ou outro sistema, embora o escâner aqui utilizado tenha sido a BlueCam que é um equipamento de consultório, o escâner Ineos da mesma empresa, tem a mesma eficiência porém maior facilidade para escanear, provavelmente obtendo resultados semelhantes. Apesar da técnica de prensagem passar por maior número de etapas até a obtenção final das coroas, o que possibilita maiores distorções, ainda se mostra válida para a obtenção destas, já os equipamentos CAD/CAM trazem para o laboratório rapidez, com a mesma eficiência.

Uma limitação deste estudo in vitro foi a ausência de padronização do posicionamento do corpo de prova para a execução das tomografias no micro-CT. Esta padronização poderia identificar os valores de adaptação das coroas nas faces mesial, distal, vestibular e lingual, o que poderia indicar a possibilidade de uma face apresentar maiores desadaptações. Assim, em estudos futuros, uma matriz deve ser utilizada para padronização da posição do corpo de prova. Considerando ainda a perspectiva de outros estudos futuros, é necessário uma comparação da seleção do espaço de cimentação nos softwares dos sistemas CAD, dos dois equipamentos de consultório aqui apresentados, pois não existem trabalhos na literatura que direcionem esta escolha, que neste trabalho ficou a cargo da experiência de cada operador. Além disso, é primordial que mais estudos clínicos com importantes tempos de acompanhamentos sejam feitos.

## Conclusões

---

Dentro das limitações deste estudo, concluiu-se quanto à desadaptação vertical que analisando somente os valores abaixo de 75  $\mu\text{m}$ , o grupo E4D apresentou 35% dos valores maiores que o desejado, contra 16,25% dos grupos Prensado e CEREC, tendo aparentemente pior desempenho.

Quanto as desadaptações horizontais as três técnicas tiveram o mesmo desempenho, com cerca de 20% das áreas em sobre-extensão, sugerindo que todas técnicas possam ser melhoradas.

## Referências

---

1. Baig MR, Tan KB, Nicholls JI. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. **Journal of Prosthetic Dentistry** 2010;104:216-27.
2. Berg NG, Derand T. A 5-year evaluation of ceramic inlays (CEREC). **Swedish dental journal** 1997;21:121-7.
3. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona A. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. **Dental Materials journal** 2011;27:1119-26.
4. Council adopts American Dental Association Specification No. 8 (dental zinc phosphate cement) and 11 (agar impression material). Council on Dental Materials and Devices. **Journal of American Dental Association** 1967;74:1565-73.
5. da Costa JB, Pelogia F, Hagedorn B, Ferracane JL. Evaluation of different methods of optical impression making on the marginal gap of onlays created with CEREC 3D. **Operative Dentistry** 2010;35:324-9.
6. Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. **Journal of American Dental Association** 2008;139 Suppl:8S-13S.
7. Davis DR. Comparison of fit of two types of all-ceramic crowns. **The journal of Prosthetic Dentistry** 1988;59:12-6.
8. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. **Journal of American Dental Association** 2006;137 Suppl:22S-31S.
9. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. **Journal American Dental Association** 2010;141 Suppl 2:10S-4S.
10. Grenade C, Mainjot A, Vanheusden A. Fit of single tooth zirconia copings:
11. comparison between various manufacturing processes. **J Prosthet Dent.** 2011 Apr;105(4):249-55.

12. Goldman M, Laosonthorn P, White RR. Microleakage--full crowns and the dental pulp. **Journal of Endodontics** 1992;18:473-5.
13. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. **The Journal of Prosthetic Dentistry** 2001;85:363-76.
14. Groten M, Axmann D, Probster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. . **The Journal of Prosthetic Dentistry** 2000;83:40-9.
15. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. **Dent Mater** 2004;20:441–8.
16. Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. Marginal fit of castable ceramic crowns. **The journal of Prosthetic Dentistry** 1992;67:594-9.
17. Hung SH, Hung KS, Eick JD, Chappell RP. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. **The journal of Prosthetic Dentistry** 1990;63:26-31.
18. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap.**The Journal of Prosthetic Dentistry** 1991;65:436-42.
19. Kawai K, Hayashi M, Torii M, Tsuchitani Y. Marginal adaptability and fit of ceramic milled inlays. **J Am Dent Assoc.** 1995 Oct;126(10):1414-9.
20. Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F, Khalilinejad F, Alihemmati M, Van Noort R. Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. **Journal of Prosthodontics** 2011;20:535-40.
21. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. **American Journal of Dentistry** 2000;13:60D-76D.
22. Krasanaki ME, Pelekanos S, Andreiotelli M, Koutayas SO, Eliades G. X-ray microtomographic evaluation of the influence of two preparation types on marginal fit of CAD/CAM alumina copings: a pilot study.**The International Journal of Prosthodontics** 2012;25:170-2.

23. Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, Ozawa A, Kobayashi Y, Fujishima A, Miyazaki T, Fujiwara T. Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. **Dent Mater J.** 2007 Nov;26(6):820-6.
24. Lang NP, Kiel RA, Anderhalden K. Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins. **Journal of Clinical Periodontology** 1983;10:563-78.
25. Leong D, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J. Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns. **The International Journal of Prosthodontics** 1994;7:440-7.
26. Lee KB, Park CW, Kim KH, Kwon TY. Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems. **Dental Materials Journal** 2008;27:422-6.
27. Lu L, Liu S, Shi S, Yang J. An open CAM system for dentistry on the basis of China-made 5-axis simultaneous contouring CNC machine tool and industrial CAM software. **Journal of Huazhong University of Science and Technology** 2011;31:696-700
28. Moldovan O, Luthardt RG, Corcodel N, Rudolph H. Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings. **Dent Mater.** 2011 Dec;27(12):1273-8.
29. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. **The Journal of Prosthetic Dentistry** 1998;80:394-404.
30. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. **British Dental Journal** 1971;131:107-11.
31. Matthews DC, Tabesh M. Detection of localized tooth-related factors that predispose to periodontal infections. **Periodontology 2000** 2004;34:136-50.
32. Oyague RC, Sanchez-Jorge MI, Sanchez Turrion A. Evaluation of fit of zirconia posterior bridge structures constructed with different scanning methods and preparation angles. **Odontology** 2010;98:170-2.

33. Ortorp A, Kihl ML, Carlsson GE. A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. **Journal of Dentistry** 2009;37:731-6.
34. Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. **Int J Prosthodont** 1999;12:28–37.
35. Pak HS, Han JS, Lee JB, Kim SH, Yang JH. Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. **The Journal of Advanced Prosthodontics** 2010;2:33-8.
36. Pelekanos S, Koumanou M, Koutayas SO, Zinelis S, Eliades G. Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings. **The European Journal of Esthetic Dentistry** 2009;4:278-92.
37. Reich SM, Wichmann M, Rinne H, Shortall A. Clinical performance of large, all-ceramic CAD/CAM-generated restorations after three years: a pilot study. **Journal American Dental Association** 2004;135:605-12.
38. Reich S, Gozdowski S, Trentzsch L, Frankenberger R, Lohbauer U. Marginal fit of heat-pressed vs. CAD/CAM processed all-ceramic onlays using a milling unit prototype. **Operative Dentistry** 2008;33:644-50.
39. Rungruanganunt P, Kelly JR, Adams DJ. Two imaging techniques for 3D quantification of pre-cementation space for CAD/CAM crowns. **Journal of Dentistry** 2010;38:995-1000.
40. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. **The International Journal of Prosthodontics** 1997;10:478-84.
41. Schaefer O, Watts DC, Sigusch BW, Kuepper H, Guentsch A. Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate partial crowns in vitro: a three-dimensional analysis of accuracy and reproducibility. **Dental Materials**. 2012 Mar;28(3):320-6.
42. Sorensen JA. A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. **Journal of Prosthetic Dentistry** 1989;62:264-9.
43. Sjögren G, Molin M, van Dijken JW. A 5-year clinical evaluation of ceramic inlays (Cerec) cemented with a dual-cured or chemically cured

- resin composite luting agent. **Acta Odontol Scand.** 1998 Oct;56(5):263-7.
44. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: an in vitro investigation. **J Am Dent Assoc** 2006;137:514–22
45. Vanlioglu BA, Evren B, Yildiz C, Uludamar A, Ozkan YK. Internal and marginal adaptation of pressable and computer-aided design/computer-assisted manufacture onlay restorations. **The International Journal of Prosthodontics** 2012;25:262-4.
46. Vanoorbeek S, Vandamme K, Lijnen I, Naert I. Computer-aided designed/computer-assisted manufactured composite resin versus ceramic single-tooth restorations: a 3-year clinical study. **The International Journal of Prosthodontics** 2010;23:223-30.
47. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. **J Prosthet Dent.** 2003 Nov;90(5):459-64.
48. Yüksel E, Zaimoğlu A. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. **Braz Oral Res.** 2011 May-Jun;25(3):261-6.

## Apêndice

Grupo P e.MAX 1								
CORONAL					SAGITAL			
	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
C1	30,47	0	0	254,32	91,18	-82,34	65,09	-29,11
C2	23,99	0	0	254,32	48,32	-75,87	51,21	0
C3	12	60,11	362,92	399,87	0	56,83	68,33	0
C4	0	63,98	36,87	213,88	34,4	-67,98	48,15	0
C5	8,94	71,98	94,8	199,21	0	95,05	31,23	0
C6	4	0	19,99	132,92	30,45	64,1	4	35,99
C7	4	0	4	127,96	14,42	40,19	23,32	23,99
C8	8,32	124,02	4	139,99	12,88	0	16,97	0
C9	0	92,32	23,99	27,96	50,58	0	4	0
C10	0	0	4	124,02	44,7	0	4	0
C11	43,25	0	23,99	63,08	26,82	47,98	16,97	0
C12	26,82	0	4	0	39,83	59,98	33,93	0
C13	63,23	-63,98	4	0	34,4	43,99	8	283,01

Grupo P e.MAX 2								
CORONAL					SAGITAL			
	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
C1	0	68,1	63,98	0	114,58	0	0	0
C2	19,99	0	8	0	80,97	-59,98	12,65	0
C3	4	0	4	0	78,77	-28,28	0	0
C4	0	0	91,18	0	53,39	-40,19	39,99	0
C5	0	-90,22	89,41	0	40,78	-55,88	4	0
C6	49,46	0	11,31	87,7	37,94	-31,99	80,37	0
C7	29,11	-107,67	8	67,98	35,77	-88,66	4	-27,99
C8	16,97	-205,61	0	44,71	60,51	0	33,93	-91,97
C9	17,88	-114,51	93,27	0	23,32	0	25,6	-163,95
C10	25,6	-159,25	91,27	0	60,51	0	22,62	-50,1
C11	17,88	-105,91	58,2	0	4	52,14	24,32	-76,92
C12	45,59	0	17,88	0	55,55	0	53,14	-82,84
C13	36,87	-100,21	17,88	0	36,87	0	19,99	0

**Grupo P e.MAX 3**

CORONAL					SAGITAL			
	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
C1	4	0	0	-104,96	26,98	179	0	0
C2	0	-48,15	37,72	-163,36	45,24	50,1	0	0
C3	0	0	12,95	0	62,46	0	0	0
C4	5,66	0	16,97	-32,97	75,13	0	34,17	0
C5	5,66	-16,99	0	0	50,58	0	8,94	0
C6	53,8	-89,41	14,42	0	93,61	0	14,42	0
C7	14,42	-118,69	5,66	0	20,39	0	37,72	0
C8	25,29	-106,47	31,23	0	40,19	0	12	0
C9	62,46	0	0	0	4	-43,99	16,49	0
C10	57,25	0	0	0	51,98	-83,97	73,33	4,96
C11	4	-101,95	0	-63,98	14,42	-71,98	4	-51,98
C12	26,82	111,39	4	135,96	24,32	-67,98	66,55	-123,44
C13	51,98	0	0	-131,96	27,99	-111,96	20,39	-98,76

**Grupo P e.MAX 4**

CORONAL					SAGITAL			
	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
C1	0	0	4,96	-62,59	60,91	104,04	74,38	0
C2	0	64,48	28,94	-153,83	102,81	0	77,64	0
C3	0	0	21,53	-58,22	98,03	0	79,37	0
C4	12,65	0	28,84	-43,25	79,62	0	28,84	-99,33
C5	36,87	-75,45	0	56,12	79,67	0	36,87	-67,86
C6	43,07	0	4	0	30,45	0	21,53	0
C7	26,82	-121,26	8	0	34,17	0	0	103,19
C8	34,17	-142,39	72	0	43,99	0	8,94	107,3
C9	25,6	-68,1	12	0	0	-116,58	0	0
C10	98,21	0	0	-55,98	0	-209,92	60,91	0
C11	34,17	0	8	0	12,42	-161,74	91,36	-114,37
C12	11,31	106,74	4	-60,11	27,99	0	22,62	0
C13	28,84	98,36	0	-91,97	0	0	111,1	-129,76

Grupo P e.MAX 5								
CORONAL					SAGITAL			
	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
C1	79,17	0	15,99	0	255,54	0	95,05	0
C2	65,09	-118,79	11,31	-59,98	128,02	0	44,71	0
C3	67,86	-123,35	17,88	-95,97	86,14	164,87	111,86	0
C4	79,37	-88,79	17,88	-103,81	93,01	110,89	76,92	0
C5	104,66	-54,39	30,45	-112,04	83,21	117,67	68,1	-79,97
C6	0	-65,09	12,65	-39,99	80,97	0	39,99	-103,97
C7	23,99	0	0	57,25	80,97	0	43,99	-103,97
C8	36,87	104,96	4	0	84,07	0	52,14	-135,96
C9	116,58	0	16,49	0	91,18	0	12	-182,89
C10	161,94	0	0	160,75	59,04	0	52,14	-108,44
C11	101,79	0	47,89	0	8	75,87	57,25	0
C12	162,82	0	0	0	59,45	0	29,11	0
C13	118,89	116,58	0	0	36,87	0	34,17	0

Grupo C e.MAX 1								
CORONAL					SAGITAL			
	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
C1	95,97	111,96	47,98	0	40,91	0	27,99	0
C2	91,97	115,96	47,98	0	31,99	0	27,99	63,98
C3	47,98	131,96	0	0	39,99	0	31,99	0
C4	95,97	99,97	0	0	49,54	0	19,09	69,98
C5	111,96	115,96	0	0	50,21	0	0	75
C6	99,97	159,95	47,98	83,97	0	0	0	24,26
C7	79,97	67,98	95,97	83,97	4,1	0	0	75,71
C8	55,98	171,94	132	0	0	0	39,99	51,98
C9	63,98	175,94	127,08	0	26,82	0	0	0
C10	31,99	4,1	101,95	0	30,45	0	0	51,98
C11	31,99	4,1	11,96	0	0	0	4,1	67,91
C12	48,81	4,1	121,62	0	20,39	0	0	80,07
C13	31,99	4,1	121,81	0	0	-67,03	0	83,97

Grupo C e.MAX 2								
CORONAL					SAGITAL			
	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
C1	41,65	0	62,75	0	84,35	0	0	0
C2	43,99	0	67,98	0	79,97	0	47,98	0

C3	31,99	0	88,73	55,98	75,45	0	71,98	0
C4	27,99	0	68,01	80,37	94,8	0	43,99	-44,17
C5	23,99	0	93,35	0	91,36	0	27,99	-27,99
C6	0	-83,97	80,87	35,91	80,47	0	27,99	0
C7	19,99	-31,99	71,98	-48,95	43,99	0	27,99	0
C8	39,99	-75,98	162,03	92,62	0	0	27,99	0
C9	27,99	0	133,19	-70,86	0	0	27,99	0
C10	51,98	0	61,17	-36,87	0	0	43,99	-47,98
C11	59,98	0	0	0	28,84	0	43,99	0
C12	87,97	0	0	0	40,78	80,07	43,99	0
C13	60,11	-144,84	43,89	0	27,99	65,99	43,99	0

**Grupo C e.MAX 3**

CORONAL				SAGITAL				
	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
C1	67,98	-95,97	0	27,99	0	-273,31	50,58	0
C2	60,91	-145,99	60,11	0	39,38	-202,36	65,09	0
C3	91,97	-91,97	59,98	0	73,41	-148,6	0	0
C4	83,97	-43,99	0	0	54,39	-216,85	62,46	0
C5	51,21	-91,27	0	0	79,67	-145,56	0	0
C6	0	0	0	95,97	71,98	-71,98	53,8	0
C7	0	111,01	39,99	103,97	80,37	-152,79	28,84	0
C8	0	0	0	95,97	80,37	-119,96	22,62	0
C9	0	118,76	27,99	0	77,64	-121,42	52,14	0
C10	0	-69,95	27,99	0	72,42	-110,02	37,72	0
C11	31,99	-46,63	59,98	0	0	-275,77	30,45	0
C12	28,88	-103,19	0	0	44,71	-139,5	54,39	0
C13	0	-113,81	43,99	59,98	39,99	0	46,63	160,4

**Grupo C e.MAX 4**

CORONAL				SAGITAL				
	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
C1	83,21	105,64	39,99	129,2	28,28	-190,64	19,99	-21,53
C2	46,8	-63,98	0	160,15	23,99	-83,97	16,97	0
C3	84,7	0	0	36,87	16,49	-65,58	12	0
C4	57,67	0	0	55,98	12,99	-59,98	12	0
C5	50,58	0	12	0	0	0	28,28	-15,99
C6	36,21	0	8,94	0	0	-148,01	14,42	0
C7	26,82	0	16,49	-75,98	0	-213,73	39,99	0
C8	23,99	0	83,97	0	0	-167,95	55,98	0
C9	12,65	0	43,07	0	39,99	-187,94	12,65	0

C10	21,53	63,23	44,71	0	0	-119,96	89,99	0
C11	12,65	0	43,25	0	0	-167,95	45,98	0
C12	16,97	-41,17	20,39	27,99	0	-123,96	4	32,01
C13	11,31	0	32,24	23,99	19,99	-27	14,62	0

<b>Grupo C e.MAX 5</b>								
CORONAL					SAGITAL			
	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
C1	0	0	67,98	-55,98	36,87	-139,9	0	95,12
C2	0	0	39,99	-79,27	32,24	-49,12	0	57,12
C3	0	0	43,01	-67,98	17,88	-139,96	23,32	0
C4	39,99	0	39,99	-59,98	21,53	-47,18	25,6	0
C5	82,94	-14,01	0	-59,98	14,42	-63,68	188,32	-12,65
C6	0	0	30,01	-32,97	16,49	-51,98	251,99	-15,99
C7	0	31,9	0	4,1	32,12	-36,99	69,83	-4,1
C8	51,21	-59,98	0	-4,01	8,94	-31,99	112,6	0
C9	19,19	0	19,99	0	31,99	-55,48	116,58	0
C10	19,99	0	19,19	0	32,01	123,99	111,93	0
C11	59,98	-14,01	12,01	0	0	-55,48	83,57	0
C12	39,99	19,01	19,99	-45,51	12,65	0	73,92	-44,97
C13	55,99	50,58	19,99	-86,91	16,49	-37,94	113,92	-52,96

<b>Grupo E e.MAX 1</b>								
CORONAL					SAGITAL			
	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
C1	51,2	0	64,15	115,13	299,97	0	15,99	0
C2	87,98	63,11	41,77	127,83	289,6	0	57,25	-147,95
C3	138,62	0	71,98	227,83	255,2	0	72,09	-79,97
C4	148,72	0	45,99	239,98	220,55	0	4	-147,95
C5	174,88	0	23,99	231,18	217,74	0	0	-252
C6	202,98	0	50,1	183,84	161	0	0	-235,92
C7	152,97	0	80,27	91,18	159,95	171,94	0	-260
C8	227,33	183,24	128,21	71,28	163,95	163,95	0	-275,94
C9	290,15	0	119,96	113,96	175,94	127,96	4	-275,91
C10	284,7	0	100,05	147,95	227,93	135,96	4,1	-315,9
C11	248,42	-96,63	92,96	-43,99	155,95	107,97	0	-355,89
C12	298,62	-93,27	83,87	147,95	183,84	95,97	0	-267,91
C13	260,13	0	0	0	115,96	79,97	0	-435,86

<b>Grupo E e.MAX 2</b>								
------------------------	--	--	--	--	--	--	--	--

CORONAL					SAGITAL			
	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
C1	39,38	0	8,94	-255,92	90,96	131,96	0	-87,97
C2	35,99	23,99	15,99	-215,93	100,21	27,99	12	-91,97
C3	39,99	0	0	-167,95	71,8	51,4	59,45	-59,98
C4	39,99	8	5	-103,97	66,65	83,97	62,46	-83,97
C5	31,99	0	4	-75,98	68,1	71,98	103,97	-92,06
C6	72,09	0	4	0	62,21	107,97	75,45	-143,95
C7	83,97	15,99	27,99	0	79,17	79,97	79,97	-183,94
C8	79,97	47,98	47,98	0	84	135,96	63,33	-159,95
C9	95,97	79,97	15,99	-23,99	63,98	83,97	60,11	-139,96
C10	147,95	131,96	0	63,98	75,98	63,98	55,98	-127,86
C11	87,79	0	31,99	63,98	84,07	71,98	4	-227,93
C12	70,74	107,97	4,01	-12	40,19	43,99	39,55	-187,94
C13	75,98	0	0	0	4	0	5,66	-223,93

Grupo E e.MAX 3								
CORONAL					SAGITAL			
	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
C1	23,99	0	23,99	0	63,23	131,96	69,83	233,16
C2	37,97	0	72,09	0	91,97	0	36,86	0
C3	12,65	0	34,4	0	87,97	-100,62	96,72	0
C4	31,23	-51,98	21,53	71,98	103,87	-123,96	56,83	19,99
C5	93,27	0	0	79,27	135,96	-155,9	34,4	32,24
C6	36,87	0	0	59,98	104,04	-191,94	0	-67,98
C7	4	0	50,9	59,98	50,58	-171,94	16,97	-67,98
C8	0	59,98	77,64	0	12,65	0	28,28	0
C9	12	0	76,4	0	0	0	8	0
C10	0	0	107,96	0	24,32	0	39,99	0
C11	4	59,88	75,45	0	93,01	51,98	0	-63,98
C12	8	0	64,48	0	85,06	51,98	5,66	59,98
C13	8	0	72,08	0	75,98	0	4	-43,99

Grupo E e.MAX 4								
CORONAL					SAGITAL			
	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
C1	19,99	-43,99	15,99	-223,93	136,19	0	46,8	-155,95
C2	0	0	31,99	-103,97	161,99	0	59,45	-135,96
C3	0	0	19,99	-103,97	101,95	0	57,25	-147,95
C4	4	0	18,99	0	100,92	0	46,9	-191,94
C5	34,4	-129,66	59,45	27,99	82,34	0	39,99	-175,94

C6	36,87	0	71,53	0	36,97	-41,75	51,98	-211,93
C7	31,23	0	28,84	-12,3	45,59	0	39,99	-215,93
C8	36,87	0	35,77	0	65,58	0	29,11	-251,92
C9	43,64	0	59,98	71,98	41,17	0	45,59	-303,9
C10	78,87	0	88,97	0	68,1	55,98	61,17	-215,93
C11	130,07	0	8,94	0	22,52	31,99	16,49	-155,94
C12	101,09	0	0	39,99	17,98	0	0	-195,94
C13	88,79	0	0	0	39,59	27,99	39,99	-295,91

Grupo E e.MAX 5								
CORONAL					SAGITAL			
	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
C1	208,95	0	85,44	-107,97	0	-72,09	118,76	0
C2	155,28	0	64,6	-119,96	15,99	107,98	193,35	0
C3	119,95	0	23,66	-203,94	39,99	-127,96	136,96	0
C4	111,1	0	34,4	-211,93	12,84	-103,49	82,84	0
C5	103,97	0	37,72	-247,92	17,88	-75,98	108,84	0
C6	94,8	0	59,88	-251,92	0	-39,9	93,69	0
C7	62,46	71,98	57,25	-267,91	15,99	-59,98	96,3	0
C8	57,67	0	56,55	-263,93	64,48	-75,98	93,35	0
C9	88,79	0	56,55	-283,91	43,87	-75,98	56,93	0
C10	118,42	0	37,94	-291,91	15,99	-103,97	45,99	0
C11	78,87	-49,17	32,24	-259,92	27,99	-115,96	67,98	0
C12	100,29	0	20,39	-331,82	27,99	-159,95	41,17	-55,98
C13	98,03	0	331	0	35,99	-275,91	31,23	0