



**BAHIANA**  
ESCOLA DE MEDICINA E SAÚDE PÚBLICA

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

**AGDA RIOS OLIVA**

**ADAPTAÇÃO MARGINAL E ALÍVIO INTERNO DE PRÓTESES PARCIAIS FIXAS  
CONFECCIONADAS A PARTIR DE UM SISTEMA CAD-CAM.**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

**SALVADOR**

**2016**

**AGDA RIOS OLIVA**

**ADAPTAÇÃO MARGINAL E ALÍVIO INTERNO DE PRÓTESES PARCIAIS FIXAS  
CONFECCIONADAS A PARTIR UM SISTEMA CAD-CAM.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia como requisito para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em clínica Odontológica.

**Orientador: Prof. Dr. Luiz Gustavo  
Cavalcanti Bastos**

**Co-Orientadora: Profa. Dra. Andrea  
Araújo de Nóbrega Cavalcanti**

**SALVADOR**

**2016**

Ficha Catalográfica elaborada pela  
Biblioteca Cabula da EBMSP

O48 Oliva, Agda Rios

Adaptação marginal e alívio interno de próteses parciais fixas confeccionadas a partir de um sistema CAD-CAM. / Agda Rios Oliva – Salvador: Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública. 2015.

51 f.

Dissertação (pós-graduação) – Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública. Requisito para obtenção de título de Especialista em Odontologia, 2015.

Orientação: Prof. Dr. Luiz Gustavo Cavalcanti.

Co-orientação: Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Andrea Araújo de Nóbrega Cavalcanti

1. Prótese dentária. 2. Adaptação marginal dentária I. Cavalcanti, Luiz Gustavo. II. Cavalcanti, Andrea Araújo de Nóbrega. III. Escola Bahiana de Medicina e Saúde. IV. Título.

CDU: 616.314-77

## **FOLHA DE APROVAÇÃO**

**Nome: OLIVA, Agda Rios**

**Título: ADAPTAÇÃO MARGINAL E INTERNA DE PRÓTESES PARCIAIS FIXAS CONFECCIONADAS A PARTIR DE UM SISTEMA CAD-CAM.**

Dissertação apresentada à Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica.

**Aprovado em 19 de junho de 2015**

### **Banca Examinadora**

Prof Dr. Luciano de Castellucci Barbosa

Doutor em Odontologia (Reabilitação Oral) pela Universidade de São Paulo – USP

Chefe do Departamento de Clínica Odontológica da Universidade Federal da Bahia – UFBA.

Prof. Adjunto da Universidade Federal da Bahia - UFBA.

Prof<sup>a</sup>. Dr. Andrea Araújo de Nóbrega Cavalcanti

Doutora em Clínica Odontológica pela Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP

Prof<sup>a</sup>. Adjunta da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública - EBMSP.

Prof<sup>a</sup>. Adjunta da Universidade Federal da Bahia UFBA.

Prof<sup>a</sup> Dra. Viviane Maia Barreto de Oliveira

Doutora em Clínica Odontológica pela FOP-UNICAMP.

Prof<sup>a</sup>. Adjunta da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública - EBMSP.

Prof<sup>a</sup>. Adjunta da Universidade Federal da Bahia - UFBA.

**À minha família,  
Que nunca mediu amor e esforços.**

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, pois sem ele nada disso seria possível.

Aos meus pais, que sempre foram exemplos de vida.

Ao meu marido e companheiro, Eduardo Oliva, pelo exemplo, amor e paciência, obrigada por acreditar em mim.

À minha filha, Catarina Oliva, fonte inesgotável de estímulo.

Aos meus irmãos pela suporte.

A Profa. Dra. Viviane Maia, pelo incentivo.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Luiz Gustavo Cavalcanti Bastos pela grande ajuda, compreensão e orientação.

A minha Co-Orientadora Profa. Dra. Andrea Nobrega Cavalcanti pela ajuda, elaboração da estatística e interpretação dos resultados deste trabalho.

Ao prof. Dr. Fábio Bezerra, grande exemplo de pessoa e profissional, pelo auxílio durante a execução deste trabalho.

À amiga Ana Paula Bezerra, pelo acolhimento nas idas à São Paulo durante a confecção do experimento.

À querida professora e AMIGA, Carolina Miranda, pelos inúmeros momentos de estímulo.

Ao colega e amigo Giuliano Bragato, pela constante disponibilidade em ajudar.

Ao técnico em Prótese Dental, Roberto Hasso, que disponibilizou o seu tempo para o desenvolvimento de parte do experimento deste trabalho.

À Sirona disponibilizou seu espaço físico e equipamentos para o desenvolvimento de parte do experimento deste trabalho

Ao prof. Dr. Max Lima, pelo auxílio durante a captação de imagens.

A Univesidade Federal da Bahia, que disponibilizou o seu laboratório de microscopia.

À querida AMIGA, Kamila Alves, pelo companheirismo, ajuda e dedicação no desenvolvimento do nosso trabalho. Muito obrigada Amiga!

Aos colegas do Mestrado, pela amizade e companheirismo nesses 2 anos!

## SUMÁRIO

<b>INTRODUÇÃO GERAL.....</b>	<b>7</b>
<b>MANUSCRITO I.....</b>	<b>10</b>
<b>RESUMO.....</b>	<b>11</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>12</b>
<b>1. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>13</b>
<b>2. REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>14</b>
<b>2.1. Evolução do sistema CAD-CAM.....</b>	<b>14</b>
<b>2.2. Cerâmicas utilizadas com o sistema CAD-CAM.....</b>	<b>18</b>
<b>2.3. Adaptação marginal e alívio interno ( achados clínicos).....</b>	<b>21</b>
<b>REFERÊNCIAS MANUSCRITO I.....</b>	<b>24</b>
<b>MANUSCRITO II.....</b>	<b>27</b>
<b>RESUMO.....</b>	<b>28</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>29</b>
<b>1.INTRODUÇÃO.....</b>	<b>30</b>
<b>2. METODOLOGIA.....</b>	<b>31</b>
<b>2.1. Delineamento do estudo.....</b>	<b>31</b>
<b>3.2. Confeção do modelo mestre.....</b>	<b>32</b>
<b>2.3.Confeção dos modelos de trabalho.....</b>	<b>33</b>
<b>2.4. Obtenção dos pilares em zircônia.....</b>	<b>33</b>
<b>2.5. Obtenção das infraestruturas em zircônia.....</b>	<b>34</b>
<b>2.6. Confeção das réplicas da desadaptação marginal e do alívio interno ( pilar x infraestrutura em zircônia).....</b>	<b>35</b>
<b>2.7. Obtenção das medidas de desadaptação marginal e alívio interno.....</b>	<b>37</b>
<b>3. ANÁLISE ESTATÍSTICA.....</b>	<b>39</b>
<b>4. RESULTADOS.....</b>	<b>40</b>
<b>5. DISCUSSÃO.....</b>	<b>43</b>
<b>6. CONCLUSÃO.....</b>	<b>49</b>
<b>REFERÊNCIAS MANUSCRITO II.....</b>	<b>50</b>

## INTRODUÇÃO GERAL

O mundo hoje é marcado por uma busca incessante do perfeito no que diz respeito a imagem pessoal, uma vez que essa exerce grande influência na personalidade, desejos e relações dos indivíduos. Como consequência, os consultórios odontológicos tem recebido uma maior demanda de pacientes que buscam um sorriso perfeito, que gere harmonia facial dentro dos padrões de exigência da sociedade moderna.

Dentre os tratamentos cosméticos restauradores, pode-se destacar as restaurações cerâmicas. Em essência, estas restaurações apresentam incontáveis vantagens como a estabilidade da cor, textura, alteração dimensional térmica e dureza semelhante ao esmalte dental, conservação do remanescente, alta resistência e durabilidade<sup>1</sup>. A princípio, os procedimentos restauradores eram realizados com as tradicionais cerâmicas feldspáticas, compostas pela fase cristalina, responsável pela resistência do material, e pela fase vítrea, responsável pela translucidez. Posteriormente, para que as cerâmicas pudessem ser utilizadas sem a estrutura metálica, receberam em sua composição a adição de diversos cristais à fase cristalina, como alumina, leucita, dissilicato de lítio ou zircônia. A introdução de óxidos cerâmicos, aumentando a resistência à fratura, resultou no uso generalizado de restaurações de cerâmica pura na odontologia. Além dos avanços na estrutura do material, provendo maior resistência mecânica, também houveram avanços nos métodos de processamento, incluindo o desenvolvimento de sistemas computadorizados extremamente eficientes.

A tecnologia computadorizada é conhecida como CAD-CAM (*Computer Aided Desing, Computer Aided Manufacturing*), é baseada em três componentes fundamentais: sistema de leitura (*scanner*), *software* de desenho da restauração protética (CAD) e sistema de fresagem (CAM)<sup>2</sup>. Essa tecnologia é muito utilizada em várias indústrias e que teve sua introdução na Odontologia entre os anos de 1970 e 1980<sup>2</sup>, a sua aplicação na odontologia tem aumentado substancialmente devido a simplicidade e redução das etapas técnicas, além do resultado estético e da biocompatibilidade, que as restaurações confeccionadas a partir desse sistema apresentam. No entanto, a indicação para restaurações extensas é restrita em decorrência da presença de algumas limitações como, baixa resistência e complexas técnicas de confecção<sup>3</sup>. Entre as vantagens dos sistemas computadorizados para fabricação de restaurações cerâmicas, está a possibilidade de personalizar os ajustes marginal e interno destas restaurações para cada situação clínica, uma vez que a adaptação marginal é uma característica crítica para se



garantir o sucesso à longo prazo das restaurações protéticas fixas livres de metal<sup>4</sup>. Para que as mesmas sejam duradouras, precisam adaptar-se bem à estrutura dental remanescente, já que a desadaptação marginal favorece o acúmulo de biofilme bacteriano, que pode desencadear um processo inflamatório periodontal, aumentando as chances de dissolução do cimento e, conseqüentemente, a microinfiltração<sup>5</sup>.

Assim, quando a tecnologia CAD-CAM é usada, existe possibilidade de melhor ajuste marginal. Porém, a qualidade final da restauração depende da execução de todas as etapas do sistema, desde o escaneamento até a fresagem e a sinterização das peças<sup>4</sup>.

Desta maneira, o objetivo desse trabalho é rever estudos contemporâneos sobre a adaptação de peças protéticas confeccionadas pelo sistema CAD-CAM (Manuscrito I), bem como apresentar uma pesquisa que avaliou a adaptação marginal e alívio interno de próteses parciais fixas confeccionadas a partir de um sistema CAD-CAM (Manuscrito II).

## **MANUSCRITO I**

**ANÁLISE DE ESTUDOS CONTEMPORÂNEOS SOBRE ADAPTAÇÃO DE PEÇAS  
PROTÉTICAS CONFECCIONADAS PELO SISTEMA CAD-CAM.**

## MANUSCRITO I

### RESUMO

A busca pela excelência na Odontologia tem levado a um crescente desenvolvimento de materiais e técnicas restauradoras, a exemplo das cerâmicas odontológicas confeccionadas pelo sistema CAD-CAM (*Computer Aided Design – Computer Aided Machining*). Esta tecnologia por muito tempo ficou voltada para atividades laboratoriais, entretanto, com o advento dos *scanners* orais, vem sendo adotada nos consultórios odontológicos. O presente trabalho teve como objetivo rever e discutir estudos a respeito das técnicas contemporâneas de CAD-CAM, visando determinar a confiabilidade dos diferentes métodos propostos para este procedimento. Segundo a literatura revisada, restaurações confeccionadas a partir dos diferentes sistemas CAD-CAM apresentam excelência estética, além de adequada adaptação marginal e alívio interno que corroboram para o sucesso biológico e durabilidade dessas restaurações.

Palavras Chave: Projeto Auxiliado por Computador; Adaptação Marginal Dentária; Prótese Dentária.

## **ANALYSIS OF CLINICAL STUDIES ON PROSTHETIC PARTS ADAPTATION FABRICATED BY CAD-CAM SYSTEM**

### **ABSTRACT**

The pursuit of excellence in dentistry has led to an increasing development of materials and restorative techniques, like the dental ceramics made by CAD-CAM system (Computer Aided Design - Computer Aided Machining). This techniques. For a long time this technology was dedicated to laboratory activities, however, with the advent of oral scanners, has been adopted in the dental office. This study had the target to review and discuss studies on the contemporary techniques of CAD-CAM, in order to determine the reliability of different methods proposed for this procedure. According to the reviewed literature, restorations made from different CAD-CAM systems have esthetics excellence, as well as adequate marginal adaptation and internal relief that corroborate the biological success and durability of these restorations.

Key Words: Computer Aided Design; Marginal adaptation Dental; Prosthodontics.

## 1. INTRODUÇÃO

A Odontologia moderna vem sendo marcada pela busca por restaurações estéticas, que aliem resistência, durabilidade e biocompatibilidade<sup>5</sup>. Essa demanda impulsionou mudanças na composição dos sistemas cerâmicos, visando melhoras em suas propriedades físicas e mecânicas, e alterações nos métodos de processamento para garantir maior precisão. O sistema CAD-CAM (*Computer Aided Design – Computer Aided Machining*), corresponde à integração das técnicas de reprodução das características dos preparos dentais e planejamento de peças protéticas (CAD) somados a fabricação das restaurações (CAM) num sistema único e completo<sup>3</sup>.

Durante um período, o uso do sistema CAD-CAM foi exclusivamente laboratorial<sup>6</sup>. Modelos de gesso, obtidos pela técnica convencional de moldagem, eram levados à unidade de escaneamento e em um modelo virtual era feita a projeção da futura peça protética<sup>7</sup>. Com a evolução dos sistemas de digitalização, surgiram os *scanners* intraorais que permitiram a obtenção do modelo virtual no consultório odontológico, simplificando a logística de trabalho<sup>8</sup>.

A digitalização intraoral, assistida por computador, permite adquirir diretamente do paciente dados como: forma dos dentes preparados, relação interdental e registro interoclusal. Assim, o tempo necessário para a digitalização, bem como o processo de fabricação é reduzido, e os potenciais erros, como a expansão, a contração e a distorção dos materiais de moldagem e/ou o modelo de gesso, que podem evoluir em diferentes etapas, são eliminados<sup>9</sup>.

A efetividade de uso das técnicas de CAD-CAM vem sendo investigada em estudos que avaliam a espessura da desadaptação marginal e alívio interno das peças protéticas<sup>4,10</sup>. A adaptação é uma característica importante que pode contribuir para o desempenho clínico de uma restauração. Margens imprecisas permitem o acúmulo de biofilme bacteriano que podem levar à doença periodontal e/ou cárie. Por outro lado, o alívio interno, relacionado à menor linha de cimentação, pode garantir melhores propriedades do cimento, e conseqüentemente maior longevidade da restauração<sup>10</sup>.

O presente trabalho tem como objetivo pontuar e discutir estudos contemporâneos que avaliaram a adaptação de coroas protéticas confeccionadas por diferentes Sistemas CAD-CAM.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

Os sistemas cerâmicos contemporâneos possuem características estéticas e biocompatibilidade ideais para substituição da estrutura dental perdida. A estabilidade química, a alta resistência à compressão, a previsibilidade de resultado estético duradouro e a biocompatibilidade estão entre as propriedades que justificam sua ampla aplicação clínica. Além disso, o módulo de elasticidade, a dureza, a densidade, a condutividade e o coeficiente de expansão térmica, com valores muito semelhantes ao esmalte dental, corroboram para um bom prognóstico para esse tipo de restauração<sup>11</sup>.

Para suprir a busca por restaurações cerâmicas de excelência, a indústria odontológica vem investindo no desenvolvimento de novos materiais e técnicas de confecção. Entre os inúmeros sistemas em desenvolvimento para confecção de restaurações protéticas, os sistemas avançados onde toda a confecção é realizada com auxílio de um programa de computador (CAD-CAM) tem recebido grande destaque.

### 2.1. Evolução do Sistema CAD-CAM

O sistema CAD-CAM consiste no desenho de estruturas assistido por computador e a confecção deste por uma máquina de fresagem<sup>3</sup>. Esta tecnologia passou a ser utilizada na Odontologia, devido ao crescente avanço tecnológico e industrial ocorrido na década de 70. Em 1977, uma holografia a laser foi idealizada para fazer um mapeamento intraoral, e em 1984, um sistema capaz de gerar coroas unitárias para cobrir restaurações foi desenvolvido<sup>12</sup>. Na época, esse sistema foi comercializado com o nome de Sopha Bioconcept, mas não teve boa aceitação no mercado, devido ao alto custo e complexidade.

Em 1980, um dentista suíço chamado Werner Mormann arquitetou um sistema dentário que pudesse produzir restaurações cerâmicas com alta qualidade estética, sem a necessidade da intervenção laboratorial<sup>10,13</sup>. Em 1985, na Universidade de Zurique, foi feita a primeira restauração por esse sistema, uma inlay cerâmica, confeccionada e cimentada adesivamente na mesma consulta da sua fabricação<sup>13</sup>. Nasceu aí o sistema para reconstrução cerâmica auxiliada por computador denominado de CEREC, provavelmente da abreviação de *CERamic REConstrucion*<sup>14</sup>. Este foi o primeiro sistema odontológico CAD-CAM

disponibilizado comercialmente em 1989, pela Siemens (Alemanha), com objetivo de possibilitar a fabricação de uma restauração durável, cosmética e não metálica numa única consulta<sup>15</sup>.

O CEREC tinha basicamente três princípios: uso da cerâmica como material restaurador estético; fabricação em única consulta clínica, reduzindo incômodos gerados ao paciente com o uso de próteses provisórias; e aplicação específica para preparos do tipo inlay<sup>16</sup>. O equipamento era composto de uma unidade de captura óptica, um computador e uma fresadora<sup>17</sup>. Neste modelo do CEREC, a unidade fresadora era composta de um disco diamantado, o que impossibilitava a realização do desenho da anatomia oclusal ideal, o que gerava a necessidade de ajustes da anatomia com pontas diamantadas após à cimentação das peças<sup>18</sup>.

Devido à grande complexidade, o alto custo, a possibilidade de fabricação de um único tipo de restauração e pobre resultado estético, o CEREC, na época, não teve boa repercussão<sup>19</sup>. Assim, na tentativa de diminuir, ou até mesmo cessar suas limitações, em 1994, foi lançado no mercado o CEREC 2, com um microprocessador mais rápido e uma câmera de alta resolução<sup>13</sup>. Por conta da capacidade de aumento de 12 vezes permitida pela tela do monitor, e do espaço de 25µm para cada pixel usado no desenho, que poderia ser colorido, foi possível melhor delineamento das margens, que resultava em uma melhor adaptação marginal<sup>20</sup>. Além disso, a unidade de fresagem passava a ser composta por um disco e uma ponta diamantada, o que permitia a reprodução das superfícies oclusais de *inlays* e *onlays*. Entretanto, o sistema ainda não era capaz de produzir coroas totais, fato possível somente três anos depois com o surgimento de um novo *software*<sup>13</sup>.

As décadas seguintes ao lançamento do CEREC 2 foram marcadas por crescente avanço no desenvolvimento de sistemas CAD-CAM. Buscando o aprimoramento do mesmo, em 2000, foi desenvolvida a terceira geração, o CEREC 3, que possuía melhorias técnicas como câmera intraoral tridimensional e unidade de escultura. A fresadora passou a ter duas pontas diamantadas que garantia alta precisão no corte. Além disso, esse sistema permitia que a imagem, o preparo e o desenho da futura restauração fossem visualizados e até mesmo manipulados em um computador pessoal<sup>21</sup>.

Em março de 2003, foi apresentado pela Sirona o sistema CEREC 3D, que não era um novo CEREC, e sim um sistema atualizado de computador, com os princípios básicos do sistema original mantidos. A diferença residia no fato de que a estrutura tridimensional do desenho

podia girar em todos os eixos, permitindo a visualização completa da peça cerâmica. Dentre as vantagens deste novo programa se destacavam: o menor tempo de exposição da câmera, que possibilitava fazer várias imagens da unidade a ser restaurada; e obtenção de imagens tridimensionais do preparo, do arco antagonista e da superfície oclusal previamente ao preparo. Além disto, o sistema promovia a detecção automática das margens do término dental preparado e gerava uma proposta de restauração no monitor<sup>22, 23, 24</sup>. Apesar das muitas melhorias no sistema, notava-se que ainda havia deficiência no desenho da anatomia oclusal da futura restauração. Em decorrência desta limitação, foram feitas medições tridimensionais de 200 a 300 dentes, que serviriam de referência para uma base de dados modificada. As características morfológicas combinariam com a superfície do dente preparado para receber a futura restauração. Essa ferramenta ficou conhecida como “modelo de dente biogénico”, e a partir daí gerou-se uma nova versão do programa conhecida como CEREC 3D V3.00<sup>25</sup>.

Apesar do CEREC 3 possuir máquinas de fresagem que cumpriam critérios rígidos de precisão, velocidade, confiabilidade e facilidade de uso aceitos e aprovados<sup>9,10</sup>, foi desenvolvido uma nova série de fresadoras com vantagens como: maior precisão e qualidade de superfície; tempo de fresagem reduzido em 60%; maior facilidade de troca das pontas e de inserção dos blocos cerâmicos e capacidade de desgaste do dobro do tamanho, o que proporcionava a realização de trabalhos com maiores extensões<sup>26</sup>.

As inovações e aperfeiçoamentos do CEREC 3D, também tiveram reflexo na unidade de registro. Passou a ser disponibilizado uma nova câmera, a CEREC AC Bluecam, que operava com luz azul, e produzia uma imagem com muito mais clareza. A câmera focava mais rapidamente, reproduzia imagens tridimensionais mais brilhantes e ainda era menos exigente quanto à lisura de superfície escaneada<sup>27</sup>. A captura das imagens tornava-se muito mais rápida e fácil, para isso, era necessário que o operador apenas posicionasse a câmera sobre a região a ser “fotografada” e no momento certo, uma sequência de capturas de imagens eram realizadas<sup>28</sup>.

Seguindo a evolução desse sistema, foi lançado no mercado em 2012, a Ominicam, uma unidade de captura de imagem mais rápida e precisa que elimina a necessidade de aplicação de pó de óxido de zircônia para escaneamento e que obtém imagens a partir de filmagem tridimensional com cor natural, ao invés de fotografia como na Bluecam.<sup>29</sup>

Posteriormente ao desenvolvimento e comercialização do sistema CEREC, outros sistemas CAD-CAM foram lançados no mercado (Quadro 01). Entre esses estão incluídos o



Procera/AllCeram (Nolbel Biocare, Suécia), o Cercon (Dentisply Internacional Co., Alemanha), o Everest (Kavo, EUA), o LAVA (3M ESPE, Alemanha) e o Dentalad (Hint-ELS, Alemanha)<sup>28,30</sup>. Esses sistemas variavam quanto ao método de obtenção de imagem, fonte de luz utilizada, tipos de imagens, necessidade ou não de um revestimento em pó de óxido de zircônia para captura da imagem e a existência de fresadoras de pequeno porte para ser utilizada em consultórios. Vale ressaltar que até 2007, quando foi lançado o E4D Dentist (D4D Technologies, EUA), o sistema CEREC era o único que oferecia as modalidades laboratorial e de consultório.

<b>Scanner Intraoral</b>	<b>Empresa</b>	<b>Obtenção de Imagem</b>	<b>Fonte de luz</b>	<b>Tipo de Imagem</b>	<b>Pó de revestimento</b>	<b>Fresadora consultório</b>
CEREC® AC- Bluecam	Sirona	Triangulação de luz e microscopia óptica	Luz azul visível	Múltiplas imagens	sim	Sim
CEREC® AC- Omnicam	Sirona	Amostragem Ativa de Frente de onda	Luz azul visível	Vídeo	Nunca	Sim
iTero	Cadent Inc	Microscopia confocal paralela	Laser Vermelho	Múltiplas imagens	Nunca	Não
E4D	D4D Technologies	Tomografia de coerência óptica e microscopia confocal	Laser	Múltiplas imagens	Ocasional	Sim
Lava	3M ESPE	Amostragem Ativa de Frente de onda	Luz azul Visível Pulsátil	Vídeo	sim	Não
IOS FastScan	IOS Technologies	Triangulação de luz	Laser	3 imagens	Sim	Não

Quadro 01- Principais sistemas de impressão digital e suas características.

A partir deste histórico, verifica-se que a evolução dos sistemas CAD-CAM convergiu para as tecnologias que incluíssem três etapas na confecção da restauração: digitalização, desenho e fabricação da peça protética. Nos sistemas disponíveis, observa-se que existem dois meios de captura de imagens, um realizado através do escaneamento do modelo de gesso pelo técnico de laboratório com os *scanners* extraorais e outro no ambiente do consultório pelo próprio Cirurgião-Dentista através das impressões intraorais.

## **2.2. Cerâmicas utilizadas com o Sistema CAD-CAM**

A cerâmica é um material restaurador que possui características inigualáveis dentro da diversidade de materiais capazes de reconstruir a estrutura dental perdida. Entre essas características podemos citar: a estabilidade química; a alta resistência à compressão; a excelência estética e duradoura; e a biocompatibilidade. Apresenta ainda algumas propriedades como o módulo de elasticidade; dureza; densidade; condutividade térmica, o que acarreta um bom prognóstico para esse tipo de restauração<sup>10</sup>.

Atualmente, as cerâmicas utilizadas pelo sistema CAD-CAM apresentam variações na composição que estão diretamente ligadas a sua indicação clínica. No quadro 02 observamos a correlação entre sua composição e indicação<sup>31</sup>.

Principal cristal da cerâmica	Características	Indicações
<b>Blocos Cerâmicos para Sistema CAD-CAM de Feldspato</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Baixa resistência à flexão</li> <li>- Polimento facilitado</li> <li>- Redução no desgaste do antagonista</li> <li>- Várias opções de cores e níveis de translucidez</li> <li>- Sensível ao ácido fluorídrico</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Facetas</li> <li>- <i>Inlays</i></li> <li>- <i>Onlays</i></li> <li>- <i>Overlays</i></li> <li>- Coroas</li> </ul>
<b>Blocos Cerâmicos para Sistema CAD-CAM de Leucita</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Média resistência à flexão</li> <li>- Várias opções de cores e três níveis de translucidez</li> <li>- Sensível ao ácido fluorídrico</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Facetas</li> <li>- <i>Inlays</i></li> <li>- <i>Onlays</i></li> <li>- <i>Overlays</i></li> <li>- Coroas</li> </ul>
<b>Blocos Cerâmicos para Sistema CAD-CAM de Dissilicato de Lítio</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Média resistência à flexão</li> <li>- Blocos pré cristalizados</li> <li>- Necessita ser levada ao forno, pós usinagem, para cristalização</li> <li>- Sensível ao ácido fluorídrico</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Facetas</li> <li>- <i>Inlays</i></li> <li>- <i>Onlays</i></li> <li>- <i>Overlays</i></li> <li>- Coroas</li> <li>- Parciais Fixas até 3 elementos</li> </ul>
<b>Blocos Cerâmicos para Sistema CAD-CAM de Zircônia</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Alta resistência à flexão</li> <li>- Blocos pré cristalizados</li> <li>- Necessita ser levada ao forno, pós usinagem, para cristalização</li> <li>- Sensível ao ácido fluorídrico</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Facetas</li> <li>- <i>Inlays</i></li> <li>- <i>Onlays</i></li> <li>- <i>Overlays</i></li> <li>- Coroas</li> <li>- Parciais Fixas extensas</li> <li>- Total fixas</li> </ul>

Quadro 02- Classificação de blocos cerâmicos para o sistema CAD-CAM.

Os diversos sistemas cerâmicos para os sistemas CAD-CAM são disponibilizados em forma de blocos pré-fabricados, que são transformados em restaurações que permitem rápido polimento e caracterização antes da cimentação<sup>31</sup>. Essas características garantem maior qualidade quando comparadas a outros sistemas cerâmicos processados por métodos de

sinterização ou injeção. Esses blocos são confeccionados sob condições específicas, com partículas de tamanhos aprimorados, a uma temperatura de queima otimizada, por um tempo de calor adequado e com o uso de equipamentos especializados, além de serem menos susceptíveis à falha humana. De acordo com a indicação clínica, os blocos podem ser fabricados com cerâmicas vítreas, para restaurações estéticas; ou com materiais de alto conteúdo policristalino, visando a confecção de infraestruturas altamente resistentes<sup>31</sup>.

Por ser um material altamente friável, a cerâmica, para adquirir maiores valores de resistência mecânica, precisa estar devidamente unida à estrutura remanescente, logo, o conhecimento da composição do material cerâmico torna-se imprescindível para selecionar o tipo de tratamento e o melhor material para a cimentação<sup>32</sup>. Sabe-se que as restaurações cerâmicas cimentadas adesivamente com cimento resinoso propiciam uma diminuição da incidência de infiltração marginal, melhorando a resistência da restauração como um todo<sup>33,34</sup>.

### 3. Adaptação Marginal e alívio interno (achados clínicos)

Desadaptação marginal parece ser a terminologia mais adequada à mensuração do espaço existente entre o preparo protético e o início da restauração protética. A medida da desadaptação marginal pode ser definida geometricamente em fenda interna, fenda marginal, discrepância marginal vertical, discrepância marginal horizontal, margem sobreextendida, margem subextendida, discrepância marginal absoluta e discrepância de assentamento<sup>35</sup>.

A adaptação marginal e alívio interno são importantes para a longevidade de uma restauração. As desadaptações na área da parede axial e no plano oclusal podem reduzir a resistência à fratura de restaurações em cerâmica pura<sup>4</sup> e seus valores são frequentemente usados para determinar a confiabilidade de diversos sistemas CAD-CAM<sup>36</sup>.

Apesar da popularidade e dos contínuos avanços tecnológicos, os atuais sistemas CAD-CAM ainda não possuem grande aceitação pelos Cirurgiões Dentistas. Tal fato parece estar relacionado à preocupação com os valores de desadaptação marginal em restaurações confeccionadas com os sistemas CEREC iniciais<sup>36</sup>.

Baseado nesses dados, muitos estudos têm sido desenvolvidos para investigar a adaptação marginal e alívio interno de restaurações fabricadas a partir desses sistemas. Assim, Syrek *et al*<sup>37</sup>, testou a precisão do *scanner* COS Lava comparando coroas fabricadas a partir desse sistema com coroas fabricadas a partir de moldagens convencionais com silicóna de adição. Após avaliação clínica da adaptação marginal, dos contatos oclusais e interproximais, seguida da avaliação da adaptação marginal pela técnica da réplica os autores concluíram que: as coroas em cerâmica pura fabricadas a partir do escaneamento pelo COS Lava demonstraram, significativamente, melhor adaptação marginal que todas as coroas fabricadas a partir da moldagem convencional; as desadaptações marginais em ambos os grupos estavam dentro dos limites de aceitabilidade clínica; as coroas fabricadas a partir do escaneamento intraoral com COS Lava apresentaram melhor qualidade de contato interproximal quando comparadas com as fabricadas a partir de moldagem convencional e que as coroas dos dois grupos foram semelhantes no que diz respeito à oclusão<sup>37</sup>.

Segundo diversos autores<sup>4,10, 38, 39</sup>, é importante que restaurações cerâmicas apresentem linha de cimentação uniforme (100-120 µm) para que não haja prejuízo na retenção e na resistência à fratura. Restaurações metalocerâmicas são o padrão ouro para restaurações protéticas, no entanto, estudos revelam que a tecnologia CAD-CAM é capaz de produzir restaurações em

cerâmica pura com qualidade de adaptação comparável com as metalocerâmicas, e que a alta precisão dessas coroas é atribuída às melhorias na tecnologia, *softwares* e fresagem<sup>4</sup>.

Com o objetivo de investigar a adaptação marginal de próteses parciais fixas de três elementos em zircônia, fabricadas pelos sistemas Everest e Lava, em comparação com a adaptação de próteses parciais fixas metalocerâmicas produzidas pela técnica da cera perdida, Song *et al*<sup>40</sup> concluíram que o sistema Everest produziu restaurações com menores valores de desadaptação ( $P < 0,05$ ). As diferenças marginais não diferiram significativamente entre o Lava e os grupos das metalocerâmicas ( $P > 0,05$ )<sup>4</sup>.

A capacidade de corte dos instrumentos rotatórios diamantados das fresadoras do sistema CAD-CAM, e sua incapacidade de reproduzir algumas características é um fator potencial que pode gerar deficiências de adaptação das peças protéticas produzidas a partir dele. A qualidade do preparo tem um efeito significativo sobre a fenda marginal, porque normalmente o sistema de fresagem não consegue desgastar de forma adequada as margens com ângulos agudos devido ao tamanho e a forma de suas fresas. Entretanto, existe uma confusão quanto ao que vem a ser um preparo ideal e se as características desses preparos podem afetar a adaptação marginal das restauração<sup>36</sup>. Por conta disso, Renne *et al*, avaliaram a desadaptação marginal de coroas fabricados sobre os preparos realizados por clínicos com diferentes níveis de experiência, para identificar se erros comuns de preparo afetavam a adaptação marginal. Os resultados mostraram uma correlação estatisticamente significativa entre a adaptação marginal de uma coroa fabricada pelo sistema CAD-CAM e a qualidade do preparo dental<sup>36</sup>.

A adaptação marginal de restaurações de zircônia produzidas por sistemas CAD-CAM é influenciada por vários fatores relacionados a digitalização, o desenho da restauração baseado em *software* e a fresagem; e cada procedimento pode ter um efeito sobre o ajuste geral da mesma, portanto, diferentes sistemas CAD-CAM podem afetar significativamente a qualidade de adaptação marginal<sup>4</sup>.

A localização do término, saúde periodontal, presença de sangramento no sulco gengival, fluxo salivar e a cooperação do paciente podem influenciar na qualidade de uma impressão tanto convencional quanto digital<sup>37</sup>. Assim, Flugge *et al*<sup>8</sup>, avaliou a precisão de um sistema de impressão digital intraoral (iTero; Align Technologies) em condições clínicas e comparou com a precisão de 2 sistemas de digitalização extraoral (D250; 3Shape e iTero; Align Technologies). Os modelos virtuais fornecidos por cada sistema foram alinhados e medidos

através das distâncias proximais. A Digitalização com a iTero foi menos precisa que a digitalização com a D250 e a digitalização intraoral com iTero foi menos precisa que a digitalização extraoral do modelo de gesso com o mesmo sistema, sugerindo que as condições intraorais contribuem para a imprecisão de escaneamento<sup>8</sup>.

Alguns *scanners* disponíveis no mercado, necessitam da utilização de um revestimento em pó de óxido de zircônia sobre os dentes e gengiva antes da impressão digital. Hipoteticamente, a espessura do pó aplicado pelo clínico pode ser variável, reduzindo assim a precisão do processo de digitalização. No entanto, um estudo que comparou as impressões dos dentes em restaurações de tipo onlay usando o sistema CEREC 3D com escaneamento intraoral e uso do pó, com a impressão extraoral em modelo de gesso sem pulverização, não encontrou uma diferença marginal significativa entre os mesmos<sup>38</sup>. Restaurações de coroas unitárias obtidas utilizando as impressões digitais intraorais e o uso do pó, apresentam precisão suficiente para uso deste método como alternativa às técnicas de impressão convencionais<sup>40</sup>.

Por fim, são muitos os fatores que podem influenciar na qualidade das restauração, somados ao fato de existirem diferentes sistemas CAD-CAM e diferentes tipos de materiais disponíveis no mercado, que podem levar a diferentes níveis de adaptação e alívio interno. Assim, faz-se necessário que sejam realizados mais estudos que avaliem esses diferentes sistemas e materiais, para que essa técnica de confecção de próteses possa se aprimorar e ser presente em número significativo na rotina diária dos consultórios odontológicos.

## REFERÊNCIAS MANUSCRITO I

- 1- Kina S. Cerâmicas dentárias. R Dental Press Estét. 2005;2 (2): 112- 28.
- 2- Correia ARM, Sampaio FJCA, Cardoso JAP, Da Silva LC.F.C. CAD-CAM: a informática a serviço da prótese fixa. Revista de Odontologia da UNESP. 2006;35(2): 183-89.
- 3- Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. J Prosthet Dent. 2000;84:419-24.
- 4- Song TJ, Kwon TK, Yang H, Han JS, Lee JB, Kim SH. Marginal fit of anterior 3-unit fixed partial zirconia restorations using different CAD/CAM systems. J Adv Prosthodont.2013 Aug;5(3):219-25.
- 5- Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. J Prosthet Dent. 1991 Mar;65(3):357-64.
- 6- Seelbach P, Brueckel C, Wöstmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. Clin Oral Investig. 2013 Sep;17(7):1759-64.
- 7-Hawang YC, Park YS, Kim HK, Hong YS, Ahn JS, Ryu JJ. The Evaluation of Working Casts Prepared from Digital Impressions. Oper Dent. 2013 Nov-Dec;38(6):655-62.
- 8- Flugge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013 Sep;144(3):471-8..
- 9- Cardelli P, Scotti R, Monaco C. Clinical fitting of CAD/CAM zirconia single crowns generated from digital intraoral impressions based on active wavefront sampling. Journal of Dentistry.2011;1783:1-8.
- 10- Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Bona AD. Evaluation of the adaptation of zirconia-based fixed partial dentures using micro-CT technology. Braz Oral Res. 2013 Set-Out;27(5): 396-402.
- 11- Sobrinho LC, Borges GA, Sinhoreti MAC, Consani S. Materiais cerâmicos. Odontologia estética: o estado da arte. Artes Médicas. 2004.
- 12- Liu PR. A Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Compend Contin Educ Dent. 2005 Jul;26(7):507-13.
- 13- Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer- aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. J Am Dent Assoc. 2006 Sep;137(9):1289-96.
- 14- Mormann WH. The evolution of the CEREC system. J Am Dent Assoc. 2006 Set;137:7-13.
- 15- Pallin W, Burke FJT. Trends in indirect dentistry: 8. CAD-CAM technology Dent Update. 2005 Dec;32(10):566-72.



- 16- Trost L, Stines S, Burt L. Making informed decisions about incorporating a CAD-CAM system into dental practice. *J Am Dent Assoc.* 2006 Sep;137 Suppl:32S-36S..
- 17- Leinfelder KF, Isenberg BP, Essig ME. A new method for generating ceramic restorations: a CAD-CAM system. *J Am Dent Assoc.* 1989 Jun;118(6):703-7.
- 18- Hehn S. The evolution of a chairside CAD/CAM system for dental restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2001 Jun;22(6):4-6.
- 19- Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc.* 2001 Sep;132(9):1301-3.
- 20- Buso L, Miyashita E, Konno AN, Martins GR. Odontologia restauradora computadorizada: Cerec 3D. *Odontologia estética: o estado da arte.* Artes Médicas. 2004.
- 21- Mormann WH, Bindl A. The Cerec 3: a quantum leap for computer-aided restorations: initial clinical results. *Quintessence Int.* 2000 Nov-Dec;31(10):699-712
- 22- Schenk, O. Cerec classic: the inlay with cerec 3D step- by-step. *Int J Comput Dent.* 2003 Jan;6(1):67-73..
- 23- Schneider W. Cerec 3D: a new dimension in treatment. *Int J Comput Dent.* 2003 Jan; 6(1):57-66.
- 24- Masek R. Designing inn 3D: a more visual approach to cerec correlation. *Int J Comput Dent.* 2003 Jan;6(1):75-82
- 25- Schneider W. No compromises: the new Cerec MC XL and inLab MC XL milling machines. *Int J Comput Dent.* 2007 Jan;10(1):119-26.
- 26- Poticny P, Klim J. CAD-CAM In-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *J Am Dent Assoc.* 2010 Jun;14( 2):5S-9S
- 27- Steinbrenner H. The new cerec AC bluecam recording unit: a case report. *Int J Comput Dent.* 2009;12(1):71-7.
- 28- Odman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont.* 2001 Nov-Dec;14(6):504-9.
- 29- Fasbinder DJ. Computerized technology for restorative dentistry. *Am J Dent.* 2013 Jun;26(3):115-20
- 30- Stutes RD. The History and clinical application of a Chairside CAD/CAM dental restoration system. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue.*2006 Oct;15(5):449-55.
- 31- Kelly R, Mormann WH. State of the art of CAD/CAM restorations: 20 years of Cerec. New Malden: Quintessence, 2006.
- 32- Parreira G, Santos LM. Cerâmicas odontológicas: conceitos e técnicas: inter-relação cirurgião-dentista/técnico em prótese dentária. Cidade: Santos, 2005.
- 33-Magne P. Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. *J Esthet Restor Dent.* 2005;17(3):144-55.

- 34- Magne P, So WS, Cascione. Immediate dentin sealing supports delayed restoration placement. *J Prosthet Dent.* 2007 Sep;98(3):166-74.
- 35- Holmes JR, Bayne MS, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent.* 1989 Oct;62(4):405-8.
- 36- Renne W , McGill ST, Forshee KV, Defee MR, Mennito AS. Predicting marginal fit of CAD-CAM crowns based on the presence or absence of common preparation errors *J Prosthet Dent.* 2012 Nov;108(5):310-5.
- 37- Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent.* 2010 Jul;38(7):553-9.
- 38- Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater.* 2009 Jan;25(1):94-102.
- 39- Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci.* 2005 Apr;113(2):174-9
- 40- 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. *Oper Dent.* 2010 May-Jun;35(3):324-9.

**MANUSCRITO II**

**ADAPTAÇÃO MARGINAL E ALÍVIO INTERNO DE PRÓTESES PARCIAIS FIXAS  
CONFECCIONADAS A PARTIR DE UM SISTEMA CAD-CAM.**

## MANUSCRITO II

### RESUMO

Esse estudo avaliou a precisão de um Sistema CAD-CAM (*Computer Aided Design – Computer Aided Machining*) com digitalização intraoral (Cerec Omnicam; Sirona, Alemanha) através mensuração da adaptação marginal e alívio interno de infraestruturas em zircônia para prótese parcial fixa com calibração de alívio interno de 120 $\mu$ m. Dez modelos em resina acrílica foram fabricados simulando uma arcada dentária com preparos para coroa parcial fixa das unidades 12 ao 21. Para padronização destes preparos, foram utilizados bases em titânio (TiBase; Sirona, Alemanha), com corpo de escaneamento codificado (Scam Body; Sirona, Alemanha) para confecção dos pilares em forma de preparos protéticos em zircônia monolítica (Incorres ZI meso; Sirona, Alemanha). Para mensurar os valores da adaptação marginal e alívio interno entre os pilares e as infraestruturas, foram utilizadas películas em sílica de adição (Elite HD+, Zhermack, Itália), observadas em lupa estereoscópica (Opton-Anatomic, China) com aumento de 70X, em 12 pontos, distribuídos em três áreas: P1 a P4 (marginal)/ P5 a P8(terço médio) e P9 a P12 (incisal), e comparadas com a calibração do aparelho. De acordo com a análise estatística, verificou-se que todos os pontos marginais, médios e oclusais testados diferiram estatisticamente da calibração do aparelho (teste t de Student;  $p < 0,0001$ ). Não foram encontradas diferenças estatísticas entre os pontos avaliados em ambas as unidades dentárias (teste t de Student; P1  $p=0,97$  / P2  $p=0,52$  / P3  $p=0,33$  / P4  $p=0,06$  P5  $p=0,46$  / P6  $p=0,53$  / P7  $p=0,50$  / P8  $p=0,71$  P9  $p=0,08$  / P10  $p=0,40$ , P11  $p=0,58$  e P12  $p=0,79$ ). Nas três regiões avaliadas, quando os pontos foram comparados entre si, observou-se que para a 12 e 21, os valores obtidos em P2, P3 e P4 se assemelham estatisticamente, sendo todos superiores aos obtidos em P1. (ANOVA; unidade 21  $p=0,04$  / unidade 12  $p=0,01$ ); os valores obtidos no terço médio se assemelham estatisticamente (ANOVA; unidade 21  $p=0,70$  / unidade 12  $p=0,52$ ), assim como os oclusais (ANOVA; unidade 21  $p=0,40$  / unidade 12  $p=0,62$ ). Concluiu-se que o Sistema CAD-CAM, não foi capaz de gerar uma adaptação marginal e alívio interno como planejado.

Palavras-chave: Desenho Assistido por Computador; adaptação; Prótese dentária.

## ANALYSIS OF CLINICAL STUDIES ON PROSTHETIC PARTS ADAPTATION FABRICATED BY CAD-CAM SYSTEM

### ABSTRACT

This study evaluate the CAD-CAM system's (Computer Aided Desing - Computer Aided Machinig) precision with intraoral scanning (Cerec Omnicam; Sirona, Germany) by measuring the infrastructure in zirconia's marginal adaptation and internal relief for fixed partial denture with internal relief calibration of 120 micron. It was manufactured ten models in acrylic resin to simulate a dental arch with preparations for partial crown fixed units 12 to 21. To create a pattern between the preparing, is was used bases in titanium (TiBase; Sirona, Germany), with coded scanning body (Scam Body; Sirona, Germany) for making pillars in the shape of prosthetic preparations for monolithic zirconia (Incorres ZI meso; Sirona, Germany). To measure the values of marginal adaptation and internal relief between the pillars and the infrastructure, films were used in addition silicone (Elite HD+, Zhermack, Italy), observed in stereoscopic magnifying glass (Opton-Anatomic, China) with increased of 70x, in 12 points, spread in three areas: P1 a P4 (marginal)/ P5 to P8 (middle third) and P9 to P12 (occlusal), and compared to the equipment's calibration. According to the statistical analysis, it was found that every marginal point, middle third and occlusal tested differed statistically of the equipment calibration (test t of Student;  $p < 0,0001$ ). There weren't found statistical differences between the points evaluated in both dental units (test t of Student; P1  $p=0,97$  / P2  $p=0,52$  / P3  $p=0,33$  / P4  $p=0,06$  P5  $p=0,46$  / P6  $p=0,53$  / P7  $p=0,50$  / P8  $p=0,71$  P9  $p=0,08$  / P10  $p=0,40$ , P11  $p=0,58$  e P12  $p=0,79$ ). In the three regions evaluated, when differents points where compared, it was noticed that for units 12 and 21, the acquired values for P2, P3 and P4 were alike statistically, and all over the acquired values for P1. (ANOVA; unit 21  $p=0,04$  / unit 12  $p=0,01$ ); the acquired values in the middle third were alike statistically (ANOVA; unit 21  $p=0,70$  / unit 12  $p=0,52$ ), as well as the occlusal (ANOVA; unit 21  $p=0,40$  / unit 12  $p=0,62$ ). It was concluded that the CAD-CAM system wasn't capable of generating marginal adaptation and internal relief as planned.

Computer Aided Design; adaptation; Dental prosthesis.

## 1. INTRODUÇÃO

A introdução de materiais restauradores de alta resistência, como a zircônia, tem possibilitado a realização de próteses parciais fixas amplas, envolvendo 3 a 4 elementos. Estas cerâmicas policristalinas sem conteúdo vítreo, conhecidas como zircônia tetragonal vítrea parcialmente sinterizada e estabilizada por ítrio (Y-TZP), surgiram inicialmente na Medicina como um material de implante de quadril. Devido ao seu excelente desempenho mecânico e biocompatibilidade passou a ser indicado como material de infraestrutura para coroas unitárias e próteses parciais fixas<sup>1</sup>.

Associadas às melhorias das propriedades mecânicas, os sistemas de processamento também têm possibilitado grandes avanços. Neste contexto, os sistemas computadorizados do tipo CAD/CAM (*Computer Aided Design – Computer Aided Machining*), associados às cerâmicas à base de zircônia, têm trazido grandes perspectivas restauradoras.

Além das propriedades mecânicas e estéticas, o sucesso clínico à longo prazo das próteses parciais fixas pode ser influenciado pela adaptação marginal, já que a deficiência desta, aumenta a retenção do biofilme e altera a distribuição dos microorganismos, o que pode induzir o aparecimento da doença periodontal e das cáries secundárias levando ao fracasso clínico das mesmas<sup>2</sup>.

Neste ponto, a impressão dental é, sem dúvida, um importante passo na Odontologia reabilitadora, pois ela transfere a situação intraoral para uma visão extraoral e a sua precisão influencia diretamente na adaptação das restaurações. Considerando-se, então, os sistemas computadorizados, é relevante relatar que o escaneamento intraoral parece ser eficaz em copiar as superfícies e eliminar os passos de moldagem e obtenção de modelo em gesso, gerando um modelo virtual de forma rápida e prática.

Além dessas vantagens, quando a tecnologia CAD-CAM é usada para fazer restaurações em cerâmica pura, o ajuste pode ser feito para cada dente pilar com um planejamento individual para cada situação clínica. A capacidade da tecnologia CAD-CAM em implementar o ajuste predeterminado, depende da precisão de todo o sistema, incluindo o escaneamento, o planejamento digital e a fresagem. Ele também conta com a alteração dimensional da zircônia para compensar a contração em decorrência da sinterização.<sup>3</sup>

O presente trabalho teve como objetivo avaliar a precisão de um sistema CAD-CAM (CEREC Omnicam, Sirona, Alemanha) por meio da mensuração dos valores de desadaptação marginal e alívio interno de próteses parciais fixas das unidades 12 ao 21 confeccionadas a partir desse sistema.

## **2. METODOLOGIA**

### **2.1. Delineamento do estudo**

#### **Fator em estudo:**

- Calibração de medidas marginais e internas entre pilar em zircônia e infraestrutura em zircônia (em três áreas – P1 a P4 (Marginal)/ P5 a P8(terço médio) e P9 a P12 (incisal), em relação ao padrão fornecido pelo fabricante.
- Calibração de medidas marginais e internas entre pilar em zircônia e infraestrutura em zircônia (em doze pontos – P1 a P4 (Marginal)/ P5 a P8(terço médio) e P9 a P12 (incisal), em relação à unidade dentária (12 e 21).
- Calibração de medidas marginais e internas entre coroa e infraestrutura cerâmica, em relação às áreas de pontos avaliados.

#### **Unidade experimental:**

- Infraestruturas múltiplas e pilares em zircônia.

#### **Variável de resposta:**

- Espessura de espaços marginais (adaptação marginal) e internos (alívio interno), em micrometros ( $\mu\text{m}$ ).

### **2.2. Confeção do modelo mestre**

Em uma arcada superior de modelo dental (NSI,P-oclusal Produtos odontológicos LTDA Brasil), as unidades 12 e 21 foram substituídas por análogos de implantes com conexão em hexágono externo e plataforma regular 4,1mm (AN 4100, SIN, Brasil). Estes análogos foram estabilizados seguindo a orientação do alvéolo em nível gengival utilizando-se cera pegajosa (Kota Indústrias, Brasil). (Figura 01)

A partir da técnica da moldagem para transferência de implantes com moldeira aberta, utilizando silicona de adição (Elite HD+, Zhermack, Itália), foi obtida uma cópia da arcada superior. Para tanto, transferentes de moldagem (TMAI 4105, SIN, Brasil) foram parafusados nos análogos e retenções adicionais foram feitas com resina acrílica (Pattern Resin, LS, GC, America INC, EUA), visando evitar rotações durante a moldagem. (Figura 02)



Figura 1: Modelo dental P-oclusal.



Figura 2: Transferentes instalados com retenções adicionais – Técnica da moldeira aberta.

No molde obtido, foram instalados os análogos dos implantes (AN 4100, SIN, Brasil) e o mesmo foi vazado com resina acrílica autopolimerizável (Jet Líquido-Clássico. Brasil), obtendo-se o modelo mestre. (Figuras 03 e 04)

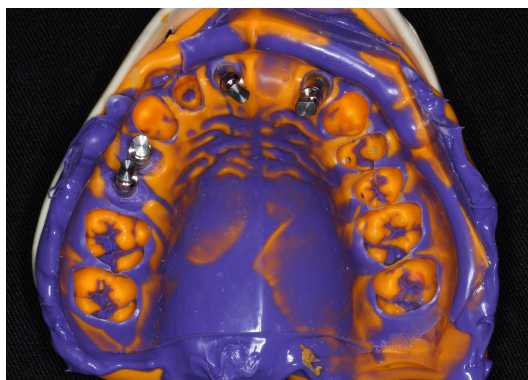


Figura 3: Molde em silicona de adição com análogos instalados.



Figura 4: Modelo Mestre



### 2.3. Confeção dos modelos de trabalho

A partir do modelo mestre, foram obtidos 10 réplicas em resina acrílica autopolimerizável (Jet Líquido-Clássico. Brasil), chamadas de modelo de trabalho, utilizando-se a mesma técnica de moldagem.

### 2.4. Obtenção dos pilares em zircônia

Sobre os análogos dos modelos de trabalho foram parafusados bases de titânio (TiBase; Sirona, Alemanha) e sobre estes encaixados corpos de escaneamento codificados (Scan Body; Sirona, Alemanha). Foi escaneado o arco completo dos 10 modelos de trabalho e o modelo antagonista com o *Scanner* oral Cerec Omnicam, (Sirona, Alemanha). (Figuras 05 e 06). O planejamento digital seguiu de acordo a Figura 07.



Figura 5: Modelo de trabalho com TiBases isinstalados.



Figura 6: Modelo de trabalho com *Scan Bodies* instalados sobre os TiBases.

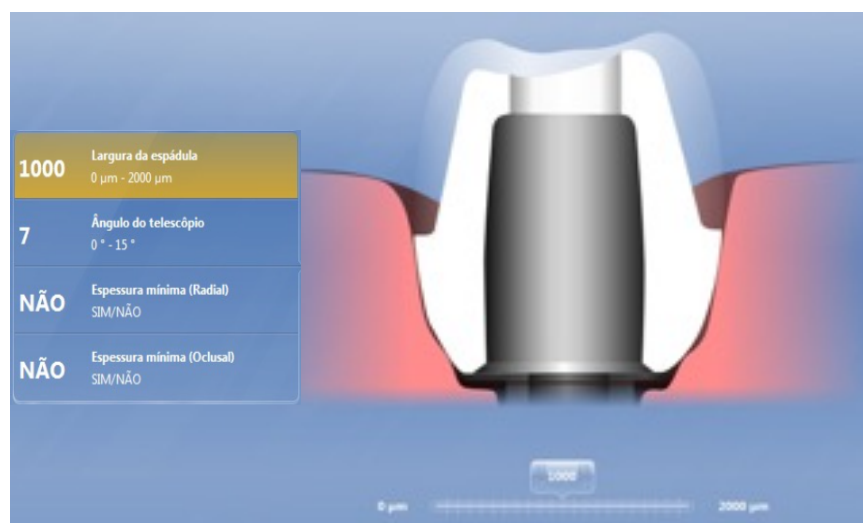


Figura 7: Planejamento digital dos pilares em zircônia

Blocos em zircônia monolítica (inCores ZI meso; Sirona, Alemanha) foram fresados a partir dos arquivos obtidos do escaneamento (InLab MC XL, Sirona, Alemanha) e sinterizados (InFire IHTC Speed, Sirona, Alemanha) por 135 minutos, dando origem a 10 pilares para cada unidade (12 e 21).(Figuras 08 e 09)

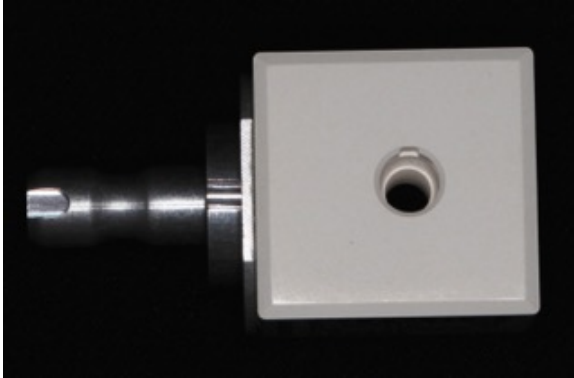


Figura 8: Blocos em Zircônia Monolítica para Tibase



Figura 9: Modelo de trabalho com pilares em zircônia posicionados sobre os TiBases

## 2.5. Obtenção das infraestruturas em zircônia

Os pilares foram posicionados sobre os TiBases, e um segundo escaneamento dos 10 modelos de trabalho utilizando-se o mesmo aparelho foi feito. As imagens obtidas através do escaneamento deram origem às 10 infraestruturas para próteses parciais fixas em zircônia monolítica (InCores Ceramics for inlab, Sirona, Alemanha) para as unidades avaliadas (11, 12 e 21). Segundo planejamento determinado na Figura 10.

A calibração para alívio interno do sistema usado foi ajustada em 120µm, baseando-se nas referências citadas na literatura, que considera este valor como clinicamente aceitável<sup>1, 2, 3, 4</sup>.

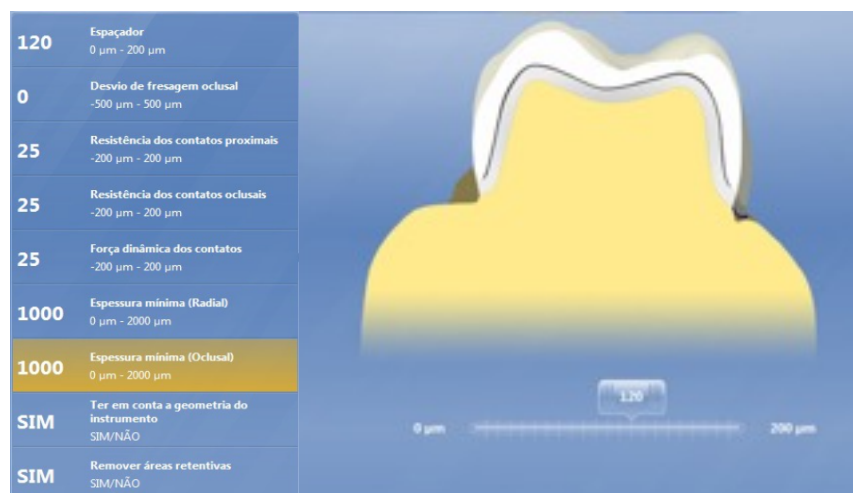


Figura 10: Planejamento digital das Infraestruturas em zircônia

## 2.6. Confeção das réplicas da desadaptação marginal e do alívio interno ( pilar x infraestrutura em zircônia)

Para a avaliação da adaptação marginal e do alívio interno entre o pilar protético e a infraestrutura, ambos em zircônia, seguindo a técnica da réplica <sup>5, 6, 7, 8, 9</sup>, silicona de adição em viscosidade leve (Elite HD+, Zhermack, Itália) foi injetada no interior das infraestruturas em zircônia e estas posicionadas sobre seus respectivos pilares, previamente lubrificadas com gel hidrossolúvel (K-MED, Cimed Indústria Farmacêutica LTDA, Brasil). O conjunto pilar e infraestrutura, foi posicionado em um delineador e uma carga de 5Kg foi aplicada sobre a infraestrutura por 5 minutos. Após o tempo de presa, a infraestrutura em zircônia e a película foram separadas dos pilares protéticos. (Figuras 11, 12, 13 e 14)



Figura 11: Conjunto infraestrutura em zircônia/silicona de adição em viscosidade leve.

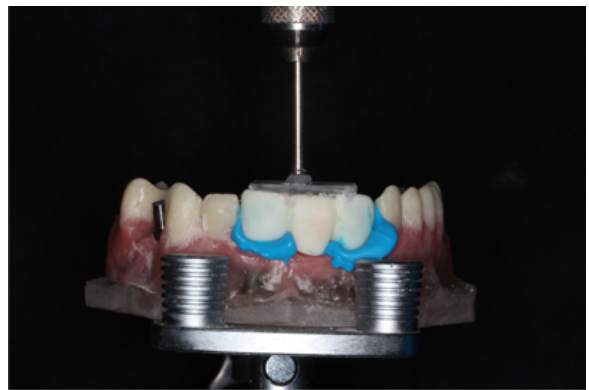


Figura 12: posicionamento do conjunto Infraestrutura em zircônia/silicona sobre pilares.



Figura 13: Conjunto pilar/silicona/infraestrutura posicionado com carga de 5Kg.

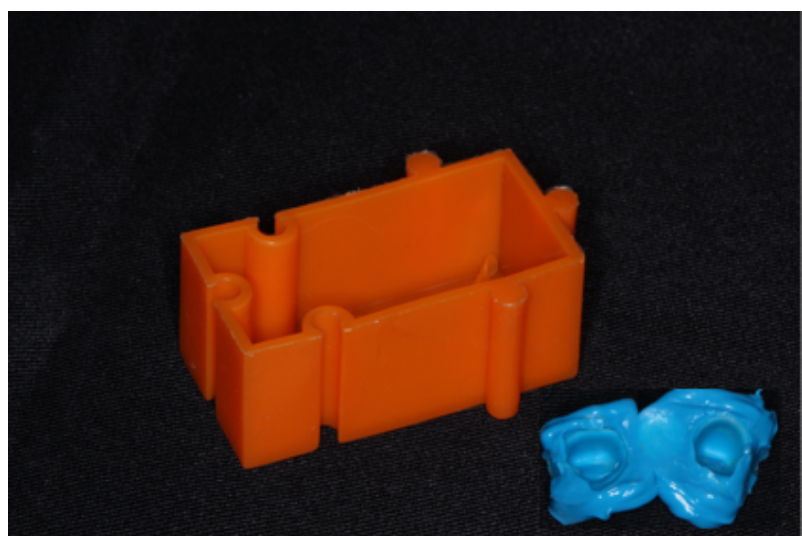


Figura 14: Molde quadrangular e Conjunto Infraestrutura em zircônia / película.

Com uma silicona de adição em viscosidade regular (Elite HD+, Zhermack, Itália), foi feito o preenchimento interno do conjunto infraestrutura/película que em seguida foi posicionado no centro de um molde quadrangular, marcado com as informações dos dentes e das faces (Figura 14). Após a presa do material de moldagem, a infraestrutura em zircônia foi separada da película para que toda a peça fosse preenchida. Posteriormente, marcações centrais nas faces, vestibular, palatina, mesial e distal foram realizadas com caneta de tinta permanente, que serviram de guia de corte utilizando lâmina para micrótomo (Leica, 819, Leica Biosystems Nussloch GmbH, Alemanha), dividindo o conjunto em seis partes. (Figuras 15-18) A lâmina foi substituída a cada uma peça.



Figura 15: Posicionamento do conjunto infraestrutura em zircônia e película.



Figura 16: Molde quadrangular preenchido com silicona de adição em viscosidade regular.



Figura 17: Lâmina para micrótomo.

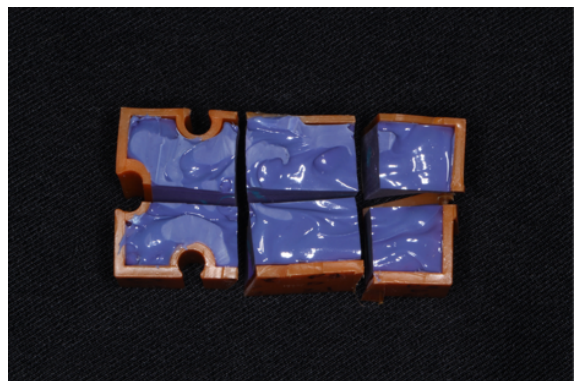


Figura 18: Molde quadrangular seccionado em 6 partes.

## 2.7. Obtenção das medidas de desadaptação marginal e alívio interno

Imagens foram obtidas a partir de lupa estereoscópica (Opton-Anatomic, China), com aumento de 70X. Para a mensuração da espessura da película correspondente à adaptação marginal e ao alívio interno das interfaces infraestrutura em zircônia e pilar foi utilizado programa Corel Daw. Uma régua foi utilizada na obtenção de uma imagem, para que fosse possível calibrar as medidas. (Figura 19)



Figura 19: Película com régua para calibração

Para cada face (vestibular, palatina, mesial e distal) foram realizadas três mensurações em diferentes locais da extensão da película, sendo consideradas como região marginal, (vestibular (P1), palatino (P2), mesial (P3) e distal (P4)), no terço médio, (vestibular (P5), palatino (P6), mesial (P7) e distal (P8)) e na região incisal, (vestibular (P9), palatino (P10), mesial (P11) e distal (P12)). Sendo que os pontos no terço médio (P5 a P8), foram obtidos a partir da média dos valores de três subpontos centrais distribuídos neste terço de cada face. Assim, em cada película foram realizadas 20 mensurações. (Figura 20 e 21)

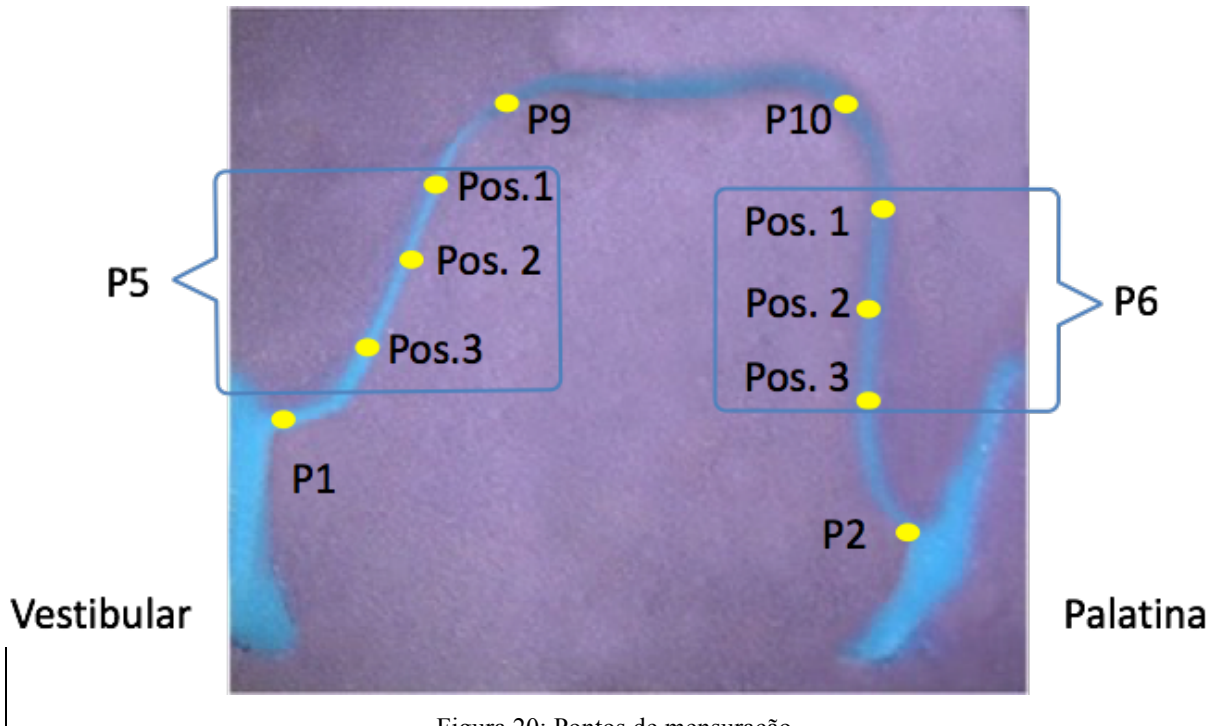


Figura 20: Pontos de mensuração.

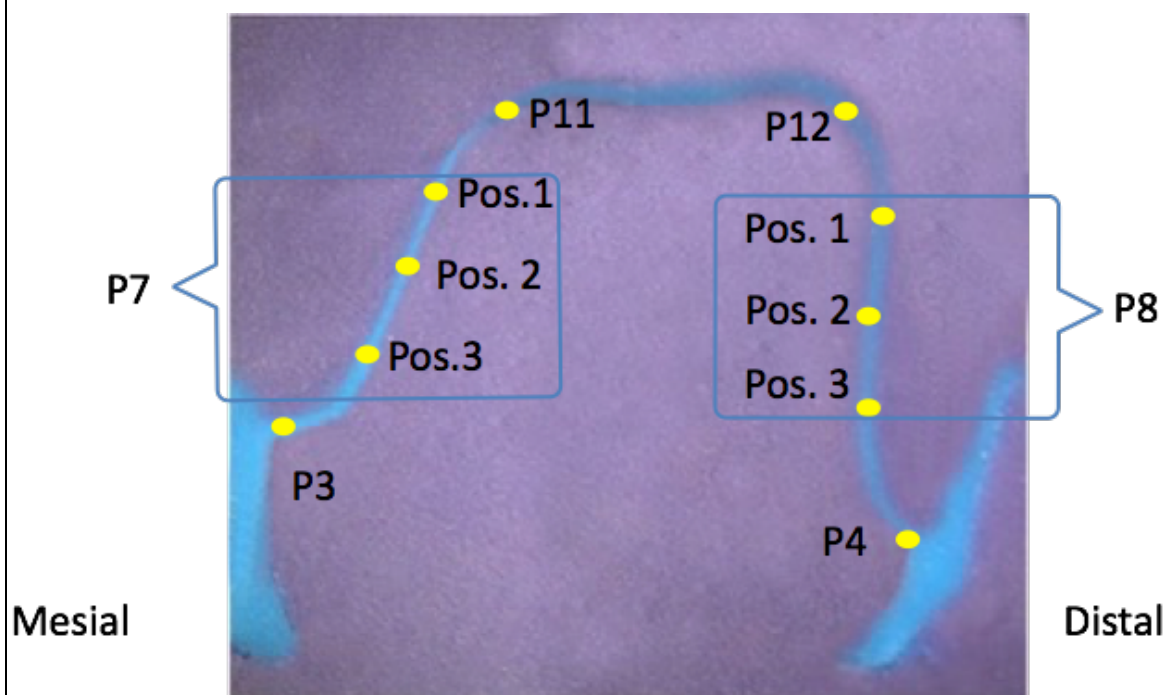


Figura 20: Pontos de mensuração.

### 3. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Inicialmente foi realizada a análise exploratória dos dados para verificar a homogeneidade das variâncias e para determinar se os erros experimentais apresentavam uma distribuição normal. A análise estatística inferencial foi feita no programa estatístico Bioestat, versão 5.3, com nível de significância de 5%.

Para comparação entre as medidas marginais e as internas entre os pilares e as infraestruturas das próteses múltiplas, em relação ao padrão fornecido pelo fabricante, foi utilizado o teste t de Student para 1-amostra. Para comparação entre os doze pontos (marginais e internos) avaliados em cada unidade dentária, foi aplicada a Análise de Variância (ANOVA) a 1 critério. Finalmente, o teste t de Student foi utilizado para comparação entre as medidas marginais e internas das duas unidades dentárias (12 e 21) avaliadas.

#### 4. RESULTADOS

As tabelas de 1 a 3 apresentam a média e o desvio-padrão dos valores da desadaptação marginal e alívio interno avaliados entre os pilares e as infraestruturas em zirconia.

Tabela 1. Média e o desvio padrão dos valores da desadaptação marginal e alívio interno avaliados entre os pilares e as infraestruturas em zircônia, de P1 a P4.

REGIÃO MARGINAL	UNIDADE 21	UNIDADE 12	Calibração
P1(Vestibular)	141µm(92,97)Ba*	140 µm(43,83)Ba*	120µm
P2(Palatina)	262 µm(184,04)Aa*	306 µm(114,48)Aa*	
P3(Mesial)	267 µm(129,87)Aa*	207 µm(141,73)Aa*	
P4(distal)	175 µm(91,01)Aa*	248 µm (69,48)Aa*	

Médias seguidas por letras distintas representam significância estatística ( $p < 0,05$ ). Minúsculas comparam unidades dentárias em cada ponto. Maiúsculas comparam os pontos em cada unidade dentária e asteriscos representam valores estatisticamente diferentes da calibração do aparelho.

De acordo com a análise destes dados, verifica-se que todos os valores da desadaptação marginal e alívio interno avaliados entre os pilares e as infraestruturas em zircônia de P1 a P4 diferiram estatisticamente da calibração do aparelho (teste t de Student para 1 amostra;  $p < 0,0001$ ). Diferenças estatísticas entre as unidades dentárias 12 e 21 não foram observadas em nenhum dos pontos avaliados (teste t de Student; P1  $p = 0,97$  / P2  $p = 0,52$  / P3  $p = 0,33$  e P4  $p = 0,06$ ). Quando os pontos foram comparados entre si, observa-se que tanto na unidade 12 quanto na unidade 21, os valores obtidos em P2, P3 e P4 se assemelham estatisticamente, sendo todos superiores aos obtidos em P1 (ANOVA 1 critério; unidade 21  $p = 0,04$  / unidade 12  $p = 0,01$ ). (Tabela 1)



Tabela 2. Média e o desvio padrão dos valores da desadaptação marginal e alívio interno avaliados entre os pilares e as infraestruturas em zircônia, de P5 a P8.

REGIÃO MÉDIO	UNIDADE 21	UNIDADE 12	Calibração
P5(vestibular)	319 $\mu$ m(93,12) Aa*	291 $\mu$ m(74,5) Aa*	120 $\mu$ m
P6(Palatina)	285 $\mu$ m(136,66) Aa*	256 $\mu$ m(93,70) Aa*	
P7(Mesial)	228 $\mu$ m(108,35) Aa*	256 $\mu$ m(94,66) Aa*	
P8(Distal)	274 $\mu$ m(101,20) Aa*	304 $\mu$ m(231,98) Aa*	

Médias seguidas por letras distintas representam diferença estatística ( $p < 0,05$ ). Minúsculas comparam unidades dentárias em cada ponto. Maiúsculas comparam os pontos em cada unidade dentária e asteriscos representam valores estatisticamente diferentes da calibração do aparelho.

Segundo a análise estatística, novamente todos os pontos internos testados diferiram estatisticamente da calibração do aparelho (teste t de Student para 1 amostra;  $p < 0,0001$ ). Diferenças estatísticas entre as unidades dentárias 12 e 21 também não foram observadas em nenhum dos pontos avaliados (teste t de Student; P5  $p = 0,46$  / P6  $p = 0,53$  / P7  $p = 0,50$  e P4  $p = 0,71$ ). Entretanto, nesta área, quando os pontos foram comparados entre si, observa-se que tanto na unidade 12 quanto na unidade 21, os valores obtidos em P5, P6, P7 e P8 se assemelham estatisticamente (ANOVA 1 critério; unidade 21  $p = 0,70$  / unidade 12  $p = 0,52$ ). (Tabela 2)

Tabela 3. Média e o desvio padrão dos valores da desadaptação marginal e alívio interno avaliados entre os pilares e as infraestruturas em zircônia, de P9 a P12.

REGIÃO INCISAL	UNIDADE 21	UNIDADE 12	Calibração
P9(vestibular)	402 $\mu$ m(175,37) Aa*	527 $\mu$ m(124,97) Aa*	120 $\mu$ m
P10(Palatinha)	322 $\mu$ m(187,33) Aa*	386 $\mu$ m(145,96) Aa*	
P11(Mesial)	399 $\mu$ m(222,91) Aa*	453 $\mu$ m(211,84) Aa*	
P12 (Distal)	434 $\mu$ m(201,45) Aa*	406 $\mu$ m(265,08) Aa*	

Médias seguidas por letras distintas representam significância estatística ( $p < 0,05$ ). Minúsculas comparam unidades dentárias em cada ponto. Maiúsculas comparam os pontos em cada unidade dentária e asteriscos representam valores estatisticamente diferentes da calibração do aparelho.

Em relação à área de P9 a P12, nota-se mais uma vez que todos os pontos internos testados diferiram estatisticamente da calibração do aparelho (teste t de Student para 1 amostra;  $p < 0,0001$ ). Houve ausência de diferenças estatisticamente significativas entre as unidades dentárias 12 e 21 nos pontos avaliados (teste t de Student; P9  $p = 0,08$  / P10  $p = 0,40$ , P11  $p = 0,58$  e P12  $p = 0,79$ ). Adicionalmente, em ambas as unidades, não foram notadas diferenças entre os pontos avaliados (ANOVA 1 critério; unidade 21  $p = 0,40$  / unidade 12  $p = 0,62$ ). (Tabela 3)

## 5. DISCUSSÃO

Com a crescente busca de pacientes e profissionais por materiais que aliem biocompatibilidade e estética, as soluções reabilitadoras livres de metal estão cada vez mais solicitadas, inclusive em próteses parciais fixas (PPF). O uso da zircônia e o advento da tecnologia CAD-CAM, viabilizaram no mercado diferentes sistemas como Cercon (DeguDent), CEREC Inlab, Etkon (etkon, Graß felfing, Alemanha), Digident e Xawex (Xawex, Eiterfeld, Alemanha)<sup>4</sup> dentre outros, aptos à fabricação de PPF(s)<sup>2,3,4,5</sup>.

Independente do sistema cerâmico utilizado, as próteses fixas devem apresentar excelente adaptação marginal, minimizando o acúmulo de biofilme e reduzindo a possibilidade de recidiva de cárie e doença periodontal<sup>10, 11, 12, 13, 14, 15</sup>. Para tanto, podem ser utilizados parâmetros como a adaptação marginal e o alívio interno das próteses<sup>16</sup>.

Na literatura não existe um consenso a cerca de valores clinicamente aceitáveis para desadaptação marginal e alívio interno, já os mesmos variam de 50-120µm. Para Hickel *et al*<sup>17</sup> e Molin *et al*<sup>18</sup>, os valores devem estar entre 50-100µm, para Sulaiman *et al*<sup>14</sup> e Fonseca *et al*<sup>24</sup>, devem ser de até 100 µm, já Mclean *et al*<sup>4</sup>, pesquisadores que avaliaram e acompanharam cerca de 1.000 restaurações indiretas por mais de cinco anos, acreditam que valores clinicamente aceitáveis para desadaptação marginal e alívio interno de coroas podem ser de até 120µm.

Existe um grande número de estudos que descreve diferentes métodos para medir e avaliar a adaptação marginal e o alívio interno de próteses parciais fixas<sup>10, 11, 12, 13, 14, 15</sup>. Diferentes métodos com o referido propósito podem ser encontrados na literatura, e todos eles têm as suas vantagens e desvantagens<sup>12</sup>. O exame visual não é preciso já que é subjetivo e depende da experiência do investigador. A técnica radiográfica é imprecisa e limitada ao tipo do material restaurador<sup>19</sup>. A técnica da réplica para avaliação da adaptação marginal e alívio interno pode ter uma aplicação limitada quando as restaurações avaliadas apresentam pequenos valores para essas variáveis, porque existe o risco de danificar o material de impressão no momento de separação da restauração<sup>5,20</sup>. A microscopia eletrônica de varredura (MEV), a lupa óptica estereoscópica e a medição por microfotografia são técnicas que também podem ser utilizadas para medir a exatidão de uma restauração dental fixa, pois estas são técnicas relativamente precisas e sua utilização não causa a destruição da amostra<sup>21,22</sup>.

Com objetivo de comparar a eficiência do uso das técnicas da réplica e da MEV para

mensurar desadaptações marginais e alívio interno de coroas cerâmicas confeccionadas pelo sistema CAD-CAM CEREC, Trifkovic *et al*<sup>23</sup>, confeccionaram coroas com três diferentes sistemas de digitalização CEREC, dois com *scanners* extraoral e um com *scanner* óptico intraoral, e mensuraram os valores para a desadaptação marginal e alívio interno destas com as duas técnicas referidas. Os valores medidos de desadaptação marginal de coroas utilizando a técnica da réplica foram significativamente mais baixos em comparação com aqueles medidos pelo MEV, o que indica que a escolha da técnica influencia os resultados e que a técnica da réplica é um método confiável e preciso para avaliação da desadaptação marginal e do alívio interno de restaurações dentárias<sup>23</sup>.

Como, Mclean e Fraunhofer<sup>4</sup>; Cardelli *et al*<sup>6</sup>; Varol e Kulak-Ozkan<sup>8</sup> e Brawek<sup>9</sup>, para mensurar os valores de desadaptação marginal e alívio interno o presente estudo realizou a técnica das réplicas. E, baseando-se em Mclean e Fraunhofer<sup>4</sup>, autores bastante referenciados na literatura que acreditam que os valores aceitáveis para desadaptação marginal e alívio interno podem ser de até 120 $\mu$ m<sup>4</sup>, aliado ao fato de que para Reich *et al*<sup>5</sup> e Kokubo *et al*<sup>10</sup> a técnica da réplica pode ter uma aplicação limitada quando as restaurações avaliadas apresentam pequenos valores para a adaptação marginal e alívio interno<sup>5,10</sup>, no presente estudo foi determinado no plajejamento digital das infraestruturas em zircônia uma calibração para alívio interno de 120 $\mu$ m.

Estudos que avaliam a adaptação marginal e o alívio interno de PPF(s) fabricadas a partir de diferentes sistemas CAD-CAM apresentam valores para a desadaptação marginal e alívio interno dentro dos parâmetros relatados na literatura de até 120 $\mu$ m<sup>2, 3, 4, 5</sup>, diferente do presente estudo em que os valores de desadaptação marginal e alívio interno em micrômetros foram superiores (para unidade 21: P1(141), P2 (262), P3(267), P4(175), P5(319), P6(285), P7(228), P8(274), P9(402), P10(322), P11(399) e P12(434), e para a unidade 12: P1(140), P2 (306), P3(207), P4(248), P5(291), P6(256), P7(256), P8(304), P9(527), P10(386), P11(453) e P12(406)), descartando a hipótese nula de que as medidas de adaptação marginal e interna de PPF(s) fabricadas a partir do sistema CAD-CAM (CEREC 3) seriam compatíveis com as planejadas pelo técnico no programa digital. Com resultados semelhantes, Brawek *et al*<sup>9</sup>, com o objetivo de comparar a precisão de coroas fabricadas por dois sistemas digitais, Lava COS e CEREC AC, pela técnica da réplica, encontrou valores de alívio interno superiores a 120 $\mu$ m e, da mesma forma, diferente daquele calibrado em programa, já que as coroas fabricadas pelo Sistema Lava tiveram uma calibração de alívio interno de -40 $\mu$ m e as coroas fabricadas pelo Sistema CEREC (Vita) uma calibração foi 30 $\mu$ m.

Também sem encontrar valores para adaptação marginal e alívio interno compatíveis com o planejado pelo técnico no programa digital, Borba *et al.*<sup>1</sup> mediram a adaptação marginal e alívio interno de PPF(s) de três elementos à base de zircônia em 5 pontos: MG – Marginal; CA- Área do chanfro; AW- Parede axial; AOT- Área de transição axio-oclusal. Suas médias de desadaptação marginal e alívio interno foram de 42µm, 65µm, 66µm, 105 e 125µm para MG, C, AW, AOT e OA respectivamente, fazendo com que os autores concluíssem que a técnica CAD-CAM foi incapaz de criar um alívio interno homogêneo ao longo do preparo dental, embora uma configuração para alívio uniforme de 20µm tenha sido aplicada<sup>1</sup>.

No presente trabalho, assim como nos estudos desenvolvidos por Borba *et al.*<sup>1</sup>, Beuer *et al.*<sup>2</sup>, Reich *et al.*<sup>4</sup> e Borba *et al.*<sup>25</sup>, foi observado que os valores de adaptação marginal e alívio interno foram crescentes das regiões marginais para as oclusais, demonstrando que possivelmente não foi gerado um alívio interno uniforme (120µm) entre os pilares e infraestruturas em zircônia como planejado pelo sistema CAD-CAM utilizado nesse estudo. Os valores para adaptação marginal foram menores quando comparados com os valores de alívio interno.

Acredita-se que os valores para a desadaptação marginal e alívio interno do presente estudo podem ser atribuídos a alguns fatores, como: a calibração para alívio interno igual a esperada na restauração final, 120µm, diferente de outros estudos que apresentaram calibrações entre 20 e 40 µm<sup>1,2,4</sup>; o tipo de captação de imagens; à fresadora, às fresas e ao número de eixos; à contração de sinterização do material utilizado e técnica escolhida para a avaliação. Além disso, a discrepância pode estar relacionada à calibração do aparelho, uma vez que outros estudos analisados também tiveram resultados divergentes dos valores de calibração aplicado, no entanto, as calibrações utilizadas por eles eram inferiores a 50µm e seus valores de desadaptação foram consideradas como clinicamente aceitáveis<sup>9,26, 27</sup>.

Essa diferença entre os valores de calibração para o alívio interno e os encontrados após a análise das réplicas foi confirmado no estudo de Moldovan *et al.*<sup>28</sup>, que observaram que para se obter valores de alívio interno entre 60 e 70µm em coroas fabricadas pelo sistema CEREC (Inlab versões de software 3.x) o programa deveria ser calibrado para um alívio interno - 100µm. Os mesmos afirmam que para o sistema CEREC, o espaçador definido em zero é, na realidade, 100µm.

Já que as tecnologias CAD-CAM envolvem a digitalização, planejamento e usinagem, cada única etapa pode contribuir para o ajuste global de infraestruturas e coroas. Por causa da resolução de digitalização finita do sistema de captura de imagens, as bordas podem aparecer ligeiramente arredondadas e esse fato pode levar a contatos prematuros na região incisal /oclusal. Para evitar isto, um parâmetro espaçador do sistema CAD-CAM deve ser escolhido, ou o ajuste da coroa deve ser corrigido por um técnico. Ambos os procedimentos podem induzir lacunas internas mais amplas<sup>29</sup>.

Outro fenômeno físico é o aparecimento dos denominados “overshooters” que simulam picos virtuais próximo dos bordos inciais/oclusais. Como não há nenhuma elevação da geometria na realidade, um aumento de discrepância interna pode ser gerado. Esses fenômenos foram inicialmente descritos para as câmeras intraorais do CEREC mas se aplica a todos os sistemas CAD-CAM que adquirem sua impressão óptica por meio de frente de onda ativa<sup>30</sup>. Podendo então se aplicar ao presente estudo, que usou câmeras intraorais Omnicam e encontraram maiores valores de alívio interno na região incisal.

Na literatura pesquisada autores concluem que possivelmente o sistema CAD-CAM é capaz de fresar peças com a compensação dimensional da contração de sinterização do material restaurador usado (zircônia)<sup>1, 25</sup>. Entretanto Baig *et al*<sup>31</sup> e Hamza *et al*<sup>32</sup> acreditam que possivelmente a contração de sinterização deste material pode não ser totalmente controlada por alguns Sistemas CAD-CAM, influenciando diretamente nos valores de adaptação marginal e alívio interno das restaurações finais.

Borba *et al*<sup>25</sup> desenvolveram um estudo que media a adaptação marginal e interna de PPF(s) fabricadas com dois materiais cerâmicos: zircônia estabilizada por ítrio (YZ: Vita In-Ceram YZ) , zircônia infiltrada com óxido de alumínio (IZ: Vita In-Ceram Zircônia), usando o sistema CEREC in Lab, e compararam as medidas de desadaptação marginal e alívio interno dessas PPF(s) livres de metal com as restaurações metalocerâmicas fabricadas pela técnica da cera perdida. Diferente do esperado, observou-se diferença de valores médios de desadaptação marginal e alívio interno para os diferentes sistemas cerâmicos testados, onde IZ apresentou maiores valores em relação a YZ, ambos dentro dos parâmetros aceitos clinicamente. Esperavasse resultados semelhantes entre grupos ou inferiores para o IZ.

Hamsa *et al*.<sup>32</sup>, com o objetivo de avaliar a adaptação marginal de coroas fabricadas com dois tipos de materiais restauradores e duas tecnologias digitais(CAD-CAM CEREC inLab e

Everest), confeccionaram 20 coroas à base de zircônia e 20 coroas à base de dissilicato de lítio, igualmente distribuídas para os dois sistemas testados. Baseado em seus resultados perceberam que tanto o sistema quanto o substrato cerâmico utilizado influenciaram significativamente na adaptação marginal, e que os melhores valores de desadaptação marginal foram exibidas nas restaurações de Dissilicato de Lítio fabricadas pelo Sistema Everest.

Também estudando os mesmos materiais cerâmicos, Baig *et al*<sup>29</sup>, avaliaram e compararam a adaptação marginal de coroas de Y-TZP (zircônia ítria tetragonal policristalina estabilizada, Cercon Y-TZP), de dissilicato de lítio (IPS Empress II) e metálicas (liga nobre tipo IV), e perceberam que as restaurações de zircônia tetragonal estabilizada por ítrio do sistema Cercon mostraram significativamente maiores fendas marginais, quando comparadas com que as de dissilicato de lítio do Sistema IPS Empress II e as metálicas.

Como no presente estudo, não foram comparados diferentes tipos de substratos cerâmicos, não se pode afirmar se o sistema CAD-CAM usado foi capaz ou não de fresar as restaurações com as corretas compensações dimensionais e se esse fato influenciou ou não nos nossos resultados.

Segundo o estudo de Hamsa *et al*.<sup>32</sup> o uso do Sistema CAD-CAM Everest para a fabricação de restaurações cerâmicas, independentemente do tipo de material utilizado gera valores de adaptação marginal superiores quando comparado com o Sistema CAD-CAM CEREC inLab. Para os autores a superioridade do Sistema Everest pode ser decorrente da diferença no processo de digitalização e do número de eixos das máquinas de fresagem que possui. Já que o sistemas o CEREC inLab MC XL tem uma unidade de fresagem de 3 eixos e o Everest Energia tem uma unidade de 5 eixos.

Em acordo, Song *et al*<sup>3</sup>, afirmaram que os dispositivos de fresagem também influenciam no ajuste marginal e interno. Em um estudo que comparou os sistemas CAD-CAM com dispositivos de processamento (fresadoras) diferentes; LAVA TM com 3 eixos e EVEREST com 5 eixos, observaram resultados inferiores para desadaptação marginal e alívio interno naquele sistema um com maior número de eixos<sup>3</sup>. Assim, hipoteticamente, eliminando-se os outros fatotes anteriormente discutidos e baseando-se nas informações sobre a influencia dos dispositivos de fresagem, o presente estudo desenvolvido com sistema CEREC 3, que apresenta 4 eixos, deveria apresentar resultados mais próximos ao planejado, 120µm, para a adaptação marginal e ao alívio interno.

Beuer *et al*<sup>2</sup>, Song *et al*<sup>3</sup>, Reich *et al*<sup>5</sup>, em seus estudos desenvolvidos com Sistemas CAD-CAM, realizaram uma avaliação técnica visual e ajustes internos, para melhorar a adaptação das peças confeccionadas para posterior avaliação da adaptação marginal e interna<sup>2, 3, 5</sup>. Diferentes destes, Borba *et al*<sup>1</sup>, Borba *et al*<sup>25</sup> e D'Arcy *et al*<sup>26</sup>, assim como no presente estudo, não foram realizados qualquer tipo de ajuste previamente à avaliação da adaptação marginal e alívio interno, ou estes não foram informados<sup>26,32</sup>. Os estudos que realizaram ajustes antes da avaliação da adaptação marginal e alívio interno, apresentaram menores valores para os mesmos. É válido ressaltar que no presente trabalho, foram avaliadas as retenções friccionais entre as infraestruturas e respectivos pilares em zircônia, mas essas foram ausentes, eliminando a necessidade de ajustes internos. E que o presente estudo teve uma calibração superior para alívio interno 120µm, diferente dos autores acima referenciados com calibração variando de 20 a 50 µm.



## **6. CONCLUSÕES**

O Sistema CAD-CAM (CEREC Omnicam, Sirona, Alemanha), não foi capaz de produzir restaurações parciais fixas, das unidades 21 a 12, com valores de desadaptação marginal e alívio interno conforme planejamento digital.

Mais estudos são necessários para a indicação clínica do sistema CAD-CAM avaliado.

## REFERÊNCIAS MANUSCRITO II

- 1- Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Bona AD. Evaluation of the adaptation of zirconia-based fixed partial dentures using micro-CT technology. *Braz Oral Res.* 2013 Set-Out;27(5): 396-402.
- 2- - Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater.* 2009 Jan,;25(1):94-102.
- 3- Song TJ, Kwon TK, Yang H, Han JS, Lee JB, Kim SH. Marginal fit of anterior 3-unit fixed partial zirconia restorations using different CAD/CAM systems. *J Adv Prosthodont.* 2013 Aug;5(3):219-25.
- 4- Mclean JW, Von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971 Aug 3;131(3):107-11.
- 5- Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci.* 2005, 113: 174–179.
- 6- Cardelli P, Scotti R, Monaco C. Clinical fitting of CAD/CAM zirconia single crowns generated from digital intraoral impressions based on active wavefront sampling. *Journal of Dentistry.*2011,1783:1-8.
- 7-Kahramanoglu E, kolak-Ozkan Y. The Effect of Different Restorative and Abutment Materials on Marginal and Internal Adaptation of Three-Unit Cantilever Implant- Supported Fixed Partial Dentures: An in Vitro Study. *J Prosthodont.* 2013;22: 608-617.
- 8-Varol S, Kulak-Ozkan Y. In Vitro Comparasion of Marginal and Internal Fit of Press-on-Metal Ceramic (PoM) Restaurations Metal Ceramic Fixed Partial Dentures Before and after Veneering. *J Prosthodont.* 2014 Oct 1.
- 9-Brawek PK, Wolfart S, Endres L, Kirsten A, Reich S. The Clinical accuracy of sigle crowns exclusively fabricated by digital workflow-the comparison of two systems. *Clin Oral Investig.* 2013 Dec;17(9):2119-25.
- 10-Levin GG, Vishnyakov GN, Loshchilov KE, Ibragimov TI, Lebedenko IY, Tsalikova, N.A. Modern dental CAD/CAM systems with intraoral 3D profilometers. *Measurement Techniques.* 2010;53 (3), 321-324.
- 11-Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent.* 2006 Jul;96(1):47-52.
- 12- Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent.* 1990 Jul;64(1):18-24.
- 13- Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. Marginal fit of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1992 May;67(5):594-9.
- 14-Sulaiman F, Chai J, Jamelson L, Wozniak, W. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns *Int J Prosthodont.* 1997 Sep-Oct;10(5):478-84.

- 15-Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater.* 2008 Oct;24(10):1311-5.
- 16-Todorovic A, Radovic K, Grbovic A, Rudolf R, Maksimovic I, Stamenkovic D. Stress analysis of a unilateral complex partial denture using the finite-element method. *Materials and Technologies.* 2010, 44(1): 41-47.
- 17-Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM: fillings of the future? *Int Dent J.* 1997 Oct;47(5):247-58.
- 18- Molin MK, Karlsson SL, Kristiansen MS. Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint. *Dent Mater.* 1996 Jul;12(4):245-9.
- 19-Bindl, A., Mormann, W.H. (2003). Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM generated partial crowns. *Eur J Oral Sci.* 2003 Apr;111(2):163-9.
- 20-Kokubo Y, Nagayama Y, Tsunita M, Ohkubo C, Fukushima S, Steyren PV. Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN- I system. *J Oral Rehabil.* 2005 Oct;32(10):753-8
- 21-Quintas, A.F., Oliveira, F., Bottino, M.A. (2004). Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finis lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent,* 92 (3), 250-257.
- 20-Bindl, A., Mormann, W.H. (2005). Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil.* 2005 Jun;32(6):441-7.
- 23- Trifkovic B, Budak L, Todorovic A, Hodolic J, Puskar T, Jevremovic D, et al. Application of Replica Technique and SEM in Accuracy Measurement of Ceramic Crowns. *Measurement Science Review.* 2012;12(3):90-7.
- 24-Fonseca JC, Henriques GE, Sobrinho LC, De Goes MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium aluminum vanadium copings. *Dent Mater.* 2003 Nov;19(7):686-91.
- 25- Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Bona AD. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater.* 2011 Nov;27(11):1119-26.
- 26- D'Arcy B L, Omer O E, Byrne D A, Quinn F. The Reproducibility and Accuracy of Internal Fit of Cerec 3d Cad/cam all Ceramic Crowns. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.* 2009;17 (2):73-7.
- 27- Aktas G, Ozcan N, Aydin DH, Sahin E, Akça K. Effect of digitizing techniques on the fit of implant-retained crowns with different antirotational abutment features. *J Prosthet Dent.* 2014 May;111(5):367-72.
- 28- Moldovan O, Luthardt RG, Corcodel N, Rudolph H (2011) Three - dimensional fit of CAD/CAM made zirconia copings. *Dent Mater.* 2011 Dec;27(12):1273-8.

29-Bornemann G, Lemelson S, Luthardt R. Innovative method for the analysis of the internal 3D fitting accuracy of Cerec-3 crowns. *Int J Comput Dent.* 2002 Apr-Jul;5(2-3):177-82..

30- Pfeiffer J. Dental CAD/CAM technologies: The optical impression (2). *Int J Comput Dent.* 1999 Jan;2(1):65-72.

31- Baig MR, Tan KB, Nicholls JI. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *J Prosthet Dent.* 2010 Oct;104(4):216-27.

32- Hamza TA, Ezzat HA, El-Hossary MMK, Katamish HAEM, Shokry TE, Rosenstiel SF. Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent.* 2013 Feb;109(2):83-7.