



Universidade Federal de Uberlândia



Faculdade de Odontologia

Thiago de Almeida Prado Naves Carneiro

Avaliação de diferentes métodos de obtenção do modelo virtual no sistema CAD/CAM CEREC por meio de microtomografia 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.

Uberlândia, 2013

Universidade Federal de Uberlândia

Faculdade de Odontologia

Thiago de Almeida Prado Naves Carneiro

Avaliação de diferentes métodos de obtenção do modelo virtual no sistema CAD/CAM CEREC por meio de microtomografia 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 Júlio Fernandes Neto

Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro

Uberlândia, 2013

Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

C289a

Carneiro, Thiago de Almeida Prado Naves, 1988-

2013

Avaliação de diferentes métodos de obtenção do modelo virtual no sistema CAD/CAM CEREC por meio de microtomografia computa-

dorizada / Thiago de Almeida Prado Naves Carneiro. -- 2013.

104 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

EPÍGRAFE

“Todos querem o perfume das flores, mas poucos sujam as suas mãos
para cultivá-las.”

Augusto Cury

DEDICATÓRIA

A DEUS

Por ter me concedido a vida e ter me conduzido até aqui debaixo de seus cuidados

Por ser a minha dianteira e a minha retaguarda

Por ter aberto portas e me dado sabedoria para trilhar o meu caminho.

Aos meus pais, **Jairo e Marisa,**

Obrigado pelo amor incondicional desde o ventre materno, pelo carinho e cuidado que sempre tiveram comigo, por terem depositado confiança em mim e me amparado sempre que precisei. Obrigado por terem me proporcionado e incentivado o estudo e a educação, eu não teria chegado até aqui se não fosse à dedicação de vocês! Amo muito vocês e sou eternamente grato por tudo o que fizeram e fazem por mim!

Ao meu irmão, **André,**

Meu amigo, meu irmão, meu companheiro, metade de mim! Agradeço a Deus por ter você.

Te amo!!! Obrigado por tudo!!!!

A minha avó, **Amélia,**

Por todo o amor em mim depositado. Pelo exemplo de pessoa que sempre foi para mim.

Obrigado! Te amo!

AGRADECIMENTOS

A **Mariana de Villa Camargos**,

Meu amor, minha amiga, minha namorada, minha companheira... Obrigado pelo apoio, carinho e amor sem medida que deposita em mim todos os dias. Obrigado por dividir comigo este sonho. Amo muito você!!!

A **MINHA FAMÍLIA**, que torceu e vibrou com cada vitória e em cada conquista! Obrigado por fazerem parte da minha vida de maneira tão especial. Agradeço principalmente aos tios **João Amâncio e José Humberto** pelo exemplo na profissão e pelo apoio que me deram neste caminho que escolhi.

A TODOS OS MEUS **AMIGOS**... Por cada minuto de conversa, por cada segundo de atenção e pelas horas de divertimento! Principalmente aos amigos que tornaram o meu caminho dentro da Odontologia e o período no mestrado, mais prazerosos: **Maiolino**, meu irmão e companheiro que esteve ao meu lado e tornou este período mais alegre e maravilhoso. **Aos amigos Aline Bicalho, Rodrigo Jaíba, João Paulo Lyra, Lucas Zago Naves, Vitor Coró, Clébio, Lucas Dantas, Talita Dantas, Germana, Keller, Lúcio Costa, Giovana, Rayssa Zanatta, Luísa Cavalcante, Manuella Verdinelli, Marina Majadas, Cristhiane Leão, Ravel, Edurardo Tadashi, Renato Barjona, Thiago Barbosa e Kedson**, obrigado pela amizade e ajuda constante em cada momento que passamos juntos.

Um agradecimento especial ao meu grande amigo, **Prof. Dr. João Paulo Silva-Neto**. Obrigado por ter acreditado em mim e ter me agraciado com a oportunidade e o prazer de trabalhar contigo.

Agradeço em especial, aqueles que tornam o meu trabalho mais alegre e prazeroso, que me fazem crescer a cada dia, que me dão forças para continuar e me levantam sempre que meus joelhos querem fraquejar... **Marcel Santana Prudente, Letícia Davi e Karla Zancopé**. Sem vocês, nada disso seria possível. Tenho muito orgulho de fazer parte deste time! Obrigado por tudo... Amo vocês!

Ao **Prof. Gustavo Mendonça**, pela oportunidade concedida, pelo carinho e amizade. É um prazer poder ter você como amigo.

Ao **Prof.Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto**, exemplo de mestre, dedicação e amor pelo ensino e pelas coisas as quais acredita. Agradeço pela receptividade, acolhimento, incentivo e atenção desde o meu ingresso na Universidade Federal de Uberlândia.

Ao **Prof. Dr. Vanderlei**, por ter me apresentado a implantodontia... Pelo carinho e atenção que teve por mim desde o primeiro instante.

Ao **Prof.Dr. Paulo Cézar Simamoto Júnior**, pela disposição em sempre ajudar, oportunidades, pelos ensinamentos e por ser o exemplo que gostaria de seguir.

Ao **Prof.Dr. Ricardo Alves do Prado** pela amizade, orientação e acolhimento.

Ao **Prof.Dr. Adérito Soares da Mota**. Obrigado pelo carinho e por sempre me fazer sorrir com seu jeito.

Ao **Prof.Dr. Mário Paulo Penatti**, pelos ensinamentos sobre a microbiologia, pela paciência, confiança, carinho e amizade.

Aos **Profs. Márcio Teixeira e Célio Jesus do Prado** pela recepção, amizade, carinho, e convivência durante todos esses anos.

Ao **Programa de Pós-graduação em Odontologia**, por todas as oportunidades oferecidas.

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

Ao **Prof.Dr. Paulo Quagliatto**, pela recepção, amizade, carinho, e convivência durante todos esses anos.

Ao **Prof.Dr. Paulo Vinicius Soares e Paulo César Santos Filho**, pela amizade, convivência constante em todos os momentos, incentivo e confiança depositada.

Ao **Prof.Dr. Denildo Magalhães**, pela amizade e convivência.

Ao **Prof.Dr. Darceny Zanetta-Barbosa**, Obrigado pela amizade, disponibilidade, ensinamentos, carinho e confiança depositada em mim. Sem seus ensinamentos e oportunidades o mestrado não seria o mesmo.

Ao **Prof.Dr. Carlos Soares**, exemplo de dedicação, persistência e trabalho.

Aos **Profs. Roberto Sales e Pessoa, Luis Carlos Gonçalves, Lair Mambrini Furtado, Marcelo Caetano**, pelos ensinamentos e por toda orientação que tive quando precisei, pelo apoio e confiança.

A TODOS OS **ALUNOS DO CENTRINHO DE PRÓTESE IMPLANTADA e ALUNOS DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA**. O aprendizado de vocês me enche de alegria e orgulho. Em especial ao querido amigo: Leandro Pereira Maruki.

À **Área de Oclusão, Prótese Fixa e Materiais Odontológicos**, pela recepção e acolhimento durante todos esses anos.

A **SUZY, WILTON e LINDOMAR**, por sempre me ajudarem no que precisei.

Às secretárias da sessão de Pós-graduação da faculdade de Odontologia de Uberlândia: **Graça e Aline**.

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

AOS **FUNCIONÁRIOS DA FACULDADE**, pelo carinho, atenção e dedicação.

A **FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA**, por ter me formado e me acolhido como um verdadeiro lar.

A **UNC, University of North Carolina** – USA, que nos acolheu por três meses com tanto carinho e tornou este trabalho possível. Ao Biological Imaging Research Center (**BRIC** - Universidade da Carolina do Norte) pelo apoio com o micro-CT. Em especial, ao **Dr. Lyndon Cooper** por ter nos recebido, acolhido e nos agraciado com um pouco de seu conhecimento.

A todos que fazem parte da clínica **Eikon, Fabiana, Érica, Dr. Ricardo Passos, Dr. Leandro e Dr. Fabiano Capanema**.

Ao **CNPq**, pela bolsa de estudo neste período.

E por último, o agradecimento mais importante e especial...

AO PROFESSOR **FLÁVIO DOMINGUES DAS NEVES**, a pessoa que me formou, orientou e que investiu em mim... Obrigado por ser o espelho de um futuro ao qual sonho trilhar, pela confiança incondicional depositada em mim, pelas oportunidades de crescimento pessoal e profissional, pelos desafios e cobranças diárias, que me fizeram a cada dia buscar sempre melhorar. Mas acima de tudo por me tratar como um filho durante esses cinco anos que trabalhamos juntos. Nunca terei forma de agradecer tudo que fez por mim, serei eternamente grato. Espero que possamos sempre manter essa relação de amizade por toda a vida. Obrigado pelo carinho e pela paciência na hora de ensinar... Saiba que o considero um grande amigo e um grande exemplo, tanto como pessoa como profissional. Obrigado por ter acreditado no meu aprendizado. Meu segundo pai, amigo e companheiro, meu Muito Obrigado!!!!

SUMÁRIO

RESUMO	12
ABSTRACT	13
INTRODUÇÃO	14
REVISÃO DA LITERATURA	19
PROPOSIÇÃO	57
MATERIAIS E MÉTODOS	59
RESULTADOS	74
DISCUSSÃO	77
CONCLUSÃO	84
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	86
APÊNDICE	93

RESUMO

Objetivos: O presente estudo avaliou diferentes métodos de obtenção do modelo virtual pelo sistema CEREC CAD/CAM, utilizando micro-tomografia computadorizada para comparar a desadaptação marginal em coroas de cerâmica pura obtidas pelo sistema. **Métodos:** um pré-molar humano (34) foi preparado para uma coroa de cerâmica pura. Impressões digitais, por quatro métodos diferentes foram feitas pelo sistema CEREC CAD / CAM, e as coroas projetadas após obtenção do modelo virtual. Para o grupo Boca (T), o dente humano montado em Typodont foi pulverizado usando uma fina camada de dióxido de titânio (Sirona) e digitalizado com o 3D CEREC BlueCam. Para o grupo Molde (RI), moldagens foram realizadas do Typodont e foram digitalizadas após aplicação de dióxido de titânio. Depois, os modelos de gesso (CM) foram obtidos, a partir destes mesmos moldes, e digitalizados. E por último, os modelos de gesso (PCM) já digitalizados foram submetidos à aplicação de dióxido de titânio e foram digitalizados novamente. Todas as coroas foram feitas por cerâmica feldspática (VITABLOCS Mark II) na unidade de usinagem InLab - Sirona. Cada coroa foi fixada e analisada usando um micro-CT para obter imagens para medições de fenda marginal. O Micro-CT permitiu a medida de desadaptações marginais em 52 locais em cada amostra, totalizando 260 valores de desajuste vertical e 260 de desajuste horizontal. Três examinadores calibrados fizeram as medições e os valores médios foram obtidos. **Resultados:** Considerando o percentual de fenda marginal vertical de até 75 µm, os resultados foram: 71,5% T, RI 49,2%, 69,6% MC e PMC 71,2%. As porcentagens de medidas horizontais com sobre extensão das coroas foram: T 8,5%, RI 0%, 0,8% e MC PMC 3,8%. **Conclusão:** Com base nos resultados deste estudo, a obtenção de modelos virtuais, diretamente da boca ou de modelos de gesso, com ou sem aplicação de pó, apresentaram valores aceitáveis de desadaptação marginal em coroas de cerâmica feldspática (VITABLOCS Mark II), fabricadas em consultório pelo sistema CAD / CAM CEREC, considerando 75µm (nosso valor de referência). Os valores mais elevados de desadaptação marginal foram encontrados na digitalização dos moldes e sugerem que é preferível digitalizar diretamente da boca ou de modelos de gesso.

Palavras-chave: CAD / CAM, adaptação marginal, CEREC, cerâmica feldspática.

ABSTRACT

Objectives: The current study evaluated the different methods of virtual model obtention fabricated by CEREC CAD/CAM system, using micro-computed tomography to compare marginal gap on ceramic crowns. **Methods:** A human premolar (#21) was prepared for an all-ceramic crown. Twenty different digital impressions, designs and crowns were made by the CEREC CAD/CAM system after virtual model obtention by four different methods. The typodont, with the #21 (T), was powdered using a thin layer of titanium dioxide (Sirona) and scanned with the CEREC 3D BlueCam. Regular impressions (RI) were taken of the typodont and were scanned. Master casts (MC) were obtained and scanned. After that, the master casts were powdered (PMC) using a thin layer of titanium dioxide and scanned again. All the crowns were made by feldspathic ceramics (VITABLOCS Mark II) in the InLab milling unit - SIRONA. Each crown was fixed and scanned using a micro-CT to obtain images for marginal gap measurements. The Micro-CT allowed the measurement of marginal gaps at 52 locations in each specimen, totalizing 260 values of vertical misfit and 260 of horizontal misfit. Three calibrated examiners and the mean values were obtained. **Results:** Considering the percentage of vertical marginal gap up to 75 μ m, the results were: T 71.5%, RI 49.2%, MC 69.6% and PMC 71.2%. The percentages of horizontal measurements with overextension of the crowns were: T 8.5%, RI 0%, MC 0.8% and PMC 3.8%, and **Conclusion:** Based on the results of this study, obtaining virtual models by scanning the mouth or the master cast, with or without powder, showed acceptable values of marginal gap on feldspathic ceramic crowns (VITABLOCS Mark II) manufactured on chairside CEREC CAD/CAM system, considering up to 75 μ m (our reference value). The higher results of marginal gap for regular impression suggest that is preferable to scan directly the mouth or the master cast.

Keywords: CAD/CAM, marginal fit, CEREC, feldspathic ceramics.

Introdução

Introdução

Embora a utilização clínica dos sistemas CAD-CAM em Odontologia seja descrita desde meados dos anos 80, não há dúvida que só agora na segunda década dos anos 2000 esta revolucionária forma de obter próteses e/ou estruturas protéticas começam a conquistar relativa parcela no universo de usuários (cirurgiões dentistas, técnicos em prótese dental e pacientes) de tecnologias para construção de próteses dentárias (Kayatt & Neves, 2012).

Três tópicos tem norteado o desenvolvimento de novos produtos e técnicas na Odontologia Restauradora: materiais mais estéticos, próteses mais resistentes e simplicidade e rapidez na confecção técnica. Neste último quesito os sistemas CAD/CAM vêm revolucionando a Odontologia restauradora. Para entender a grandeza desta revolução, os Cirurgiões Dentistas tem de procurar entender melhor como é o processamento laboratorial das próteses Odontológicas fixas convencionais. Apesar dos inúmeros lançamentos de novos materiais e novas técnicas, a prótese odontológica metalo-cerâmica, obtida por meio convencional ainda é a mais comum forma de obtenção de próteses odontológicas ao redor do mundo. Passando pelos procedimentos clínicos convencionais de preparo e provisório, moldagens, com materiais a base de borracha, por diferentes métodos e registros intermaxilares. Seguido no laboratório por obtenção de modelos, montagem em articulador, enceramento, recorte de troquel e selamento de bordo, estando assim pronto para a etapa de inclusão e fundição. Só neste processo gasta-se, dentro de um laboratório, aproximadamente de seis a oito horas dependendo do tipo de gesso e de revestimento utilizados. Isto sem contar todas as etapas clínicas de provas que são realizadas durante todo este período, podendo levar até mais de quatro semanas para finalizar um trabalho reabilitador simples, dependendo da demanda do laboratório em questão (Kayatt & Neves, 2012).

Quanto à denominação CAD/CAM refere-se ao universo de equipamentos e ferramentas, digitais e mecânicas, usadas na fabricação de objetos, inicialmente desenhados em um programa específico, tendo as mais variadas aplicações. A

expressão CAD (Computer Aided Design – Desenho Assistido por Computador) pode ser definida como: o processo de projeto, de desenho que utiliza técnicas gráficas computadorizadas, por meio de programas (software) de apoio, que auxiliam na resolução de problemas, associados ao projeto em questão, normalmente referentes à forma 3D, daí ser importante também discutir-se o desenvolvimento de escaners 3D, revolucionando e facilitando muito a utilização das ferramentas de CAD. Já o CAM (Computer Aided Manufacturing - Manufatura Auxiliada por Computador) está relacionado ao processo de fabricação. Qualquer processo auxiliado por microcontrolador ou controlador numérico pode ser considerado um CAM, como os tornos com CNC. Os sistemas CAM trabalham tendo como base modelos matemáticos provenientes do sistema CAD. Por meio desses modelos os sistemas geram um arquivo de caminho de ferramenta através do pós-processador (software que gera o programa do comando específico da máquina). A partir dos sistemas de CAM é possível transferir todas as coordenadas para que as máquinas (CNC, Comando-Numérico-Computadorizado) efetuem a fabricação da peça. Quanto maior a precisão do desenho gerado no CAD, maior será a precisão dos caminhos de ferramenta gerados pelo CAM e, conseqüentemente, uma peça de maior qualidade e acurácia será produzida (Kayatt & Neves, 2012).

Na Odontologia, este processo descrito em sua primeira etapa (parte CAD do sistema), pode não necessitar de procedimentos de moldagem e vazamento de modelos tradicionais, bem como suas montagens em articuladores, já outros sistemas de escaners são laboratoriais e digitalizam modelos ou moldes. Feita a digitalização, o projeto da restauração em questão é feito com auxílio de um software. Após o desenho ou projeto realizado, o arquivo é enviado ao CAM, última etapa do processo, ou seja, a máquina que fará o trabalho protético em questão. Este processo de manufatura pode ser por adição (menos comum) ou desgaste (tornos CNC para micro usinagem). Estes tornos podem ser de uso clínico, ou podem ainda estar localizados em centrais de produção (Kayatt & Neves, 2012).

Atualmente (2012) dois Sistemas CAD/CAM para consultório estão comercialmente disponíveis, neles, o modelo virtual pode ser obtido por diferentes

métodos e as coroas são fabricadas com base na exploração da impressão digital da boca, do molde ou do modelo de gesso. Após a digitalização, a coroa é projetada em um software específico, usando o modelo virtual, e o bloco cerâmico é usinado, tudo isto dentro do consultório. Estes sistemas são: o E4D, Norte Americano e o CEREC, Alemão, sendo que no Brasil apenas o segundo está disponibilizado comercialmente. O escaner CEREC 3D Bluecam (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha) permite, como já descrito, a obtenção do modelo virtual a partir do escaneamento da boca, do modelo e até mesmo do molde e exige para superfícies reflectivas a aplicação de pó de dióxido de titânio (Hembree, 1995). Embora sejam possíveis os três métodos, é imprescindível que se saiba se um deles traz efetiva vantagem sobre os outros. Embora a palavra vantagem seja neste caso difícil de ser definida, já que vários fatores podem ser relacionados à longevidade de próteses fixas, sem dúvida alguma estará diretamente vinculada à adaptação marginal.

A adaptação marginal de coroas protéticas é fator vital para o sucesso em longo prazo, porque o cimento é um agente fraco de ligação no processo restaurador (Lin, 2012). Quando a dissolução do cimento ocorre (Jacobs e Windeler, 1991), uma fenda é estabelecida entre a dentina e a coroa. A medição da fenda marginal, que é uma medição perpendicular a partir da superfície interna da coroa para a margem do dente preparado (Holmes, 1989), têm sido relatada na literatura para estabelecer a comparação entre métodos de obtenção do modelo virtual (da Costa et al., 2010). Diferentes técnicas têm sido escolhidas para avaliar a adaptação marginal de coroas, uma nova técnica que utiliza micro-tomografia computadorizada (micro-CT) foi utilizada para investigar a desadaptação, e tem a vantagem de ser não destrutiva (Borba et al, 2011; Krasanaki et al, 2012; Pelekanos et al. 2009). Esta técnica permite a investigação de pequenos objetos em 3D com alta resolução. A desadaptação marginal é obtida dentro do intervalo de alguns micrometros em vários locais e direções (Seo et al., 2009).

Portanto, o presente estudo avaliou diferentes métodos de obtenção do modelo virtual – escaneamento de boca, molde e modelo no sistema CAD / CAM CEREC com a BlueCam, utilizando um equipamento de microtomografia para comparar a

desadaptação marginal vertical e horizontal em coroas usinadas a partir de blocos de cerâmica feldspática.

Revisão da Literatura

McLean & Fraunhofer (1971) publicaram um estudo clínico sobre adaptação marginal de próteses fixas sobre dente. Neste trabalho foram avaliadas inlays e coroas totais de ouro, coroas metalocerâmicas e coroas de porcelana pura aluminizada. 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 estreita associação entre restaurações com sobre extensão 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 contribuíam para a promoção do processo de doença em virtude da sua capacidade de retenção de placa bacteriana. O objetivo do presente estudo foi determinar se a colocação de restaurações subgengivais com margens com sobre extensão alterava a microflora subgengival. Para isso estudantes de odontologia com os dentes limpos e saúde gengival (IG menor do que 0,1) deram o seu consentimento para participar do estudo. Cinco MOD onlays de ouro com um milímetro de sobre extensão 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 subgengivais 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 para bactérias anaeróbicas. Após a colocação de restaurações com margens com sobre extensão, uma flora subgengival foi detectada que se assemelhava a de periodontite crônica. Aumento da proporção de bactérias Gram-negativas anaeróbicas, em preto-pigmentadas *Bacteroides* e um aumento de anaeróbios facultativos foram observados. Após a colocação das restaurações com margens clinicamente aceitáveis, microflora característica da saúde gengival ou gengivite inicial foi observada. Bactérias pigmentadas com preto foram detectadas em proporções muito baixas (1,6-3,8%). Estas alterações na microflora subgengival eram óbvias independentemente das restaurações com sobre extensão

das margens serem colocadas no primeiro período da experiência ou seguindo o “cross-over”. Clinicamente, crescentes índices de sangramento gengival foram detectados nos locais onde as margens com sobre extensão foram colocadas. Sangramento à sondagem era sempre precedido do pico de bactérias pigmentadas a preto. Apesar das alterações periodontais, perda de inserção não foi detectada. As alterações na microflora subgengival após a colocação de restaurações com margens em excesso documentaram um mecanismo potencial para o início da doença periodontal associada a fatores iatrogênicos.

Davis (1988), Este trabalho compara 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 impressões separadas foram feitas do dente preparado com um material de impressão e vertida em gesso pedra. Dez troqueis foram seleccionados arbitrariamente para a Cerestore e revestidos com uma fina camada de cianoacrilato foi aplicada em todas as superfícies, exceto nas margens, tal como recomendado pelo fabricante. Novas moldagens destes troquéis foram feitas com outra impressão. Estas foram vertidas em resina epoxi, gerando novas replicas. Cinco matrizes foram seleccionadas arbitrariamente para o sistema 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 replicas duplicadas representaram os modelos de laboratório em que as coroas seriam feitas. As 10 matrizes restantes foram separadas em dois grupos de cinco cada um. Para o sistema de Cerestore, as cinco matrizes foram duplicados em resina epóxi como antes e uma camada adequada 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 uma serra diamantada. As espessuras de película 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 coppings foram cimentadas utilizando um sistema de cimento de fosfato de zinco. As coroas e copings foram preenchidos com cimento, colocadas sobre

as matrizes com a pressão digital, 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 cinco libras de pressão (2,3 Kg). As coroas cimentadas foram incluídas em resina epóxi. Após o ajuste, as coroas e copings foram seccionadas primeiras 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 espaco de cimentacao com o mesmo microscopio utilizado anteriormente. A adaptação marginal e interna de coroas de cerâmica pura feitas com os sistemas e Cerestore Dicor foram comparadas. Apos a analise dos resultados, deformações marginais em coroas feitas com o sistema Cerestore foram encontradas. Distorções típicas definidas de expansão e dilatação térmica foram vistas em coroas feitas com os sistemas de Dicor, necessitando o a utilização de um espaçador para utilizacao clinica.

Sorensen et. al (1989), revisou a sequência de formação da placa em todas as etapas: início, 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 superfícies ásperas, restaurações metálicas, cerâmicas com o sobre contorno e a doença periodontal. Verificou-se que o sobrecontorno em torno das coroas resultou em acúmulo de placa e alterações gengivais. Os autores concluíram que os fatores que geram o acúmulo de placa e influenciam na saúde gengival da interface tecido-restauração são (1) a rugosidade da superfície, (2) forma marginal, e (3) contorno. O autor conclui que minimizar o acúmulo de placa é crucial para gerar saúde gengival.

Hung et al. (1990), avaliaram a adaptação marginal de coroas obtidas pelo sistema Dicor, Cerestore e metaloceramicas obtidas pelo metodo convencional foram avaliadas. 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 metaloceramicas.

Todos os 30 dentes foram armazenados em solução salina normal à temperatura ambiente, exceto durante o período de preparo da coroa. Os preparos da coroa para Cerestore e coroas Dicor tinham término cervical em 90 graus com a linha e ombro em ângulos arredondados, e para coroas metalocerâmicas, o ombro tinha um chanfro de 45 graus. Moldes de todos os dentes preparados foram feitos e replicas em gesso pedra foram confeccionadas. Para o grupo Cerestore, as replicas 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 utilizadas 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 pela técnica convencional da cera perdida. Cada coroa foi assentada sobre o preparo com um dispositivo parafusado para o assentamento completo e as aberturas marginais foram medidas 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 cinco ° C e 60 ° C durante 1500 ciclos com 30 segundos 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, cinco no sentido mésio-distal e cinco 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. Os autores discutem que um desajuste aceitável deveria estar aproximadamente entre 50 e 75 µm. 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 et al. (1991), fizeram um trabalho cujo objetivo do 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 subseqüentes. O estudo foi dividido em duas fases. A fase um avaliou os efeitos de solubilidade e difusão simples do cimento em um ambiente estático, visto que a fase dois investigou os efeitos de forças sobre a dissolução do cimento num ambiente dinâmico. As amostras foram fotografadas e analisadas em 8x10 vezes de aumento. Tanto a fase de um e fase dois estudos não demonstraram qualquer diferença significativa na taxa de dissolução do cimento para os grupos 25, 50, e 75 μm . Os grupos de teste para ambos os estudos, no entanto, demonstraram um aumento na taxa de dissolução do cimento. Os resultados da fase um e fase dois estudos não devem ser comparados porque foram utilizadas metodologias diferentes.

Holmes et al. (1992), o objetivo deste estudo foi medir 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 preparado para coroa total. O término cervical foi realizado em chanfro para ambas as coroas de cerâmica e ouro. Um molde despecial foi utilizado para assegurar que todos os padrões de cera eram idênticos, duas demãos de espaçador foram aplicadas a menos de 1 mm acima das margens em todos troqueis. 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 processadas de acordo com as 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 seccionadas no sentido vestibulo-lingual e méso-distal, as secções foram polidas sequencialmente com lixas de carboneto de silícia 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 250X medição. Os pontos de

medição 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 variou 35-73 μm . O valor médio para desajuste de coroas de cerâmica foi de 48 +- 7 microns e de desajuste de coroas de ouro foi de 57 +- 19 μm . 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) Este estudo testou 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 preparados com brocas diamantadas em alta rotação e irrigação abundante. A superfície oclusal de cada dente foi preparada 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 coneicidade de 5 a 10 graus para a oclusal. Após a preparação do dente, uma moldagem foi feita utilizando um poliéter. 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 (5). Após 10 min, os dentes foram

colocados em 100% de humidade durante sete 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 incluídas 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 um dos três métodos de preparo. Notou-se a penetração do corante ao longo do percurso dos túbulos dentinários directamente 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 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 metal cerâmica. Os modelos foram divididos em três grupos de acordo com o tipo de coroas a serem feitas: (a) titânio usinado por uma máquina (Procera), (b) coroas fundidas de titânio, e (c) coroas de liga nobre (como o controle). As amostras de controle apresentaram a menor média desadaptação, 25 micrometros e foram significativamente diferentes de ambas das coroas usinadas 54 micrometros e as coroas fundidas de titânio 60 micrometros. Os dois tipos de coroas de titânio não foram significativamente diferentes um do outro

Kawai et al. (1995), verificaram através deste estudo se o Sistema Celay que realizava uma usinagem através de cópia apresentam valores menores que 100 µm em restaurações do tipo classe I e II na região cavo superficial. Também foi avaliada a adaptação interna da restauração. O Sistema Celay consiste da cópia 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 1 e 24 lugares para mensurações em restaurações classe 2. Depois dos procedimentos de cimentação o conjunto foi seccionado até a chegada dos pontos pré-estabelecidos. Gap interno para restaurações classe I e II foram respectivamente, de 36 a 56 e de 61 a 78 e para a desadaptação marginal foi de 48 a 58 e de 56 a 61. O gap da classe 1 foi diferente entre os ângulos variados para a confecção do preparo e já para as restaurações classe II não houve diferenças. Os maiores desadaptações foram encontrados em regiões de ângulos. Os autores concluíram que a desadaptação de classe I é menor que restaurações classe II. O preparo quando realizado de forma divergente não influencia a adaptação. Em geral a média do gap de restaurações classe II Celay foram menores que 100 μm e clinicamente aceitáveis.

Sulaiman et al. (1997) compararam neste estudo in vitro a adaptação marginal de três sistemas de coroas cerâmicas puras (In-Ceram, Procera, e IPS Empress). Todos os sistemas de coroa foram diferentes estatisticamente. Os In-Ceram exibiram a maior discrepância marginal (161 micrometros), seguido por Procera (83 micrometros), e IPS Empress (63 micrometros). 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 cinco 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) μm e 111 (67) μm respectivamente. Não houve diferenças significativas dos gaps entre os molares e pré-molares. Apenas três 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 ivorine 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 termino cervical, parede axial e ponta de cúspide. A média de dimensões gap e desvios-padrão (DS) foram calculados para a adaptacao 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 + / - 21µm e 63,0 SD + / - 13 µm, respectivamente. As dimensões médias de gap da adaptação interna foram 69,0 SD + / - 17 µm para parede axial, 48,0 SD + / - 12 µm para ponta de cúspide, e 36,0 SD + / - 7 µm de adaptação oclusal para o grupo de pré-molares. Para as coroas de molares: 49,0 SD + / - 3 µm parede axial, 67,0 SD + / - 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 no nível de 0,05. No entanto, as dimensões gap que definiram a adaptação interna nos locais de medição foram diferentes ($P \leq 0,05$). 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 microns. Estes resultados mostram que as coroas estudadas podem ser indicadas com confiança, sabendo que a precisão de ajuste consistentemente sera inferior a 70 µm.

SjöEgren et al (1998) fizeram uma avaliação clínica de cinco anos de inlays (Cerec) cimentadas com um agente de cimentação dual e quimicamente ativada. Sessenta e seis de 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 restauracoes 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 três inlays por causa de fraturas (4,5%) e uma por causa da fratura da do proprio dente (1,5%). Das 62 inlays restantes, foram classificadas pelo

criterio 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 cimentacao 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 do (1) materiais e classificações, (2) da espessura do cimento, (3) controle de sobre extensão, (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 permitiu uma visão geral das possibilidades e limitações da cimentação de restaurações indiretas. Como resultado o autor apresentou que resina à base de compósitos é o material de escolha para a cimentação adesiva. Ambas as propriedades de materiais de desgaste e comportamento da resina com partículas híbridas finas do tipo são superiores a outros materiais. O uso de compômeros foi questionável devido à expansão hidroscópica e possível formação de fendas como provado no IPS Empress in vitro e in vivo. Cimentos recentes apresentam excelentes características de escoamento com espessura média variando entre 8 e 21 micrômetros. A técnica de inserção e utilização do ultrassom foi recomendada para compósitos de cimentação viscosos ou compósitos convencionais restauradores. Para o controle de excesso, bom ajuste da restauração (durante a cimentação) e alta radiopacidade do cimento (após cimentação) são indispensáveis. Controle de excesso foi melhor quando a técnica de inserção da coroa com o cimento utilizou o ultrassom. A adesividade ao esmalte e dentina foi aceitável clinicamente, mas deve ser realizada com várias etapas de sistemas que fornecem primers separados e agentes de ligação produzindo uma adesão interna perfeita com quase nenhuma hipersensibilidades. Agentes de cimentação de dois passos determinaram um potencial promissor. A viscosidade e teor de carga do compósito de resina usado para a cimentação não influenciou as características de remoção de excesso na zona marginal de cimentação in vivo. No entanto, a técnica de inserção com auxílio de ultrassons, 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) O estudo estimou o número mínimo de medições de gap marginal em coroas unitárias para produzir resultados relevantes para a análise da desadaptacao marginal em torno de um unico elemento. Dez coroas de cerâmica Celay-In-Ceram foram confeccionadas em uma matriz de aço seguindo as instruções do fabricante. Os gaps ao longo do término cervical da coroa foram investigados em um microscópio eletrônico de varredura sem cimentação e posteriormente em um troquel de resina epoxi, após cimentação convencional. Antes da replicação da matriz de aço, a mesma foi marcada com a indentação da pirâmide do teste de Vickers para padronizar os locais de medições. As marcações foram realizadas aproximadamente 500 um abaixo da linha do termino cervical (21 marcas circulares). Cada marca consistiu uma configuração diferente para identificar e distingui-la de marcas adjacentes. As 10 amostras de coroas In-Ceram foram fixadas com uma fina camada de cimento provisorio na matriz de aco e as medições foram feitas em passos de 100 um em um estereomicroscópio em um aumento de 10 X de magnificação. Depois, as amostras foram cimentadas nas réplicas com cimento de fosfato de zinco e o mesmo processo de medição foi realizado. O número inicial de medições por coroa foi (n = 230) e posteriormente foi reduzido para pequenos subconjuntos usando abordagens tanto sistemáticos como aleatórios para determinar o impacto sobre a qualidade dos resultados. A redução de 230 para cerca de 50 medições causou uma variabilidade ± 5 um para médias aritméticas indicando nenhum impacto relevante sobre a qualidade dos resultados. A partir dos resultados, os autores concluíram que cinquenta medidas são necessárias para informações clinicamente relevantes sobre o tamanho da desadaptacao marginal, independentemente se os locais de medição são selecionados de forma sistemática ou aleatória, que é muito mais do que o uso atual em estudos in vitro.

Goodacre et al. (2001) Este trabalho traça a evolução histórica dos preparos dentais e identifica diretrizes para a execução do preparo. Foi feita uma busca Literaria

cobrindo 250 anos de prática clínica com ênfase em dados científicos. Tanto uma busca no MEDLINE e uma extensa pesquisa manual foram usadas para localizar artigos relevantes escritos em Inglês nos últimos 50 anos da data do trabalho. Após análise de vários trabalhos científicos, como resultado, os autores sugerem que os dentes devem ser preparados de modo a que eles apresentem as características seguintes: 10 a 20 graus de convergência oclusal total, uma dimensão mínima de 4 mm cervico-oclusal para molares e 3 mm para outros dentes, e uma relação de dimensão occlusocervical para vestibulo-lingual de 0.4 ou maior. Quando as características acima estão ausentes, os dentes devem ser modificados com características de resistência auxiliares, tais como ranhuras axiais ou caixas, de preferência, em superfícies proximais. Requisitos estéticos e condições do dente devem determinar o termino em relação à gengiva, com uma localização supragengival sendo mais aceitável. Os ângulos devem ser arredondados, e um grau razoável de suavidade de superfície deve ser buscado.

Yeo et al. (2003), compararam a adaptação marginal de restaurações anteriores obtidas por diferentes sistemas. Para isto, os autores avaliaram *in vitro* as discrepâncias marginais de três diferentes sistemas de coroas de cerâmica pura (Celay In-Ceram, In-Ceram convencional e IPS Empress 2), e um grupo controle de restaurações metalocerâmicas. As coroas foram feitas para um incisivo central superior extraído e preparado com uma terminação cervical em ombro de 1 mm e 6 graus de conicidade das paredes através de usinagem. Trinta coroas por sistema foram fabricadas e as medições da coroa foram gravadas com um microscópio óptico, com uma precisão de $\pm 0,1$ microns, em 50 pontos espaçados em cerca de 400 micrômetros ao longo da margem circunferencial. O critério de 120 microns 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 ($\alpha = 0,05$). A média e desvio-padrão no gap marginal para as coroas foram: 87 ± 34 microns para o controle, 83 ± 33 microns para Celay In-Ceram, 112 ± 55 microns para In-Ceram convencional, e 46 ± 16 microns para a técnica de estratificação IPS Empress 2. Foram encontradas diferenças significativas

entre os grupos ($P < 0,05$). Quando comparado com o grupo controle, o IPS Empress 2 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 microns. 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.

Matthews & Tabesh. (2004), realizaram um estudo de revisão de literatura em busca de correlação de fatores etiológicos para o desenvolvimento da doença periodontal. Foi relatada a exposição de furcas em dentes multiradiculares, projeções exacerbadas de esmalte na região cervical, sulcos e ranhuras palatinas em dentes anteriores como fatores anatômicos em dentes hígidos, considerados como retentores de placa bacteriana. Outros fatores foram observados em dentes restaurados, como o excesso marginal em restaurações, restaurações subgengivais invadindo o espaço biológico e restaurações mal polidas e mal adaptadas, além do apinhamento dental e mal posicionamento no arco. Os autores concluem que todos estes fatores devem ser observados em busca de uma condição periodontal mais saudável.

Reich et al. (2004) investigaram a praticidade e o desempenho de restaurações extensas desenhadas e usinadas no computador no sistema CAD/CAM (CEREC 2, Sirona Dental Systems GmbH, Germany) depois de três anos de função clínica. O estudo foi conduzido segundo critérios de saúde pública respondendo as seguintes questões: Poderia o sistema fabricar restaurações grandes que preencha a demanda com respectivas funções, morfologia oclusal e estética? Como foi o desempenho das cerâmicas usinadas depois de 3 anos? Se os princípios do desenho preservando o tecido que foram aplicados, em relação à área abaixo do CEJ e a influência disto nos resultados clínicos? Se os preparos extensivos quando necessários, requerem o uso da técnica da borracha quando a restauração foi inserida e qual foi sua influência nos resultados clínicos? Quanto que a técnica da cimentação adesiva pode preservar os

tecidos e se retenções macro mecânicas são importantes? Qual foi o nível de complicações? Cinquenta e oito restaurações em vinte e seis pacientes (dezoito homens e oito mulheres) foram realizadas e a media 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 preparos foram feitos de acordo com o tipo de restauração. O Sistema CEREC 2 realizava tomado diretamente da boca com a câmera do CEREC e também do modelo. Uma impressão com silicone 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. 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 foram checados. Por fim foi, foi checada a satisfação do paciente. As 58 restaurações foram inseridas em 26 pacientes e foram reavaliadas em uma média de 3 anos. Foram inseridas 38 restaurações (66%) em região de molar e destas 17 foram restaurações onlays. Foram usados: método chairside em 11 das 58 restaurações, a técnica de desenhos relacionados em 9 restaurações e técnica do desenho em função em 17 restauração e técnica de extrapolação da técnica em 32 das restaurações. Uma onlay no Segundo molar inferior apresentaram cúspide disto lingual fraturada e todos os outros critérios foram satisfatórios ou melhores em relação à 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 estar satisfeitos ou muito contentes com suas

restaurações e nos três anos de acompanhamentos, somente duas das cinquenta e oito restaurações apresentaram insatisfatórias em relação aos critérios analisados.

Mörmann. (2006), No início de 1980, o autor realizou estudos e desenvolveu o conceito clínico de inlays de cerâmica, ao mesmo tempo dando importância a fabricação rápida das restaurações cerâmicas. O autor desenvolveu planos para em exercício de (CAD/CAM) de fabricação de restaurações de cerâmica especificamente para permitir que o dentista confeccionasse uma ou múltiplas restaurações cerâmicas no consultório, em um único atendimento. O conceito inicial que compreendia uma pequena unidade móvel do CAD / CAM integrada a um computador, teclado, trackball, pedal e optoelectrônicos câmera intra-oral como dispositivos de entrada, um monitor e um compartimento de usinagem. CEREC 3 (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha), dividiu o sistema em um unidade de aquisição / design e uma unidade de usinagem separada. O software tridimensional torna o manuseio mais fácil e ilustrativo, tanto no consultório como no laboratório. Afigura-se que o conceito CEREC CAD / CAM vem tornando-se uma parte significativa da odontologia.

Kuni et al. (2007) investigaram o efeito da sinterização na adaptação marginal e interna de infraestruturas de zircônia obtidas pelo sistema CAD CAM. Foram avaliadas infraestruturas unitárias, de três elementos, de quatro e de cinco elementos, após a sua cimentação e secção. Foi utilizado um microscópio digital para realizar as medidas em cada pilar protético, realizando as aferições em cinco locais de medida. A desadaptação marginal ficou definida como a distância vertical da superfície interna do coping até a linha final do término e após as mensurações. Para o coping unitário foi encontrado gap marginal de 3.6 (5.8). Para as coroas de três elementos nos pontos 1 e 10 foram encontrados 4.2(7.2) lado interno e pontos 5 e 6 43.2(8.7). Para infraestruturas 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 cinco 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 foram 19.4(21.3). Houve diferença

estatisticamente significativa considerando o gap marginal do lado do pântico com o não pântico, a infraestrutura de quatro e de três elementos mostrou diferença. O autor conclui que a desadaptação de coroas unitárias foi excelente. As infraestruturas de três elementos e de quatro elementos possuíram gaps clinicamente aceitáveis. A desadaptação que ocorreu entre as duas peças se deve a maior extensão do pântico sendo assim maior contração de sinterização. A melhor adaptação da infraestrutura de cinco elementos foi provavelmente devido à presença de um pilar entre os pânticos. Para garantir boa adaptação foi necessário fazer pequenos ajustes no processo de CAD como também implementar guias de desenho das infraestruturas para prevenir distorção em infraestruturas longas.

Della Bona & Kelly, (2008) realizaram uma revisão da literatura enfatizando as restaurações em vez dos sistemas cerâmicos. Abordaram restaurações cerâmicas como facetas, inlays e onlays e terminaram com o uso de restaurações livres de metal para unidades posterior de próteses. Os autores pesquisaram os artigos em inglês no MEDLINE e PubMed publicados entre 1993 e 2008. Eles revisaram ensaios controlados randomizados, não randomizados, estudos experimentais longitudinal controlados, estudos clínicos, estudos longitudinais prospectivos e longitudinais retrospectivos. As evidências sugerem que para facetas, restaurações intracoronárias e restaurações onlays para dentes anteriores unirradiculares, os clínicos podem escolher qualquer sistema de cerâmica pura com base nas necessidades estéticas (muitos sistemas tiveram maior do que 90 por cento de sucesso em seis anos de acompanhamento). Restaurações de molares devem de apresentarem em forma de alumina, de zircônia e dissilicato de lítio. Evidências razoáveis têm demonstrado a eficácia de próteses parciais fixas três elementos anteriores feitas de dissilicato de lítio, alumina e zircônia. Porém para a confecção de três unidades de prótese em região de molar, especialistas sugerem que apenas sistemas baseados em zircônia estão indicados. Os autores concluem que as evidências atuais sugeriram que as restaurações de cerâmica pura tem uma longevidade clínica aceitável que acompanha suas vantagens estéticas duradouras. Evidências a partir de muitos estudos clínicos sugerem que os profissionais podem escolher qualquer sistema de cerâmica pura com base na necessidade estética dos pacientes em facetas, restaurações intracoronárias e

coroas totais unitárias. Apenas poucos sistemas têm sido bem sucedidos para a confecção de restauração de molares, e outros fatores clínicos, tais como a profundidade adequada do preparo e cimentação pode prevalecer sobre as escolhas dos materiais. Ainda indicam que a transformação da zircônia pode se destacar como o mais bem sucedido material para confecção de coroas onlays, independente da indicação clínica. No entanto, lasca do revestimento cerâmico de zircônia em restaurações continua a ser um problema. A evidência apresentada pelos autores é que os clínicos devem oferecer informações e consentimento livre esclarecido sobre os sistemas totalmente cerâmicos.

Beuer et al. (2008), avaliaram neste estudo in vitro os efeitos de diferentes ângulos de preparo sobre a precisão de ajuste de infraestruturas de zirconia. Para isto, Três molares superiores direitos em acrílico foram preparados utilizando diferentes ângulos de preparo: 4, 8, ou 12 graus de convergência oclusal total. A superfície oclusal foi reduzida em 1.5mm de acordo com a anatomia do elemento em questão. Vinte moldes foram feitos com poliéster em uma moldeira de metal e preenchido com uma resina reforçada Tipo IV. O mesmo investigador fez todas as impressões, e o mesmo técnico experiente fabricou todas as matrizes. Todas as matrizes foram digitalizadas utilizando o scanner a laser Cercon Eye e as definições foram de 0,4 mm de espessura de parede de 20 µm de espaço de cimento, 1 mm acima da margem do preparo. Dez copings de zirconia foram confeccionados para cada ângulo em no sistema CAD / CAM – Cercon Brain. Após a cimentação, com ionômero de vidro, seções transversais foram obtidas e os espaços de cimentação foram medidos em 50X de aumento em um microscópio. A média (DP) e gaps marginais para usinagem no laboratório do CAD/CAM foram 37,5 (37,0) µm no grupo de 4 graus, 42,3 (44,4) µm no grupo de 8 graus, e 36,8 (30,9) µm no grupo de 12 graus. Para copings fabricados pelo centro de usinagem, as médias (DP) dos gaps marginais 45,5 (35,7) µm no grupo de 4 graus, 36,6 (28,9) µm no grupo de 8 graus, e 40,3 (37,2) µm no grupo de 12 graus. O ângulo de preparo e a localização de medição apresentaram influenciar na precisão de ajuste estatisticamente significativa. Por outro lado, nenhuma influência estatisticamente significativa foi detectada entre copings preparados utilizando o

laboratório e do centro de usinagem (ANOVA, $p = 0,92$). Todos os grupos apresentaram desadaptacao marginal que varia entre 36,6 e 45,5 μm . Em vista dos resultados obtidos no presente estudo, um ângulo de 12 graus de preparação é, portanto, indicado com o confiança de que a fenda marginal será consistentemente inferior a 50 μm .

Reich et al. (2008), avaliaram a adaptação marginal de dois sistemas de cerâmica pura. A hipótese nula de que não há diferença estatística entre a precisão marginal do IPS Empress e Cerec 3D. Para isto, dezesseis modelos de resina epoxi replicaram os arcos superior e inferior 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) de laboratório e uma de 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 / minuto e mantido por 30 minutos a 250 ° C e 60 minutos a 850 ° C. Subsequentemente, as placas foram pressionadas ao calor de 1075 ° C com uma pressão de 5 bar 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 ótimos 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 em 40 μm para espacador e 20 μm para espaço de cimentação. As dezesseis restaurações desenvolvidas virtualmente foram fabricadas usando blocos de porcelana feldspática na unidade fresadora do próprio sistema. As restaurações foram colocadas em suas respectivas cavidades e as réplicas foram examinadas no MEV para medição de diferença quantitativa. A largura da fenda foi medida em 11 pontos de referência definidos por dois examinadores diferentes calibrados por um teste de confiança com intervalo de 95%. Uma largura de abertura total de 56 microns (+ / - 31) foi encontrada para IPS Empress, em comparação com o valor aumentou significativamente de 70 μm (+ / - 32) para Cerec 3D. De um ponto de vista clínico, a diferença estatisticamente

significativa entre os dois sistemas não foi pertinente, uma vez que ambos os sistemas ainda apresentam uma largura de fenda clinicamente aceitável de menos do que 100 microns.

Lee et al. (2008) avaliaram a adaptação interna e marginal de cerâmicas confeccionadas pelo Sistema Procera e pelo Sistema CEREC 3D, este, 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 CDD. Dez coroas foram usinadas em blocos cerâmicos feldspáticos (Vitablocs Mark II) e o espaço selecionado para acomodação do cimento foi de 30 μm . Para as coroas do Procera, um scanner (Procera Scanner Model 50) foi usado para escanear os 10 modelos de gesso gerado, obtendo um coping de alumina de 0.6 mm de espessura. Após a obtenção os copings receberão a aplicação de uma porcelana de revestimento de silicato. As coroas não sofreram nenhum ajuste após a confecção e foram assentadas em seus preparos 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. Uma pasta de silicone foi adicionada na superfície interna da coroa e depois assentada no modelo por uma força de 20 Ncm. Após a polimerização, a Pasta de silicone restante entre a coroa e abutment foi pesada com balança eletrônica e a área de superfície foi avaliada com um dispositivo 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 duas camadas no sistema Procera em relação às 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 do coping obtido pelo sistema CAD CAM Procera aumentou a desadaptação após a aplicação de porcelana para a obtenção da coroa, sendo este aumento estatisticamente significativo. Em relação à desadaptação interna houve uma 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, destes 56% foram mulheres. As análises das coroas foram realizadas após um, dois e três anos. Os dados foram coletados a partir dos registros dos pacientes e dos seguintes parâmetros: sexo, idade no momento da entrega 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. O tratamento com Zircônia foi considerado um fracasso, quando o dente pilar foi extraído ou pela necessidade de repetição da coroa devido à perda de retenção, fratura não corrigida por polimento ou persistência de dor. As condições periodontais, periapicais e de mobilidade do dente foram informações adicionais coletadas, considerando também os critérios da Associação Dentária da Califórnia. Além disso, os pacientes foram entrevistados segundo a satisfação obedecendo a um escala analógica visual de 0 a 100. Das 169 coroas, 78 % foram fixadas na região de pré-molar e molar. Cento e trinta e um pacientes passaram pelo acompanhamento no período de três anos. Em 32 coroas (16%) foram registradas complicações. Nove por centos das complicações

foram referentes à dor após a cimentação, excesso de cimento, perdas de cimentação que permitiria recimentação. Dois por centos das complicações estavam relacionadas à 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 estava incluso 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 quatro fraturas do revestimento cerâmico. Sete por cento de perda retenção. A taxa cumulativa de sucesso foi de 92,7%. O autor conclui 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 In-Ceram alumina de infraestruturas cerâmicas fabricadas por quatro técnicas diferentes. Quatro grupos de quatro amostras de infraestruturas com espessura mínima de cada 0,6 mm fabricados a partir de um molde mestre utilizando quatro técnicas diferentes: Grupo SL, a técnica de deslizamento elenco-(In-Ceram sistema); Grupo CL, a cópia moagem técnica (sistema Celay), Grupo CR, um sistema CAD / CAM (Cerec inLab sistema) e Grupo de WO, a técnica de deposição eletro-dipping (Wol-Ceram). Após as amostras serem assentadas no modelo mestre, foram verificados com a utilização de microtomógrafo (1072 micro-CT, Sky-Scan). Conjuntos de dados foram processados pelo software (TView v1.1, SkyScan) e 10 seções verticais de cada núcleo foram gerados. Nessas microtomografias seções transversais determinaram a desadaptação marginal (MG) e a discrepância marginal absoluta (MD) foram medidos em microescala (mícrons). O grupo SL e o WO apresentaram os melhores resultados de MG com 22 micrometros e 35 micrometros. O sistema CAD / CAM apresentou um MG de 55 mícrons. Além disso, os grupos de SL e WO apresentaram os melhores resultados de MD com 50 e 60 micrometros respectivamente. Estes grupos apresentou o melhor ajuste marginal, seguido pelo Cerec inLab, que apresentou resultados clinicamente aceitáveis. Análise microtomografia pareceu ser um método confiável para avaliar a adaptação marginal de restaurações dentárias.

Addi et al. (2010), realizaram um trabalho para determinar o desajuste de inlays Denzir, fabricadas utilizando um sistema CAD/CAM (DECIM AB) e de dois tipos de restaurações de cerâmica prensadas em laboratório, o IPS Empress e Opc. Para isto, 30 premolares humanos extraídos foram preparados para receber inlays (MOD) de cerâmica, para o qual foram confeccionadas 10 no sistema Denzir, 10 IPS Empress, e 10 Opc. O mesmo operador fez todos os preparos. Depois de preparados, os dentes foram moldados com material pesado e leve de moldagem e foram obtidas réplicas em 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 muito experiente certificado. Antes da cimentação, as restaurações obtidas foram avaliadas por um dentista experiente e julgadas em aceitaveis ou nao para serem instaladas definitivamente em um paciente. As desadaptacoes foram avaliadas usando replicas 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 de ANOVA e teste de Scheffe a um nível de significância de ($p < 0,05$). Antes de cimentação não houve diferenças significativas no tamanho do espaço interno entre os três sistemas estudados, quando colocados em seus modelos réplica de correspondência. 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 clínico devem ser realizados para saber qual a real relevância clínica deste achado.

Baig et al. (2010) avaliaram a desadaptação marginal de coroas de zircônia (Cercon Y-TPZ), de coroas de dissilicato de lítio prensadas (IPS-Impress II) e coroas de

metal de liga tipo IV (controle), com o intuito de mensurar a desadaptação marginal vertical e horizontal em coroas assentadas em dentes pré-molares. 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-Impress II) prensada e coroas metálicas (liga tipo IV). A segunda hipótese de Baig era que a variação das configurações da margem, chanfro e ombro, para todos os grupos de materiais também não apresentariam distinção em relação à 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 seis marcas para facilitar a leitura da desadaptação das faces. Para confecção de coroas do grupo Cercon, copings foram encerados sobre os troquéis, escaneados, digitalizados, fresados e sinterizados. Após esta etapa a porcelana foi aplicada. As coroas de Impress II foram obtidas através da técnica da cera perdida e o Impress foi prensado. As coroas metálicas também foram enceradas, incluídas no revestimento e utilizado liga nobre tipo IV para a substituição da cera. Coroas foram instaladas e receberam uma carga de 1,3 a 1,4 kg para a mensuração da desadaptação. As imagens foram realizadas através de um estéreo microscópio (Olympus SZ-CTV; Olympus). O gap marginal e desvio padrão deste estudo para o Cercon, IPS Impress II e coroas completamente metálicas foram 66.4 (42.2) μm , 36.6(32.1) μm e 37.1 (22.3) μm , respectivamente. Entre chanfrado e ombro, não houve diferença significativa na desadaptação marginal. O desajuste horizontal e o desvio padrão foi -15.2 (47.5) μm , -22.1(34.7) μm e 30.9(31.3) μm . 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 do gap marginal entre coroas fresadas e prensadas. Houve diferenças estatisticamente significantes entre o gap 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 dos copings. Por fim o autor conclui 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 precisão da adaptação de estruturas a partir de blocos semi-sinterizados de zircônia, fabricados com dois conceitos de usinagem diferentes. Para isto, Um modelo typodont com um ausência do primeiro molar inferior direito foi usado. Foi realizado um preparo em chanfro com oito graus de convergência do segundo pre-molar e do segundo molar para simular uma prótese fixa de três elementos. Foram então realizadas 20 moldagens com poliéster, originando 10 modelos de gesso tipo IV para cada grupo. Os modelos de gesso foram digitalizados pelo scanner a laser Cercon Eye e as estruturas desenvolvidas no software (Cercon art, DeguDent®) com o espaço de cimentação predefinido em 20 µm. Infra-estruturas de três elementos foram fabricadas para as matrizes padronizadas (n = 10) com o sistema CAD/CAM Cercon® Brain e o sistema CAD / CAM Compartis em zircônia a partir das informações digitais obtidas pelo software. Todas as infraestruturas foram ajustadas em sua porção interna para evitar qualquer contato com a superfície do preparo, o que poderia originar uma possível desadaptação. Para isto foi utilizado um batom para corar a porção interna das coroas e estas eram levadas sobre os modelos em busca de contatos internos com a

infraestrutura de zirconia. Feitos os ajustes, as infraestruturas foram cimentadas com ionomero de vidro com uma força de 50N aplicada sobre o pontico 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 sob um microscópio óptico. A análise de variância (ANOVA) foi utilizada para comparar os dados ($\alpha = 0,05$). A média de dimensões gap na abertura marginal para o Cercon e Compatis foram 56,0 ($\pm 34,5$) e 51,7 ($\pm 45,2$) μm , respectivamente.

da Costa et al. (2010), avaliaram a adaptação marginal em várias superfícies de restaurações onlays obtidas no CEREC 3D quando utilizado diferentes métodos de obtenção de impressões ópticas: uma intraoral com aplicação de pó e duas extraorais usando o molde e o modelo. Um dente humano de número 19 foi montado em Typodont e recebeu um preparo de uma restauração MODL. Um experiente operador fez as impressões ópticas e desenhou a restauração. Depois do estudo piloto o número de amostras foram determinadas utilizando doze impressões ópticas e restaurações. Para o primeiro grupo uma fina camada de óxido de titânio foi aplicado sobre o preparo e o escaneamento foi realizado. No segundo grupo, o mesmo operador realizou 12 impressões 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 3, doze moldagens foram feitas com material PVS e os modelos foram realizados 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 ($\pm 34,0$); EP = 161,4 ($\pm 37,6$) e ES = 116,8 ($\pm 42,3$). 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

a área de aferição, por exemplo, para o oclusal = 110,5 (\pm 39) e linguais = 111,5 (\pm 30,5) não foram significativamente diferentes entre si e eram significativamente menores do que a distal 136,5 (\pm 42,5) e mesial 161,1 (\pm 43,3). 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 mostrou as menores fendas marginais do que a mesial e distal.

Fasbinder et al. (2010), realizaram um estudo clínico longitudinal não randomizado para avaliar o desempenho clínico do IPS e.max CAD usinado no CAD CAM e fixado 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, de primer e adesivo. No segundo grupo foram produzidas 39 coroas que foram cimentadas com um cimento resinoso experimental de cura dual e autoadesivo (EC, Ivoclar Vivadent). Quarenta e três participantes receberam 62 coroas, dos quais 20 em pré-molares e 42 em molares. Após seis meses e um ano, as taxas de acompanhamento foram de 100,0 %. Os dois após a taxa de acompanhamento foi de 98,4 por cento, porque um participante abandonou. Uma semana após a cimentação, 13% dos participantes (três de 23) que as coroas foram cimentadas utilizando MA e 10,3% (quatro de 39) dos participantes que receberam coroas cimentadas com CE relataram um pouco sensibilidade. No entanto, todos os participantes relataram não ter sintomas até a terceira semana após o tratamento. 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 margem ocorreu em 86,9 por cento para coroas cimentadas com MA. Todas as coroas cimentadas com MA foram clinicamente aceitável em dois anos de acompanhamento e duas coroas cimentadas com CE perderam a fixação e foram recimentadas: uma, após 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 lascas das coroas. A sensibilidade era

ausente após um e dois anos de acompanhamento. E as coroas se comportaram clinicamente bem após dois anos de acompanhamento.

Keshvad et. al (2010) os autores 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 após a cimentação. Preparos MOD padronizados foram realizadas em dentes humanos e moldados, utilizando silicone por adição, gerando os modelos de gesso. Destes modelos, 25 foram realizadas restaurações inlays obtidas pelo IPS Empress hot pressing 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 estéreomicroscópio 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 um 5 mm de diâmetro montado em uma máquina universal de ensaios foi usado para aplicar compressão de cargas ao longo do eixo longitudinal dos dentes restaurados em uma velocidade de 0,5 mm / min. A desadaptação marginal do IPS Empress foi de 56 ± 18 e da desadaptação interna 17 ± 5 , porém a desadaptação marginal do Pro CAD foi de 36 ± 11 e 23 ± 9 para a interna. Após a análise estatística, o gap das restaurações IPS Empress foi maior significativamente do que o sistema Pro Cad, porém não houve diferença estatística em relação ao gap interno. A carga necessária para a resistência à fratura foi de 1505 ± 956 para o IPS Empress e de 1050 ± 763 para o ProCAD, não encontrando diferenças entre estes valores. As duas

técnicas que utilizaram a leucita reforçada com vidro pra a confecção de inlays, tanto prensadas quanto usinadas no CEREC inLab (CAD / CAM) proporcionou um ajuste interno e marginal clinicamente aceitável após a cimentação. Não houve diferença estatisticamente significativa na carga 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/cm² 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 de 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 obtidos com as duas técnicas e em todos os ângulos de convergência testados estava dentro da faixa clinicamente aceitável de 50-120 µm.

Rungruanganunt et al. (2010), Este trabalho avalia duas técnicas para definir quantitativamente em 3D o desajuste interno de coroas, com microtomografia computadorizada (micro-CT) e análise quantitativa óptica. Para isto, uma replica de um

incisivo central superior preparado e um coping de zirconia foram fornecidos pelo fabricante (Lava, 3M ESPE) impressões do espaço de pré-cimentação foram tiradas usando um material de impressão de baixa viscosidade onde o coping foi inserido no incisivo com o dedo em pressão de aproximadamente 20 N e, em seguida, imediatamente colocados sob uma carga estática de 22,24 N (5 lb) durante 10 min . As amostras foram analisadas pelos dois metodos e a análise de regressão foi utilizada para comparar as curvas de calibração com conjuntos de calibração 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 espessura para a técnica óptica. Regiões de interesse (por exemplo, lingual, cervical) foram mais facilmente analisados com análise de imagem óptica e esta técnica era mais adequada para paredes de impressão extremamente finas (<milímetros 10-15). O preparo é mais fácil para o micro-CT e os parâmetros de segmentação parecem capturar dimensões com precisão. Os autores concluem que tanto o micro-TC quanto o método óptico podem ser utilizados para quantificar a espessura do espaço de pré-cimentação. Cada um tem vantagens e limitações, mas uma ou outra técnica tem o potencial para uso como parte de estudos para otimização do protocolo de CAD / CAM.

Vanoorbeek et al. (2010) avaliaram por um período de três anos a taxa de sobrevivência de coroas unitárias confeccionadas com infraestrutura de material resinoso e com cerâmica pura confeccionadas no sistema CAD / CAM e revestidas com material resinoso e cerâmico respectivamente. Cento e trinta pacientes (18 a 70 anos) foram distribuídos aleatoriamente para tratamento com coroas com infraestruturas com base de resina ou 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 à cor e textura da superfície diferiram significativamente (32,4% para coroas a base de resina compostas 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 às cerâmicas. Devido ao bom comportamento das coroas cerâmicas elas continuam sendo indicadas para restaurações metal free

Pak et al. (2010) investigaram e compararam neste estudo, 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 copings, sendo vinte por grupo foram fabricados com espessura de 0,5 mm. A avaliação da adaptação dos copings foi realizada e após a aplicação da porcelana de revestimento a mensuração foi realizada novamente. Para mensuração um microscópio de luz, processaram imagens 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 os copings confeccionados 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 foram $62.22 \pm 1.78 \mu\text{m}$ e de $82.03 \pm 1.85 \mu\text{m}$ a aplicação da porcelana de revestimento. E diante da análise estatística não houve diferenças entre os grupos. Porém houve diferenças intragrupos após a aplicação da porcelana de revestimento. O autor concluiu que não houve diferenças significantes na discrepância marginal entre os dois sistemas e que o processo de adição da porcelana de revestimento mostrou influência na

adaptação marginal. Por fim, todas as mensurações analisadas estiveram dentro de padrões de discrepância marginal.

Borba et al. (2011) mediram 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 e interna 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 ao ser usinado necessita de um processo de sinterização para atingir resistência, pois são usinados em menor resistência e este processo também reduz o tamanho em vinte por cento. Já o ultimo 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 mensuração. Cinco locais de mensurações foram realizados em diferentes áreas de término e em região de adaptação interna. Também foi analisada 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 folga 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 foram encontradas 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. Para isto, 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 foi 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 revestidas com esmalte unha, um milímetro abaixo da margem e imersa em 0,5% de fucsina básica por 24 horas. Após este período cada dente foi lavado e embebido em resina acrílica autopolimerizável. Após a inclusão, foram seccionados no sentido bucolingual e mésiodistal com um disco diamantado refrigerado, gerando quatro secções por dente. Cada amostra foi seccionada e fotografada em um esteriomicroscópio 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 dos 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 da 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 RyleX 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 foram encontrados nos grupos 2B e 3B. O autor concluiu que a discrepância marginal e o tipo de cimento possuiu significante 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) avaliaram e compararam a adaptação marginal e interna de coroas de zircônia fabricadas pelo processo de CAD CAM (Procera; Nobel Biocare) e com um 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 influenciadas 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 usados pelo sistema Ceramill. Um dos copings recebeu a aplicação de espaçador aderente 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 dos copings, escaneamento e confecção 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 avaliada 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 e AMD foram 106 (67) μm , 51(50) μm e 86 (64) μm para o grupo Procera e 115 (59) μm , 81(66) μm , 142 (72) μm , para o grupo Ceramill. Os copings Procera tiveram menores valores de adaptação marginal ($P < 0.005$) e também de absoluta adaptação marginal ($P < .001$) do que os copings do Ceramill. A porcentagem de sobre e subextensão em relação à margem foram de 43% e 57% para copings Procera e de 71% e 29% para copings Ceramill. A absoluta discrepância foi significativa para molares do que para incisivos. Entretanto, não houve alteração da adaptação em relação à localização do dente. Não houve alteração significativa na adaptação interna em relação aos técnicos. O estudo concluiu que a adaptação interna de ambos os copings não diferem. Entretanto, valores da adaptação marginal e da discrepância marginal absoluta foram estatisticamente menores no Procera do que no Ceramill. Porém ambos copings mostraram adaptação marginal clinicamente aceitável, e em relação ao acabamento de margem os copings produzidos pelo Ceramill não obtiveram desempenho melhor como o Procera, apresentando altas porcentagens de sobre extensão e emergência descontínua em muitos casos.

Lu et al. (2011), relatam um experimento realizado 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 projetada uma coroa no computador. A unidade fresadora avaliada usinou uma coroa em resina a partir de um bloco e a coroa foi instalada sobre o dente previamente preparado. A amostra foi então submetida à microtomografia computadorizada e 12 pontos predefinidos foram mensurados em um software ao longo de todo o espaço interno existente entre a coroa e o preparo dental. Os resultados encontrados demonstram ser clinicamente aceitáveis de acordo com a conclusão dos autores.

Moldovan et al. (2011) este trabalho avaliou a acurácia da adaptação de copings de zircônia localizados em região posterior pela tecnologia CAD CAM, aplicando um método de réplica em 3D. A hipótese nula foi que a análise da adaptação dos copings feitos pelo CAD CAM, ou por um material a base de silicone não influenciará 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 copings de zircônia foram feitos pelo sistema CAD CAM a partir de cinco molares e cinco pré-molares, usando duas máquinas de usinagem Cercon®, DeguDent (GmbH, Hanau, Germany) e o Cerec®, Sirona Dentals Systems, (Bensheim, Germany). O gap interno da técnica de usinagem com água e da técnica de usinagem foi de 134/84 micrometros (SD 78/28) para molares e de 93/69 micrometros (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 à padronização, reprodutibilidade e eficiência. Enquanto a parâmetros de CAD e sua realização não são congruentes, devido os desvios altos, o conhecimento mais especializado é necessário para alcançar os melhores resultados.

Krasanaki et al. (2012) este estudo avaliou 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 prensado receberão 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 um escâner micro tomográfico Skyscan e lido 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 microtomográficos. Os valores médios para MG em relação ao grupo chanfro foi de 22,52 μ m e para ombro foi de 21,00 μ 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 μ m, MGM/d = 20.29 μ m) e ombro (MGB/l = 27.00 μ m, MGM/d = 14.88 μ m). Houve estatísticas diferentes para o grupo ombro em relação aos bucolinguais e mesiodistais valores. Os valores

médios de MD para a preparação de chanfro (26,70 mm) 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 um, MDM / d = 22,54 m) e ombro (MDB / l = 31,67 um, MDM / d = 15,71 mm) a um nível estatisticamente significativo. Preparações 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 infraestrutura de cerâmica alumina confeccionadas no CAD / CAM. Porém todos os resultados se encontram dentro de padrões aceitáveis clinicamente. Valores de MG e MD foi maior em região vestibulolingual do que na região mesiodistal.

Schaefer et al. (2012), visualizaram e quantificaram o ajuste marginal e interno de restaurações cerâmicas prensadas de dissilicato de lítio. A precisão e reprodutibilidade do método de medição utilizado foram determinadas. Um modelo de acrílico de um primeiro molar inferior esquerdo foi preparado para receber uma coroa parcial e replicado por uma única etapa de moldagem de viscosidade dupla. Os modelos de trabalho foram obtidos a partir de gesso pedra Tipo IV e cinco restaurações indiretas foram fabricadas a partir cerâmica de dissilicato de lítio prensada em calor. O modelo de dente de acrílico e as coroas cerâmicas parciais foram digitalizados por um scanner com um precisão de medição de 4um e submetido à inspeção de qualidade computerizada. 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 ($n = 5$, $\alpha = 0,05$). A média dos valores de precisão (reprodutibilidade) variou de 34 (14) um para áreas internas e 78 (23) um 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 de linha internos tais como cristas oclusais e a linha de chegada do preparo exibiram dimensões grandes, enquanto que as áreas com ângulos arredondados e suaves de linha internos foram subdimensionados. A viabilidade de uma abordagem assistida por

computador e tridimensional para avaliar adaptação marginal e interna de restaurações indiretas foi demonstrada.

Vanlioglu et al. (2012) este estudo avaliou a adaptação marginal e interna de coroas parciais de dissilicato de lítio fabricadas utilizando IPS e.max Press e IPS e.max CAD. Foram confeccionados 40 coroas de dissilicato de lítio para molares, das quais 20 foram obtidas pela técnica prensada e 20 usinadas. Os preparos da restauração onlays foram padronizados 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 vestibulo-palatino em duas partes e mésio distal em três partes obtendo cinco 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 foram realizadas as médias de cada ponto e realizado 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, com esta diferença sendo estatisticamente significativa. Porém no ponto de aferição da região marginal composta por dentina não houve diferença estatística. Foi apresentado também que a adaptação interna nas regiões oclusais e axiais entre IPS e.max Press e IPS e.max CAD foram significativamente diferentes. O estudo mostrou que apesar da discrepância localizada nas paredes oclusais e axiais, ambas as técnicas mostraram discrepância marginal in vitro aceitável, levando em consideração o valor de 120 micrometros. O autor conclui que as diferenças na adaptação marginal foram registadas para restaurações cerâmicas parciais usando diferentes técnicas, porém ambos os sistemas demonstraram discrepâncias marginais aceitáveis in vitro.

Proposição

Este trabalho tem por objetivo avaliar diferentes métodos para obtenção do modelo virtual pelo sistema CAD/CAM CEREC com a BlueCam, utilizando micro-CT para comparar a desadaptação marginal vertical e horizontal em coroas usinadas a partir de blocos de cerâmica feldspática.

Materiais e Métodos

Materiais e Métodos:

1. Obtenção das Amostras:

Um pré-molar humano (34) (aprovação do Comitê de Ética 381/06) foi montado com os dentes adjacentes, num typodont de resina acrílica e recebeu um preparo por um operador experiente para uma coroa total de cerâmica pura. Para isto, um conjunto padrão de pontas diamantadas (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil), adequado para o preparo para coroas cerâmicas, foi utilizado sob irrigação abundante. O preparo foi livre de reentrâncias, os ângulos foram arredondados e as paredes, cônicas de 6 graus para a superfície oclusal. As margens foram preparadas em ombro com ângulos arredondados (Goodacre et al., 2001). (Fig. 1)

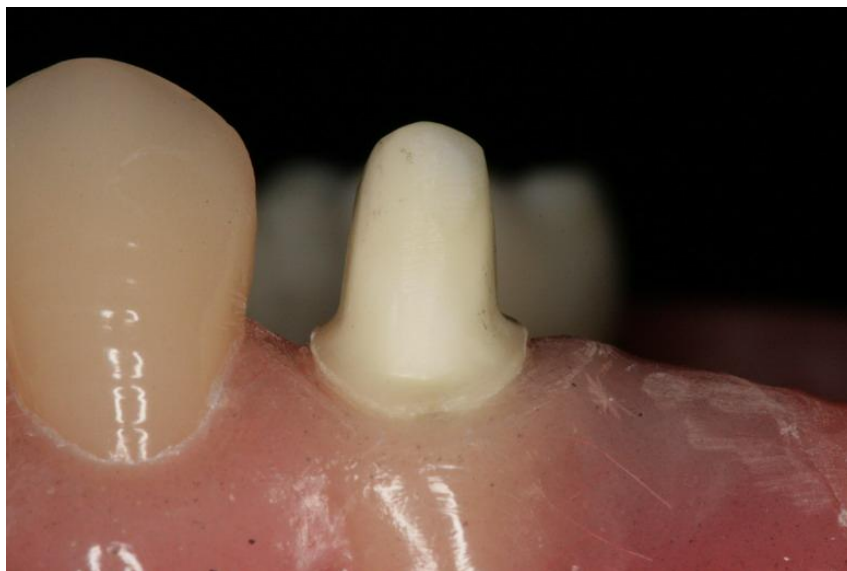


Fig. 1: Dente preparado para receber uma coroa total cerâmica.

Os grupos foram divididos de acordo com o método de obtenção do modelo virtual (Tabela. 1):

- Modelo Boca (T): a partir da digitalização do typodonte com aplicação de pó, simulando a boca;
- Molde (RI): a partir da digitalização do molde com aplicação de pó;
- Modelo de gesso (MC): a partir da digitalização do modelo de gesso;
- Modelo de gesso com aplicação de pó (PMC): a partir da digitalização do modelo gesso com aplicação de pó.

Tabela. 1 - método de obtenção do modelo virtual

GRUPO	SIMBOLO	USO DE PÓ	SUPERFICIE DIGITALIZADA	MATERIAL DIGITALIZADO
Boca	T	X	Superfície do preparo dental	Dente Humano
Molde	RI	X	Superfície do molde	Silicone por adicao (Futura AD Regular, putty and light body, DFL Indústria e Comércio S/A, Rio de Janeiro, Brasil)
Modelo de gesso	MC		Superfície do modelo de gesso	Gesso Pedra Tipo IV (GC Fujirock EP, GC America Inc., Alsip, EUA)
Modelo de gesso com aplicação de pó	PMC	X	Superfície do modelo de gesso	Gesso Pedra Tipo IV (GC Fujirock EP, GC America Inc., Alsip, EUA)

Importante salientar que o Typodont gerou todos os cinco moldes de silicone por adição e esses cinco moldes originaram todos os cinco modelos de gesso que foram analisados com ou sem aplicação de pó. Cinco impressões digitais foram feitas para cada grupo com o CEREC scanner 3D Bluecam (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha). A BlueCam foi posicionada de acordo com as instruções do fabricante, e as imagens ópticas foram tiradas. Para o grupo Boca (T), o Typodont foi pulverizado usando uma fina camada de dióxido de titânio (Fig. 2) e digitalizado com o 3D CEREC Bluecam. Para o grupo Molde (RI), moldagens foram feitas a partir do Typodont e foram digitalizadas após aplicação de pó de dióxido de titânio (Fig. 3). Depois, os modelos de gesso (MC) foram obtidos a partir destes mesmos moldes (Fig. 4) que foram vazados com gesso Pedra Tipo IV (GC Fujirock EP, GC America Inc., Alsip, EUA) e posteriormente digitalizados. Por último, os modelos de gesso (PMC) já digitalizados, foram submetidos à aplicação de pó de dióxido de titânio e foram digitalizados novamente (Fig. 5 A e B). Todos os projetos das coroas (Fig. 6) e delimitações do terço cervical (Fig. 7) foram feitos pelo mesmo operador experiente, no software CEREC 3D 3.8 (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha) e o espaço de cimentação adesiva foi fixado em zero μm . O projeto final (Fig. 8) foi enviado à unidade de fresagem inLab MC XL (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha) que foi utilizada para o processamento e usinagem de todas as coroas (Fig. 9), utilizando blocos de VITABLOCS Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha), uma mistura de partículas cristalinas feldspáticas incorporadas em uma matriz vítrea. Cinco coroas foram obtidas a partir de cinco digitalizações para cada grupo, tentando simular o que é realizado normalmente na clínica. É importante salientar que apenas um operador experiente obteve todas as coroas e que o escâner e a unidade de usinagem foram calibrados pelos respectivos fabricantes, anteriormente à pesquisa.



Fig. 1: Dente preparado após aplicação de pó.

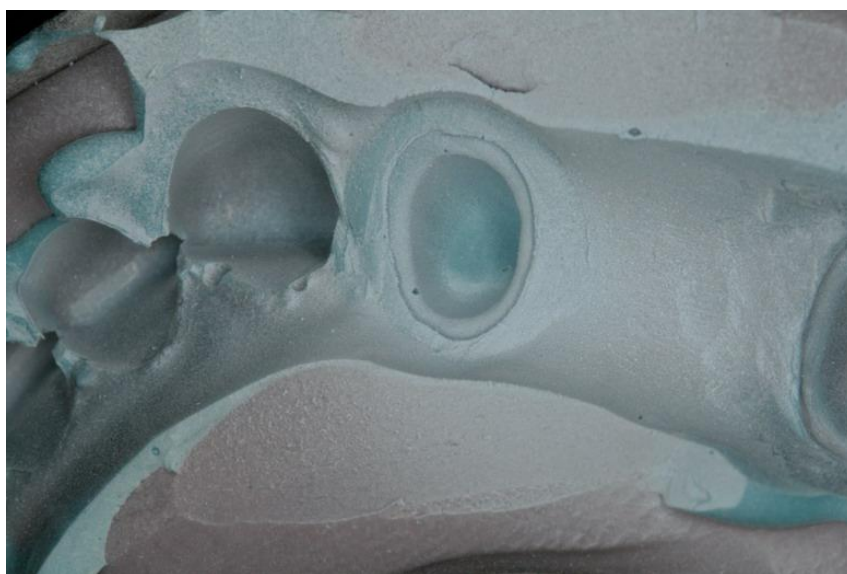


Fig. 2: Molde com aplicação de pó.



Fig. 3: Modelo de gesso.

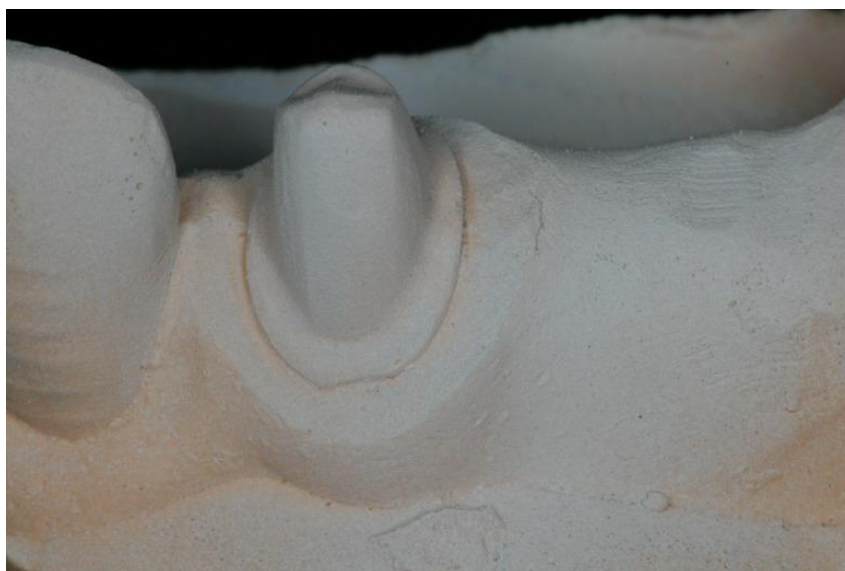


Fig. 4: Modelo de gesso com aplicação de pó.

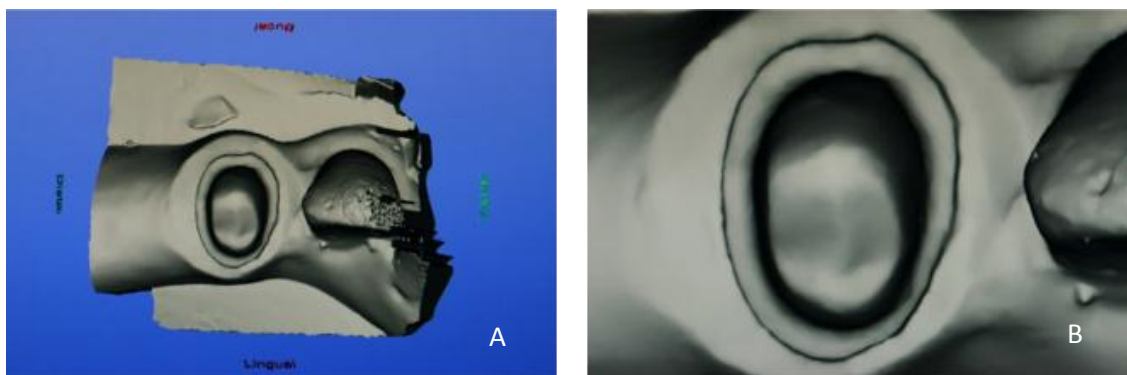


Fig. 5A: Modelo digital capturado pela Blue cam. Fig. 5B: Vista oclusal aproximada do preparo.



Fig. 7: delimitação do término cervical

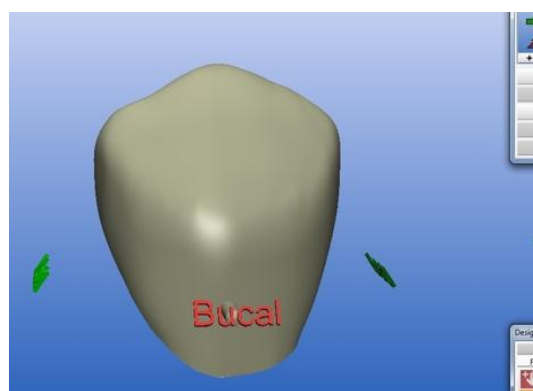


Fig. 8: Vista vestibular do projeto final da coroa

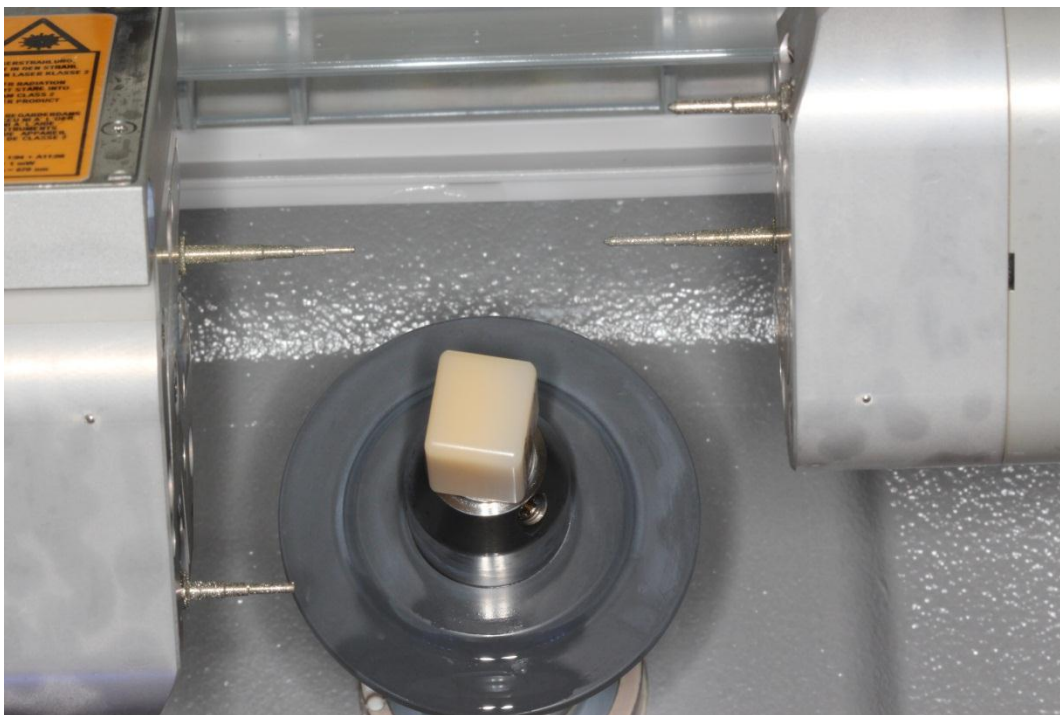


Fig. 9: In LAB MC LX - Máquina de usinagem do sistema CEREC

2. Procedimento de medição

O dente preparado foi retirado do Typodont para que cada coroa fosse fixada. O procedimento de fixação foi feito para cada coroa no mesmo dente preparado com um material de silicone (GC Fit Checker, GC Dental Industrial Corp, Tóquio, Japão). Todas as amostras foram estabilizadas e submetidas a uma tomografia micro computadorizada (Micro-CT Scanco CT40, Scanco Medical AG, Zurique, Suíça) (Fig. 10 A e B) no Biological Imaging Research Center (BRIC - University of North Carolina - UNC), para obtenção das imagens para medições da desadaptação marginal. As imagens transaxiais das amostras foram obtidas e o tempo de varredura para cada amostra foi de aproximadamente 1 hora.



Fig. 10A: Tomógrafo Scanco Medical

Fig. 10B: local de armazenamento da amostra, estabilizada por uma gaze.

Cada amostra gerou mais de 500 imagens em um formato de arquivo DICOM. As imagens foram convertidas em um programa denominado Irfanview32 (**IrfanView** 3.32 Irfan Skiljan, <http://www.irfanview.com>) gerando aproximadamente 500 imagens no formato BMP. Após esta conversão, estas imagens eram abertas em um segundo programa denominado **Data Viewer** o qual convertia as imagens em aproximadamente 500 imagens transaxiais, 500 imagens sagitais e 500 imagens coronais (Fig. 11). Este programa só reconhece arquivos BMP, daí a necessidade de conversão de todas as imagens.

Treze imagens foram seleccionadas para o conjunto sagital e treze para o coronal, para cada amostra, exibindo toda a extensão do espécime em duas dimensões diferentes (Fig. 12 A e B). As treze imagens foram escolhidas em cortes equidistantes de mesma divisão espacial entre a primeira e a última imagem em que as margens cervicais aparecem (Fig. 13). Em cada imagem, quatro medições foram feitas com aumento de 400x (Fig. 14), utilizando o software de processamento CTAN (versão 1.12.0.0, SkyScan, Kontich, Bélgica), dois para o desajuste vertical e dois para o

horizontal. Para o desajuste horizontal, as medições foram efetuadas a partir da margem externa da coroa até o ponto mais externo do preparo dental (Fig. 15). Para o desajuste vertical, as medições foram feitas a partir do ponto mais externo na margem do preparo do dente para a margem da coroa (Fig. 16).

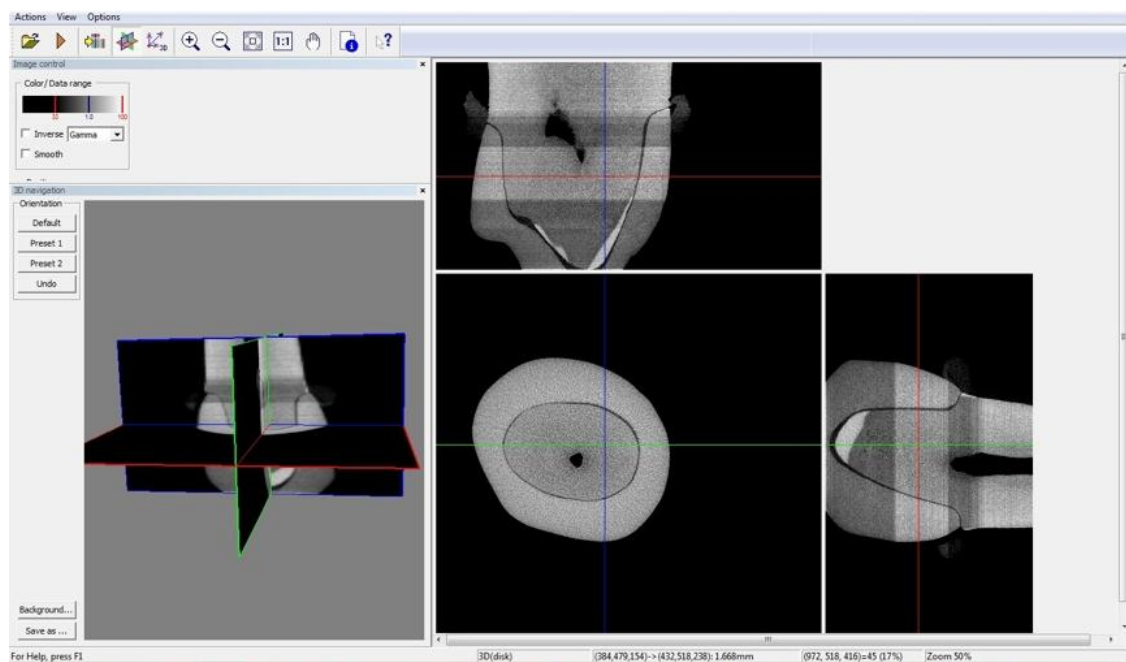


Fig. 11 - Programa **IrfanView** 3.32, utilizado para converter os arquivos na extensão BMP em cortes transaxiais, coronais e sagitais.

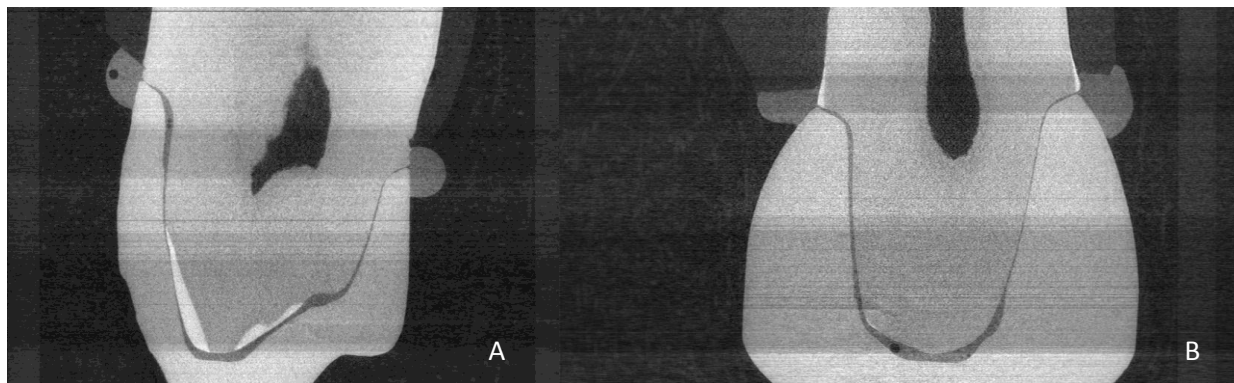


Fig. 12 A e B: Corte tomográfico sagital e coronal

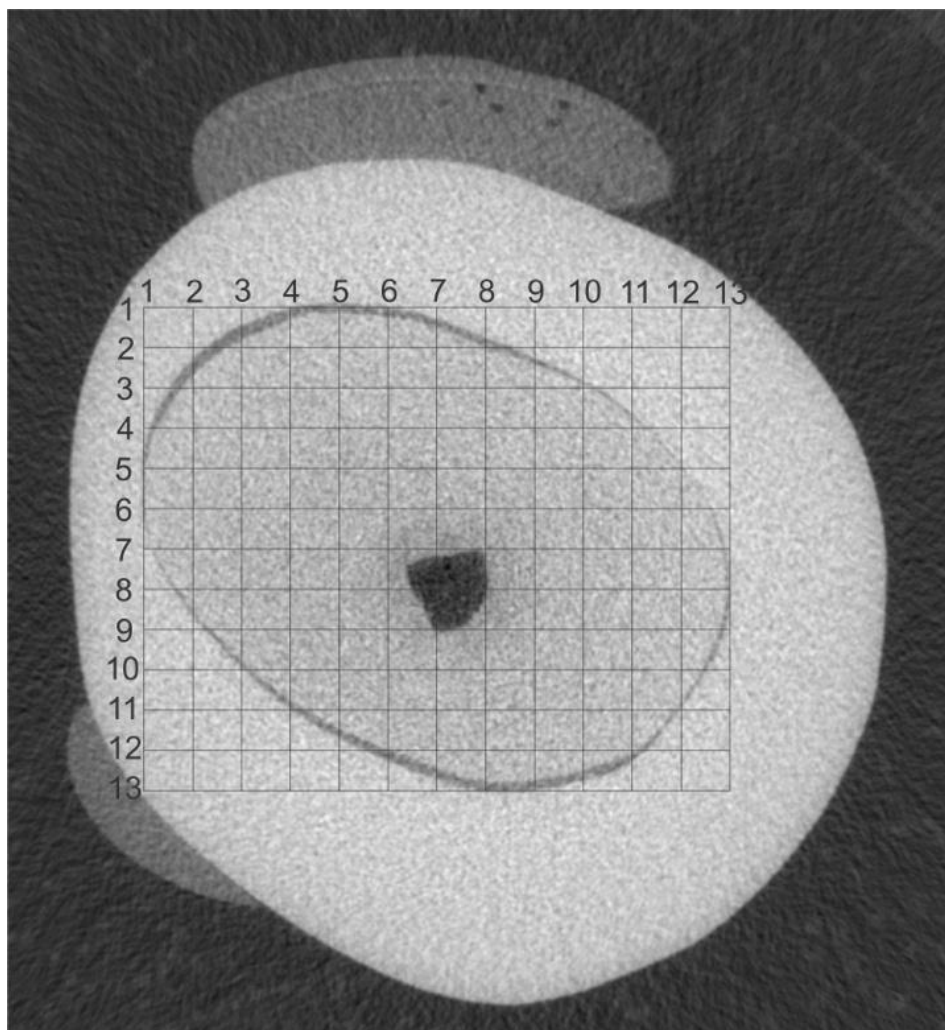


Fig. 13 - Corte axial mostrando os 13 cortes sagitais e 13 coronais selecionados, os quais permitem dois locais de medidas, resultando em 52 medidas verticais e 52 horizontais por coroa.

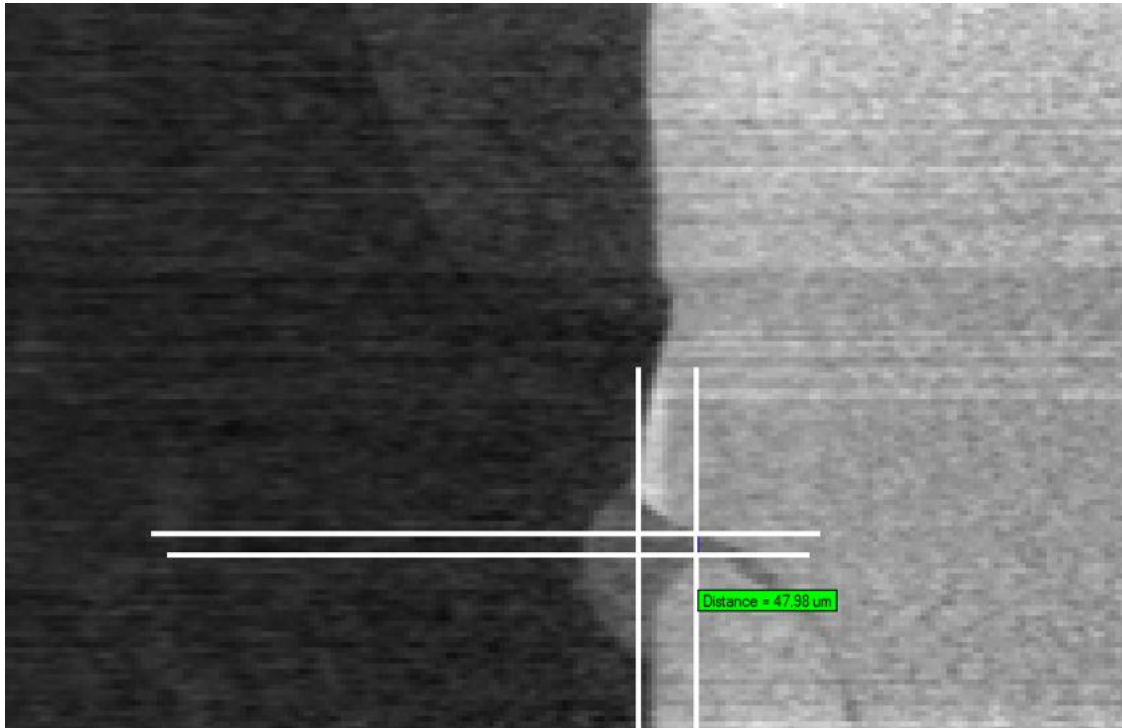


Fig. 14 - Imagem aproximada de uma das áreas de aferição, em um aumento de 400X, mostrando as retas de orientação das medidas verticais e horizontais.

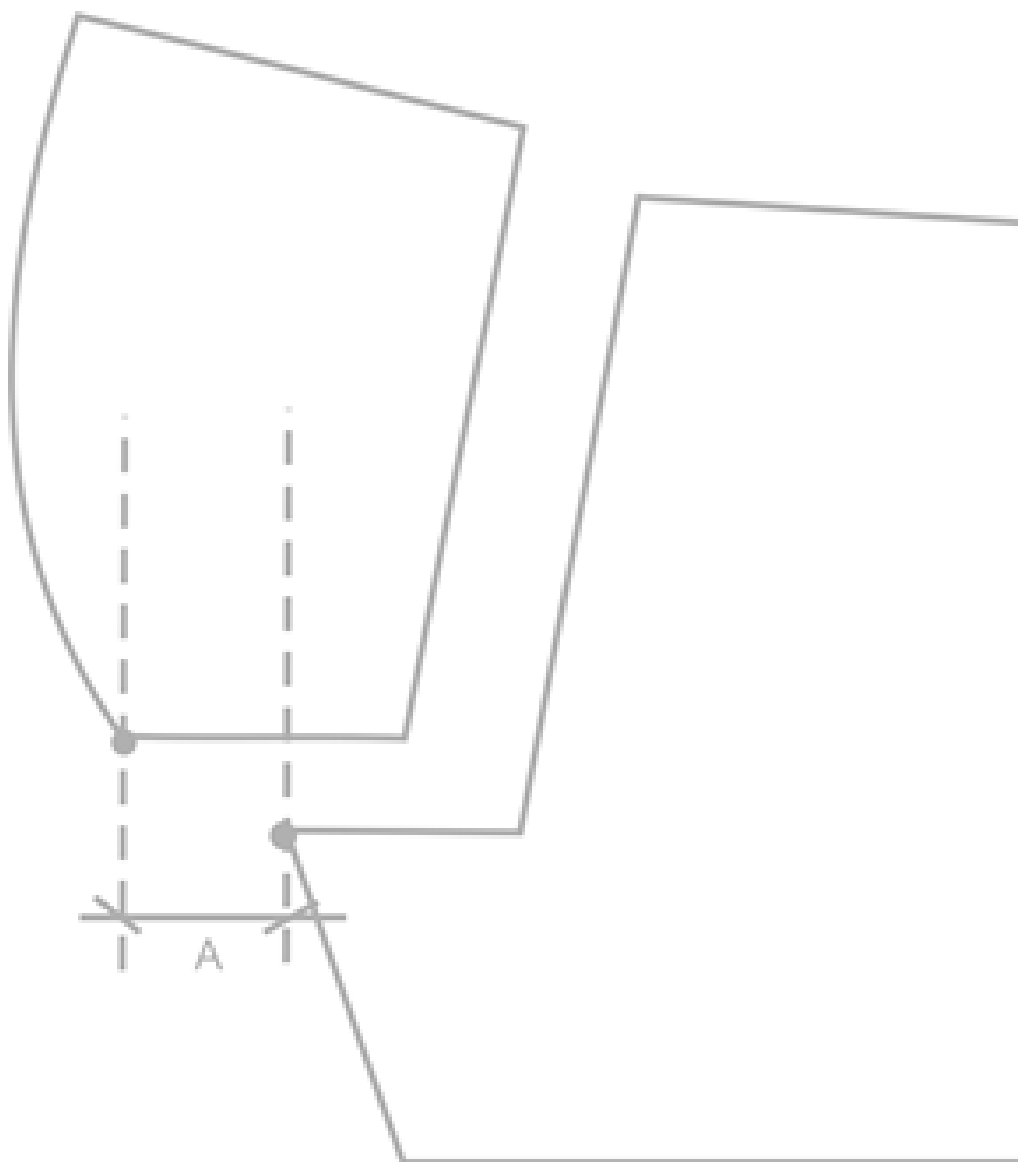


Fig. 15 - Medida da desadaptação horizontal.

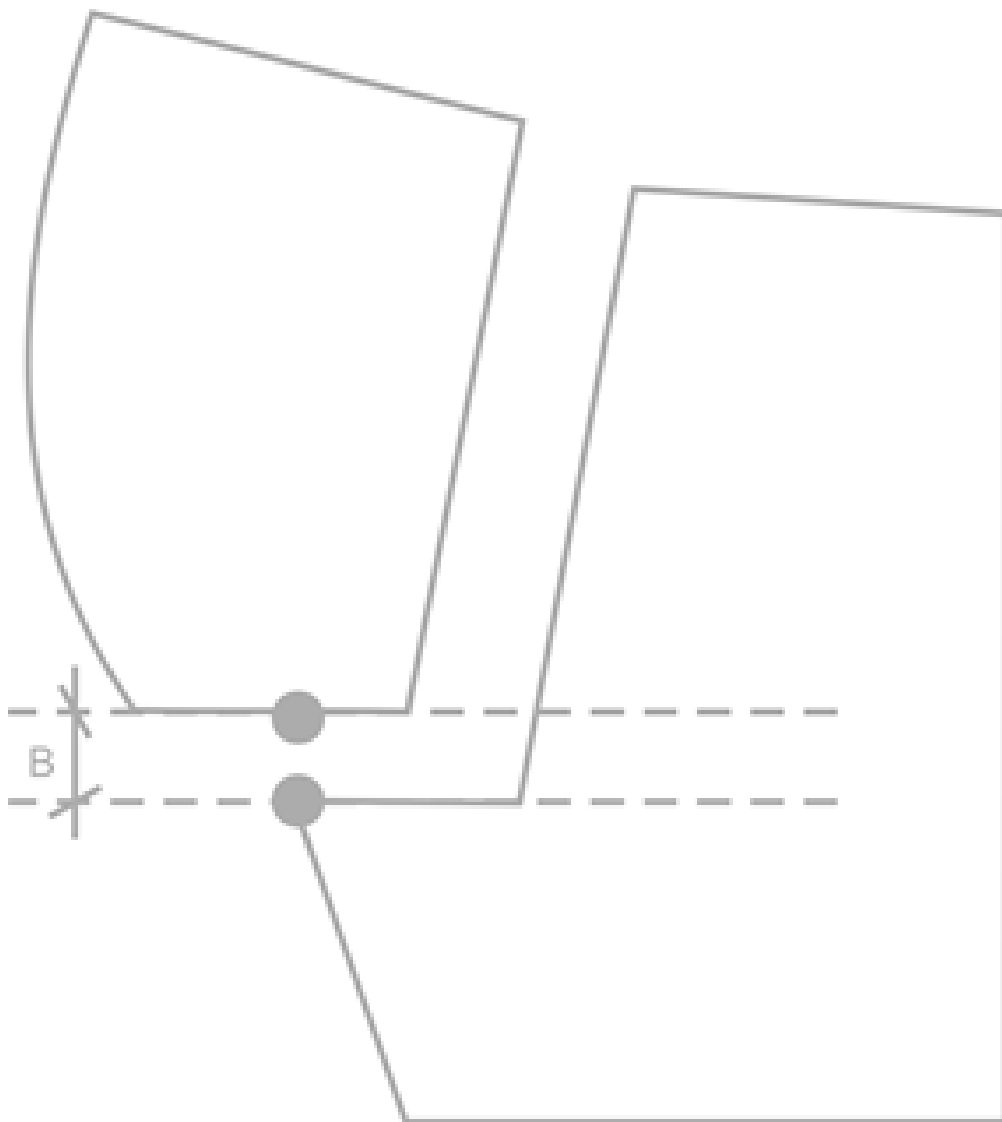


Fig. 16 - Medida da desadaptação vertical.

As desadaptações marginais foram medidas em cinquenta e dois locais em cada amostra, de acordo com as recomendações de Groten et al. (2000). Desta forma, 260 medições de desajuste vertical e 260 de desajuste horizontal foram feitas por grupo. Três examinadores independentes foram calibrados previamente (teste Kappa), para validar a confiabilidade dos operadores antes de realizarem todas as medidas. Os valores médios foram obtidos a partir das medidas individuais dos operadores.

3. A análise estatística

Os valores da percentagem de desadaptação marginal vertical foram calculados para cada um dos sistemas em: abaixo de 75µm, 75µm-100 µm, 100 a 120 µm, e acima de 120µm (Davis, 1988; Holmes et al, 1992; Hung et al, 1990; May et al, 1998; McLean e von Fraunhofer, 1971; Reich et al, 2008).

Além disso, os valores das medições horizontais foram divididos em percentagens de sub-extensão, adaptado horizontalmente ou sobre-extensão, de acordo com a relação do término da restauração e o término cervical do preparo.

Resultados

Resultados

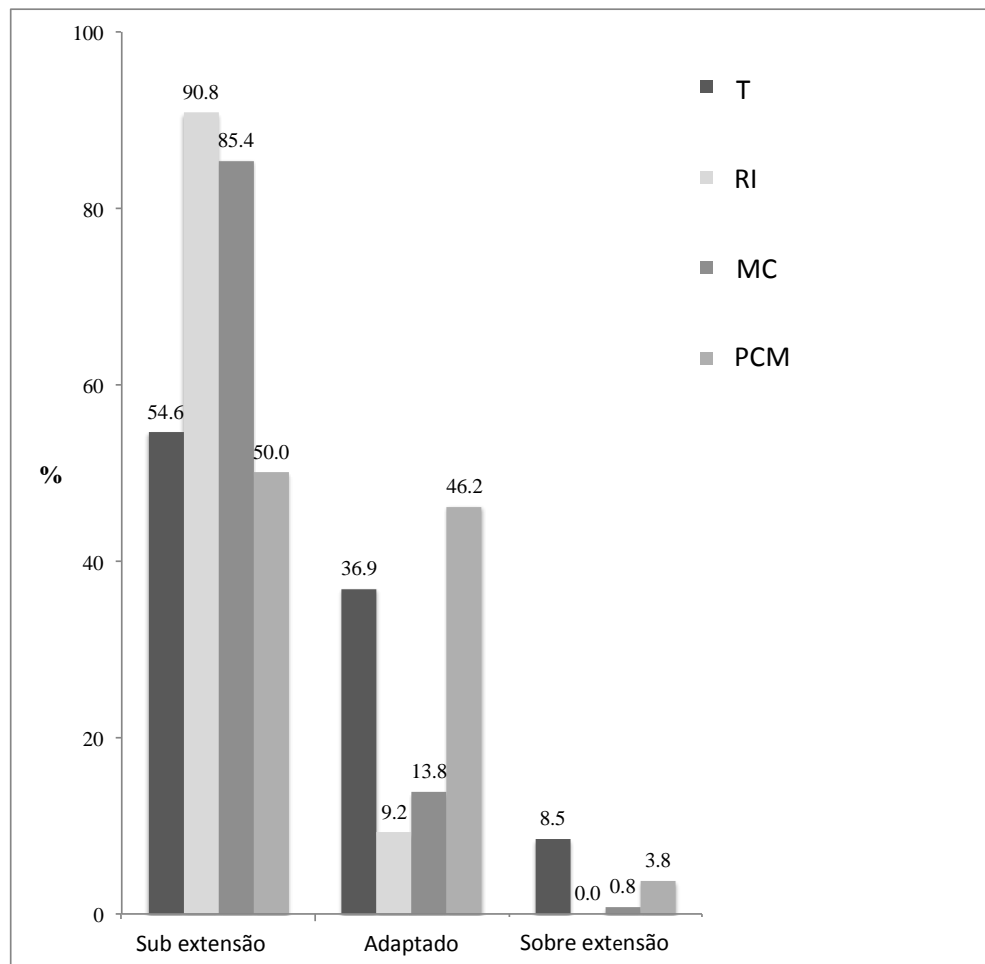
Todos os valores medidos, tanto para as desadaptacoes verticais quanto horizontais podem ser vistos no apêndice I, a partir da pag 91 A Tabela 2 mostra o percentual de valores referentes à adaptação marginal vertical de cada um dos grupos analisados neste estudo.

Tabela 2 – Percentual de valores de adaptação marginal vertical para cada grupo em até 75µm, 75µm–100µm, 100µm–120µm e acima de 120µm.

	Até 75µm	75µm–100µm	100µm–120µm	Acima de 120µm
T	71.5%	9.6%	3.9%	15.0%
RI	49.2%	12.3%	10.8%	27.7%
MC	69.6%	15.4%	7.3%	7.7%
PMC	71.2%	16.5%	7.7%	4.6%

As medições das desadaptações horizontais mostraram resultados com sub-extensão, horizontalmente adaptado e sobre-extensão, como pode se observar no gráfico a seguir:

Grafico 1 – Condição horizontal das coroas nos diversos grupos



Discussão

Discussão

Os problemas clínicos mais comuns em coroas de cerâmica descritos na literatura são relacionados à mudança de cor, sensibilidade, 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 e Derand, 1997; Fasbinder et al, 2010; Ortorp et al, 2009; Reich et al, 2004; Vanoorbeek et al, 2010). Tais problemas podem estar relacionados ao operador e as limitações do material, o que sugere não haver razões para medir a distância interna. A cárie dentária é outro problema que pode levar ao insucesso da restauração (Goldman et al., 1992), pois a exposição do agente cimentante ao meio bucal (Lang et al., 1983), pode estar diretamente relacionada a desadaptações marginais, de modo que este estudo se concentrou apenas nesta importante área.

As desadaptações marginais verticais de coroas VITABLOCS Mark II obtidas por protocolo de digitalização do molde (RI) apresentaram maior quantidade de valores maiores, sendo: 51,8%% acima de 75 μm , 38,5% acima de 100 μm e 27,7% acima de 120 μm . No entanto, a maioria dos resultados de percentagem de todos os grupos de estudo (Tabela 1) se encontra no intervalo clinicamente aceitável de adaptação marginal vertical dependendo do critério utilizado, como relatado por diversos pesquisadores. Já havia sido proposto que a restauração seria bem sucedida se as desadaptações marginais e espessuras do espaço de cimentação fossem menores do que 120 μm (McLean e von Fraunhofer, 1971). Este critério foi citado em alguns artigos (Leong et al, 1994; May et al, 1998, Sulaiman et al, 1997). Outros autores consideraram que 100 μm como limite é clinicamente aceitável (Davis 1988, Holmes et al. 1992 e Reich et al. 2008), sendo possível remover o excesso de cimento, sem qualquer prejuízo a porção interna da restauração (Kramer et al., 2000). Ja Hung et al., 199) relataram que a aceitabilidade clínica de desajuste marginal e abaixo de 75 μm .

Toda esta variação pode estar relacionada ao método de avaliação, operador e os diferentes materiais analisados, tudo isso pode levar a resultados diferentes e variação de informação. Este estudo avaliou cinco coroas fixadas ao mesmo dente e foram realizadas medidas em 52 locais, em cada coroa, totalizando 260 valores para

cada grupo, objetivando obter informações clinicamente relevantes sobre a diferença marginal. A sugestão vem de um estudo anterior (Groten et al., 2000) que relatou serem necessárias 50 medidas bem distribuídas no entorno da amostra para obter informações clinicamente relevantes. Quanto maior for o número de medições, mais confiança e precisão podem ser conseguidos. Os resultados a partir de uma pequena amostra podem ser questionáveis (Yeo et al., 2003). Entretanto quando a técnica de confecção dos trabalhos leva a produtos muito similares, o número aumentado de amostras não influenciará nos resultados e aumentará significativamente os custos. Estudos *in vitro* avaliaram a adaptação marginal de coroas de cerâmica com tamanhos de amostra de 5 a 25 espécimes para cada grupo teste (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). Estes estudos avaliaram 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.

Ocorre que os locais de medições em alguns estudos são representados por valores médios, que se referem à adaptação marginal da coroa inteira ou valores médios por grupo (Lee et al, 2008; Da Costa et al, 2010; Pak et al; 2010; Yuksel & Zaimoglu, 2011) Outros estudos provavelmente usaram todas as medidas de adaptação marginal obtidas, o que pode variar de zero a valores elevados, demonstrando grande discrepância, e aumentando os valores de desvio padrão (Kuni et al. 2007; Baig et al., 2010; Beuer et al. 2008; Beuer et al. 2010; Grenade et al. 2011; Moldovan et al. 2011). Os investigadores não costumam enfatizar a variabilidade do desvio padrão que ocorre ou o significado dessa variabilidade (Holmes et al., 1992). Grande desvio padrão ocorreu em outro estudo bastante semelhante (Baig et al., 2010). Se considerássemos $n = 260$, no presente estudo, teríamos o seguinte resultado para média e desvio padrão: T 62.6 μm (65.2); RI 89.8 μm (62.8), MC 60.4 (38.4) e PMC 58.1 μm (38.0). 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 T seria 62.59 (22.3) μm , RI grupo seria 89.75 (45.8) μm , grupo MC seria 60.39 (9.8) μm e grupo PMC seria 58.10 (13.4) μm , onde após a análise com ANOVA e teste Tukey ($\alpha=0.05$), o grupo RI seria estatisticamente diferente dos demais grupos nas duas ocasiões. Esta situação apresentada não representaria a realidade clínica relacionada a áreas de grandes desadaptações, mascaradas nos valores médios. Entretanto, utilizando a primeira forma, $n=260$, tem-se uma situação estatística mais condizente com a realidade, porém com um desvio padrão muito alto, já que os resultados apresentaram valores extremamente baixos, inclusive próximos a zero e outros com valores acima mesmo dos 120 μm , sendo que estes seriam perigosos para qualquer autor consultado. Para evitar estas ocorrências, preferiu-se apresentar os resultados de maneira mais qualitativa que quantitativa para o qual o percentil (Tabela. 1), a partir de limites pré-definidos em outros estudos pareceu ser ideal.

As medidas foram realizadas a partir de imagens originadas por um micro-CT. Esse equipamento tem sido utilizado para investigar a adaptação marginal, e tem a vantagem de ser um método preciso e uma técnica não destrutiva como o estereomicroscópio (Baig et al, 2010; Keshvad et al, 2011). Além disto, permite uma análise por fatias em planos de maneira à não haver sobreposições, diferentes de outras técnicas, tais como a Microscopia Eletrônica de Varredura (Oyagüe et al, 2010; Reich et al, 2008). As medições podem ocorrer em diferentes secções e distâncias ao longo da zona marginal, proporcionando fiéis reconstruções tridimensionais (Krasanaki et al., 2012). No presente estudo, foi possível realizar as medições em 400X de aumento, com boa resolução, o que facilita o procedimento de medição. Em outros estudos, os tamanhos máximos de aumento descritos giram em torno de 250X (Holmes et al; 1992 e Pak et al; 2010). Este método é uma ferramenta útil para a avaliação de adaptação marginal de restaurações dentárias (Krasanaki et al, 2012; Pelekanos et al, 2009). No entanto, a análise utilizando micro-CT pode ser cara e consumir muito tempo (Rungruanganunt et al; 2010).

Outra questão importante a ser considerada é como a coroa é fixada sobre os dentes ou no modelo estudado para a análise no micro-CT. Estudos recentes utilizaram carregamento oclusal constante ou dispositivo de controle de torque para manter a

coroa presa sobre o dente, evitando a cimentação (Baig et al, 2010; Da Costa et al, 2010; Lee et al, 2008). Outro estudo utilizou processo de cimentação clínica (Keshvad et al., 2011), neste caso a amostra coroa/dente é submetida a um método de corte transversal para medir a distância, em sua porção interna, utilizando uma técnica destrutiva que pode causar a deformação da prótese (Lu et al. 2011). O processo de cimentação pode danificar os dentes e interferir com os resultados da profundidade de medição (Borba et al., 2011). Além disso, o cimento pode aumentar a discrepância marginal medida, dado aos excessos que se aderem tanto a superfície do dente quanto da restauração (Pak et al., 2010). Considerando que, no presente estudo foi utilizado apenas um dente, padronizando as comparações, foi preferido fixar a coroa utilizando material de silicone. Ressalta-se que depois de fixadas, as coroas demonstraram elevada resistência ao serem removidas do dente, confirmando que não ocorreu qualquer movimento durante a medição.

Especificamente em relação aos resultados, a tabela 2 mostra os percentis relacionados aos valores de desadaptação vertical. O grupo NEPRO (Núcleo de Ensino e Pesquisa em Reabilitação Oral), liderado pelo professor Flávio Domingues das Neves, embora não tenha uma longa experiência em pesquisas sobre desadaptação em dentes, possui uma longa experiência em relação a desadaptação sobre implantes e acompanhamentos longitudinais de próteses, inclusive as convencionais sobre dentes, de maneira que o grupo entende, concordando com outros autores que a grande maioria dos problemas relacionados à falha em próteses fixas é a cárie, por infiltração marginal do espaço de cimentação (Goldman et al; 1992). Assim, embora respeitando os autores que nos levaram a delinear a tabela 1, o grupo entende que os valores de desadaptação aceitáveis devem estar abaixo de 75 µm. Neste contexto, os grupos T, MC e PMC apresentaram 71.5%, 69.6% e 71,2% respectivamente, enquanto o grupo RI apresentou os piores resultados, com apenas 49.2% das medidas abaixo dos 75 µm. Levando ao entendimento que é bem mais perigoso escanear os moldes do que fazê-lo diretamente da boca ou mesmo dos modelos de gesso.

Quanto à análise dos desajustes horizontais, restaurações com sobre extensão facilitam a retenção de alimentos e bactérias (Lang et al. 1983; Sorensen, 1989),

dificultando a higiene, trazendo problemas periodontais e de cáries, diminuindo a longevidade da reabilitação. Se somarmos os valores de subextensão e adaptados horizontalmente, as percentagens de situações clínicas favoráveis foram: T - 91,5%, PMC - 96,2%, MC - 99,2% e RI - 100%. Mas, quando esta informação é analisada separadamente e os valores de cada grupo são observados um a um, o grupo RI mostra grande discrepância com os outros grupos, como pode ser observado no Apendice I. Quando estes dados são observados junto aos valores de desajustes verticais é possível inferir que o grupo RI possui desadaptações marginais muito discrepantes em relação aos outros grupos.

A adaptação marginal em CAD/CAM é dependente do tamanho da broca, da precisão do sistema de usinagem, da digitalização do modelo (Lee, 2008; da Costa, 2010) e também de calibração da máquina e sistema de captura de imagens. Assim, para fazer uma comparação justa, é necessário considerar o sistema, a sua versão, a técnica de medição, o tipo de restauração (coroas, inlays, onlays), e o material restaurador (da Costa et al., 2010). Neste trabalho, todas as máquinas foram calibradas previamente ao estudo e os parâmetros do software foram os mesmos para todos os grupos.

Os grupos escaneados a partir dos modelos de gesso apresentaram bons valores para adaptação marginal. Estes modelos foram todos originados a partir dos moldes do Typodont, o que sugere que a moldagem foi muito boa e que os modelos são bem fieis ao preparo que foi replicado, nos levando a pensar que os valores menos favoráveis encontrados no grupo molde (RI), se devem a possível dificuldade de escaneamento da superfície do material de moldagem, mesmo com aplicação de pó. O que leva ao raciocínio de que o sistema de captura de imagens deve ser melhorado neste aspecto, buscando obter coroas com melhor assentamento.

O fato dos grupos T, MC e PMC terem 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 excelente adaptação pelas três maneiras, embora para o escaneamento direto da boca, em um tempo muito menor. Entretanto também faz com que cirurgiões dentistas que não tem acesso ao

equipamento possam ter convicção que seus resultados finais, em termos de adaptação, são tão bons quanto os conseguidos por seus colegas que adquiriram o equipamento, quando os modelos de gesso obtidos a partir de moldes convencionais são enviados a um laboratório que possui o 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, com maior facilidade para escanear, provavelmente obtendo resultados semelhantes, trazendo para o laboratório rapidez, associada a eficiência e precisão.

Existem limitações neste estudo in vitro, a posição do corpo de prova não foi padronizada para o micro-CT. Desde modo, é impossível correlacionar às desadaptações marginais e os locais onde elas ocorreram. Em estudos futuros, para padronizar as medidas, de mesial para distal e vestibular para lingual, seria interessante padronizar a posição do dente dentro do micro-CT com uma matriz, esta padronização poderia identificar a possibilidade de uma face apresentar maiores desadaptações em relação a outra. Materiais de moldagem específicos para digitalização já estão disponíveis no mercado, e o teste deveria ser repetido, utilizando tais materiais para comparação com os resultados obtidos pelo presente estudo. Outro estudo interessante é o de alterar o espaço de cimentação nos parâmetros do software para verificar se este interfere na fenda marginal de coroas cerâmicas obtidas por CAD/CAM, já que este parâmetro pode ser alterado no software. Além disto, é primordial que mais estudos clínicos com tempo de acompanhamento sejam feitos.

Conclusões

Com base nos resultados deste estudo, a obtenção de modelos virtuais, diretamente da boca ou de modelos de gesso, com ou sem aplicação de pó, apresentaram valores aceitáveis de desadaptação marginal em coroas de cerâmica feldspática (VITABLOCS Mark II), fabricadas em consultório pelo sistema CAD / CAM CEREC, considerando 75µm (nosso valor de referência). Os valores mais elevados de desadaptação marginal foram encontrados na digitalização dos moldes e sugerem que é preferível digitalizar diretamente da boca ou de modelos de gesso.

Referências Bibliográficas *

* De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

1. Baig MR, Tan KB, Nicholls JL. 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. Davis DR. Comparison of fit of two types of all-ceramic crowns. **The journal of Prosthetic Dentistry** 1988;59:12-6.
7. Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. **Journal of American Dental Association** 2008;139 Suppl:8S-13S.
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. Goldman M, Laosonthorn P, White RR. Microleakage--full crowns and the dental pulp. **Journal of Endodontics** 1992;18:473-5.
11. 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.
12. Grenade C, Mainjot A, Vanheusden A. Fit of single tooth zirconia copings: comparison between various manufacturing processes. **J Prosthet Dent.** 2011 Apr;105(4):249-55.
13. Groten M, Axmann D, Probst 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.
14. Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. Marginal fit of castable ceramic crowns. **The journal of Prosthetic Dentistry** 1992;67:594-9.
15. 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.
16. 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.
17. 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.
18. Kayatt & Neves. Aplicação dos sistemas CAD/CAM na odontologia restauradora. 1 ed. Editora Elsevier. 2012
19. Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F, Khalilnejad 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.
20. 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.
 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. 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.
 24. 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.
 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. 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.

27. Matthews DC, Tabesh M. Detection of localized tooth-related factors that predispose to periodontal infections. **Periodontology** 2000 2004;34:136-50.
28. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. **The Journal of Prosthetic Dentistry** 1998;80:394-404.
29. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. **British Dental Journal** 1971;131:107-11.
30. 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.
31. 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.
32. Oyague RC, Sanchez-Jorge MI, Sanchez Turrión A. Evaluation of fit of zirconia posterior bridge structures constructed with different scanning methods and preparation angles. **Odontology** 2010;98:170-2.
33. 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.
34. 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.
35. 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.

36. 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.
37. 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.
38. 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.
39. 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.
40. Sorensen JA. A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. **Journal of Prosthetic Dentistry** 1989;62:264-9.
41. 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.
42. Tysowsky GW. The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. **Dentistry Today** 2009;28:112-3.
43. 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.
44. 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.

45. 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.
46. 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

Apêndice I:

Tabelas com os valores de cada uma das treze medidas coronais e sagitais para cada amostra analisada:

Grupo (T):

Amostra 1:

CORONAL				SAGITAL			
VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
15,99	-363,99	0	-165,99	25,29	-324	28,28	-103,97
24,32	-299,9	35,99	0	23,32	-257,91	4	-147,95
8	-167,95	4	-113,24	22,62	189,96	43,67	-119,96
8	-73,97	0	-71,98	19,99	-188,54	27,99	-151,95
0	-79,97	0	180,12	63,23	-184,33	12,65	-63,98
12	-163,95	0	175,81	69,83	-106,47	46,8	-163,95
14,42	-155,94	4	126,26	30,45	-99,97	15,99	-120,33
8	-163,85	8	166,58	20,39	0	19,99	-87,97
31,23	-60,39	4	91,97	128,02	-89,77	12	-134,96
39,9	-81,56	36,21	53,35	157,78	0	23,99	-167,95
31,99	-141,72	47,98	91,97	167,04	-84,83	35,99	-115,96
15,99	-125,97	40,78	54,39	98,33	-52,14	27,99	-161,74
27,99	-273,15	81,56	-21,53	264,76	0	39,99	-175,94

Amostra 2:

VERTICAL	CORONAL			VERTICAL	SAGITAL		
	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL		HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
96,05	-63,98	64,48	-91,97	138,81	-169,46	69,93	-87,97
0	83,97	19,99	47,98	176,76	-226,38	68,1	0
0	39,99	46,8	0	37,72	-161	106,7	111,96
12	0	61,04	0	75,13	-148,44	144,51	-147,95
21,73	115,96	8,94	0	14,42	0	156,16	-92,06
0	119,95	0	0	0	-47,98	153,95	-42,05
0	0	77,23	68,32	241,42	0	44,71	-39,99
16,49	0	35,77	0	28,28	0	68,45	0
30,45	-75,98	0	55,98	37,84	-63,94	68,8	-59,98
67,03	-27,99	26,82	0	23,99	-55,98	61,17	0
12	0	0	69,03	44,71	0	40,78	0
21,53	-39,99	32,24	0	40,78	0	39,38	-75,78
90,58	84,73	46,63	-98,92	32,97	-35,39	21,53	-59,58

Amostra 3:

VERTICAL	CORONAL			VERTICAL	SAGITAL		
	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL		HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
12,65	-168,75	68,45	-228,91	119,96	-44,17	46,8	-149,36
175,67	-128,77	41,75	-291,3	156,77	0	24,32	-144,95
0	-312,64	63,98	-223,93	62,45	0	76,81	-55,7
0	-214,78	32,97	-59,98	102,81	0	17,88	-74,81
0	-203,93	32,24	-147,95	31,99	0	39,38	0
0	-241,68	40,19	-195,58	84,35	0	60,91	-85,58
193,02	0	40,19	-176,35	90,22	0	30,45	-67,86
163,36	0	181,05	0	35,99	-71,98	45,24	-109,22
51,21	0	52,95	-107,97	40,78	0	35,99	-158,59
50,58	0	49,46	-117,06	85,48	0	32,24	-256,75
37,72	-237,78	40,19	-103,97	84,07	-85,98	29,11	-121,62
4	-112,6	52,59	-99,97	42,51	-183,98	50,58	-172,69
43,07	-35,99	62,08	0	58,22	0	99,7	-161,64

Amostra 4:

CORONAL				SAGITAL			
VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
136,19	0	0	0	169,95	-194,34	0	0
137,42	0	99,97	0	99,83	-93,69	16,49	0
68,1	-67,98	91,97	-35,99	4	-54,89	61,17	0
56,12	-57,98	83,79	-44,74	62,46	-93,69	80,87	144,84
135,96	0	103,97	-67,98	104,96	-114,37	11,31	0
89,6	0	120,56	0	0	-186,96	25,29	0
124,2	0	204,9	0	73,73	0	48,55	0
55,98	0	104,66	-91,97	4	-189,63	23,99	0
68,1	-91,97	136,19	0	15,99	-156,41	68,1	0
57,67	-62,77	125,56	-132,92	25,6	-159,95	88,82	0
0	-296,68	80,37	-203,93	115,96	0	0	-164,48
0	-209,35	40,19	-108,63	54,39	0	20,39	-73,73
0	-145,56	76,92	-192,15	51,98	-61,19	60,51	-135,96

Amostra 5:

CORONAL				SAGITAL			
VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
85,84	-120,56	96,72	0	206,89	0	72,42	-111,96
124	-120	31,99	0	0	0	44,17	-139,96
352,25	0	118,42	0	60,91	186,7	128,21	0
334,29	0	71,98	-76,92	0	-210,46	52,14	0
212,53	0	0	0	0	-139,96	23,99	-63,95
362,06	0	168,37	0	0	-298,85	25,29	0
117,61	0	196,1	0	8,94	-107,59	12	0
59,45	-61,04	96,14	-104,37	28,84	-109,22	52,14	120,23
124,54	-51,21	348,73	0	48,81	0	31,99	0
0	0	67,98	-87,94	60,91	0	39,99	0
0	0	152,16	0	36,87	0	87,97	0
0	0	40,78	0	108,26	-23,99	59,98	0
224,82	0	304,56	0	128,95	-51,88	47,98	0

Grupo (RI):

Amostra 1:

VERTICAL	CORONAL		HORIZONTAL	VERTICAL	SAGITAL		HORIZONTAL
	HORIZONTAL	VERTICAL			HORIZONTAL	VERTICAL	
215,93	-95,97	149,3	-227,22	68,8	0	227,96	-221,7
139,96	-139,96	124,22	-250,95	60,91	0	130,74	-255,04
119,96	-80,07	105,57	-235,25	188,45	0	128,02	-249,4
103,97	0	39,99	-317,14	76,92	-108,78	146,43	-219,93
108,26	0	65,58	-266,75	87,7	-142	161,19	-242,34
109,14	0	55,83	-266,33	46,63	-107,67	135,31	-225,53
124,15	0	39,38	-282,33	63,23	-129,76	154,3	-215,23
118,13	0	21,53	-290,4	50,58	-150,26	124,22	-355,35
103,97	0	20,39	-285,71	43,98	-79,97	111,08	-423,43
118,89	0	80,87	-144,9	57,25	-125,45	146,81	-487,89
104,96	0	106,7	-257,54	85,48	-107,97	145,39	-474,64
100,29	-99,97	142	-290,59	79,67	-67,98	87,7	-378,44
88,52	0	102,81	-327,43	135,96	-143,95	77,64	-432,05

Amostra 2:

VERTICAL	CORONAL		HORIZONTAL	VERTICAL	SAGITAL		HORIZONTAL
	HORIZONTAL	VERTICAL			HORIZONTAL	VERTICAL	
146,81	-67,03	234,07	-288,46	103,97	-259,92	173,06	0
165,69	0	246,56	-103,19	95,97	-267,91	218,51	0
136,78	-29,11	312,26	-268,75	76,08	-215,93	209,85	0
129,2	-98,76	219,6	-284,7	63,98	-223,96	205,65	0
116,58	-92,06	217,3	-251,67	108,26	-312	175,26	0
185,31	0	160,95	-182,02	67,98	-335,89	179,05	0
100,29	-91,97	159,65	-175,94	84,07	-335,89	175,58	-80,37
109,22	-99,97	180,7	-228,49	67,03	-258,41	159,2	-112,25
104,27	-123,96	164,14	-307,3	72,42	-227,93	202,48	-100,69
113,74	-103,97	152,27	-268,84	83,5	-286,47	179,59	-63,23
86,32	-147,95	167,47	-291,91	90,22	-274,84	207,09	-187,22
86,32	-155,95	164,14	-424,28	132,92	-260,04	243,23	-213,17
80,87	-165,89	65,58	-503,54	139,96	-211,93	386,58	-285,92

Amostra 3:

CORONAL				SAGITAL			
VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
51,98	-95,97	150,1	-314,88	99,97	-343,89	25,29	-175,94
12,65	-155,95	84,85	-268,72	95,97	-395,87	37,94	-151,95
12	-243,92	185,84	-154,35	47,98	-327,9	73,71	-171,99
79,97	-279,91	142,39	-150,52	95,97	-295,92	51,2	-99,97
47,98	-279,91	183,11	-160,85	111,96	-239,92	45,59	-119,96
55,98	-267,18	187,43	-96,72	111,96	-251,92	130,74	-176,13
35,89	-279,91	147,14	-121,62	182,92	-263,92	105,57	-55,98
19,99	-191,94	168,71	-214,33	163,95	-215,93	92,06	-107,97
0	-247,62	107,67	-175,34	184,33	-207,93	91,18	-170,03
12	-279,91	106,47	-186,2	183,94	-99,97	77,41	-140,37
89,99	-327,9	146,65	-147,95	167,95	-111,96	115,13	-127,96
24,32	-319,9	149,35	-215,93	207,93	-187,98	134,12	-185,96
43,99	-383,88	164,53	-143,95	155,95	-127,96	164,68	-229,05

Amostra 4:

CORONAL				SAGITAL			
VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
42,51	-68,6	66,19	-155,3	167,99	-223,66	96,3	0
41,17	-130,07	55,98	-152,16	111,96	-235,92	25,6	-248,4
53,8	-124,41	0	0	83,97	-351,89	11,31	-94,37
51,21	-187,39	0	-111,96	64,1	-320	19,09	-90,66
48,81	-101,95	35,99	-182,37	39,99	-263,92	54,39	-68,1
23,32	-138,58	55,98	-261,62	68,1	-227,96	28,84	-104,27
59,45	-130,19	56,55	-252,9	67,98	-272,03	17,88	-99
14,42	-183,81	12	-281,53	92,32	-261,02	20,39	-111,18
42,51	-128,77	39,99	-211,38	113,74	-208,28	25,6	-113,24
23,32	-205,34	52,59	-203,62	47,98	-143,53	46,63	-121,62
34,4	-146,43	12	-189,47	0	-140,41	42,51	-87,7
91,36	-109,14	19,99	-236,77	28,28	-89,86	56,55	-70,74
43,25	-150,1	32,24	-115,93	32,24	-179,63	39,99	-114,58

Amostra 5:

VERTICAL	CORONAL		VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	SAGITAL		VERTICAL	HORIZONTAL
	HORIZONTAL	VERTICAL				HORIZONTAL	VERTICAL		
53,8	-62,46	20,39	-212,5	164	-195,94	68,1	-168,7		
31,23	-119,29	37,72	-153,83	84,35	-199,21	97,92	-238,08		
31,23	-165,55	15,99	0	59,98	0	14,42	-119,83		
43,25	-158,44	0	-131,96	63,98	-183,51	53,63	-161,19		
33,93	-37,94	56,12	-207,09	47,98	-137,88	25,29	-79,97		
43,25	-117,61	35,91	-291,71	59,98	-210,38	32,24	-96,3		
45,59	-107,45	35,99	-291,25	84,35	-318,93	42,51	-116,79		
14,88	-139,27	27,99	-260,38	72,42	-96,72	35,77	-82,44		
19,99	-127,52	31,99	-197,4	68,1	-103,81	17,88	-90,66		
5,65	-164,09	35,99	-196,91	41,75	-120,29	52,14	-136,16		
28,28	-124,22	23,99	-262,97	15,99	-72	39,99	-115,96		
50,9	-120,03	12	-259,95	32,24	-83,7	59,98	-108,78		
37,72	-144,9	32,24	-268,66	28,28	-98,03	46,8	-147,47		

Grupo (CM):

Amostra 1:

VERTICAL	CORONAL		VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	SAGITAL		VERTICAL	HORIZONTAL
	HORIZONTAL	VERTICAL				HORIZONTAL	VERTICAL		
153,83	0	83,74	-55,98	41,17	-131,53	24,32	-60,11		
67,98	0	27,99	-95,97	44,11	0	56,55	-67,98		
27,99	-140,01	39,99	-159,95	41,25	-79,97	40,19	-31,99		
120,08	-107,67	75,98	-155,95	58,22	-83,97	132,97	-67,98		
123,18	-121,62	61,17	-123,96	75,98	-111,96	79,67	-104,04		
112,89	-127,02	83,5	-139,96	31,99	-64,1	101,24	-55,98		
177,12	-199,21	57,25	-131,96	143,56	-51,98	83,97	-55,98		
88,52	-134,42	80,87	-179,94	60,51	-71,98	184,11	-59,98		
107,97	-139,67	53,65	-209,5	70,86	-55,98	87,97	-23,99		
89,96	-78,56	39,38	-177,03	25,29	-132,2	103,97	-43,99		
69,83	-152,27	39,38	-159,2	19,99	-123,96	195,95	-71,98		
56,12	-165,09	56,55	-164,87	58,22	-63,98	63,98	-187,94		
31,99	0	0	-83,97	70,96	0	64,78	-195,94		

Amostra 2:

CORONAL				SAGITAL			
VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
115,96	-163,95	0	-55,98	8	-167,95	145,94	-127,96
109,14	-27,98	15,99	-95,97	60,91	0	112,25	-115,96
96,14	-83,97	14,62	-95,97	92,06	-123,96	120,03	-107,97
109,14	-79,97	12,65	-114,37	75,98	-171,94	128,2	-183,94
160,6	0	0	-107,05	128,95	-156	95,97	-239,32
104,27	0	0	-136,19	100,05	-171,99	143,95	-131,96
119,96	0	48,15	-99,97	47,98	-187,94	107,97	-219,93
43,99	0	8,94	-155,54	31,99	-283,91	124,22	-167,95
15,99	0	16,49	-166,42	92,32	-251,92	119	-113,97
31,99	0	8,94	-162,82	43,07	-311,9	64,48	-159,45
15,99	0	12	-167,95	22,69	-359,88	64,48	-179,94
19,99	47,98	65,95	-175,94	72,89	-179,94	17,88	-171,94
56,12	0	72,09	-179,94	0	-244,05	64,1	-75,98

Amostra 3:

CORONAL				SAGITAL			
VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
44,71	-75,98	63,23	-99	19,99	-103,97	36,87	-87,97
0	-127,96	80,47	-121,62	0	-71,98	100,29	-73,52
67,98	-107,97	16,97	-123,51	48,95	-91,97	61,04	-94,37
80,37	-83,97	36,87	-75,98	27,99	-52,14	65,09	-90,96
40,19	-131,96	16,49	-161,7	41,17	-107,97	110,31	-57,67
35,19	-201,95	57	-73,58	0	-103,97	67,98	-26,82
59,9	-47,98	78,77	-88,79	40,78	-159,95	95,05	0
19,99	0	174,21	-52,14	35,99	-115,96	136,48	-55,83
15,99	0	130,74	-81,56	47,98	0	71,53	0
63,98	-92,06	130,19	0	19,99	0	65,09	-16,97
52,14	-60,11	91,18	-50,58	15,99	-47,98	30,24	-53,65
59,98	0	46,87	-37,94	60,11	0	75,98	-25,29
76,08	-59,98	107,67	-39,99	43,99	0	46,63	-144,02

Amostra 4:

		CORONAL				SAGITAL	
VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
87,97	-191,94	25,6	-45,59	53,35	0	98,36	-52,14
4	-80,7	28,28	0	43,99	0	96,63	-168,71
12	-96,72	14,42	0	16,49	-28,28	75,23	-225,67
56,12	-82,14	107,59	0	15,99	-12	105,57	-175,57
88,52	0	50,9	-41,75	4	-59,58	60,61	-131,96
72,09	-89,96	182,02	-46,8	89,99	-115,96	104,96	-87,97
58,22	-79,97	57,67	-84,07	16,49	-99,97	93,35	-67,98
36,21	-84,07	73,41	-167,42	31,99	-147,95	98,93	-107,67
68,45	-80,73	41,75	-71,2	20,39	-147,95	68,83	-68,1
25,29	0	20,39	-107,67	43,99	-183,94	69,83	-64,1
27,99	0	15,99	-103,97	62,08	-263,62	60,91	-31,99
19,99	-79,97	25,99	-112,6	32,24	-143,95	54,39	-39,99
75,98	-27,99	89,99	-107,97	12,65	-136,48	82,05	-105,57

Amostra 5:

		CORONAL				SAGITAL	
VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
36,21	-28,28	77,64	137,88	53,85	-123,95	46,8	-159,95
31,99	-23,99	74,7	-61,64	69,03	-163,95	82,97	-175,26
40,78	-89,86	78,56	-55,7	60,11	-203,93	19,99	-187,94
41,75	-67,03	80,97	-115,96	55,98	-123,96	0	-129,76
46,63	-41,17	61,45	-107,45	59,98	-164	40,19	-142
70,86	-73,41	46,63	-110,81	40,19	-185,96	51,98	-111,96
64,48	-53,65	70,86	-107,59	87,94	-147,95	32,24	-155,95
54,39	-87,79	45,24	-117,12	23,32	0	11,81	-107,97
70,86	-34,17	79,67	-48,15	30,45	-15,99	47,98	-67,98
65,09	-71,98	88,06	-121,62	24,32	0	53,35	-55,98
55,55	-97,88	31,23	-136,78	33,93	-19,99	27,99	-55,98
46,63	-79,97	53,8	-63,23	28,24	0	21,53	-43,99
39,17	-95,97	50,1	-48,81	15,99	0	36,21	-59,98

Grupo (PCM):

Amostra 1:

CORONAL				SAGITAL			
VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
15,99	-63,98	0	0	119,96	-80,7	32,24	0
51,98	0	48,15	0	143,95	-59,98	19,99	0
19,99	0	32,24	0	115,96	-111,96	27,99	-71,98
43,99	0	44,71	-139,96	107,97	-139,97	17,99	-71,98
12	0	32,24	-131,96	95,97	-140,01	31,99	-67,98
4	0	52,14	-95,97	84,7	-107,97	31,99	-71,98
31,99	0	15,99	-107,97	111,96	-131,96	23,99	-87,97
35,99	0	8	-87,97	108,04	-92,6	60,11	-116,03
99,97	0	16,49	0	143,95	-99,97	60,11	-75,98
95,97	0	27,99	0	115,96	-123,96	34,17	-103,97
64,48	0	23,99	-107,97	79,97	-63,95	27,99	-60,11
64,1	0	47,98	-111,96	115,96	-103,97	23,99	-139,96
47,98	0	79,97	-99,97	91,97	-111,96	40,19	-107,97

Amostra 2:

CORONAL				SAGITAL			
VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
27,99	-72,09	31,99	-139,96	103,97	-135,96	27,99	-23,99
119,96	-14,99	72,09	-131,96	60,11	-152,42	47,98	0
111,96	0	119,96	-147,95	12	-131,96	96,05	0
108,4	-39,99	32,24	-147,95	71,98	0	75,98	0
99,97	-44,17	80,07	-83,07	40,19	-113,97	52,98	0
84,07	0	191,94	0	95,97	-87,97	55,98	75,98
115,96	-39,99	99,97	0	180,12	-32,24	60,11	135,96
104,4	-55,98	92,06	0	80,97	34,37	96,05	0
103,97	-96,05	95,97	-39,97	48,15	-72,09	19,99	0
227,93	63,98	80,07	-56,12	91,97	0	31,99	87,97
107,97	-127,96	76,08	-63,98	63,98	0	44,17	0
81,56	-205,85	155,95	-52,14	56,12	0	39,99	0
51,98	-147,95	135,96	-55,98	23,99	0	43,99	0

Amostra 3:

VERTICAL	CORONAL		HORIZONTAL	VERTICAL	SAGITAL		HORIZONTAL
	HORIZONTAL	VERTICAL			HORIZONTAL	VERTICAL	
39,99	-155,54	60,91	0	15,99	-91,97	20,39	-4
74,7	-39,99	28,84	0	35,99	-103,97	26,82	-15,89
24,32	-107,97	61,1	0	0	0	48,81	0
71,98	-47,98	4	-67,48	0	0	28,01	0
75,98	0	30,45	-47,98	0	-12,65	16,97	0
67,98	0	31,99	-99,97	0	0	0	0
35,99	-75,98	48,15	-67,98	35,99	-123,96	65,95	0
59,98	0	65,09	-55,98	31,99	-71,98	51,99	0
31,99	0	72,97	-51,98	27,99	-87,97	134,99	0
83,97	0	35,99	-51,98	35,99	0	143,17	0
55,98	-75,98	44,17	0	71,98	-59,98	106,47	0
31,99	0	29,11	0	47,98	0	105,64	0
45,99	0	39,98	-35,99	87,97	0	64,6	0

Amostra 4:

VERTICAL	CORONAL		HORIZONTAL	VERTICAL	SAGITAL		HORIZONTAL
	HORIZONTAL	VERTICAL			HORIZONTAL	VERTICAL	
64,6	-84,87	53,8	67,98	23,99	-67,98	59,45	-48,15
61,17	-89,86	26,82	0	0	-75,83	14,82	-61,04
69,03	-40,19	35,19	0	32,24	-59,98	87,79	0
59,98	-71,98	0	-39,99	0	-55,98	59,45	0
71,98	0	68,1	0	0	0	68,8	0
87,97	0	31,99	-87,97	31,99	-35,99	57,67	0
67,98	0	27,99	-75,98	43,99	-103,97	25,6	0
63,98	0	67,98	-59,98	67,98	0	92,06	0
43,99	0	39,99	-115,96	27,99	-75,98	181,05	0
43,99	-55,98	48,65	-99,97	39,99	0	122,08	0
43,99	0	51,98	0	51,98	0	85,86	0
75,98	0	60,11	0	15,99	0	82,44	0
71,99	0	69,83	0	87,97	0	0	0

Amostra 5:

VERTICAL	CORONAL			SAGITAL			
	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL	VERTICAL	HORIZONTAL
93,61	-39,38	0	-83,97	69,83	-127,08	28,28	0
64,48	-75,98	0	-105,96	29,11	0	52,14	0
55,98	0	0	-87,97	54,39	0	87,33	0
67,98	-63,98	95,97	-51,98	8,94	-92,06	62,08	0
75,98	-43,99	4	-51,98	4	-74,38	74,7	0
55,98	-19,99	56,55	0	40,78	-39,99	21,53	-99,97
39,99	-39,99	91,97	41,15	65,95	-75,98	32,97	131,36
55,98	0	126,24	0	56,12	-83,97	101,16	0
63,98	-71,98	82,44	0	44,17	-35,99	44,71	47,98
84,07	-109,14	90,22	0	59,98	0	12	60,11
77,64	-99,97	62,08	-15,99	19,99	-30,45	24,32	0
44,71	-161,94	84,83	0	39,99	0	0	0
105,57	-82,05	89,86	0	51,98	0	0	0