

ALTAMIR SOUZA

**ADAPTAÇÃO CERVICAL DE COPINGS OBTIDOS
POR DIFERENTES MÉTODOS DE FUNDIÇÃO E PELO SISTEMA
CAD/CAM**

Campo Grande, 2017

ALTAMIR SOUZA

**ADAPTAÇÃO CERVICAL DE COPINGS OBTIDOS
POR DIFERENTES MÉTODOS DE FUNDIÇÃO E PELO SISTEMA
CAD/CAM**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para obtenção do título de mestre.

Orientador: Prof. Dr. Elizeu Insaurrealde

Campo Grande, 2017

FOLHA DE APROVAÇÃO

ALTAMIR SOUZA

**ADAPTAÇÃO CERVICAL DE COPINGS OBTIDOS
POR DIFERENTES MÉTODOS DE FUNDIÇÃO E PELO SISTEMA
CAD/CAM**

Dissertação apresentada ao Programa de
Pós-graduação em Odontologia da
Faculdade de Odontologia da Universidade
Federal de Mato Grosso do Sul, para
obtenção do título de mestre.

Resultado _____(preenchido pela banca: Aprovado/Reprovado)

Campo Grande (MS), _____ de _____ de _____.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Elizeu Insaurralde
Instituição: Universidade Federal do Mato Grosso do Sul

Profa. Dra. Carmen Regina Codabella
Instituição: Universidade Federal do Mato Grosso do Sul

Prof. Dr. Túlio Marcos Kalife Coelho
Instituição: Universidade Federal do Mato Grosso do Sul

AGRADECIMENTOS

Quando colocamo-nos para fazer os agradecimentos pela colaboração para elaboração da nossa pesquisa, nos deparamos com as inúmeras pessoas que fizeram parte de nossa trajetória.

Em especial agradeço aos meus pais: **Altamiro Souza** (*in memorian*) que também foi um profissional que dedicou com muito amor a profissão de técnico em prótese dentária e a minha mãe **Geny Sabbo Souza**.

Agradeço também a minha esposa **Ana Paula de Aquino Souza** e meus filhos **Danilo de Aquino Souza e Camila de Aquino Souza**, que juntos tiveram muita paciência ao longo desta minha caminhada.

Agradeço a todos os professores da FAODO que fazem parte do programa de mestrado.

Agradeço com muito louvor meu orientador **Prof. Dr. Elizeu Insaurrelde** que com seu total comprometimento e dedicação foi o principal responsável pela conclusão da minha pesquisa.

Aos professores **Drs. Tulio Marcos Kalife Coelho e Carmen Regina Codabella**, que tiveram um papel muito significativo no crescimento e aprimoramento da pesquisa.

Aos amigos da Disciplina e demais colaboradores bem como a Deus acima de tudo.

RESUMO

Souza A. Adaptação cervical de copings obtidos por diferentes métodos de fundição e pelo sistema CAD/CAM. Campo Grande; 2017. [Dissertação – Programa de Pós-graduação em odontologia/UFMS]

Este trabalho teve o objetivo de avaliar comparativamente *in vitro* a discrepância marginal vertical das infra-estruturas (*copings*), obtida por método de fundição de cera perdida, indução eletromagnética e pelo sistema CAD-CAM. A comparação entre os grupos experimentais, quanto à desadaptação marginal (μm) em relação ao núcleo em cada face avaliada e medida, foi realizada por meio do teste não paramétrico de Kruskal-Wallis, seguido pelo pós-teste de Dunn, uma vez que as amostras de dados não passaram no teste de normalidade de Shapiro-Wilk ($p > 0,05$). A análise estatística foi realizada por meio do programa estatístico SigmaPlot, versão 12.5, considerando um nível de significância de 5%. Houve diferença significativa entre os grupos experimentais, quanto à desadaptação marginal (μm) em relação a cervical do núcleo metálico padrão, tanto na face vestibular, quanto na face lingual, mesial e na distal (teste de Kruskal-Wallis, $p < 0,001$), sendo que em todas estas faces a desadaptação marginal entre o *coping* e a cervical do núcleo foi menor nos corpos de prova do grupo 2, quando comparados com aquela desadaptação dos corpos de prova do grupo controle e do grupo 1 (pós-teste de Dunn, $p < 0,05$). Além disso, também em todas as faces analisadas, a desadaptação marginal entre o *coping* e o núcleo metálico, foi menor nos corpos de prova do grupo 1, quando comparados com aquela desadaptação dos corpos de prova do grupo controle (pós-teste de Dunn, $p < 0,05$), sendo possível concluir que o grupo II apresentou números com menor desajuste, portanto foi o mais eficiente.

Descritores: Prótese dentária, fundição, fresagem

ABSTRACT

Souza A. Cervical adaptation of copings obtained by different casting methods and the CAD / CAM system. Campo Grande - MS ; 2017. [Dissertation - Post-graduation program in dentistry / UFMS]

The objective of this work was to evaluate in vitro a vertical marginal discrepancy of the infrastructures obtained by the lost wax casting method, electromagnetic induction and the CAD/CAM system. The comparison between the experimental groups, regarding the marginal mismatch (μm) in relation to the nucleus in each face evaluated and measured, was performed using the Kruskal-Wallis non-parametric test, followed by the Dunn test, since as Samples of Data did not pass the Shapiro-Wilk normality test ($p > 0,05$). Statistical analysis was performed using the statistical program SigmaPlot, version 12.5, considering a level of significance of 5%. There was a significant difference between the experimental groups regarding the marginal (μm) mismatch in relation to the cervical of the standard metallic pattern, both on the buccal and lingual, mesial and distal surfaces (Kruskal-Wallis test, $p < 0.001$). In all of these faces the marginal mismatch between the coping and the cervical nucleus was lower in the test specimens of group 2 when compared to that of the unadaptation of the specimens of the control group of group 1 (Dunn post test, $p < 0, 05$). In addition, on all analyzed faces, the marginal mismatch between the coping and the metal core was lower in the group 1 specimens compared to that of the control groups (Dunn post test, $p < 0.05$), and it was possible to conclude that group II presented numbers with lower misadjustment, so it was the most efficient.

Key Words: Dental prosthesis, casting, milling

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Desadaptação marginal (μm) em cada face, para cada um dos grupos experimentais.....	32
---	-----------

LISTA DE FIGURAS

Figura 01 – Maçarico a gás/oxigênio.....	16
Figura 02 – Fundidora por Indução Eletromagnética.....	17
Figura 03 – CAD/CAM.....	20
Figura 04 - Núcleo metálico padrão.....	25
Figura 05 – <i>Coping</i> do grupo controle.....	27
Figura 06 – <i>Coping</i> do grupo I.....	27
Figura 07 – <i>Coping</i> do grupo II.....	28
Figura 08 - Suportes confeccionados em silicone.....	29
Figura 09 – Núcleo metálico padrão sobre sua base.....	30
Figura 10 – Esquema representando pontos de referência para medição.....	30

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD/CAM - *Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing*: Design Assistido por Computador / Manufatura Assistida por Computador

M – Mesial

D – Distal

L – Lingual

V – Vestibular

µm – micrômetros

mm – milímetro

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	11
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	14
2.1 - Obtenção de <i>copings</i> pela técnica da cera perdida com a utilização de maçarico a gás oxigênio.....	14
2.2 – Obtenção de <i>copings</i> - fundição por indução eletromagnética.....	16
2.3 – Obtenção de <i>copings</i> pela técnica CAD/CAM.....	17
2.4 – Vantagens do sistema CAD/CAM.....	20
2.5 – Desajuste clinicamente aceitável.....	21
2.6 – Importância da justeza das próteses.....	22
2.7 – Cuidados com a obtenção das medidas de desajuste.....	23
3 OBJETIVOS.....	24
3.1 Gerais.....	24
3.2 Específicos.....	24
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	25
5 RESULTADOS.....	31
6 DISCUSSÃO.....	33
7 CONCLUSÕES.....	36
8 REFERÊNCIAS.....	37
APÊNDICES	

1 INTRODUÇÃO

As próteses dentárias fixas, instaladas sobre estruturas dentais ou implantes, devem ter como princípio básico, características importantes como respeito aos princípios da oclusão, devolução da estética, capacidade mastigatória e finalmente estar assentadas corretamente, de forma clinicamente aceitável sobre sua estrutura de suporte, visando a estabilidade e a durabilidade da reabilitação executada. A adaptação da prótese dentária, deverá ser a mais passiva e justa possível, busca-se assim uma melhor distribuição das forças mastigatórias e com isto evitar problemas aos dentes pilares, bem como uma possível quebra dos parafusos de fixação e/ou perda da osseointegração, no caso das próteses sobre implantes.

A desadaptação marginal cervical de uma prótese dentária poderá acarretar inúmeras consequências negativas, como recidiva de cárie, problemas pulpares, danos as estruturas periodontais de suporte além de influenciar o futuro prognóstico da restauração a longo prazo, razão pela qual, uma avaliação clínica criteriosa deve ser realizada, no momento das provas das estruturas metálicas recebidas dos laboratórios.

A adaptação cervical indevida das coroas totais metálicas, dos *copings* das metalocerâmicas ou das próteses sobre implantes, certamente não dependem de um fator único, e sim, de um conjunto de fatores que somados irão definir um menor ou maior desajuste. Etapas como cimentação, formas de término do ombro do preparo, graus de convergência e alívios internos, ou de componentes de prótese sobre implante tipo UCLAS calcináveis, por exemplo. Mas, seguramente, uma parte considerável desse tipo de falha pode ser creditada aos métodos de fundição ou dos processos laboratoriais de obtenção desses componentes da prótese dentária, razão pela qual deverão ser considerados os maiores responsáveis pelos possíveis desajustes (HECKMANN, 2004).

Balkaya *et al* (2005), concluíram que, as próteses dentais não devem ter a integridade marginal com desajustes cervicais além do clinicamente permitido, que segundo a ADA deve ser de no máximo 25 µm, pois se uma desadaptação

ultrapassar esse limite, poderá comprometer o seu assentamento da prótese fixa, determinando problemas aos tecidos periodontais de suporte, devido as recidivas e contaminações, que a longo prazo fatalmente comprometerão a saúde gengival, por não respeitar os requisitos biológicos, podendo inclusive, ocasionar a perda da restauração.

Segundo Ricci *et al* (2010) a boa adaptação marginal é sem dúvida uma questão indispensável para que tenha uma reabilitação protética com sucesso clínico; isto por que, falhas nesse quesito, trarão consequências danosas aos tecidos dentais, podendo causar injúrias ao complexo dentino polpa e em consequência levar um fracasso na reabilitação oral. Desta forma, é lícito afirmar que tanto materiais, como as técnicas laboratoriais e clínicas, sejam realizados com máximo cuidado e competência, para que sejam minimizados os possíveis desajustes.

Entre as consequências nocivas que a fenda indevida não detectada poderá determinar, está o desadaptação fora dos limites aceitáveis, que será inicialmente preenchido pelo cimento, e certamente após um determinado tempo, sofrerá um processo de solubilidade pelos líquidos bucais, permitindo a percolação de líquidos e resíduos sólidos, além da presença de bactérias, fatalmente provocarão recidivas de cárie, que se não verificadas no tempo adequado, será potencialmente agressivo ao complexo dentinho polpa e aos tecidos periodontais de suporte (COLPANI *et al*, 2013).

Segundo Vidotti *et al* (2014), as próteses dentárias tipo coroas totais metalocerâmicas, durante o planejamento devem receber uma atenção criteriosa, avaliando previamente aspectos orais como, situação do periodonto, presença ou não de parafunção, condição de preservação das estruturas coronárias, visando um futuro preparo com finalidade protética que permita realizar uma restauração que possa atender os anseios e as necessidades do paciente de uma forma individualizada. Este tipo de prótese deve preencher funções bem definidas, tais como restabelecer as funções mastigatórias e devolver a estética perdida. Todos estes fatores devem ainda ser complementados por uma observação criteriosa da adaptação do *coping*, isto é a estrutura metálica, sobre a qual será adicionada a parte estética em porcelana, para que a longo prazo a restauração seja considerada um sucesso.

A afirmação de que, os métodos de fundição e os procedimentos laboratoriais podem ser os maiores responsáveis pelas falhas e desadaptações das próteses dentárias, serviu de motivação para a realização desta pesquisa, objetivando obter *copings*, a partir de diversos métodos de fundição e com o uso do sistema CAD/CAM, para realizar medições dos desajustes e comparar os resultados para tentar definir qual dos métodos seria realmente o mais eficiente, preciso e economicamente viável.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Entendendo que uma reabilitação com próteses dentárias de qualidade deve preencher além dos requisitos funcionais e estéticos, a certeza de um bom prognóstico a longo prazo, uma adaptação com um mínimo possível de desajuste e clinicamente aceitável, torna-se de vital importância. Desta forma a obtenção de peças protéticas produzidas devem passar por critérios de excelência, iniciando pela realização de uma fundição extremamente criteriosa, seja ela pelo método da cera perdida, ou pela indução eletromagnética ou melhor ainda, utilizando um método que nos dias atuais vem promovendo mudanças consideráveis na prática clínica diária na Odontologia; trata-se do sistema CAD/CAM (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing), que tem mostrado resultados muito promissores, principalmente por se propor a produzir peças protéticas com a possibilidade de reduzir ao máximo as distorções tão comuns na técnica da cera perdida.

2.1 – Obtenção de *copings* pela técnica da cera perdida com a utilização de maçarico a gás/oxigênio.

A fundição pela técnica da cera perdida, consiste na fabricação de um objeto, a partir de uma réplica em cera da peça que se deseja obter.

Historicamente, é creditada aos egípcios a prática da fundição pela técnica da cera perdida; inicialmente muito utilizada para obtenção de ornamentos e utensílios domésticos.

Na Odontologia, essa técnica passou a ser utilizada para substituir parcial ou totalmente um dente perdido, devolvendo-lhe a integridade através da instalação de uma peça em ouro fundido.

Segundo Morris & Asqar (1975), essa técnica teria sido utilizada inicialmente por Philbrook em 1897, mas somente em 1907, o pesquisador Taggart foi quem deu o caráter científico ao publicar um artigo que foi considerado como sendo um marco para a Odontologia, sendo ainda hoje muito utilizada pelos laboratórios de prótese.

Strandman & Glantz (1976), alertaram sobre os cuidados no manuseio do

maçarico, que aparenta ser uma técnica relativamente simples, no entanto o profissional deve ficar atento à correta mistura entre os gases, para que seja alcançada uma chama regulada (zona redutora) de forma adequada, evitando, assim, um maior tempo para a fusão do metal, o que levaria a uma excessiva oxidação ou à inclusão de gases. Um desequilíbrio na mistura de gases com tempo de aquecimento, distância da chama e repetidas fusões pode levar à maior absorção de carbono pela liga, determinando assim alterações dimensionais e porosidades.

Heckman *et al* (2004), após estudos realizados relataram que 50% das imperfeições referentes aos desajustes das próteses dentárias, estão em condições de serem atribuídas aos procedimentos de moldagem, e completaram afirmando que, a outra metade poderá ser atribuída aos procedimentos laboratoriais, especialmente com relação as técnicas de fundição utilizadas pelo técnico dental.

Torres *et al* em (2006), a partir da hipótese de que os padrões de fundição poderiam interferir na justeza das coroas metálicas, realizaram fundições a partir de padrões confeccionados em cera, resina acrílica Duralay® e resina acrílica Patterm, fundidas em titânio comercialmente puro, utilizando dentes bovinos preparados para receber coroas metálicas. Para obter as medidas das possíveis desadaptações, os autores escolheram quatro pontos em cada coroa fundida, e mediram utilizando um microscópio comparador digital (STM®; Olympus Optical Co. Ltda., Tóquio, Japão) com aumento de 120 vezes e precisão de 0,5 µm. Após realizar as medições, concluíram que as coroas totais metálicas requerem o máximo de ajuste de suas margens ao elemento dental, sem o qual não haverá longevidade das restaurações.

Cardoso *et al* (2008) afirmaram que somente uma fundição criteriosa, cercada de todos os cuidados e respeitando as características de cada material, será capaz de oferecer condições ideais para se alcançar os padrões de excelência que peças usinadas fornecem, para que as próteses dentárias possam adquirir um bom prognóstico a longo prazo.

Fonseca em (2010), publicou as técnicas corretas preconizadas, referentes aos passos para uma fundição com a utilização do maçarico a gás/oxigênio. Com relação a fundição de uma liga metálica, afirmou que as ligas são elementos compostos em geral por dois ou mais elementos químicos, com grau diferentes de ponto de fusão uma da outra, sendo impossível calcular a temperatura final da chama do maçarico,

fato este que determinará a queima precoce de alguns dos elementos constituintes da liga metálica com ponto de fusão menor, gerando problemas para a lisura de superfície do metal após a fundição, oxidação, contração dimensional e ainda presença de porosidades. A fundição por indução eletromagnética não apresenta os mesmos problemas da técnica de maçarico, pois possui uma bobina que faz com que as partículas se choquem uma com as outras, gerando atrito e calor e a liga derrete por si só, obtendo uma fundição limpa e com grande precisão, conservando a pureza da liga original, isto é, sem oxidação, sem contração e com lisura de superfície.

Delben *et al* (2014) afirmaram de modo categórico ser fundamental a atenção especial para a qualidade dos passos laboratoriais, para se obter uma peça protética com um mínimo de distorção, além da necessidade de que o técnico do laboratório apresente além da habilidade, um profundo conhecimento do processo de fundição, para cumprir adequadamente os passos laboratoriais.

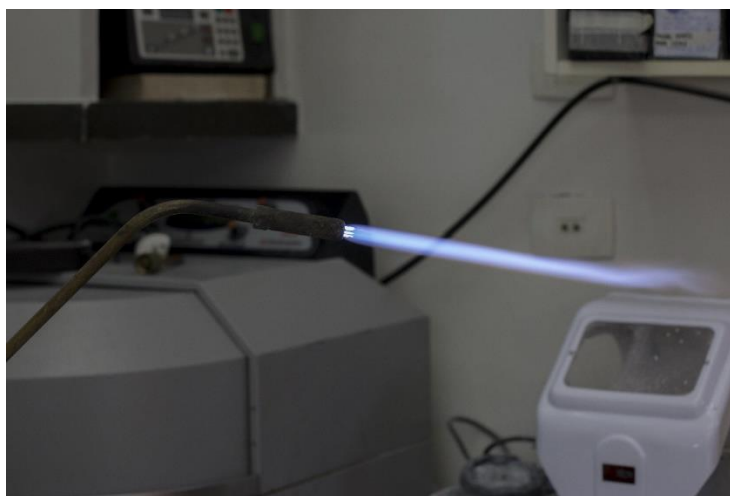


Figura 01 – Maçarico a gás/oxigênio

2.2 – Obtenção de *copings* - fundição por indução eletromagnética

Segundo Fonseca (2010), a fundição por indução eletromagnética foi inicialmente desenvolvida por Michael Faraday; sendo que esta técnica se utiliza basicamente de uma bobina de material condutor (por exemplo, cobre), e submetida a passagem de uma corrente elétrica que flui através da bobina, produzido um campo magnético em torno dela, provocando um rápido aquecimento que pode ser controlado de acordo com o metal que se pretenda fundir. A capacidade do campo magnético

funcionar depende do desenho da bobina, bem como a quantidade de corrente que flui através da bobina.

O método de indução para os trabalhos em Odontologia, pode ser considerado como um passo importante para a produção de peças protéticas de alta qualidade, visto que fusão por indução é um processo rápido e eficiente. Diferentemente de outros métodos de combustão, o aquecimento por indução é perfeitamente controlável, possibilitando um ajuste fino de acordo com a necessidade, mostrando-se perfeito para o alto nível de precisão, fator essencial para situações críticas, exatamente como ocorre quando se trata das próteses fixas, que necessitam de adaptações perfeitas quando avaliadas em nível de micrômetros (FONSECA 2010).



Figura 02 – Fundidora por indução eletromagnética

2.3 – Obtenção de *copings* pela técnica CAD/CAM

Quando utilizado em Odontologia a tecnologia CAD/CAM (Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing) apoiado por um computador, permite a fresagem de blocos, seja de cerâmicos ou metais pré fabricados, para fabricar peças protéticas, tipo Onlays, inlays, e copings com a vantagem de diminuir grandemente problemas típicos dos procedimentos de confecção manual de fundição, ainda hoje muito utilizados em nosso país.

Ural *et al* em 2010, afirmaram que nos últimos anos, as restaurações produzidas com o uso da tecnologia CAD/CAM, passaram a ter uso bastante comum na Odontologia, visto sua praticidade por não mais utilizar as tradicionais moldagens e modelos de gesso, e sim, uma tecnologia com auxílio de captação de imagens e computadores, que acoplados a uma fresadora automática, possibilita obter peças protéticas com uma adaptação marginal extremamente superior ao método da fundição pela cera perdida, praticamente obedecendo os requisitos clínicos preconizados como sendo o ideal, com desadaptação marginal entre 25 a 40 micrometros.

Na odontologia a tecnologia CAD-CAM, é usada principalmente na produção de restaurações de próteses fixas. Temos sistemas CAD/CAM de alta tecnologia elaborados por várias empresas, entre estes sistemas temos Procera e CEREC®, que se baseiam em três componentes fundamentais: sistema de leitura da preparação dentária (*scanning*), software de desenho da restauração protética (CAD) e sistema de fresagem da estrutura protética (CAM ou milling) (HATTORI *et al.* 2011).

No sistema Cerec (Sirona Dental®) o cirurgião dentista capta a imagem do preparo diretamente na cavidade bucal, com o auxílio de uma microcâmera. A leitura óptica é feita em toda extensão do preparo, sendo possível visualizar toda área do preparo através da microcâmera. A mesma câmara capta também os dentes antagonistas. Para difusão uniforme da luz e assim ter uma melhor visualização do preparo, recomenda-se recobri-lo com uma camada uniforme de dióxido de titânio pulverizado. (GARCIA *et al.* 2011).

De acordo com Bernardes *et al* (2012) o sistema CAD/CAM, já vem sendo utilizado na área da Odontologia há alguns anos, objetivando a simplificação e a automatização, a fim de garantir melhor qualidade na questão da adaptação das próteses dentárias, reduzindo as desadaptações a níveis micrométricos, por produzirem restaurações protéticas de alta qualidade e variadas opções para utilizar vários tipos de materiais restauradores.

A tecnologia CAD/CAM tem a capacidade de fresar metal de titânio com desajustes marginais de menos de 100 micrômetros. No entanto a discrepância marginal pode surgir por excesso de fresagem, devido ao próprio diâmetro da fresa ou até mesmo pela vibração ao cortar finas margens do metal. Por esta razão a

adaptação precisa do material de uma restauração dental indireta tem se mostrado muito crucial, devido ao fato de que os cimentos compósitos são vulneráveis à sorção de água, contração de polimerização, microinfiltração ou desgaste, portanto, material de grande fragilidade para fluidos orais, resultando por este fato a necessidade de se obter restaurações com desajustes mínimos (LIN *et al* (2012).

Petter (2013), citou em seu artigo que dentre as vantagens de se utilizar sistema CAD/CAM, é possível destacar a melhor reprodutibilidade e precisão dimensional, menor tempo de confecção, possibilidade de utilização de novos sistemas cerâmicos mais resistentes e confecção de restaurações totalmente em cerâmica, que possuem estética superior quando comparadas às metalocerâmicas produzidas pelas técnicas convencionais.

Os passos com os quais os sistemas CAD/CAM produzem as restaurações a partir de três etapas:

1. Digitalização – onde as informações referentes à morfologia do preparo são armazenadas;
2. Planejamento virtual da peça - análise dos dados adquiridos e elaboração dos procedimentos de usinagem a partir de um *software*;
3. Produção da peça propriamente dita (uma máquina automática segue as informações concedidas pelo *software* e faz a peça através da usinagem de blocos do material escolhido (PETTER 2013).

Fazem parte do sistema CAD/CAM, componentes com a capacidade para digitalizar um objeto e que permita que essa estrutura possa ser projetada sobre ele com o auxílio de um software, uma unidade de usinagem onde um bloco cerâmico é usinado reproduzindo o objeto projetado. Então, o sistema CAD/CAM interliga escâner, software e fresadora visando os objetivos que pretende chegar no final, permitindo a reabilitação do paciente (DINATO *et al.* 2014)

Alves (2014) informou que uma restauração com o sistema CAD/CAM foi feita pela primeira vez em 1985 com o CEREC de uma unidade (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) e foi realizada com um bloco pré-fabricado de cerâmica. O termo CAD/CAM se refere ao desenho de uma estrutura protética no computador

(*Computer Aided Design*) e depois realizada a sua confecção por uma máquina de fresagem (*Computer Aided Manufacturing*).



Figura 03 – CAD/CAM

2.4 - Vantagens do sistema CAD/CAM

Carvalho *et al.* (2012), afirmaram que apesar do elevado custo para aquisição do sistema CAD/CAM, deve-se considerar o fato dele oferecer inúmeras vantagens, entre elas uma melhor adaptação, estética, resistência e redução do tempo de fabricação de uma peça. Além de sua ampla aplicação, podendo ser utilizado para fabricação de restaurações de prótese fixa como, por exemplo, coroas, pontes, facetas, provisórios em resina de alta densidade, *abutments* para implantes e infra-estruturas de próteses removíveis.

Ainda segundo Carvalho *et al.* (2012), em relação as vantagens com a utilização da técnica CAD/CAM, torna-se possível destacar a possibilidade de trabalhar com materiais muito resistentes como a zircônia, que quando fabricada pelo método manual é bastante limitada. No momento, a zircônia é a cerâmica que possui maior resistência disponível na odontologia. Com este material é possível construir próteses parciais fixas em regiões de elevada carga mastigatória, por exemplo, em

zonas mais posteriores da boca, pois revela uma resistência à fratura muito alta, três a quatro vezes superior à carga mastigatória.

Bernardes *et al* (2012) declararam que a utilização do sistema CAD/CAM na Odontologia, possibilitou grande avanço e vantagem, quando seus resultados são comparados aos das técnicas de fundição da cera perdida, em função de que o processo de usinagem permite que as próteses assim obtidas tenham menor índice de oxidação e maior precisão a nível micrométrico, não só para as próteses convencionais sobre dentes, mas também e principalmente para as infra estruturas das próteses sobre implantes, seguramente mais sensíveis aos problemas causados por desajustes

Vojdani *et al* (2013) e Park *et al* (2015), apresentaram resultados de fendas cervicais em micrômetros, entre as coroas metálicas obtidas utilizando sistemas CAD/CAM, que apresentaram valores de desadaptação maiores, quando comparadas com peças idênticas que foram obtidas pela técnica convencional de fundição tipo cera perdida; demonstrando que apesar de utilizar as tecnologias mais modernas, sem que os técnicos estejam devidamente treinados para de forma eficiente operar esses novos sistemas, será possível obter resultados insatisfatórios, sendo por vezes superados pelos resultados obtidos pelas técnicas convencionais

É possível produzir provisórios em resina de alta densidade através da tecnologia CAD/CAM. Em situações de reabilitações complexas e/ou com restabelecimento da dimensão vertical de oclusão, esses provisórios cumprem um papel importante devido às propriedades físicas superiores aos provisórios confeccionados manualmente em consultório/laboratório, em termos de resistência à fratura (DINATO *et al*, 2014).

2.5 - Desajuste clinicamente aceitável

Leong *et al* (1994), questionaram qual deveria ser o valor de desajuste marginal considerado clinicamente aceitável e concluíram que para restaurações unitárias esses valores poderiam variar entre 10 e 160 μm .

Gordilho *et al* (2009), relataram que todas as restaurações, com base metálica ou não, apresentam sempre um certo grau de desadaptação e que a dimensão desse desajuste marginal nas restaurações fixas são motivadas por uma somatória de

distorções que ocorrem em função dos vários passos envolvidos, entre o processo clínico e laboratorial.

Com referência a desadaptação das próteses dentárias, devem estar de acordo com a especificação nº 8 da Associação Dentária Americana (ADA), que determina que a espessura de película para o cimento de fosfato de zinco, o qual é considerado padrão, não deve ultrapassar 25 µm para ser considerada uma “aceitação clínica”. O desajuste marginal cervical do componente protético é um item importante que não pode ser negligenciado, pois dele dependerá a qualidade e a longevidade da peça protética.

Souza (2016), ao realizar uma revisão sistemática integrativa sobre desajuste marginal vertical em coroas metálicas fundidas dentro suportadas, concluiu que o desajuste vertical que pode ser tolerado em próteses metálicas fundidas, segundo o valor clínico aceitável de 120 µm.

2.6 - Importância da justeza das próteses

Segundo Hamata *et al* (2006), é de se esperar que todas as próteses dentárias tenham uma correta adaptação, no entanto em dentes naturais a presença de ligamentos periodontais, seria clinicamente aceitável uma falta de adaptação em torno de (± 100 µm), sendo que mesmo assim, ainda poderá ocorrer uma remodelação óssea. Já os implantes não possuem mobilidade fisiológica para permitir distorções e/ou desadaptações ocorridas nas fases clínicas e laboratoriais e sofrerão com as falhas mecânicas decorrentes de concentração de tensões. Afirmaram ainda que a adaptação de uma prótese dental é um dos grandes desafios da odontologia, por ser um fator imprescindível para o sucesso, em longo prazo, tanto de próteses unitárias quanto de grandes reabilitações orais e especialmente crítico nas próteses sobre implantes, que diferentemente das próteses sobre dentes, não possuem mobilidade fisiológica, capaz de compensar pequenas distorções e desajustes adquiridos durante o procedimento laboratorial, podendo causar falhas mecânicas e biológicas.

De acordo com Colpani *et al* (2013), a adaptação marginal cervical das restaurações é considerada como sendo um fator muito importante para o êxito clínico e para a longevidade dessas restaurações. A presença de uma fenda marginal pode

conduzir a dissolução do agente cimentante, criando uma área para o desenvolvimento de biofilme que pode causar cáries e doenças periodontais. Um desajuste marginal cervical pode ser considerado aceitável quando for visualmente imperceptível ou quando não pode ser detectado com o uso de uma sonda dental.

Segundo Pinto *et al* (2016), a técnica de fundição das próteses dentárias, seja coroas totais sobre dentes ou sobre implantes, realizadas de modo impreciso, certamente poderão influenciar o futuro prognóstico da restauração a longo prazo, podendo ainda por provocar o desajuste das partes, gerando uma interface que vai favorecer a contaminação por microorganismos e provocar danos ao elemento dental de suporte ou uma peri-implantite.

2.7 - Cuidados com a medição

Ribeiro *et al* (2010), após avaliação por meio de sistema de análise em microscópio, verificaram que os valores de desajuste marginal médio, pode apresentar diferenças com medidas entre 44 a 39 micrômetros, e alertaram que ao utilizar um microscópio óptico para avaliar desajustes da região cervical, esse local deve ser observado em um mesmo plano, para permitir que a incidência de luz tenha seu foco exatamente no desajuste, para que desta forma se possa evitar arbitrárias e indevidas interpretações, devido ao fenômeno conhecido por paralaxe.

3 OBJETIVOS

3.1 - Gerais: Avaliar o nível de desadaptação de *copings* obtidos por diferentes métodos;

3.2 - Específicos: Comparar os resultados dos desajustes entre os *copings* obtidos pelos diferentes métodos de fundição e pelo sistema CAD/CAM e definir qual deles foi o mais eficiente.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Para a realização desta pesquisa, serão necessários os seguintes materiais e equipamentos:

- 1 - Núcleo metálico padrão usinado em metal tipo cobre, em fresadora Powerful mini – da Metal Milling Machine – USA.- 12.000 r/min, 60W., simulando um núcleo metálico com altura de 5,30 mm e 6.50 mm de base, com paredes axiais com 3° de expansividade resultando em 6° de conicidade oclusal, sendo que na porção oclusal do núcleo foi preparado um bisel com 0,5 mm de espessura, para funcionar como localizador e trava, para permitir que a instalação dos *copings* sobre o núcleo metálico padrão, no momento da avaliação, ocorra sempre na mesma posição. (Figura 01)



Figura 04 – Núcleo Metálico Padrão

- 2 – Aparelho CAD-CAM, da marca Ceramilli Motion 2, da empresa AmannGirrbach.
- 3 – Aparelho para Fundição por Indução/marca Power Cast1700, da empresa EDG.
- 4 – Cera para ser usinada pelo CAD-CAM, marca Ceramill Motion Was – White 71L
- 5 – Metal para ser usinado pelo CAD-CAM, marca Ceramill Motion SINTRON CoCrMo.
- 6 – Cera para escultura – marca RAINBOW RW´02.
- 7 – Gesso TIPO IV, Durone da Dentsply.
- 8 – Inclusor a vácuo. Marca PROTÉCNI. SP/Brasil
- 9 – Maçarico de gás/oxigênio e fundição tradicional pelo processo da cera perdida.
- 10 – Microscópio comparador digital Mitutoyo – Mig, Co, Lft, Tokyo, Japan, com precisão de 0,001mm.
- 11 – Metal Wironia (Bego, Alemanha)

Para a confecção dos *copings* que foram fundidos, seja pelo método da cera perdida com a utilização do maçarico a gás/oxigênio, todos os procedimentos laboratoriais, foram realizados por um mesmo operador, com experiência, respeitando todas as etapas preconizadas por Fonseca (2010). Uma vez que a liga metálica é composta por 2 ou mais elementos químicos, com grau diferente de ponto de fusão uma da outra, sendo impossível calcular a temperatura final da chama do maçarico, fato que determinará a queima precoce de alguns dos elementos constituintes da liga metálica com ponto de fusão menor. Prejudicando assim a lisura de superfície da liga e com presença de porosidades e contração.

No entanto a fundição por indução eletromagnética, não apresenta os problemas os mesmos problemas da técnica de maçarico, pois possui uma bobina que faz com que as partículas se choquem uma com as outras, gerando atrito e calor e a liga derrete por si só, obtendo uma fundição limpa e com grande precisão, conservando a pureza da liga original, isto é, sem oxidação, sem contração e com lisura de superfície (FONSECA 2010).

Após realização do trabalho piloto para constatação da viabilidade da pesquisa, 60 corpos de prova foram confeccionados, divididos em 3 grupos, sendo que o primeiro grupo (n=20), foi o obtido pela técnica da cera perdida, que foi denominado grupo controle (Figura 02). Este grupo foi confeccionado em laboratório de prótese a partir de encerramento manual e fundição utilizando o maçarico de gás/ oxigênio, sendo que estes *copings* foram considerados grupo controle, por ser a técnica mais comumente utilizada pelos nossos laboratórios de prótese. O metal utilizado neste grupo foi o de marca Wironia Light da empresa Bego (Alemanha) e o revestimento utilizado foi o Bellavest SH da Bego. Este grupo não recebeu nenhuma identificação na região oclusal do *coping*.



Figura 05 – *Coping* do Grupo Controle

O segundo grupo (n=20) (identificado pelo nº I na região oclusal do *coping*) (Figura 03) obtido por indução eletromagnética, que inicialmente foram fresados em cera especial pelo sistema CAD-CAM e fundidos por indução eletromagnética. O metal utilizado neste segundo grupo foi o Wironia Light da empresa Bego (Alemanha). O revestimento utilizado foi o Bellavest SH da Bego.



Figura 06 – *Coping* do Grupo I

O terceiro grupo (n=20), (identificado pelo nº II na região oclusal do *coping*), (Figura 04) foi obtido pelo sistema CAD-CAM. O sistema realizou a fresagem em metal Ceramilimotion SINTRON CoCrMo, e sinterizado no seu forno específico. Estas estruturas após fresadas foram levadas ao forno a 1.550°C por cinco a seis horas numa atmosfera de argônio.



Figura 07 – *Coping* do Grupo II

Após a confecção dos três grupos (60 *copings* – $n= 20$ em cada grupo), foram submetidos à análise pelo microscópio comparador digital para identificar o grau de desadaptação marginal em mm e que posteriormente foi transformado em micrômetros (μm). A falta da adaptação está representada pelo espaço visualizado em cada *coping* em relação a região cervical do núcleo metálico padrão no qual foi inserido, e posteriormente foi realizada a comparação entre os grupos. O núcleo metálico padrão simulando um núcleo metálico foi o mesmo utilizado nos três grupos.

Todas as etapas de calibração e medição foram realizadas por profissional com experiência no uso do microscópio, sem que o mesmo soubesse a que grupo pertencia cada corpo-de-prova (modo cego), as medições foram realizadas em dias alternados com os *copings* randomizados, sendo que a alternância de dias visava evitar o cansaço e a consequente perda da acuidade visual durante a medição.

Os *copings* do grupo controle não receberam nenhuma identificação na sua parte oclusal, apresentando-se lisa. Os *copings* obtidos pelo método de indução eletromagnética foram identificados com o número I, e os *copings* obtidos por fresagem direta em metal pelo sistema CAD/CAM receberam número II, sendo depois randomizados para seguir para a medição. A numeração colocada na porção oclusal dos *copings*, serviu para que numa etapa posterior às medições, os diferentes grupos pudessem ser identificados.

As leituras para determinação do desajuste cervical foram realizadas com um microscópio comparador digital da marca Mitutoyo – Mig.Co, Lft. Tokyo. Japan, com precisão de 0,001 mm, sendo que a visualização da discrepância marginal foi realizada em quatro faces do *coping*, iniciando com o foco na face mesial (M), depois a face distal (D), vestibular (V) e lingual (L), sendo que o *coping* estava instalado sobre

o núcleo metálico padrão; sendo que este método de medição foi realizado de acordo com a metodologia utilizada por TORRES *et al.* (2006).

para visualização e mensuração dos possíveis desajustes os *copings* foram instalados sobre suportes confeccionados em silicone, (Figura 05) criados especialmente para esta pesquisa, contendo quatro ranhuras diferentes, determinando cada ranhura uma posição mesial, distal, vestibular e lingual, que se encaixam em ranhuras idênticas colocadas na base onde o núcleo metálico padrão estava fixado e onde os *copings* eram instalados (Figura 06), para permitir a mensuração nessas quatro faces, de tal forma que a cada medida, o *coping* pudesse permanecer paralelo ao plano focal do microscópio, evitando assim que fenômenos óticos tipo paralaxe, possa interferir na obtenção das medidas (RIBEIRO *et al.*, 2010).

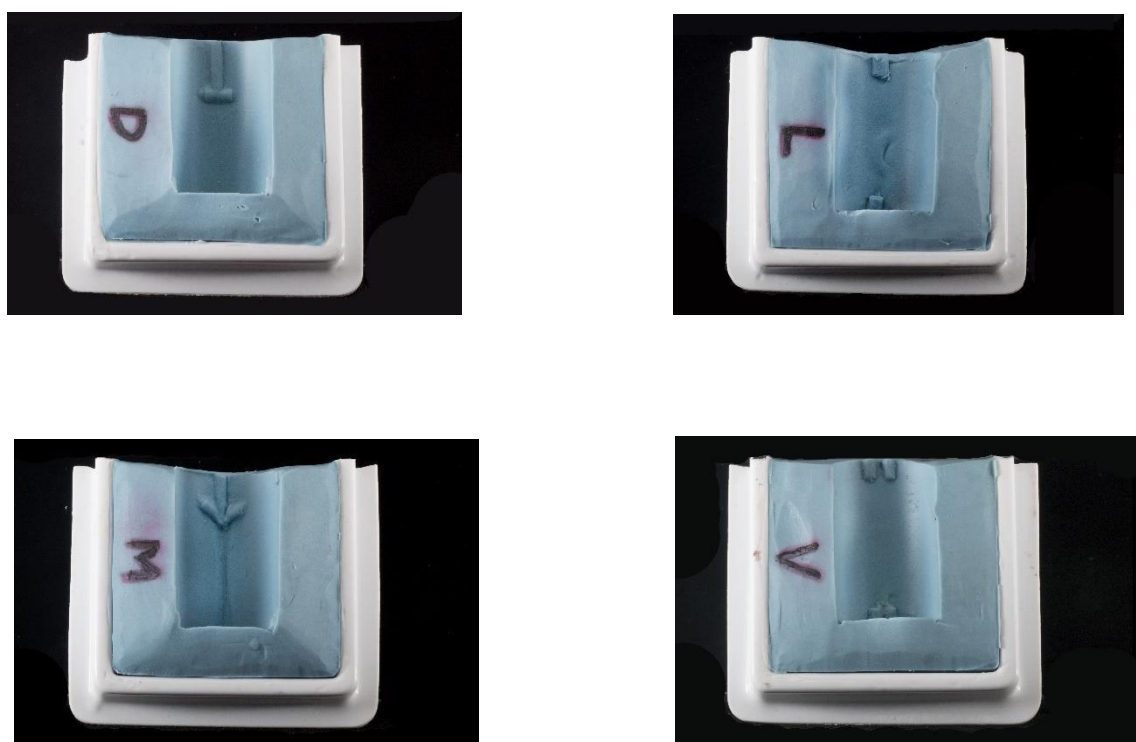


Figura 08 – Suportes Confeccionados em Silicone



Figura 09 – Núcleo Metálico Padrão sobre sua Base

As quatro faces pré determinadas que serviram de referência para obter os níveis de desadaptação dos *copings*, puderam ser analisados a partir de dois pontos também pré determinados, que serviram para calcular a distância entre o ponto A da margem externa do *coping* ao ponto B da margem do término cervical do núcleo metálico padrão, a medição dos quatro pontos em cada *coping* foi repetida pelo mesmo avaliador por 3 (três) vezes em cada *coping*, resultando assim 12 medições para cada corpo de prova totalizando 720 leituras para os 60 corpos de prova; os valores do desajuste cervical foram obtidos em milímetros e transformados em micrômetros (μm) e tabulados para posterior análise, iniciando pelo cálculo da média aritmética das três medidas de cada de cada face do *coping*, totalizando 20 médias que foram somadas para obter a média final para cada grupo, (tabela 01) media final essa que possibilitou a comparação estatística entre os grupos.

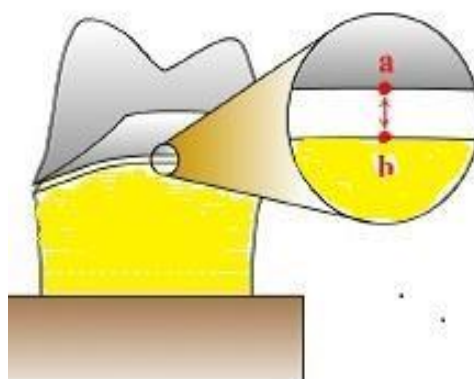


Figura 10 – Esquema representando pontos de referência para medição

5 RESULTADOS

Análise dos dados: A comparação entre os grupos experimentais, quanto à desadaptação marginal (μm) em relação ao troquel, em cada face avaliada, foi realizada por meio do teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis, seguido pelo pós-teste de Dunn, uma vez que as amostras de dados não passaram no teste de normalidade de Shapiro-Wilk ($p>0,05$). Os demais resultados deste estudo foram apresentados na forma de estatística descritiva ou na forma de tabela e gráfico. A análise estatística foi realizada por meio do programa estatístico SigmaPlot, versão 12.5, considerando um nível de significância de 5%.

Referência bibliográfica da análise estatística: ROWE, Philip. Essential statistics for the pharmaceutical sciences. Chichester, England: John Wiley & Sons Ltda, 2007.

Resultados:

Os resultados referentes à desadaptação marginal (μm), representada pelo espaço visualizado em cada *coping* em relação a cervical do núcleo metálico padrão, em cada face (M) mesial, (D) distal, (L) lingual e (V) vestibular, para cada um dos grupos experimentais, estão apresentados na Tabela 1.

Houve diferença significativa entre os grupos experimentais, quanto à desadaptação marginal (μm) em relação a cervical núcleo metálico padrão, tanto na face vestibular, quanto na face lingual, na face mesial e na face distal (teste de Kruskal-Wallis, $p<0,001$), sendo que em todas estas faces a desadaptação marginal entre o *coping* e a cervical do núcleo metálico padrão, foi menor nos corpos de prova do grupo 2, quando comparados com aquela desadaptação dos corpos de prova do grupo controle e do grupo 1 (pós-teste de Dunn, $p<0,05$). Além disso, também em todas as faces analisadas, a desadaptação marginal entre o *coping* e o núcleo metálico, foi menor nos corpos de prova do grupo 1, quando comparados com aquela desadaptação dos corpos de prova do grupo controle (pós-teste de Dunn, $p<0,05$). Estes resultados estão ilustrados na Figura 8.

Tabela 1: Desadaptação marginal (μm) em cada face, para cada um dos grupos experimentais.

Face	Grupo experimental			Valor de p
	Controle	G1	G2	
Vestibular	36,57 $\pm$ 15,76a	11,28 $\pm$ 6,05b	5,12 $\pm$ 3,21c	<0,001
Lingual	43,38 $\pm$ 19,74a	12,74 $\pm$ 3,68b	5,17 $\pm$ 2,95c	<0,001
Mesial	43,80 $\pm$ 20,21a	13,47 $\pm$ 5,44b	5,03 $\pm$ 2,45c	<0,001
Distal	41,45 $\pm$ 18,58a	11,82 $\pm$ 5,45b	5,02 $\pm$ 3,01c	<0,001

Os resultados estão apresentados em média $\pm$ desvio padrão da média. Valor de p no teste de Kruskal-Wallis. Letras diferentes na linha representam diferença significativa entre os grupos experimentais (pós-teste de Dunn, $p < 0,05$).

Devido à grande variação entre os grupos, ficou evidenciado estatisticamente que houve diferença considerável, com relação a nível de adaptação, onde o grupo II apresentou os melhores resultados, superando o grupo I e o grupo controle, em qualidade de adaptação marginal cervical. Já o grupo I, superou com diferença estatística significativa o grupo controle.

6 DISCUSSÃO

Em se tratando de reabilitação dental, a estética e a função são quesitos muito importantes, contudo, quem realmente vai determinar o sucesso do tratamento é a longevidade da restauração e este fato está intimamente ligado ao correto assentamento da prótese sobre o seu elemento de suporte, seja ele dente ou implante, Sendo que para o assentamento apresentar a característica de ser clinicamente aceitável, a estrutura metálica *coping* obtida pelo método da fundição ou mesmo pelo atual CAD/CAM, deverá ser produzida com técnica e experiência (COLPANI *et al.* 2013)

Os profissionais da Odontologia sempre estão em busca de caminhos para resolver um dos maiores problemas que surgem no dia a dia da atividade clínica para confecção de próteses dentárias fixas, tanto as instaladas sobre estruturas dentais como as que são fixadas sobre implantes. O desafio baseia-se em obter restaurações que sejam perfeitamente adaptados sem desajustes na região marginal cervical, sem formação de lacunas, mesmo sabendo que as duas superfícies, cervical do preparo e da prótese, sempre deixará uma fenda, mesmo que seja micrométrica (GORDILHO *et al* (2009).

Em função da afirmativa “sempre deixará uma fenda, mesmo que micrométrica”, autores como Leong *et al.* (1994), há algumas décadas já questionavam: Que valor de desajuste marginal seria aceitável clinicamente? Alguns estudos como o de Hamata *et al* 2006, consideram a medida de 100 µm como limite de desajuste clinicamente aceitável. Todavia, autores como Leong *et al.* consideram que esses valores podem variar entre 10 e 160 µm em restaurações unitárias.

A presente pesquisa demonstrou que os copings obtidos por diferentes métodos de fundição e pelo sistema CAD/CAM, apresentaram desajustes quando instalados sobre o núcleo padrão, e esta constatação está de acordo com a afirmação de Gordilho *et al* (2009), quando afirmaram que restaurações com base metálica ou não, sempre irão apresentar um certo grau de desadaptação, ficando assim evidenciado que os *copings* obtidos estão dentro de uma previsão prévia.

É possível afirmar que dos três grupos avaliados, somente os grupos I e II apresentaram os níveis com valores de acordo com o que preconiza a ADA- American Dental Association, isto é 25 (μm); já o grupo controle apresentou resultados além do clinicamente aceitável, segundo esses parâmetros.

Em relação ao grupo controle, as médias das medidas obtidas de desadaptação nas quatro faces $M = 36,57 \mu\text{m}$, $D = 43,38 \mu\text{m}$, $V = 43,80 \mu\text{m}$ e $L = 41,80 \mu\text{m}$, foram maiores que o grupo I e o grupo II. Contudo, apesar dos *copings* do grupo controle, na sua absoluta maioria, não terem correspondido aos parâmetros da ADA, ainda assim podem ser considerados clinicamente aceitáveis. Esta afirmativa tem amparo em função de diversas pesquisas, de autores como Leong *et al* (1994), Hamata *et al* (2006) e Lin *et al* (2012), Souza (2016) que sugeriram que seriam clinicamente aceitáveis desajustes que variassem de 10 a 160 μm , 100 μm , e 120 μm , respectivamente.

Ainda é possível afirmar que, os valores dos grupos I e II obtidos nesta pesquisa, foram superiores aos valores apresentados por Ural *et al* (2010), com o uso da tecnologia CAD/CAM, quando afirmaram terem obtido valores de desadaptação entre 20 a 40 μm , muito possivelmente devido ao avanço tecnológico e da melhoria de desempenho, do equipamento CAD/CAM mais moderno.

Nesta pesquisa o sistema CAD/CAM apresentou melhores resultados, com melhor reprodutibilidade e precisão dimensional, diferentemente do que afirmaram Vojdani *et al.* (2013) e Park *et al.*(2015), mas de acordo com afirmativas de Petter (2013), Bernard *et al.* (2012), considerado assim ser o método mais eficiente, seguido pelo método de indução eletromagnética, que também apresentou valores que são preconizados pela ADA.

Apesar de reconhecer a eficiência da modernidade do sistema CAD/CAM, o fato é que ainda grande número de laboratórios de prótese persistem em utilizar a técnica da cera perdida, com o uso de maçarico a gás/oxigênio, para confeccionar suas próteses e em menor número outros laboratórios utilizam também a fundição pelo método da indução eletromagnética sendo que poucos utilizam o sistema CAD/CAM, muito provavelmente devido ao alto custo desse equipamento.

A técnica da cera perdida, para a obtenção das estruturas metálicas, continua sendo utilizada por inúmeros laboratórios, apesar do conhecimento da possibilidade de oxidação da peça e ainda a probabilidade de gerar uma distorção, que determina um assentamento deficiente da peça, na maioria das vezes imperceptível a olho nu e que em médio a longo prazo, o que de acordo com Balkaya *et al.* (2005) e Pinto *et al.* (2016), certamente determinará o aparecimento de uma recidiva de cárie, problemas pulpares, danos as estruturas periodontais de suporte ou de uma peri-implantite em se tratando de prótese sobre implante.

Infelizmente, algumas faculdades ainda se utilizam do método de fundição pela cera perdida, não adotando métodos mais modernos como o CAD/CAM por exemplo, sendo que isso provavelmente ocorre devido a contenção de despesas e verbas insuficientes que esses estabelecimentos recebem. Entretanto, apoiado nos resultados da nossa pesquisa, onde o equipamento para fundição por indução eletromagnética mostrou resultados muito próximos dos excelentes números apresentados pelo CAD/CAM, sendo que o equipamento de fundição por indução apresenta um custo muito menor, seria bastante desejável que essas escolas optassem por esse sistema, para conseguir assim melhorar consideravelmente as próteses produzidas em seus laboratórios.

7 CONCLUSÃO

A ausência total de desajuste entre as peças protéticas e seu elemento de suporte não pode ser obtido.

Na comparação entre os grupos é possível afirmar que:

- Há diferença significativa entre os grupos, sendo que o grupo II apresentou menor desajuste que o grupo I e o grupo controle;
- O grupo I apresentou diferença significativa com menor desajuste que o grupo controle.
- O grupo II apresentou números com menor desajuste, portanto foi o mais eficiente.

8 REFERÊNCIAS

American Dental Association (ADA). USA. America's Leading Advocate for oral Health *Specification n. 8 for dental coping. In: . Guide to dental materials and devices*. 700. Chicago, 1974-75. p. 181-4.

Alves L.S.A.E. Restauração provisória CAD/CAM: Otimizando a reabilitação oral. Monografia (Especialização em Prótese Dentária). Instituto de Ciências da Saúde. FUNORT - Núcleo II, Goiânia, 2014, 39 f.

Balkaya, MC.; Cinar, A; Pamuk, S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all ceramic crown systems. J.Prosthet. Dent. 2005 apr; 93(4): 346-55.

Bernardes SR, Tiossi R, Sartori I A de Mattias, Thome G. /tecnologia CAD-CAM, aplicada a prótese dentária e sobre implantes: o que é, como funciona, vantagens e limitações. Revisão de literatura.

<https://www.researchgate.net/publication/237064150> de Jan 2012

Cardoso J, Frasca LCF, Coradini SU. Análise comparativa da adaptação marginal de cilindros calcináveis e pré-usinados sobre intermediários de titânio em implantes unidos por barra. RFO. 2008; 13(3):53-9.

Carvalho R.L.A., Faria J.C.B., Carvalho R.F., Cruz F.L.G., Goyatá F.R. Indicações, adaptação marginal e longevidade clínica de sistemas cerâmicos livres de metal: uma revisão da literatura. Int J Dent. 2012; 11(1): 55-65.

Colpani JT, Borba M, Della Bona À. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. Dental Materials, 2013; v. 29:174-180

Delben JÁ, Barão VAR, Santos PH, Assunção WG. Influence of abutment type and esthetic veneering on preload maintenance of abutment screw of implant-supported crowns. Journal of Prosthodontics. 2014;23(2):134-6

Dinato J.C., Dinato T.R., Sczeganik F.S.C. Sistema CAD/CAM – substituindo o processo de cera perdida na prática clínica com maior precisão, resistência e menor custo. Revista Prótese News. 2014; 1(1): 22-34.

Fonseca JC. Excelência em fundições odontológicas: unindo a arte à ciência. Londrina: Empresa Angelus Ind. Comércio de Produtos Odontológicos. 2010. 45p.

Garcia L.F.R., Consani S., Cruz P.C., Pires de Souza F.C.P. Análise crítica do histórico e desenvolvimento das cerâmicas odontológicas. Rev Gaúcha Odontol. 2011; 59(0): 67-73.

Gordilho AC, Mori M, Gil C, Contin I. A adaptação marginal dos principais sistemas de cerâmica pura. Revista Odonto, v.17. n 34.jul/dez. 2009

Hamata MM, Zuim PRJ, Rocha EP, Assunção WG. Adaptação passiva em implantes osteointegrados. Rev Bras Implantodont prótese implant. 2006;12(47/48):228-35

Heckmann SM, Karl MGW, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit - An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. Clin Oral Implants Res. 2004; 15(4):466-73

Hattori KE, Marotti J, Gil C, Campos TT, Mori M. Inovações tecnológicas em reabilitação oral protética. Rev Gaúcha Odontol. 2011; 59(0): 59-66

Leong D, Chai J, Lautenschelager E, Gilbert J. Marginal fit of machine-milled Titanium and cast Titanium single crowns. Int J Prosthodont 1994, 7 (5): 440-7

Lin TM, Liu PR, Ramp LC, Essig ME, Givan DA, Pan YH. Fracture resistance and marginal discrepancy of porcelain laminate veneers influenced by preparations design and restorative material in vitro. Journal of Dentistry. 40(2012) 202-209

Morris, H F, Asgar K. Physical properties and microstructure of four new commercial partial denture alloys. J Prosthet Dent, v.33, n.1, p.36-46, Jan. 1975.

Park KJ, Lee WS, Kim HY, Kim WC, Kim JH. Accuracy evaluation of metal copings fabricated by computer-aided milling and direct metal laser sintering systems. J AdvProsthodont 2015;7(2): 122-8.

Petter O I. Tecnologia CAD/CAM. Trabalho de conclusão de curso (Graduação em Odontologia). Faculdade de Odontologia. Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2013, 53 f.

Pinto M A, Fonseca JC, Sette-dias A C. Avaliação sob microscopia óptica de desajuste cervical de UCLAS, totalmente calcináveis fundidos em liga de Ni-Cr, submetidos a diferentes métodos de desinclusão. Rev.Odontol.Bras.Central.2016. n. 25 (72):24-30

Ribeiro AQR; de Souza RC; Paiva AEM; Vasconcelos LMR; Lima GR; Santana IL. Avaliação do desajuste marginal de *copings* para coroa total metalocerâmica em término cervical tipo chanfro e ombro com bisel 45°. RFO UPF, RS, v.15,n. 3,dez. 2010. Disponível em <http://revodonto.bvsalud.org/scielo>, aces. em 11 fev 2017

Ricci WA, Jorge JH, Fonseca RG. Adaptação marginal em coroas ceramo-cerâmicas. RGO 2010 jan/fev/mar, 51(1): 7-10 .

Souza KRM. Desajuste marginal vertical tolerado em coroas metálicas fundidas dento suportadas: uma revisão sistemática integrativa. Dissertação de mestrado. UFRN – Natal, RN,2016.

Strandman E, Glantz, P O. On the characteristics of acetylene- oxygen flames used in dental casting. **Odont Revy** , v.27, n.3, p.197- 222, 1976.

Torres JWM, Fragoso WS, Henriques GEP, Mesquita MF, Daroz LGD. Influência dos padrões de fundição confeccionados em cera, resina Duralay® e resina Pattern® no desajuste marginal de coroas fundidas em titânio. RFO UPF 2006; 11(2):36-40

Ural C, Burgaz Y, Saraç D. In vitro evaluation of marginal adaptation in five ceramic restoration fabricating techniques. Quintessence International., v.41, n.7,July/august. 2010: 585-90.

Vidotti HA, Lanza MD, Pegoraro LF. Planejamento em prótese parcial fixa. In: Pergoraro LF. Fundamentos de Prótese Fixa: ABENO: Odontologia Essencial: parte Clínica. São Paulo: ArtesMédicas; 2014. p. 34-42.

Vojdani M, Torabi K, Farjood E, Khaledi A. 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, Sept. 2013; 14(3): 118-129.

APÊNDICE 1**COPINGS DO GRUPO CONTROLE****COPINGS DO GRUPO I**

APÊNDICE 2

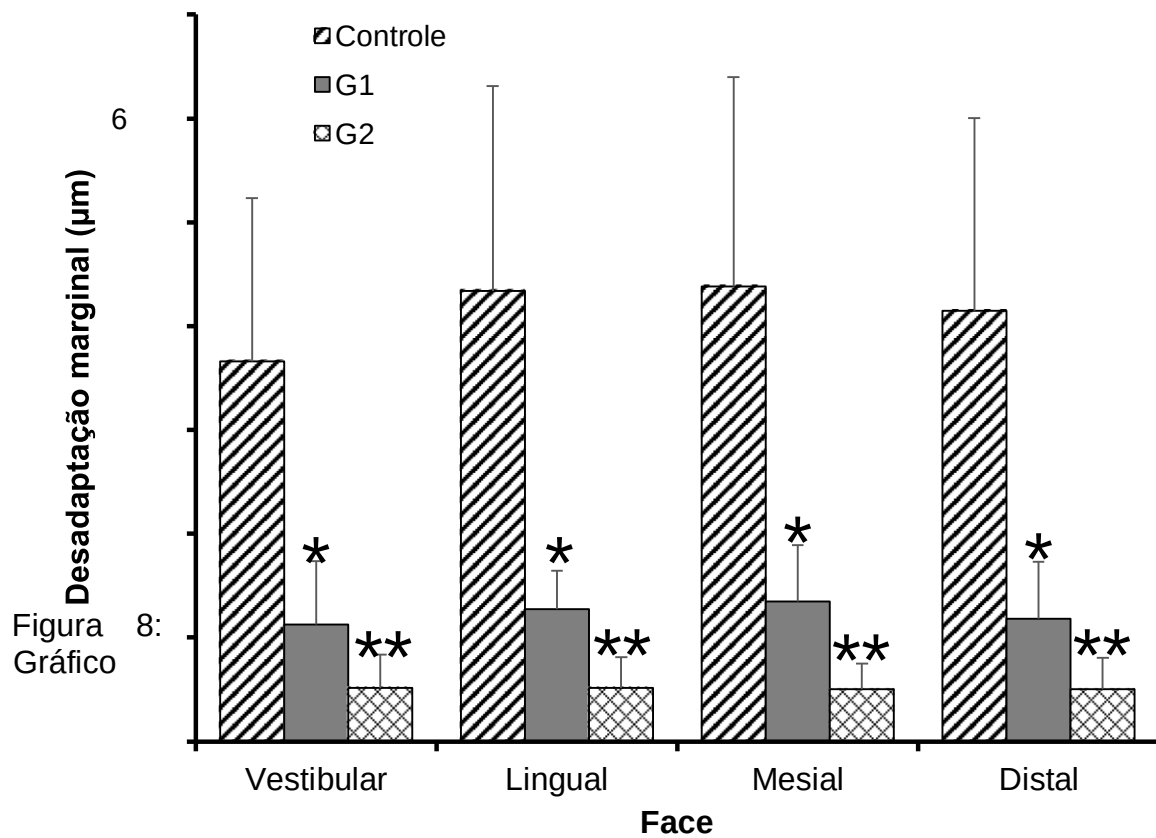


COPINGS DO GRUPO II



NÚCLEO METÁLICO PADRÃO

APENDICE 3



apresentando a desadaptação marginal (μm), representada pelo espaço visualizado em cada *coping* em relação ao troquel, em cada face, para cada um dos grupos experimentais. Cada coluna representa a média e a barra o desvio padrão da média. * Diferença significativa em relação ao grupo controle e ao grupo G2 (pós-teste de Dunn, $p < 0,05$). ** Diferença significativa em relação ao grupo controle e ao grupo G1 (pós-teste de Dunn, $p < 0,05$).

