

**FACULDADE DE ODONTOLOGIA
UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**

GUILHERME MORAES GARCIA LEÃO

**ADAPTAÇÃO MARGINAL DE COPINGS METÁLICOS
CONFECCIONADOS NO SISTEMA CAD/CAM CEREC**

Belo Horizonte

2017

GUILHERME MORAES GARCIA LEÃO

**ADAPTAÇÃO MARGINAL DE COPINGS METÁLICOS
CONFECCIONADOS NO SISTEMA CAD/CAM CEREC**

Monografia apresentada ao Curso de Especialização em Implantodontia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de especialista em Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Rodrigues Vaz

**Belo Horizonte
Faculdade de Odontologia da UFMG**

2017

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todas as pessoas que contribuíram para a superação de mais uma etapa de minha vida.

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia da UFMG e aos funcionários do CEIO, meu muito obrigado pelo apoio.

Aos meus colegas de profissão pela troca de experiências.

A todos os professores do curso não somente por terem me ensinado, mas por terem motivado o aprendizado.

Ao meu orientador Prof. Dr. Ricardo Rodrigues Vaz, pelo empenho dedicado na elaboração deste trabalho.

Ao meu grande amigo, Dr. Lucas Paiva Lamounier Vieira agradeço pela amizade e lealdade de sempre.

Aos meus familiares pelo amor e incentivo incondicional. Agradeço de coração a todos!
Muito obrigado.

RESUMO

O presente estudo verificou a adaptação marginal entre a infraestrutura metálica para restauração metalocerâmica e o componente protético do tipo munhão anatômico para implante cone morse utilizando o sistema CEREC (Sirona Dental Company, Alemanha). Para execução do presente estudo laboratorial foi confeccionada uma base de alumínio retangular com altura de 2,5cm e largura de 2,5cm. No centro da base foi instalado um implante do sistema cone morse com 11,0mm de comprimento e 4,0mm de diâmetro e fixado um munhão anatômico cone morse. O modelo mestre foi scaneado pela unidade CAD/Cerec Omnicam. Com o arquivo de imagem gerado, o coping foi desenhado no Software CEREC Premium SW 4.4.2 e exportado para o software CEREC Premium CAM SW 4.4.2 para a fresagem. Quatro copings foram conseguidos utilizando a Fresadora MCXL e blocos VITA CAD-Waxx com fresas Shaper 25RZ e Finisher 10 e obtidos pelo processo de cera perdida utilizando liga metálica do sistema níquel-cromo. A verificação da adaptação cervical foi com auxílio de microscópio comparador óptico Mitutoyo (TM 500) na interface entre a infraestrutura metálica/componente protético nas faces mesial, vestibular, distal e lingual. Os resultados revelaram uma desadaptação cervical média de 146,0µm, entretanto esse valor foi superior à discrepância marginal clinicamente aceitável.

Palavras chaves: Ligas Metallo-Cerâmicas, Porcelana Dentária, Sistema CAD/CAM.

ABSTRACT

The present study verified the marginal adaptation between the metallic infrastructure for metal-ceramic restoration and the anatomical trunnion-type prosthetic component for cone morse implant using the CEREC system (Sirona Dental Company, Germany). For the execution of the present laboratory study was made a rectangular aluminum base with height of 2.5cm and width of 2.5cm. In the center of the base was installed an implant of the cone morse system with 11,0mm of length and 4.0mm of diameter and fixed an anatomical trunnion cone morse. The master model was scanned by the CAD / Cerec Omnicam unit. With the image file generated, the coping was designed in the CEREC Premium Software SW 4.4.2 and exported to the software CEREC Premium CAM SW 4.4.2 for milling. Four copings were achieved using the MCXL Miller and VITA CAD-Waxx blocks with Shaper 25RZ and Finisher 10 cutters and obtained by the lost wax process using nickel-chromium alloy metal. The verification of the cervical adaptation was performed using the Mitutoyo (TM 500) optical comparator microscope at the interface between the metallic / prosthetic component at the mesial, buccal, distal and lingual surfaces. The results showed an average cervical inadaptation of 146.0 μm , however this value was higher than the clinically acceptable marginal discrepancy.

Keywords: Metal Ceramic Alloys, Dental Porcelain, CAD/CAM System.

LISTA DE FIGURAS

PÁGINA

- Figura 1: Base de alumínio com instalação de implante do sistema cone morse e fixado um munhão anatômico cone morse (Neodent-Curitiba,Brasil)-----24
- Figura 2: O coping obtido pela fresadora MCXL utilizando VITA CAD-Waxx e fresas Shaper 25RZ e Finisher 10, (Sirona Dental Company, Alemanha)-----25
- Figura 3: Copping de VITA CAD-Waxx obtido pela fresadora MCXL unidos à base de borracha do anel metálico para os procedimentos de inclusão-----25
- Figura 4: Conjunto Base de borracha + Anel de borracha + Sprue principal de cera unido ao coping de VITA CAD-Waxx para os procedimentos de inclusão-----26
- Figura 5: Conjunto base metálica e componente protético do tipo munhão anatômico cone morse com infraestrutura fundida em liga metálica Ni-Cr-----27
- Figura 6: Microscópio comparador óptico Mitutoyo (modelo TM 500) utilizado para as leituras da verificação da adaptação marginal-----27

LISTA DE QUADROS

PÁGINA

Quadro 1: Médias da desadaptação marginal em micrômetros entre o componente protético e as infraestruturas metálicas de todas as amostras (CP) -----28

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	09
2. OBJETIVOS	11
2.1 Objetivo geral	11
2.2 Objetivos específicos	11
3. REVISÃO DE LITERATURA	12
4. METODOLOGIA	24
5. RESULTADOS	28
6. DISCUSSÃO	29
7. CONCLUSÃO	32
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	33

1 INTRODUÇÃO

As cerâmicas dentais são conhecidas pela sua excelência em reproduzir artificialmente os dentes naturais. No século XVIII foi empregada pela primeira vez na Odontologia como dente artificial para próteses totais. A partir do século XX passou a ser utilizada para a confecção de restaurações metalocerâmicas e mais recentemente, com o aprimoramento da tecnologia cerâmica, surgiram as restaurações livres de metal. As cerâmicas têm apresentado rápida evolução no âmbito científico com o intuito de melhorar suas propriedades físicas e mecânicas para suprir as necessidades estéticas que são cada vez mais exigidas pela sociedade moderna (GOMES *et al*, 2008, p. 319).

Nesse contexto, é preciso conhecer cada sistema cerâmico disponível atualmente no mercado, desde suas principais características até suas limitações, para saber indicá-lo de modo correto em cada situação clínica específica (GOMES *et al*, 2008, p. 319).

A resistência, estabilidade de cor e precisão da adaptação marginal são requisitos necessários para o sucesso de uma restauração fixa indireta, seja qual for o tipo de material empregado. A adaptação marginal é, impreterivelmente, um dos mais importantes critérios adotados na avaliação qualitativa dos trabalhos protéticos na rotina clínica. A presença de fendas marginais na restauração expõe o agente de cimentação ao meio oral, e quanto maior for o desajuste na margem da restauração, maior será a dissolução da película de cimento (RIBEIRO *et al*, 2010, p. 282).

Segundo Silva *et al* (2011, p. 154), um fator de grande importância e determinante para o sucesso das coroas totais é a adaptação do limite cervical, que deveria ser somente uma linha sem solução de continuidade. Entretanto, a obtenção clínica de uma adaptação cervical perfeita é um procedimento difícil devido ao grande número de passos e manobras que a técnica exige para confecção de uma prótese parcial fixa. Nestes procedimentos destacam a técnica de moldagem, a confecção de modelos de trabalho, o enceramento, a inclusão, a fundição e a adaptação da fundição.

Os procedimentos laboratoriais podem gerar efeitos indesejáveis sobre a infraestrutura metálica, como as alterações físicas que comprometem principalmente a adaptação marginal e, conseqüentemente, o sucesso das restaurações metalocerâmicas. A influência de fatores na adaptação marginal tem sido extensamente estudada na Odontologia sempre com o objetivo de minimizar a fenda marginal por meio de novas técnicas e aprimoramento dos materiais (ALMEIDA *et al*, 2010, p 220).

A possibilidade do uso da informática diretamente no tratamento restaurador em Odontologia foi estabelecida nos anos de 1950 e 60 quando protótipos desenhados por computador chamado de CAD sigla inglesa (computer-aided design) e fabricados também a partir de um programa de informática chamado de CAM (computer-aided manufacturing) foi introduzido na indústria. Para aquelas aplicações, a geometria das partes ou peças era bem mais simples que as geralmente necessárias para Odontologia, mas esta mesma técnica poderia ser aplicada para criar restaurações dentárias (GUIMARÃES, 2012, p. 15).

Em setembro de 1985 na Universidade de Zurique, Norman, WH colocou a primeira restauração de cerâmica feita no consultório utilizando a tecnologia CAD/CAM com um sistema comercialmente chamado de CEREC 1 abreviação inglesa (Ceramic reconstruction). Com este novo conceito houve muitos questionamentos sobre a viabilidade deste tipo radical de tratamento e a sua aceitação pelos dentistas, sendo estas dúvidas focadas principalmente sobre a durabilidade destas restaurações, precisão das restaurações e do custo CEREC (FASBINDER, 2006, pp.22S-31S; GUIMARÃES, 2012, p. 15).

Atualmente o avanço da tecnologia CAD/CAM na Odontologia vem proporcionando utilização da prática digital a um número maior de dentistas que incorporam essas técnicas na realização dos trabalhos protéticos, no entanto aspectos relacionados com longevidade das restaurações e a qualidade de adaptação marginal foram sempre motivos de preocupação e de estudos científicos.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Obtenção de infraestruturas metálicas para restauração metalocerâmica confeccionadas pelo sistema CAD/CAM - CEREC (Sirona Dental Company, Alemanha) e pelo processo de cera perdida.

2.2 Objetivos Específicos

Verificar a adaptação marginal entre as infraestruturas metálicas para restauração metalocerâmica e o componente protético do tipo munhão anatômico para implante cone morse utilizando microscópio comparador óptico, sendo todas as amostras confeccionadas pelo Sistema CAD/CAM-CEREC e pelo processo de cera perdida.

3 REVISÃO DE LITERATURA

Santos *et al.* (2003) avaliaram a opinião da classe odontológica sobre a utilização das coroas metalo-cerâmicas na prática odontológica, aplicando um questionário de 20 questões a cirurgiões-dentistas da cidade de Aracaju – SE, e a cirurgiões-dentistas e estudantes de pós-graduação em Odontologia, na área de prótese dental, da cidade de Bauru-SP. Os autores concluíram que: 1. A coroa metalo-cerâmica é o tipo de restauração protética mais empregada em Odontologia. 2. A maioria dos dentistas referem-se às coroas metalo-cerâmicas como restaurações bem sucedidas, indicando superfícies oclusais metálicas para a maioria dos pacientes. 3. Apesar da maior parte dos profissionais utilizarem as ligas de níquel-cromo nas coroas metalo-cerâmicas de seus pacientes, os mesmos prefeririam que ligas nobres ou semi-nobres fossem empregadas em suas próprias restaurações. 4. A maioria dos entrevistados emprega as coroas metalo-cerâmicas na restauração de dentes anteriores (57,23%). Entretanto, esse valor se deve à preferência dos dentistas de Aracaju (78%) por esse tipo de restauração, ao passo que, em Bauru, prevaleceu o número de respostas favoráveis às coroas de porcelana pura. 5. O cimento de fosfato de zinco foi o cimento de escolha da maioria dos profissionais. 6. A preferência da maior parte dos entrevistados, com relação à porcelana utilizada foi pela porcelana Vita (34,34%), em comparação às porcelanas Noritake e Dulceram Plus (13,86%). 6. Ficou evidente o desejo dos entrevistados quanto ao desenvolvimento de mecanismos que facilitem o reparo das coroas metalocerâmicas.

Camargo *et al.* (2004), estudaram a adaptação marginal de coroas do Sistema Procera em dois tipos de terminos cervicais. Foram utilizados 20 preparos cônicos em liga de alumínio com as seguintes características: diâmetro oclusal (base menor) de 6,0mm, diâmetro cervical (base maior) de 7,4mm, altura de 5,0mm e convergência de 16 graus nas paredes axiais. Desses preparos 10 eram em terminos cervicais em 135 graus e 10 em chanfro com 1,0mm de raio em toda a extensão circunferencial do preparo e o diâmetro externo cervical apresentou 9,4mm. Todos os preparos foram produzidos por um torno convencional Nardini TB130. Para evitar a rotação dos copings foram realizados desgastes em forma de semicírculos com raio de 2,5mm no ângulo formado entre a parede oclusal e a axial do preparo cônico. Os troqueis de alumínio foram copiados através de um scanner da NobelBiocare (São Paulo, S.P., Brasil), utilizando o Programa Procera 3D CAD (3 Dimensions Computer Assisted Design) produzido pela Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden. As informações obtidas pelo scanner foram enviadas para a Suécia, “via modem”,

onde foi reproduzido um coping em óxido de alumina de 0,6mm de espessura e alívio interno de aproximadamente 60µm para cada corpo-de-prova. Os copings de alumina foram cimentados nos respectivos preparos com silicona de condensação leve (Xantopren VL plus – Heraeus Kulzer), manipulada conforme normas do fabricante. Após a cimentação, cada conjunto foi fixado em um poliedro com 30,0mm de altura e 22,0mm de largura. Esse poliedro era constituído de duas bases hexagonais equiláteras e seis faces laterais retangulares. Cada face retangular apresentava 12,5mm de altura e 30,0mm de comprimento, e cada base hexagonal apresentava seis lados com 12,5mm. Assim, a adaptação marginal do coping ao preparo foi dividida e mensurada nas seis faces. Os desajustes das adaptações marginais dos dois tipos de preparo foram mensurados no Centro Técnico Aeroespacial (CTA – São José dos Campos, SP), utilizando-se três programas de computador. O primeiro programa, DT – Acquire, desenvolvido pela SDC Engenharia, permite a aquisição, o carregamento e a gravação de imagens através de um dispositivo específico, o frame grabber. A imagem foi capturada por meio de uma câmera acoplada (JVC TK – C600) a um microscópio óptico (Leica DMRXP). O segundo programa editor de imagens, Fototouch, inseriu uma escala graduada nessa imagem, e o terceiro programa, ImageTool, que é uma ferramenta de processamento e análise de imagem, realizou as mensurações em micrômetro. Para cada face, foram realizadas 3 mensurações do desajuste da adaptação marginal e calculada a média aritmética. Assim, para cada conjunto, foram demarcados 18 pontos e, para o total dos 20 corpos-de-prova, 360 dados foram colhidos. Foi utilizada, neste teste, a média das seis faces de cada corpo-de-prova, totalizando 10 valores para cada término. Os dados (20 valores médios) obtidos foram submetidos à estatística descritiva e à inferencial. O nível de significância adotado foi o valor convencional de 5%. Para a análise estatística, foram utilizados os programas computacionais SigmaStat (versão 2.03, SPSS Inc., 1997) e Statistica (versão 5.5, StatSoft Inc., 2000). Os autores encontraram como resultados (média ± desvio padrão) para a terminação em chanfro (29,523µm ± 16,931µm) e para a terminação cervical em 135° (43,105µm ± 20,145µm). Assim concluíram que não há diferença quanto à adaptação marginal nos dois tipos de termos cervicais.

Segundo Fasbinder (2006) uma série de estudos clínicos foi publicada sobre restaurações geradas por CEREC, embora a sensibilidade pós-operatória tenha sido relatada no período inicial, principalmente devido a problemas oclusais, isso foi resolvido nas primeiras semanas. A sensibilidade pós-operatória de longo prazo não foi uma ocorrência significativa. Os relatórios apresentaram baixas taxas de falha e fraturas de restauração o que

demonstrou a durabilidade clínica das restaurações geradas por CEREC, semelhante às outras restaurações cerâmicas; A fratura cerâmica e a fratura do dente são os dois principais modos de falha nas restaurações geradas por CEREC. A escala de cores é clinicamente aceitável, contudo nas restaurações inlay e onlay observou-se ao longo do tempo uma incompatibilidade de cores devido à mudança de cor e translucidez do dente e não da restauração indireta. A adaptação da margem inicialmente é boa para as restaurações processada no CEREC. Com aumento da desadaptação ocorreu descontinuidade e desgaste do agente de cimentação resinoso. O grau de desgaste da margem tem sido bem documentado, no entanto pouca descoloração da margem ou cárie secundária tem sido relatada. Isso indicou que o desgaste da margem é um fenômeno superficial e não é acompanhado pela união adesiva ao dente, o que poderia levar ao fracasso da restauração. A probabilidade de longevidade das restaurações obtidas pelo sistema CEREC foram relatadas como sendo de aproximadamente 97% em cinco anos e 90% durante 10 anos. A baixa taxa de fratura da restauração indireta a longo prazo tem demonstrado a eficácia do sistema CEREC como uma ferramenta confiável e uma ótima opção restauradora estética para pacientes.

De acordo com Gomes *et al.* (2008) atualmente a classificação mais utilizada para as cerâmicas dentais é aquela que as define de acordo com sua fase cristalina em feldspática, reforçada por leucita, alumínizada, com alto conteúdo de alumina, de zircônia e espinelio infiltrada por vidro, cerâmica vítrea e alumina densamente sinterizada. Para indicar adequadamente cada sistema cerâmico deve ser avaliada primeiramente a região da reabilitação, sendo que as propriedades ópticas do material são mais importantes que as altas resistências à flexão para as restaurações anteriores. Já as áreas posteriores necessitam de alta resistência flexural para suportar as cargas mastigatórias mais elevadas. Nesse caso, materiais mais opacos podem ser selecionados, já que a estética não é fator primordial para decidir o material a ser escolhido. Além das propriedades mecânicas e ópticas deve ser verificada a capacidade de adesão do material ao dente, pois como foi constatado, quanto mais resistente é o material, mais difícil é a realização da cimentação adesiva da peça, devido à dificuldade do condicionamento de superfície da cerâmica.

Para Almeida *et al.* (2010) a infraestrutura metálica poderia sofrer alterações durante a cocção da porcelana que comprometeriam sua adaptação marginal. A liga metálica de Ni-Cr-Ti minimizaria o efeito da cocção da porcelana devido ao alto ponto de fusão do titânio presente em sua composição química. Neste estudo os autores avaliaram a influência da temperatura de cocção da porcelana na adaptação marginal de infraestruturas de Ni-Cr-Ti em

diferentes formas de preparo dental. Foram confeccionados quarenta troquéis metálicos, com as seguintes combinações término cervical/expulsividade das paredes axiais: 1) ombro/6°; 2) ombro/20°; 3) plano inclinado/6°; 4) plano inclinado/20°. Sobre cada troquel, foi confeccionada uma infraestrutura para metalocerâmica. O conjunto troquel/infraestrutura foi estabilizado com elásticos ortodônticos, dividido em quatro faces equidistantes com três pontos de leitura cada e uma pressão de cimentação foi simulada. As leituras foram realizadas em estereomicroscópio (32×). Após a primeira leitura, as infraestruturas foram submetidas aos ciclos de aquecimento para sinterização da porcelana. Para a repetição das leituras, as mesmas condições descritas anteriormente foram realizadas. Os dados foram submetidos ao teste t-Student, ANOVA-1 fator e teste de Tukey ($p < 0,05$). As médias da fenda marginal (μm) antes e após a cocção da porcelana nos diferentes preparos foram, respectivamente: 1) 111,92 e 127,31 μm ; 2) 124,15 e 135,48 μm ; 3) 122,19 e 138,77 μm ; 4) 166,09 e 186,72 μm . A cocção da porcelana prejudicou a adaptação, independentemente da forma do preparo. O preparo em plano inclinado 20° promoveu uma pior adaptação quando comparado aos preparos em ombro 6° e 20°, que foram estatisticamente iguais entre si. O preparo em plano inclinado 6° foi estatisticamente igual às outras três formas de preparo.

Ribeiro *et al.* (2010) avaliaram o desajuste marginal de copings para coroa total metalocerâmica em dois tipos de termos cervicais - chanfro e ombro com bisel 45° – foram confeccionados em torno mecânico a partir de cilindros metálicos modelos padrões que simulavam preparos dentais para coroas totais metalocerâmicas. Os preparos dentais foram divididos em dois grupos. O grupo 1 (G1) correspondia à terminação cervical em chanfro e o grupo 2 (G2) à terminação em ombro biselado 45 graus. Foram fabricados 10 modelos padrão para cada grupo em análise com as seguintes especificações- 4,5mm de altura; 8,0mm de maior diâmetro; 5,0mm de maior diâmetro das paredes axiais e 6° de ângulo de convergência. Foram confeccionados copings metálicos em um laboratório protético da cidade de São Luís - MA, em liga metálica de níquel-cromo Verabond 2 (ALBA Dent Inc., Califórnia, EUA) sem berílio na sua composição. Os copings foram aliviados com cera em 0,5mm e jateados com óxido de alumínio (110 μm). Os copings foram cimentados sobre os modelos padrões utilizando-se cimento de fosfato de zinco (SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), a proporção pó/líquido sugerida pelo fabricante foi respeitada e a espatulação foi padronizada, observando-se a temperatura ambiente de 24°C, placa de vidro resfriada e tempo de espatulação de 1.30min. O cimento foi pincelado sobre as paredes do coping e em seguida foram levados sobre os modelos padrões, ficando sobre pressão digital por 4 minutos. Após

esse tempo os excessos foram removidos e foram levados para análise do desajuste marginal. Foi utilizado para análise do desajuste marginal um microscópio óptico (Olympus BX51) com lentes de aumento de 5X e 10X, auxiliado por um sistema de análise de imagem (Image-Pro Plus 4.0, Media Cybernetics, Inc., Silver Spring/MD, EUA), sendo a análise do desajuste marginal realizada antes e após a cimentação dos corpos-de-prova. A fenda era fotografada por uma máquina acoplada ao microscópio e a imagem era analisada pelo software Image-proplus, que permite verificar a distância em microns da margem dos copings à margem do preparo. Foram realizadas medições nas faces vestibular, lingual, mesial e distal, sendo 17 medidas para cada face, somando um total de 68 medidas em cada corpo-de-prova; em seguida, a partir da média de cada face obtinha-se a média final, que corresponde à média de desajuste dos corpos-de-prova. Os dados coletados passaram por dois testes estatísticos. Primeiramente, foi realizado o teste de Wilcoxon, para verificar o comportamento das amostras entre si antes e após a cimentação, e, posteriormente, o teste T de Student, para comparar estatisticamente os dois tipos de terminação. O nível de significância adotado foi de 5%. Os resultados antes da cimentação para o grupo 1 foi 44,39 μ m e após a cimentação foi de 70,46 μ m. Para o grupo 2 os resultados foram 38,29 μ m antes da cimentação e 66,18 μ m depois de cimentado. Os autores concluíram que não existe diferença significativa no desajuste marginal para esses dois tipos de terminações cervicais, mas existe diferença estatisticamente significativa de desajuste marginal antes e após a cimentação de copings. Além disso, a terminação em ombro biselado 45 graus apresentou as melhores médias de desajuste marginal, tanto antes como após a cimentação dos corpos-de-prova.

Silva *et al.* (2011) avaliaram as discrepâncias de assentamento de copings metálicos fundidos e sinterizados. Para tanto, foram comparados dois grupos de oito copings metálicos; um deles obtido pela técnica de fundição (NiCr) e outro pela técnica da sinterização (Ti-6Al-7Nb). Em ambos foi avaliada a adaptação dos mesmos sobre um troquel metálico com as características e medidas proporcionais a um preparo para coroa total em molar. A leitura da adaptação foi feita em oito pontos equidistantes do perímetro de cada coping por meio de um cabeçote micrométrico digital acoplado a um microscópio óptico de medição (Mitutoyo Mfg. Co., Tóquio, Japão). Os dados obtidos foram submetidos ao teste t de Student, no qual verificou-se que a comparação entre as médias não apresentou diferenças estatisticamente significantes ($t = 0,44$; $gL = 14$; $p = 0,668$) ao nível de 5%. Os valores médios foram próximos e de mesma variabilidade (coeficiente de variação = 34,41 e 34,50%). Os autores concluíram que os procedimentos de fundição ou sinterização não influenciaram na justeza de

adaptação marginal dos copings metálicos e que os copings de titânio, obtidos pela sinterização, podem ser uma alternativa satisfatória para a restauração de elementos protéticos.

Segundo Guimarães (2012) a informática vem ampliando cada vez mais a sua aplicação mesmo em áreas consideradas rotineiramente dependentes da ação humana. A tecnologia CAD/CAM na Odontologia foi introduzida a 27 anos atrás com o desenvolvimento do primeiro sistema de moldagem digital e fresagem de um trabalho protético imediato Cerec1. Desde então o contínuo aperfeiçoamento desta tecnologia vem ocorrendo com uma simplificação do sistema e uma melhora substancial da qualidade clínica das restaurações. Associado às inovações tecnológicas do Cerec, uma grande variedade de materiais restauradores está disponível, como as cerâmicas de alta resistência, zircônia, compósitos e cerâmicas com apelo estético. As técnicas de preparos cavitários para a tecnologia Cerec são as mesmas utilizadas para as restaurações convencionais livres de metal, porém com uma maior atenção à definição dos terminos dos preparos. A longevidade das restaurações Cerec e os resultados estéticos se mostram iguais às das restaurações convencionais. Foi demonstrado na maioria dos trabalhos pesquisados que o grau de precisão da adaptação marginal melhorou muito com o avanço da tecnologia, alcançando níveis muito superiores do que o limite aceitável clinicamente. A tecnologia Cerec vem mudar drasticamente um paradigma da Odontologia tradicional muito dependente do dentista, pessoal auxiliar e laboratório. Incorporando o uso de ferramentas que simplificam o sistema de moldagem, permitindo um desenho e fabricação robotizada de restaurações, diminui o tempo gasto para conclusão do tratamento e aumenta a produtividade do consultório. A incorporação deste tipo de tecnologia exige compromisso do profissional do ponto de vista de investimento financeiro e de treinamento de toda a equipe odontológica. De acordo com autor a tecnologia CEREC vem sofrendo grandes avanços ao longo dos últimos anos, tornando-a mais simples, precisa e com várias aplicações clínicas na Odontologia. A longevidade obtida nas restaurações CEREC pode ser considerada semelhante às das restaurações feitas de maneira convencional. Os resultados dos trabalhos estéticos CEREC exigem uma curva de aprendizado maior e apresentam algumas limitações clínicas. As técnicas restauradoras utilizadas são as mesmas técnicas utilizadas para restaurações indiretas, respeitando as exigências dos materiais restauradores. Existe disponível uma grande variedade de materiais CAD/CAM que cobrem quase todas as indicações clínicas restauradoras. O nível de evolução do Cerec permite resultados protéticos mais precisos, padronizados e mais rápidos do que a técnica restauradora

laboratorial. Permite uma interação disciplinar ampla com diferentes áreas da Odontologia. O sistema Cerec se aplicado em todas as suas possibilidades muda radicalmente a maneira de pensar e tratar os pacientes proteticamente.

Vojdani *et al.* (2013), avaliaram a partir da cortes transversais a discrepância marginal e interna de copings de metal fabricados por CAD/CAM e pela técnica convencional de cera perdida. Vinte e quatro matrizes de metal foram projetadas e usinadas no torno (CNC350; Arix Co. Tainan Hsin, Taiwan) e simulava um preparo para coroa toral com margem cervical em chanfro em toda circunferência. Foi padronizado com altura de 5,5mm, largura de 6,0mm, paredes axiais com inclinação de 6 graus, 0,7mm de largura e 2,0mm de raio de chanfro em uma superfície. Os copings foram divididos em dois grupos, um experimental (grupo CAD-CAM) e um grupo controle (grupo convencional) (n =12) e depois foram numerados sendo M1 a M12 e C1 a C12, respectivamente. Doze copings em cera foram produzidos para cada grupo e fabricados em bronze posteriormente. Os copings em cera do grupo CAD-CAM, foram produzidos por uma fresadora (CORITEC 340i; imes-icore GmbH, Eiterfeld, Alemanha) utilizando um scanner a laser (3Shape D810; 3Shape, Copenhagen K, Dinamarca) e um spray de leitura (Arti-Scan Spray CAD/CAM, Bausch GmbH & Co. KG, Köln, Alemanha) para digitalizar as matrizes de metal. Os dados foram então transmitidos para um software programa (3Shape's CAD Design software, 3Shape, Copenhagen K, Dinamarca) em que os copings em cera foram projetados com uma espessura de lingual de 0,5mm e 2,0mm de altura de colarinho. Foi utilizado um espaçamento interno de 30µm. Todos o copings de cera foram calculados pelo sistema CAM (CORITEC iCAM V4, imesicore GmbH), e fresados de um mesmo disco de PMMA (CORITEC PMMA Disc burn-out, imes Icore GmbH). Para a fabricação dos copings de cera de grupo convencional, duas camadas de espaçador (PICO-FIT vermelho; Renfert GmbH, Hilzingen, Alemanha) foram aplicadas e de acordo com o fabricante cada camada tem aproximadamente 15µm de espessura, padronizando assim o alívio interno dos dois grupos. Após a secagem, uma fina camada de isolante (Picosep; Renfert GmbH, Hilzingen, Alemanha) também foi aplicado às matrizes. Todos o copings de cera foram revestido e incluídos para a fundição. Para eliminação de cera foi utilizado um forno a 950 graus (Forno Magma; Renfert), e os corpos-de-prova fundidos em liga metálica de níquel-crômio (4All, Ivoclar Vivadent AG). Após a fundição todas as peças foram limpas com partículas de óxido de alumínio de 50µm (mestre básico; Renfert GmbH, Hilzingen, Alemanha) a uma pressão de 0.3Mpa e as superfícies internas dos copings foram analisadas usando lupas binoculares (HEINE HR-C 2.5x, HEINE, Herrsching,

Alemanha). Todo e qualquer metal visível foi removido com uma fresa de carboneto de tungstênio (No. H71EF; Brasseler GmbH e Go KG) com uma peça de mão (KaVo K9; KaVo dental GmbH, Biberach, Alemanha). Posteriormente, os copings foram cimentados em suas matrizes com cimento de ionômero de vidro (Ketac Cem EasyMix, 3M ESPE AG, Seefeld, Alemanha) por movimento de balanço e depois de remover o excesso de cimento com uma gaze, eles foram imediatamente colocados em uma carga constante com máquina de ensaio (Zwick-Roell Z020; Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Alemanha) a 50N durante 10 minutos. O uso de um aparelho de carga uniforme padronizou todo o processo de cimentação. Após essa etapa todos os copings foram fixados em um bloco com resina acrílica (DuraLay; Reliance Dental Co., Place Worth, IL) e cortados longitudinalmente com um jato de água (Waterjet Cutting System; Jet Edge World Headquarters, St. Michael, USA) e as duas metades foram polidas com papéis de carboneto de silício (Silicon Carbide Paper MATADOR waterproof; Germany). Os autores utilizaram a medição de discrepâncias marginal e interna definidas assim: discrepância marginal absoluta, gap marginal e gap interno em superfícies axiais e oclusais. Para as leituras, foi utilizado Microscópio (AM413FIT Dino-Lite Pro, Dino-Lite, Taipei, Taiwan) montado num suporte de mesa (MS35B, Dino-Lite, Taipei, Taiwan) e conectado a um computador. Fotografias foram tiradas sequencialmente em ampliação de 230x, para medir o gap marginal e interno dos copings. Os seguintes parâmetros foram avaliados:

- 1-Discrepância marginal absoluta lado direito e esquerdo (AMDL, R)
2. Intervalo marginal no lado esquerdo e direito (MGL, R)
3. Ajuste interno em paredes axiais (IGA1-8)
4. Ajuste interno na parede oclusal (IGO1-3)

A câmera produziu imagens e as discrepâncias foram medidas colocando o ponteiro do mouse nas duas distâncias e o software mostrou a distância perpendicular entre as linhas. A distância foi contada em microns na tela. Foi utilizada análise estatística (SPSS 16,00 para janelas, SPSS inc, Chicago, EUA). Os resultados dos dois grupos (n = 12) também foram comparados usando o teste t de Student ($\alpha = 0,05$). Os autores encontraram como resultado diferença significativa na adaptação marginal e interna entre os dois grupos. O grupo CAD/CAM teve maior gap em todas as áreas medidas do que o grupo convencional ($P < 0,001$), especialmente a AMD (Discrepância marginal absoluta) e MG (Intervalo marginal), que foram $254,45 \pm 25,09\mu\text{m}$ e $157,37 \pm 20,63\mu\text{m}$ para o grupo CAD/CAM e; $88,08 \pm 10,66\mu\text{m}$ e $69,54 \pm 15,60\mu\text{m}$ para o grupo convencional, respectivamente. Os autores

concluíram que o método convencional de fabricação de padrões de cera resultou em melhor ajuste marginal e interno de copings finais do que os padrões de cera fresados em CAD/CAM em todas as medidas de área. Além disso, o desajuste marginal e interno dos copings fabricados a partir de padrões de cera fresados em CAD/CAM foi clinicamente inaceitável. Embora a tecnologia CAD/CAM tenha mudado a Odontologia, precisa de alguma melhora na digitalização, processamento de dados, técnicas de fabricação e processamento de material para ser uma alternativa competitiva para o método convencional de fabricação.

Ates e Duymus (2016), estudaram a influência do preparo dental na precisão da adaptação em restaurações CAD-CAD. Foram confeccionados dois modelos padrões em aço inoxidável com dimensões semelhantes a um dente molar. Foram confeccionadas 10 matrizes padrão com altura de 6,0mm e inclinação de 6 graus das paredes axiais com terminação cervical em ombro com 1,2mm de largura do limite cervical e mais 10 matrizes com ombro profundo de 1,2mm de largura e altura de 6,0mm. Além disso, foram realizados encaixes a aproximadamente 2,0mm da margem como ponto de referência para as medidas da margem cervical. Posteriormente foram feitas moldagens dos corpos-de-prova com material de moldagem silicona (Elite HD, Zhermack, Badia Polesine, Itália) e as matrizes de metal foram duplicadas após a colocação de gesso tipo IV (GC Corporation, Tóquio, Japão) nos moldes. Um total de 120 corpos-de-prova foi fabricado, 60 com terminação em chanfro e 60 com terminação cervical em ombro. Os 120 corpos-de-prova foram divididos em 12 grupos de 10 espécimes e seis tipos de materiais diferentes foram usados, sendo que o grupo CM, os copings metálicos foram produzidos pela técnica convencional da cera perdida utilizando de liga metálica de Co-Cr (Bego GmbH, Bremen, Germany). No grupo MM, os copings foram fresados pelo método CAD-CAM utilizando um bloco de Co-Cr (CupraBond K, Whitepeaks Dental Solutions GmbH&Co. KG, Essen, Germany). No grupo LM, os copings foram sinterizados a laser pelo método CAD-CAM e o material usado foi um pó de Co-Cr (Dentaurum GmbH, Ispringen, Germany). Já no grupo ZZ, os copings foram produzidos e desenhados de forma manual e o material usado foi um bloco de zircônia tetragonal policristalina em estágio verde (Zirkonzahn GmbH, Gais, Italy). No grupo LZ, os copings foram fresados pelo método CAD-CAD e o material usado foi um bloco de zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio (Y-TZP) pré sinterizada pelo (3M ESPE Dental AG, Seefeld, Germany). Por fim, no grupo DZ, os copings foram fresados pelo método CAD-CAM e foi utilizado um bloco de zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio (Y-TZP) totalmente sinterizada (DCSDental AG, Allschwil, Switzerland). Todos os copings

apresentavam 0,5mm de espessura e foram aliviados internamente em 30 μ m. Essas estruturas foram projetadas pelo Software (Software DWOS v.4.0.3, Dental Wings Inc, Montreal, Canadá). Depois de planejados, os copings foram fresados em PMMA (polimetilmetacrilato) (Yamahachi Dental, Aichi, Japão) na unidade CAM (Yena Machines Ltd, Istambul, Turquia). Todas as estruturas testadas foram assentadas individualmente nos modelos padrões de aço inox sem cimentação e foi examinado a discrepância marginal absoluta usando um software de análise de imagem combinado com um estereomicroscópio (Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Alemanha) em 340x de ampliação. Para todas as medidas, os copings foram colocados a uma carga uniforme de 10N. Cerca de 20 imagens digitais das margens foram capturadas em 20 locais de medição pré-determinados. Os resultados encontrados apresentaram diferenças significativas na adaptação marginal entre os materiais testados em ambos os tipos de terminação. O valor médio do gap marginal (99.90 μ m) do grupo ZZ foi significativamente maior do que os outros grupos com linha de acabamento em ombro ($p < 0,05$). O grupo LZ mostrou os valores de gap marginal mais baixo (24.10 μ m ombro e 24.20 μ m chanfro), mas essas diferenças foram apenas significativas quando comparados com os grupos MM (44.30 μ m) e ZZ (91.30 μ m) ombro nas linhas de acabamento ($p < 0,05$). As amostras com linhas de acabamento de chanfro apresentaram maiores valores de gap marginal, exceto quando comparado com a estrutura do grupo DZ. O menor valor de discrepância marginal para linhas de acabamento de chanfro foram encontrados no grupo LZ, mas essas diferenças foram apenas significativas quando comparadas aos grupos MM, DZ e ZZ ($P < 0,05$). O tipo de terminação de margem não foi significativo para a maioria grupos. No entanto, o teste U de Mann-Whitney, indicou que houve diferença significativa nos grupos CM e DZ ($p < 0,05$). As estruturas CM com terminação em chanfro e as DZ com linhas de acabamento de ombro apresentaram valores de gap marginal inferior. Os autores concluíram que a tecnologia CAD-CAM apresentou-se como uma alternativa satisfatória as técnicas convencionais e se tornará mais popular na Odontologia. O melhor grupo foi o LZ (Y-TZP) pré-sinterizada com valores de 24.10 μ m para a terminação ombro e 24.20 μ m para a terminação chanfro e o grupo ZZ apresentou o maior valor de desajuste marginal com valores de 91.30 μ m para a terminação em ombro e 99.90 μ m para a terminação em chanfro. Os autores então concluíram que independentemente dos materiais usados e da forma como os copings foram produzidos, todos apresentaram valores de desajuste marginal compatíveis com o aceitável clinicamente.

Farjood *et al.* (2017) avaliaram e compararam a adaptação marginal e interna de copings metálicos fabricados por prototipagem rápida (RP) e pela técnica convencional de cera perdida. Foram fabricados para todos os grupos, 24 padrões de metal fresados usando um torno (CNC350; Arix) com formato do preparo de uma coroa total com término em chanfro. Para padronizar os padrões foram feitos com as seguintes medidas: largura de 6.0mm na margem, 5.5mm altura, 0.7mm largura do chanfro, ângulo das paredes axiais de 12 graus e com superfície anti-rotacional. Para permitir o procedimento de enceramento e corte, as hastes dos padrões foram preparadas e possuíam características como ranhura, um encaixe, um furo no corpo da haste e um parafuso sob a haste. As amostras foram divididas em dois grupos (n=12), nos quais o método de fabricação dos copings em cera por CAD-RP era o grupo experimental e o método de fabricação convencional era o grupo controle. As amostras foram devidamente numeradas de 1 a 12 e foram produzidos 12 modelos padrões padronizados para cada grupo. Os modelos padrões CAD-RP foram feitos com uma máquina de RP (Solidshape D76 +, Solidshape) e foram pulverizados por um spray de varredura (Pulverizador CAD/CAM da Arti-Scan; Bausch) para facilitar o escaneamento a laser (3Shape D810; 3Shape) e possibilitar a digitalização. Os dados foram transportados para um programa de software (3Shape CAD Software de design; 3Shape) onde os copings foram projetados com uma espessura de 0,5mm na face lingual e 2,0mm de altura do colarinho lingual. Foi usado um espaçador interno de 30,0µm. A partir desses dados foram impressas camada por camada até a conclusão. Posteriormente os excessos de cera foram dissolvidos num banho de água quente (50°C) e então as amostras foram revestidas para a fundição. Para os padrões de cera do grupo 2 o espaçamento foi similar aplicando duas camadas de espaçador (Picofit vermelho; Renfert) e após serem secas foi aplicado uma camada de isolante (Picosep; Renfert) sobre as matrizes de cera. Para eliminação de cera foi utilizado um forno a 950 graus (Forno Magma; Renfert), e os corpos-de-prova foram fundidos em liga metálica de níquel-crômio (4All, Ivoclar Vivadent AG). Após a desinclusão todos os excessos foram removidos com jateamento com óxido de alumínio, brocas de tungstênio, máquina de polir (DEMCO E96; CMP Industries) e discos de separação (Dentaurum JP; Winkelstroeter). As superfícies foram observadas com lupas (HR-C 2,5Xs; Heine) para a eliminação de qualquer nódulo metálico até que se não encontrasse nenhuma interferência. Os copings metálicos de ambos os grupos foram cimentados com cimento de ionômero de vidro (KetacCem EasyMix; 3M ESPE). O excesso de cimento foi removido com uma gaze e os copings foram colocados instantaneamente em um teste universal Máquina (Zwick-Roell Z020; Zwick) sob uma

constante carga de 50N por 10 minutos. Os copings foram cortados longitudinalmente e analisados por um microscópio digital (AM413FIT Dino-Lite Pro; Dino-Lite), montado em um suporte (MS35B; Dino-Lite) e conectado a um computador a fim de medir os desajustes marginal e interno. Fotografias consecutivas foram feitas com ampliação de 230 vezes. Com esta técnica, foram realizadas 15 medidas de cada amostra e as médias foram registradas nos dois grupos. Os resultados foram analisados estatisticamente usando o software (SPSS v16.00 [IBM Corp] para Windows [Microsoft]). A discrepância interna total (TID) foi calculada pela média AID (discrepância interna axial) e OID (discrepância interna oclusal). Os resultados foram 95,9 μ m para o grupo CAD-RP e 76,9 μ m para o grupo convencional. Os autores então concluíram que o método convencional de fabricação de padrões de cera produziu melhor ajuste marginal e interno nos copings do que os padrões fabricados usando a técnica RP em todas as áreas testadas. Além disso, as discrepâncias marginais e internas dos copings produzidos pela técnica RP-AD estavam dentro dos intervalos clinicamente aceitáveis, e por isso, também pode ser considerada uma outra boa alternativa à técnica convencional.

METODOLOGIA

O estudo foi realizado no laboratório de pesquisas na Faculdade de Odontologia na Universidade Federal de Minas Gerais (FOUFMG).

Para execução do presente estudo laboratorial foi confeccionada uma base de alumínio retangular com altura de 2,5cm e largura de 2,5cm. No centro da base foi instalado um implante do sistema cone morse com 11,0mm de comprimento e 4,0mm de diâmetro e fixado um munhão anatômico cone morse (Figura 1), que foi ajustado com um torque de 32N.cm, com auxílio de um torquímetro manual (Neodent-Curitiba,Brasil).

Figura 1 - Base de alumínio com instalação de implante do sistema cone morse e fixado um munhão anatômico cone morse (Neodent-Curitiba, Brasil).



Fonte: Próprio autor

O modelo mestre foi escaneado pela unidade CAD/Cerec Omnicam, sendo utilizado um espaçamento interno de 60 μ m. Com o arquivo de imagem gerado, o coping foi desenhado no Software CEREC Premium SW 4.4.2 e exportado para o software CEREC Premium CAM SW 4.4.2 para a fresagem. Quatro infraestruturas foram obtidas utilizando a Fresadora MCXL e VITA CAD-Waxx com fresas Shaper 25RZ e Finisher 10. (Figura 2)

Figura 2 - O coping obtido pela fresadora MCXL utilizando VITA CAD-Waxx e fresas Shaper 25RZ e Finisher 10, (Sirona Dental Company, Alemanha).



Fonte: Próprio autor

O conjunto formado pelo sprue principal e todos os copings de VITA CAD-Waxx foram unidos à base de borracha do anel (Figura 3).

Figura 3 - Coping de VITA CAD-Waxx obtido pela fresadora MCXL unidos à base de borracha do anel metálico para os procedimentos de inclusão.



Fonte: Próprio autor

O conjunto base de borracha + anel de borracha + sprue principal de cera unido ao coping de VITA CAD-Waxx foram preparados para os procedimentos de inclusão

correspondente à altura do anel com aproximadamente 4,0cm para obtenção dos copings metálico pelo processo de cera perdida (Figura 4).

Figura 4 - Conjunto Base de borracha + Anel de borracha + Sprue principal de cera unido ao coping de VITA CAD-Waxx para os procedimentos de inclusão



Fonte: Próprio autor

O revestimento utilizado foi Bellavest SH (BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Germany), do tipo aglutinado por fosfato para fundições em altas temperaturas e a liga metálica para fundição foi Wironia Light (BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Germany) do sistema Ni-Cr. A manipulação foi realizada inicialmente com gral e espátula, em seguida a mistura de revestimento foi levada a uma espatuladora a vácuo por um período de 1 minuto. Aguardou-se 60 minutos para os procedimentos de fundição.

Para fundição da liga metálica utilizou-se uma mistura de gás liquefeito propano/oxigênio e centrífuga convêncional, em seguida foi realizada a desinclusão com o auxílio de brocas esféricas em baixa rotação e jateamento de óxido de alumínio de 125 micron, após todos esses procedimentos as amostras foram removidas do sprue com auxílio de discos de carborundum para o acabamento e inseridas com compressão digital ao componente protético do tipo munhão anatômico cone morse para as leituras da desadaptação cervical (Figura 5).

Para verificação da adaptação cervical de cada amostra foi utilizado o microscópio comparador óptico (Mitutoyo, modelo TM 500) equipado com mesa de 50x50, cabeçotes

micrométricos digitais, lente ocular de vinte vezes e lente objetiva de dez vezes, totalizando um aumento de 200X (Figura 6).

Figura 5 - Conjunto base metálica e componente protético do tipo munhão anatômico cone morse e com infraestrutura fundida em liga metálica Ni-Cr.



Fonte: Próprio autor

Figura 6 - Microscópio comparador óptico Mitutoyo (modelo TM 500) utilizado para as leituras da verificação da adaptação marginal.



Fonte: Próprio autor

Foram realizadas três medidas da interface coroa total/componente protético em três pontos pré-estabelecidos (1, 2 e 3), relativos a cada face (mesial, vestibular, distal e lingual), e em seguida foi obtida a média da desadaptação cervical da junção componente protético/coróa total metálica.

5 RESULTADOS

Os resultados revelaram os valores de desadaptação marginal com média de 146,0 μ m, conforme o Quadro 1:

QUADRO 1 – Médias da desadaptação marginal em micrômetros entre o componente protético e as infraestruturas metálicas de todas as amostras (CP).

Valores Desadaptação Marginal (μ m)	Mesial	Vestibular	Distal	Lingual	Média	Média Total
CP1	128,0	156,0	157,0	135,0	144,0	
CP2	118,0	169,0	157,0	121,0	141,0	
CP3	151,0	135,0	136,0	172,0	148,0	
CP4	158,0	164,0	125,0	162,0	152,0	
						146,0

Fonte: elaborado pelo autor.

6 DISCUSSÃO

Nos últimos 50 anos houve na prática odontológica um crescimento acentuado na utilização das restaurações indiretas do tipo metalocerâmica. Atualmente, essa modalidade de restauração protética continua sendo utilizada em Odontologia Restauradora.

Mesmo com o desenvolvimento contínuo da Odontologia Estética e a frequente utilização dos sistemas cerâmicos livres de metal, a prótese fixa metalocerâmica ainda é uma das principais opções para reabilitação oral. A maior parte dos profissionais utilizam as ligas metálicas do sistema níquel-cromo para confecção de restaurações metalocerâmicas. Essa preferência se dá por causa do alto custo das ligas metálicas nobres ou semi-nobres. Constatou-se também que o cimento de fosfato de zinco continua sendo o material de escolha para fixação das restaurações metálicas fundidas (SANTOS *et al.*, 2003, pp. 290-300; ALMEIDA *et al.*, 2010, pp. 219-225).

A tecnologia CAD/CAM na Odontologia foi introduzida aproximadamente há 20 anos com o desenvolvimento do primeiro sistema de moldagem digital e fresagem de um trabalho protético imediato denominado CEREC 1. A unidade CEREC 1 foi desenvolvida para fabricar inlays e onlays em série para cimentação imediata. Assim, a maioria dos estudos clínicos publicados de longo prazo sobre restaurações geradas por CEREC são do tipo inlays e onlays (FASBINDER, 2006, pp. 22S-31S). Desde então, contínuo aperfeiçoamento desta tecnologia vem ocorrendo com uma simplificação do sistema e uma melhora substancial da qualidade clínica das restaurações. Associada às inovações tecnológicas do CEREC, grandes variedades de materiais restauradores estão disponíveis, como cerâmicas de alta resistência, zircônia, compósitos, cerâmicas com apelo estético. As técnicas de preparos cavitários para a tecnologia Cerec são as mesmas utilizadas para as restaurações convencionais livres de metal, porém com uma maior atenção à definição dos termos dos preparos cavitários (GUIMARÃES, 2012, s.p.).

A literatura tem registrado vários estudos sobre adaptação marginal de restaurações indiretas utilizando cerâmicas odontológicas (CAMARGO *et al.*, 2004, pp. 109-114). No entanto, existem poucos trabalhos verificando a utilização do sistema CAD/CAM para obtenção das restaurações metálicas fundidas (FASBINDER, 2006, pp. 22S-31S; VOJDANI *et al.*, 2013, pp.118-129; ATES E DUYMUS, 2016, pp. 238-246; FARJOD *et al.*, 2017, pp.164-170).

Levando em consideração as características do metal e os benefícios estéticos das porcelanas, fica evidente o sucesso clínico das restaurações metalocerâmicas. Entretanto não podemos desconsiderar que a precisão da adaptação marginal constitui um fator de extrema importância. Os fatores mais investigados relacionados à adaptação marginal de restaurações metalocerâmicas obtidas pela técnica convencional são a geometria do preparo cavitário, as técnicas de cimentação e os procedimentos laboratoriais (RIBEIRO *et al.*, 2010, pp. 281-285; ATESE E DUYMUS, 2016, pp .238-246).

O presente estudo utilizou o munhão anatômico cone morse com término cervical no formato de chanfrado (Figura 1). Esse tipo de terminação tem proporcionado menor presença de fendas marginais entre a restauração indireta e o preparo cavitário, conseqüentemente menor exposição do agente de cimentação ao meio oral, e quanto maior for o desajuste na margem cervical da restauração, maior será a dissolução da película de cimento utilizado para a fixação da restauração (ALMEIDA *et al.*, 2010, pp.219-225; VOJDANI *et al.*, 2013, pp.118-129; FARJOOD *et al.*, 2017, pp.164-170).

Em relação aos resultados obtidos no presente estudo, a média de desadaptação marginal no término cervical em chanfrado foi de 146,0 μ m, sendo que os valores da desadaptação marginal verificados em todas as faces dos corpos-de-prova foram maiores que os valores clinicamente aceitáveis (Quadro 1), pois segundo Camargo *et al.* (2004, p. 112) e Ates e Duymus (2016, pp .238-246) o critério de discrepância marginal aceitável é de até 120,0 μ m. É importante destacar que as medidas foram realizadas nos corpos-de-prova sem nenhuma usinagem interna, somente houve a remoção de bolhas positivas. Talvez uma melhor adaptação marginal fosse possível realizando todos os procedimentos de usinagem e de adaptação interna, contudo essas etapas laboratoriais poderiam interferir na metodologia do estudo.

Uma opção para melhorar a adaptação da restauração indireta obtida pelo sistema CAD/CAM seria a utilização do espaçador interno durante o processo de obtenção da imagem, antes dos procedimentos de inclusão e fundição. No trabalho realizado por Ates e Duymus (2016) os copings de 0,5mm de espessura fresados pelo método CAD/CAM utilizando um bloco de liga metálica de Co-Cr foram aliviados internamente em 30 μ m e apresentaram uma média de desadaptação marginal de 25,10 μ m para a terminação em chanfrado e 36,00 μ m para terminação em ombro, contudo neste estudo não foram realizados os procedimentos de inclusão e fundição.

As pesquisas realizadas por Vojdani *et al.* (2013, pp.118-129) verificaram uma desadaptação marginal de 157.37 μ m em copings metálicos obtidos pela técnica CAD/CAM associada aos procedimentos de cera perdida utilizando ligas metálicas do sistema Ni-Cr, neste trabalho foi realizando um alívio interno de 30 μ m. Com metodologia semelhante o resultado do presente estudo revelou uma média de desadaptação marginal 146.0 μ m para espaçamento interno de 60 μ m, demonstrando que o alívio interno não influenciou na adaptação marginal.

A utilização de uma maior espessura do espaçador interno reduz a retenção friccional da restauração metalocerâmica, proporcionada pelo contato da superfície interna da infraestrutura metálica e a superfície externa do preparo cavitário, conseqüentemente aumentaria a espessura do agente cimentante e um volume muito grande seria indesejável, pois proporcionaria a degradação marginal do cimento (FARJOOD *et al.*, 2017, pp.164-170).

Finalmente devem-se levar em consideração os procedimentos laboratoriais realizados nas etapas de inclusão e fundição das ligas metálicas realizadas pelo técnico em prótese dental, pois a expansão de presa e térmica dos revestimentos aglutinados por fosfato associado à contração de fundição das ligas metálicas podem também influenciar no desajuste marginal das restaurações metalocerâmicas (Figuras 3, 4 e 5).

Novos estudos *in vitro* e *in vivo* dos sistemas CAD/CAM, são necessários para a obtenção de melhores resultados nas adaptações de infraestruturas para restaurações metalocerâmicas, pois o grupo CAD/CAM apresentou o maior *gap* em todas as áreas medidas quando comparado ao grupo convencional, especialmente a discrepância marginal absoluta e o desajuste marginal, que foram 254.45 μ m e 157.37 μ m para o grupo CAD/CAM e 88.08 μ m e 69.54 μ m para o grupo convênçional, respectivamente (VOJDANI *et al.*, 2013, pp.118-129).

7 CONCLUSÃO

O sistema CEREC possibilitou a obtenção de infraestrutura metálica fundida para restauração metalocerâmica utilizando liga do sistema Ni-Cr, com média de desadaptação marginal de 146.0 μ m, contudo esse valor foi superior à discrepância marginal clinicamente aceitável.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALMEIDA, JGSP; GUEDES, CG; FONSECA, RG; ABI-RACHED, FO. *Influência do ciclo de sinterização da porcelana na adaptação marginal de infraestruturas de NiCrTi em função da biomecânica do preparo*. Rev Odontol UNESP, Araraquara, v.39, n.4, pp. 219-225. jul./ago., 2010.

ATES, SM; DUYMUS, ZY. *Influence of tooth preparation design on fitting accuracy of CAD-CAM based restorations*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, v.28, n.4, pp .238-246, 2016.

CAMARGO, AMA; FONSECO, ACJM; MELO FILHO, AB; BALDUCCI, I; BACIGALUPO, JC; SALGADO, JAP. *Adaptação Marginal de Coroas do Sistema ProCera em Dois Tipos de Términos Cervicais*. Revista de Odontologia da UNESP. Araraquara, v.33, n.3, pp .109-114, 2004

FARJOOD, E; VOJDANI, M; TORABI, K; KHALEDI, AAR. *Marginal and internal fit of metal copings fabricated with rapid prototyping and conventional waxing*. J Prosthet Dent. v.117, n.1, pp.164-170, 2017.

FASBINDER, DJ. *Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations*. JADA, St. Paul. v.137, pp.22S-31S. 2006.

GOMES, EA; ASSUNÇÃO, WG; ROCHA, EP; SANTOS, PH. *Cerâmicas odontológicas: o estado atual*. Cerâmica v.54, p.19-325, 2008.

GUIMARÃES, M.M. *Tecnologia CEREC na Odontologia*. Monografia do curso de especialização em Dentística da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, 2012.

RIBEIRO, VAQ; SOUSA, RC; PAIVA, AEM; VASCONCELOS, LMR; LIMA, GR; SANTANA, IL. *Avaliação do desajuste marginal de copings para coroa total*

metalocerâmica em terminos cervicais tipo chanfro e ombro com bisel 45°. RFO, Passo Fundo, v.15, n.3, pp. 281-285, set./dez. 2010.

SANTOS, C.N; KATO, M.T; CONTI, P.C.R. *Avaliação das condutas adotadas por profissionais na utilização de coroas metalo-cerâmicas*. J Appl Oral Sci. São Paulo, v.11, n.4, pp. 290-300, 2003.

SILVA, EG; MORI, M; PAGANI, C; GOMES, APM; GOMES, LS; GOMES, IS. *Análise comparativa das discrepâncias de assentamento de copings metálicos obtidos pela fundição da liga de NiCr e sinterização do pó de titânio*. RPG-Rev Pós Grad., São Paulo, v.18, n.3, pp.154-159. 2011.

VOJDANI, M; TORABI, K; FARJOOD, E; KHALEDI, AAR. *Comparison the Marginal and Internal Fit of Metal Copings Cast from Wax Patterns Fabricated by CAD/CAM and Conventional Wax up Techniques*. J Dent Shiraz Univ Med Sci, v.14, n.3, pp.118-129, 2013.