



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

LUIGI GIOVANNI BERNARDO SICHİ

**AVALIAÇÃO BIDIMENSIONAL E TRIDIMENSIONAL NA
ADAPTAÇÃO MARGINAL DE RETENTOR METÁLICO FUNDIDO E
COPING; OBTIDOS POR UM NOVO PROTOCOLO COM
MOLDAGEM ÚNICA**

2019

LUIGI GIOVANNI BERNARDO SICHİ

**AVALIAÇÃO BIDIMENSIONAL E TRIDIMENSIONAL NA ADAPTAÇÃO
MARGINAL DE RETENTOR METÁLICO FUNDIDO E COPING; OBTIDOS POR
UM NOVO PROTOCOLO COM MOLDAGEM ÚNICA**

Dissertação apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIA E TECNOLOGIA APLICADA À ODONTOLOGIA.

Área: Inovação tecnológica multidisciplinar com ênfase em odontologia. Linha de pesquisa: Inovação tecnológica.

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Máximo De Araújo

Coorientadora: Prof. Dra. Samia Carolina Mota Cavalcanti Sacorague

São José dos Campos

2019

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2019]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Sichi, Luigi Giovanni Bernardo

Avaliação bidimensional e tridimensional na adaptação marginal de retentor metálico fundido e coping; obtidos por um novo protocolo com moldagem única / Luigi Giovanni Bernardo Sichi. - São José dos Campos : [s.n.], 2019.
98 f. : il.

Dissertação (Mestrado Profissional) - Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia Aplicada à Odontologia - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2019.

Orientador: Rodrigo Máximo de Araújo

Coorientadora: Samia Carolina Mota Cavalcanti Sacorague

1. Adaptação marginal dentária. 2. Prótese dentária. 3. Técnica de moldagem odontológica. I. Araújo, Rodrigo Máximo de , orient. II. Sacorague, Samia Carolina Mota Cavalcanti, coorient. III. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. IV. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. V. Universidade Estadual Paulista (Unesp). VI. Título.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Assist. Dr. Rodrigo Máximo De Araújo (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof^a. Assist. Dra. Paula Carolina Komori de Carvalho

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof^a. Dra. Fernanda de Cássia Papaiz Gonçalves

Universidade Braz Cubas

Campus de Mogi das Cruzes

São José dos Campos, 28 de agosto de 2019.

DEDICATÓRIA

Ao senhor, meu **D'US**, dedico primeiramente este trabalho, pois toda honra e toda glória, pertence unicamente a ele.

Dedico também, ao meu pai, **Luciano Sichi**, meu herói e conselheiro, a minha mãe, **Keli Cristina da M. B. Sichi**, minha maior inspiração profissional e a pessoa mais verdadeira e sincera que conheço. E ao meu queridíssimo irmão **Luca G. B. Sichi**, por ser o meu fiel melhor amigo e parceiro nas trapalhadas.

Não posso esquecer-me de dedicar a memória de duas pessoas especiais para mim, que pela vontade do Senhor, não puderam chegar ao final desta etapa comigo:

Martinho Leite Bernardo, querido avô e grande servo do senhor **JESUS CRISTO**, Sei que mesmo não entendendo ou concordando com minhas escolhas, em momento algum deixou de me apoiar e amparar.

Jamil Amim BouDaye, grande amigo e pastor, obrigado pelas conversas descontraídas, pelos conselhos sinceros e por sua intercessão.

Até breve amigos.

AGRADECIMENTOS

A **D'us**, por sua infinita misericórdia, por ser meu sustento bem presente nos momentos de aflição e fiel amigo na bonança.

A minha família por todo suporte, amor e compreensão que tem me oferecido ao longo da minha caminhada.

Ao meu orientador, **Prof. Rodrigo Máximo de Araújo**, agradeço imensamente, pois não somente me orientou de forma gentil e zelosa durante o mestrado, mas também, ajudou-me a desenvolver e ganhar mais confiança em minha prática clínica. E mesmo não sendo sua obrigação, sempre me deu abertura e acolhimento para lhe pedir conselhos sobre meus assuntos pessoais. Tenho o senhor, não somente como meu orientador, mas também como amigo. Agradeço por desde meu quarto ano de faculdade, ter dado a chance ao “gordinho que esquece de usar o cinto”, de poder mostrar serviço. Seu voto de confiança em mim, nunca será esquecido.

Aos meus amigos, meus sinceros agradecimentos, pois foram vocês que amenizaram o estresse, com momentos de descontração e afeto, o que me ajudou a manter o foco em meus objetivos.

"Tu vens a mim com espada, com lança e com escudo; mas eu venho a ti em nome do Senhor dos exércitos, o Deus dos exércitos de Israel" (1 Samuel 17:45)

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	08
LISTA DE TABELAS	10
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	11
RESUMO	12
ABSTRACT	13
1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	16
2.1 Desadaptação marginal	16
2.2 Adaptação de peças produzidas por manufatura aditiva	23
2.3 Influência do tipo de preparo marginal.....	29
2.4 Técnica da réplica de silicone	33
2.5 Retentores intrarradiculares metálico fundidos	37
2.6 Metrologia óptica industrial e varredura tridimensional (3D)	41
3 PROPOSIÇÃO	46
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	47
4.1 Obtenção dos corpos de prova.....	47
4.2 Grupo A - controle	48
4.2.1 Moldagem dos corpos de prova.....	48
4.2.2 Obtenção do RIR.....	49
4.2.3 Cimentação do RIR ao dente	51
4.2.4 Moldagem dos dentes com RIR cimentado.....	52
4.2.5 Obtenção do <i>coping</i>	53
4.3 Grupo B – grupo de moldagem única.....	58
4.3.1 Moldagem das amostras.....	58
4.3.2 Obtenção do RIR e <i>coping</i> com mesmo modelo de gesso.....	59
4.4 Técnica da réplica de silicone	61
4.5 Técnica de avaliação por varredura digital	63
5 RESULTADO	69
5.1 Técnica da réplica de silicone	69
5.2 Técnica de avaliação digital	70

5.3 Análise estatística dos deltas (Δ)	72
6 DISCUSSÃO	79
6.1 Quanto a metodologia.....	79
6.2 Quanto aos testes empregados	82
6.3 Quanto aos resultados da técnica da réplica de silicone	84
6.4 Quanto aos resultados da avaliação digital	86
6.5 Quanto aos resultados de delta (Δ).....	87
7 CONCLUSÃO	89
REFERÊNCIAS.....	90
ANEXO.....	95

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Ilustração da amostra, molde e modelo em gesso	49
Figura 2 - Obtenção do padrão em resina calcinável para RIR	50
Figura 3 – Fundição dos RIR.....	51
Figura 4 - Modelo em gesso do elementos dental e RIR cimentado	53
Figura 5 – Modelos digitais obtidos pelo escaneamento dos modelos em gesso	54
Figura 6 - Elaboração digital do <i>coping</i>	54
Figura 7 - Criação digital da base de sustentação, para impressão do <i>coping</i>	55
Figura 8 - Impressão do <i>coping</i>	55
Figura 9 - <i>Coping</i> impresso com plataforma de sustentação	56
Figura 10 - <i>Coping</i> preparado para inclusão	56
Figura 11 - Fluxograma do grupo A.....	57
Figura 12 - Escaneamento do modelo.....	59
Figura 13 - Padrões calcináveis para o <i>coping</i> e RIR fundidos	60
Figura 14 - Fluxograma do grupo B.....	61
Figura 15 – Réplica de silicone antes de ser submetida a secção	62
Figura 16 – Esquema de secção das réplicas de silicone com pontos de referência	63
Figura 17 - Utilização do <i>scanner</i> industrial.....	64
Figura 18 - Evidenciação do scanner	64
Figura 19 - Imagens digitais do dente e a réplica da parte interna do <i>coping</i>	66
Figura 20 – Teste de sobreposição de malhas em vista oclusal	67

Figura 21 – Teste de sobreposição de malhas em vista lateral.....	68
Figura 22 - Médias marginais dos grupos A e B.....	70
Figura 23 - Valores positivos marginais.....	71
Figura 24 - Valores negativos marginais e axiais	72
Figura 25 - Valores de Δ dos grupos: digital (sobreposição de malhas) e técnica da réplica de silicone	73
Figura 26 - Δ por quadrante da técnica digital do grupo A.....	75
Figura 27 - Δ por quadrante da técnica digital do grupo B.....	76
Figura 28 - Δ por quadrante da técnica da réplica de silicone do grupo A.....	77
Figura 29 - Δ por quadrante da técnica da réplica de silicone do grupo B.....	78

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - P-valor técnica da réplica de silicone	70
Tabela 2 - P-valor dos resultados positivos	71
Tabela 3 - P-valor dos resultados negativos.....	72
Tabela 4 - P-valor dos resultados de Δ entre digital e técnica da réplica de silicone	74
Tabela 5 - P-valor da análise entre quadrantes do grupo A da técnica digital.....	75
Tabela 6 - P-valor da análise entre quadrantes do grupo B da técnica digital.....	76
Tabela 7 - P-valor da análise entre quadrantes do grupo A da técnica da réplica de silicone.....	77
Tabela 8 - P-valor da análise entre quadrantes do grupo B da técnica da réplica de silicone.....	78

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD/CAM	Computer-aided design/ Computer-aided manufacturing
CM	Coroa metálica
CMC	Coroa metalocerâmica
Co-Cr	Cobalto-Cromo
µm	Micrometros
mm	Milímetros
Ni-Cr	Níquel-Cromo
PF	Prótese fixa
RIR	Retentor intra-radicular
DLP	Digital light processing

Sichi LGB. Avaliação bidimensional e tridimensional na adaptação marginal de retentor metálico fundido e coping; obtidos por um novo protocolo com moldagem única [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2019.

RESUMO

A otimização do tempo reabilitador é um benefício direto a saúde do paciente, pois previne o mesmo do contato com possíveis contaminações e ambientes que lhe causem estresse. Isso pode ser viabilizado pelo desenvolvimento de técnicas que diminuam etapas de execução de um determinado tratamento. Pensando nisso, esse trabalho tem por objetivo avaliar a desadaptação marginal de *copings* em liga de cobalto-cromo (Co-Cr) através da técnica da réplica de silicone (2D) e avaliação por varredura digital (3D), em 24 dentes humanos unirradiculares, com retentores intraradiculares (RIR) em Co-Cr, cimentados com cimento de fosfato de zinco. Divididos em dois grupos, ambos com término marginal em ombro 130º: grupo A obtidos pelo método convencional, com execução de RIR primeiro, para depois *coping* com retentor já cimentado e grupo B de moldagem única para obtenção de RIR e *coping*. Os resultados foram submetidos a uma análise do teste t e de variância ANOVA. A técnica da réplica de silicone, demonstrou as seguintes médias de valores marginais: $83,77 \pm 51,84 \mu\text{m}$ (grupo A) e $77,09 \pm 31,65 \mu\text{m}$ (grupo B) $p=0,4477$. E a varredura digital, os resultados positivos revelaram que as médias de todas as superfícies encontraram-se acima de $50 \mu\text{m}$; e os negativos: revelaram que as médias encontraram-se abaixo de $100 \mu\text{m}$. Este estudo concluiu que é possível obter RIR e coping através de moldagem única.

Palavras-chave: Adaptação marginal dentária. Prótese dentária. Técnica de moldagem odontológica.

Sichi LGB. Two-dimensional and three-dimensional evaluation of marginal adaptation in cast metal post-and-core and coping; obtained by a new single impression technique protocol [dissertation]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2019.

ABSTRACT

The optimization of the clinical appointment is a direct benefit to the health of the patient, because prevents it from the contact with possible contaminations and environments that cause stress. This can be possible by the development of techniques that may decrease the execution stages of a treatment. With this in mind, the aims of this study is to investigate the marginal adaptation of Cobalt-Chromium alloy (Co-Cr) copings through silicone replica technique (2D) and digital evaluation (3D) in 24 human single rooted teeth with post-and-core in Co-Cr, cemented with zinc phosphate. Divided in to two groups, both having shoulder 130 degrees as marginal type: group A by the conventional method, impression and cementation of Co-Cr post-and-core first and then impression for the coping and group B single impression for coping and post and core. The results were analyzed by test t and one-way ANOVA. The silicone replica technique showed the following mean marginal values: $83.77 \pm 51.84 \mu\text{m}$ (group A) and $77.09 \pm 31, 65 \mu\text{m}$ (group B) $p= 0,4477$. The digital protocol, in the positive results revealed that the averages of all surfaces were above $50 \mu\text{m}$; and the negatives: revealed that the averages were below $100 \mu\text{m}$. This study concluded that it is possible to obtain post-and-core and coping through a single impression technique.

Keywords: Dental marginal adaptation. Dental prosthesis. Dental impression technique.

1 INTRODUÇÃO

A odontologia restauradora é uma realidade no dia-a-dia clínico do cirurgião dentista e procedimentos reabilitadores da estrutura dental perdida, são de suma importância na saúde e qualidade de vida dos pacientes. Todavia em muitas ocasiões a reabilitação do elemento perdido não demonstra-se como uma resposta fácil ao seu problema; visto casos de restauração em dentes despulpados: onde os desafios em se restaurar com auxílio de retentores intrarradiculares (RIR), encontram-se desde o tipo de material (Gómez-Polo et al., 2010; Sarkis-Onofre et al., 2014), questões intra-canal relacionadas à retenção da peça (Balkenhol et al., 2007), manutenção do remanescente coronário (Juloski et al., 2012) e a influência do método de impressão do conduto (Rayyan et al., 2016).

Ademais, agravantes de complexidade nestes mesmos elementos, relacionados a reabilitação coronária, logo após a utilização de retentores, exige princípios biomecânicos de preparo marginal para adaptação da prótese fixa (PF) (Contrepolis et al., 2013), determinação do tipo de material que será utilizado (Belser et al., 1985; Munoz et al., 2017; Nam et al., 2015), técnica de impressão (Prudente et al., 2017) e método de fabricação (Kim et al., 2018b; Kim et al., 2018). Ainda assim, mesmo com todos os desafios apresentados, os clínicos tem conseguido contorná-los e produzido trabalhos satisfatórios. Principalmente quando se avaliam estudos a longo prazo de retentores intrarradiculares fundidos, com sucesso clínico com mais de 10 anos (Raedel et al., 2015).

Ainda no âmbito dos retentores fundidos, a literatura tem demonstrado que independente da técnica de impressão empregada: (1) direta, por meio de obtenção de padrões em resina calcinável diretamente em boca e (2) indireta, utilizando materiais de moldagem, para obtenção de modelos de gesso e obtenção do padrão em resina calcinável em laboratório, ambas quando executadas adequadamente, tem demonstrado boa aceitabilidade clínica (Moraes et al., 2016; Rayyan et al., 2016).

Ao final da utilização de retentores intrarradiculares, passa-se a outra etapa de tratamento restaurador, a confecção de uma restauração, que garantirá não somente a reabilitação coronária do elemento (Al Hamad et al., 2019b), mas também

servirá como um fator de sobrevida imprescindível ao sucesso a longo prazo do tratamento (Sorensen, Engelman, 1990). Percebe-se com isso, que até se alcançar a reabilitação total do elemento comprometido, muitas etapas são necessárias e conseqüentemente, uma grande quantidade de sessões clínicas e tempo laboratorial são despendidos. Sendo assim, um protocolo que possibilite a diminuição do tempo clínico gasto pelo cirurgião dentista ou forma de diminuição de etapas para finalização do trabalho, garantirá menor tempo de exposição do paciente ao ambiente ambulatorial, cheio de contaminantes e produtos nocivos.

Para o desenvolvimento de um protocolo realmente eficaz que possibilite alteração do método convencional (duas moldagens) para reabilitação utilizando-se RIR fundido e *coping*, necessitam-se de mecanismos de avaliação, como: técnica da replica de silicone, método não invasivo em duas dimensões (2D), que consiste em replicar o espaço entre a prótese e seu nicho com silicone de moldagem (Boening et al., 2000; Segerström et al., 2019). Ou ainda, aproveitando-se dos avanços em metrologia óptica em odontologia, métodos de aferição digital em três dimensões (3D), que poderiam elucidar a desadaptação da peça ao seu pilar protético de uma forma muito mais didática (Holst et al., 2011; Jang et al., 2019).

Dentro deste contexto, um protocolo de moldagem única para obtenção de RIR e PF, garantiria a diminuição do tempo necessário para reabilitação, pois diminuiria uma etapa de moldagem do processo convencional, mas para isso, uma avaliação de desadaptação entre RIR e PF na área marginal do preparo, torna-se imprescindível, para sua validação.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Desadaptação marginal

Holmes *et al.* em 1989 quanto a adaptação de próteses fixas ao dente, a definiram como a medida de desadaptação em vários pontos entre a superfície interna da peça e superfície externa do dente preparado. Devido a uma falta de consenso na literatura e conseqüentemente uma maior dificuldade em se comparar diferentes estudos sobre o tema, foi sugerido uma série de terminologias para aferições da desadaptação do espaço entre dente e restauração protética, visto que essas aferições podem ser avaliadas desde áreas internas da margem até áreas externas da peça protética. E algumas definições foram preconizadas: a medida perpendicular da parte interna da peça, até a parede axial do preparo, chama-se espaço interno, já para a mesma medida na margem, denomina-se espaço marginal. Desadaptação marginal vertical seria a medida paralela ao caminho de assentamento da peça e desadaptação marginal horizontal, a medida perpendicular ao caminho percorrido pela peça. A combinação angular da margem com possível erro de extensão da peça (sobre-estendida ou supraestendida) receberá a denominação de discrepância marginal absoluta, medida na margem da peça até o ângulo cavo superficial do preparo. Concluíram que a padronização para medida de desadaptação marginal, provavelmente não será possível e uma terminologia é necessária para uma consistência no tema.

Belser *et al.* em 1985 em um estudo clínico, para comparação de três diferentes próteses fixas metálicas (PFM), selecionaram 27 elementos dentais, que requereram 36 PFM, com preparos supragengivais, pois esta localização era essencial para metodologia aplicada. E os seguintes grupos, foram organizados: grupo A bisel metálico de 0,5 milímetros (mm) em preparo em ombro, grupo B ombro metálico com porcelana a 0,2 mm da margem e grupo C margem em ombro de porcelana, cada elemento dental foi randomicamente escolhido para qual grupo iria. Na redução dental, foi utilizada ponta diamantada cônica grossa na confecção do ombro de 01 mm. Os preparos forma refinados com ponta diamantada arredondada

fina e a superfície do ombro finalizada com instrumento manual recortador de margem gengival para retirada do esmalte sem suporte e garantir leve inclinação descendente cavossuperficial. Para execução do bisel no grupo A, foi feito desgaste de 0,5 mm com angulação de aproximadamente 20 graus e refinamento com instrumento manual. Em todos os dentes foram feitos preparos em chanfro na lingual. Para impressão dos preparos utilizou-se hidrocolóide reversível e modelos de trabalhos preparados pelo método convencional. Os *copings* metálicos foram todos fundidos em ouro. Deve-se ressaltar que para o ombro em cerâmica do grupo C, uma folha de platina de 25 micrometros (μm), foi utilizada, para servir de matriz para fusão da porcelana ao metal. Ressalta-se ainda que cada grupo teve seu metal preparado para porcelana. Para a finalização clínica dos trabalhos, as coroas foram ajustadas quando necessário para adaptação clínica aceitável. Impressões das margens foram feitas com a PFM em posição, antes e depois da cimentação com fosfato de zinco e posteriormente preenchidas com resina *epoxy*, para obtenção de modelo em resina, que foram levados ao microscópio eletrônico de varredura. As médias das maiores aberturas marginais de cada espécime, foram combinadas para determinar a média de abertura marginal para cada grupo antes e depois da cimentação. Teste t não pareado foi utilizado para se saber a significância estatística entre os grupos. Os resultados obtidos, demonstraram que antes da cimentação em todos grupos os valores marginais foram inferiores a 50 μm e em todos os grupos houve um aumento da abertura nas amostras após cimentação. Os testes estatísticos revelaram que não há uma significância estatística entre os três grupos e demonstrou a possibilidade que sob condições clínicas é possível margens em cerâmica abaixo de 50 μm em PFM.

Holmes *et al.* em 1992 tiveram como objetivo mensurar a adaptação marginal de cerâmicas fundidas em comparação a coroas de ouro. Foram feitas dez coroas de cerâmica e dez coroas de ouro tipo III para recobrimento total em cerâmica, todas sobre o mesmo troquel de marfim sintético (um incisivo central superior). Como preparo marginal, utilizou-se chanfro largo para ambos os grupos. Para padronização dos padrões de cera, um molde especial de enceramento foi utilizado e duas películas de espaçador de troqueis, posicionados a 1mm no interior da margem de todos os troqueis. Ambos os dois tipos de coroa, foram testados logo após a fundição, pois as etapas de acabamento e polimento subsequentes

interfeririam na identificação dos efeitos da fundição na adaptação geral. Para união da coroa ao seu troquel após a retirada da película de espaçamento, utilizou-se resina não preenchida. Uma constante de 25 quilos (KG) após o assentamento, por dez minutos foi mantida. As coroas cimentadas foram então embebidas em resina *epoxy* e seccionadas e polidas na metade da superfície das direções vestibulolingual e mesiodistal. E examinadas em um microscópio de luz. Os pontos de aferição foram o ângulo cavossuperficial para os preparos e margem das peças e a distância linear destes dois pontos define-se como discrepância marginal absoluta, que representa a aferição máxima de desajuste da margem. Para análise estatística das diferenças entre os locais analisados utilizou-se ANOVA com blocos aleatórios ($p=0.01$). Além disso, a média das quatro localizações (vestibular, lingual, mesial e distal) foi calculada e para comparação delas entre os grupos, aplicou-se teste t não pareado. Os valores de discrepância marginal absoluta para todos os locais examinados, variavam de 35 a 73 μm , com $48 \pm 7 \mu\text{m}$ para Coroas cerâmicas e $57 \pm 19 \mu\text{m}$ para coroas em ouro. Sem diferença estatística entre os locais ou material.

Kokubo *et al.* em 2005 avaliaram o espaço marginal e interno de coroas in-Ceram com *copings* fabricados por *computer-aided design and computer-aided machining* (CAD/CAM) pelo sistema GN-I. Para isso, foram confeccionadas 82 coroas (49 anterior, 24 pré-molar e 9 molar). Todos os dentes preparados em chanfro de largura de 0,8mm e moldados com silicone de adição, para obtenção de troqueis em gesso tipo IV. Todos os troqueis foram escaneados e tiveram seus *copings* desenhados digitalmente, com linha de cimentação de 50 μm . Com as peças fresadas prontas para cimentação em boca, executou-se a técnica da réplica de silicone, com a colocação de silicone de adição de baixa viscosidade no interior da prótese e cimentada por pressão digital sobre o dente, por dois minutos e removida da boca apenas 5 minutos depois. A réplica de silicone já com sustentação de sua contraparte mais viscosa é seccionada e levada ao microscópio de medição, para aferição de 16 pontos de referencia por espécime, todos aferidos três vezes pelo mesmo operador e com isso a média do ponto ser registrada. A média dos espaços nos pontos de referencia, dentro de cada grupo foi comparada por análise de variância e teste Dunnett T3. Média marginal geral foi de 66,8 μm e as médias marginais dos anteriores, pré-molar e molar, foram respectivamente: 66,1 μm ; 65,3 μm e 72,9 μm , sem diferença estatística entre os três grupos. E média geral 66,8

µm. Com medias marginais as menores e médias oclusais as maiores (182,8 µm).

Tsitrou *et al.* em 2007 propuseram examinar a adaptação marginal de coroas fabricadas em resina composta, por tecnologia CAD/CAM, aplicando três tipos diferentes de preparos marginais: bisel 45 graus (ponta diamantada com ponta em forma de bala), chanfro (ponta diamantada cônica com ponta arredondada) e ombro 90 graus (ponta diamantada paralela) todos refinados com pontas carbide de tungstênio. Um modelo dental de um primeiro molar inferior foi moldado com silicone de adição e obtido 3 troqueis mestre em gesso, esses modelos foram desgastados para coroa total cada um com um término marginal já citado. Cada troquel foi moldado com silicone de adição e dessa moldagem foram obtidos 10 troqueis de gesso de cada troquel mestre. Os 30 troqueis foram escaneados e suas coroas foram desenhadas digitalmente considerando um espaço de cimentação de 10 µm. Sendo as peças protéticas fresadas a partir de blocos de resina. Para os testes de desadaptação foram utilizadas duas técnicas: réplica de silicone e agente de cimentação (após a réplica de silicone, efetuou-se a cimentação da coroa ao seu respectivo troquel com cimento resinoso), ambos os testes tiveram suas amostras seccionadas em quatro partes (vestíbulolingual e mesiodeistal), com pontos para aferição padronizados ao serem levados ao microscópio móvel. A análise estatística foi feita através do *two-way* ANOVA. Os resultados na réplica de silicone foram: Bisel 105 ± 34 µm, chanfro 94 ± 27 µm e ombro 91 ± 22 µm. Já para o agente de cimentação: bisel 102 ± 28 µm, chanfro 91 ± 11 µm e Ombro 77 ± 8 µm. Sem diferença estatística entre os dois grupos, mesmo com a diferença do preparo marginal. O que demonstrou aos autores uma aceitação clínica para técnica de fresagem da resina.

Tan *et al.* em 2008 propuseram determinar se havia diferença significativa entre a abertura marginal vertical de restaurações fundidas, *computer-aided design* e *computer-aided machining* (CAD/CAM). Para isso, um modelo dental de um primeiro molar superior em marfim sintético, recebeu com instrumentos rotatórios um preparo de coroa total, com preparo marginal 360 graus em chanfro de 0,8 mm com total de 12 graus de convergência oclusal, para então ser moldado com silicone de adição que será utilizado na obtenção de um troquel mestre em liga de alto paládio. Desse troquel mestre, foram obtidos vinte impressões em silicone de adição. E 30 restaurações (20 de titânio para CAD/CAM e 10 de liga nobre para fundição) foram

confeccionadas. O espaço de cimentação dos desenhos digitais foi padronizado em 80 μm . Depois de prontos todos os *coping* foram sequencialmente posicionados no troquel mestre sob peso de 5 kg no *coping*. As imagens para aferição da abertura vertical marginal em *software*, foram obtidas por fotografia 1:1 utilizando uma câmera *Single Lens Reflex* (SLR). Como método estatístico, utilizou-se One-way ANOVA e teste Tukey post hoc. As aberturas verticais marginais foram as seguintes: CAD/CAM: $79.43 \pm 25.46 \mu\text{m}$, enceramento/CAM: $73.12 \pm 24.15 \mu\text{m}$ e enceramento/fundição: $23.91 \pm 9.80 \mu\text{m}$. Com significativa diferença estatística entre o grupo enceramento/fundição em relação aos outros dois e sem não diferença estatística entre CAD/CAM e enceramento/CAM.

Örtorp *et al.* em 2011 avaliaram e compararam o espaço marginal e interno de três prótese fixas unidas em liga de cobalto cromo (Co-Cr), a partir de quatro técnicas de fabricação diferentes: (1) modo convencional, (2) fresagem do padrão e fundição, (3) fresagem em Co-Cr e (4) sinterização direta a laser. Inicialmente um modelo mestre, para obtenção de troqueis de trabalho, foi produzido para simular um preparo dental com dois pilares protéticos e um pântico. Os preparos dentais foram feitos em chanfro 360 graus com 16 graus de convergência oclusal. Um total de 32 peças foram produzidas (8 peças para cada grupo). As próteses foram cimentadas sobre seus respectivos troqueis e seccionado para aferição em esteriomicroscópio da espessura do cimento. Estatisticamente foi utilizado one-way ANOVA e teste Tukey. As melhores adaptações gerais baseadas na média foram: sinterização direta a laser 84 ± 60 ; fresagem do padrão e fundição 117 ± 89 ; modo convencional 133 ± 89 e fresagem em Co-Cr 166 ± 135 . Finalizaram afirmando que axial e parte mais interna do chanfro foram as com melhor adaptação, já a maior desadaptação foi a oclusal.

Contrepolis *et al.* em 2013 em uma revisão de literatura sobre adaptação marginal e coroas cerâmicas fabricadas com diferentes sistemas de CAD/CAM e investigando fatores que influenciem na adaptação marginal. Dentre 469 estudos, 54 correspondiam aos critérios de seleção. Devido a natureza heterogênea da pesquisa, foi-se impossível conduzir devidamente uma meta-análise, e comparar e ranquear os vários sistemas estudados nos termos de adaptação marginal. Mesmo assim, puderam averiguar que fatores como configuração marginal, valor pré-definido da espessura de cimentação, processo de recobrimento de cerâmica e

cimentação, influenciam na adaptação marginal.

Nam *et al.* em 2015 em seu artigo, compararam a adaptação marginal e interna de coroas cerâmicas de dissilicato de lítio feitas em *computer-aided design/computer-aided manufacturing* (CAD/CAM) versus Coroas metalocerâmicas (CMC) convencionais. Foram selecionados 21 pacientes que necessitavam de restaurações em caninos e pré-molares. Para moldagem das CMC foi utilizado silicone e seus troqueis cobertos com espaçadores de 30 µm, deixando livre um espaço marginal de 1mm. Já para as peças em CAD/CAM, utilizaram escaneamento e delimitação em computador da linha de cimentação em 30 µm, e posteriormente fresadas. Para avaliação da adaptação marginal, utilizaram duas réplicas de silicone por peça, seccionadas em 4 partes, com 10 pontos de referência por amostra. Para as média da amplitude do espaço central de cada peça utilizou-se da variância *one-way* e *Tuckey's test* para múltiplas comparações ($p < 0.5$) e teste t ($\alpha = .05$) para determinar a diferença entre os pontos de referencia entre os dois grupos. Os resultados da amplitude nos pontos de referência marginal de todas as coroas avaliadas variaram de 109,52 µm a 144,48 µm. E constataram que não houve diferença estatística entre os valores marginais, mas as coroas de dissilicato de lítio, apresentaram no geral espaços internos maiores que as CMC.

Real-Voltas *et al.* em 2017 conduziram um estudo com 80 troqueis simulando um preparo de coroa total para comparar a adaptação marginal de coroas em Co-Cr, fabricadas pelo método convencional de fundição e CAD/CAM em três diferentes fases de sua produção: *coping* metálico, vitrificação da porcelana e cimentação. Além disso, CMC foram produzidas utilizando-se quatro diferentes técnicas: (1) técnica da cera perdida; (2) fresagem; (3) sinterização à laser e (4) fresagem de um bloco de metal pré-impresso. Os resultados mostraram que as técnicas em CAD/CAM obtiveram melhor adaptação marginal em todos os estágios quando comparada a técnica de fundição convencional ($99,74 \pm 32,37$ µm na coroa cimentada). E concluíram que em seu estudo in vitro, as técnicas em CAD/CAM melhoraram a adaptação marginal.

Munoz *et al.* em 2017. compararam em estudo in vitro a discrepância marginal de coroas totais em liga de ouro por quatro métodos diferentes de obtenção de padrões calcináveis: impressos, fresados e feitos a mão. Um único modelo mestre foi preparado em chamfro de 1mm com instrumentos rotatórios. Com silicone

de duplicação, o troquel mestre foi reproduzido 16 vezes e cada reprodução preenchida seis vezes por resina epoxy (total de 96 espécimes). Destes 96 espécimes, 90 foram selecionados em um teste cego e separados em 30 amostras para cada grupo (n=30). Os padrões foram todos fundidos em liga nobre tipo III e o técnico de laboratório foi instruído a não adaptar e finalizar as peças. As peças não foram cimentadas aos seus respectivos troqueis, foram assentadas com uma minibraçadeira a 10N por centímetro (cm), para avaliação com microscópio de luz x50. Dez leituras para discrepância vertical foram registradas de cada amostra. Para uma melhor validação estatística, foi selecionado ainda um segundo examinador para avaliar dentro das 90 amostras já aferidas, 21 (7 por fabricação). Os resultados foram comparados pela ANOVA. E os autores depararam-se com as seguintes extensões de variações nos resultados marginais: impressos 10 a 155 μm , média 59.9 μm ; fresados 4 a 104 μm , média 34.7 μm e feitos a mão 10 a 185 μm , média 42.8 μm . E chegaram as seguintes conclusões: (1) padrões fresados e feitos a mão não foram significativamente diferentes entre si; (2) Os padrões impressos tiveram uma diferença significativa ao se comparar-se com os outros dois grupos e (3) Coroas de ouro feitas pelos padrões impressos, produziram um número significativo de coroas com inaceitável discrepância marginal

Al Hamad *et al.* em 2019a. Avaliaram a precisão de adaptação de coroas de metal, dissilicato de lítio e zircônia, produzidas por diferentes técnicas. Foram produzidas, 80 coroas para dez pacientes (oito para cada paciente). duas de zircônia, três de dissilicato de lítio (e.max) e três CMC (1 pelo método convencional, 1 convencional/digital e 1 digital). E todas as CMC foram feitas em liga de Co-cr. Para aferição dos espaços internos e marginais das coroas, foi utilizada a técnica da réplica de silicone, com 32 pontos de referencia para aferição por réplica (12 marginais, 12 axiais e 8 oclusais). Para análise estatística *two-way* ANOVA e teste Tukey HSD. Valores marginais variaram de CMC convencionais $116.390 \pm 32.76 \mu\text{m}$, para o grupo digital e.max $147.56 \pm 31.56 \mu\text{m}$. O menor espaço axial foi da zircônia digital $76.19 \pm 23.94 \mu\text{m}$, enquanto o maior foi da e.max convencional $101.80 \pm 19.81 \mu\text{m}$. Para os espaços oclusais, o menor foi da e.max convencional $185.59 \pm 59.09 \mu\text{m}$, enquanto a e.max digital teve os maiores valores $295.38 \pm 67.80 \mu\text{m}$. Concluíram que o tipo de coroa não teve efeito sobre a margem e espaços internos de coroas unitárias posteriores. Assim como o método de produção não

interferiu nos espaços marginais e oclusais. E o método digital produziu a menor adaptação axial em comparação com o convencional e convencional/digital.

Al Hamad *et al.* em 2019b avaliaram a precisão do ajuste de coroas unitárias totais cerâmicas utilizando diferentes técnicas: convencional, digital e híbrido. De um incisivo lateral superior, preparado em boca, foram criados quatro grupos: (grupo 1) todo convencional, com 10 impressões das condições intraorais; (grupo 2) 10 digitalizações digitais de 10 modelos de trabalho usando *scanner* de laboratório (inEos X5); (grupo 3) 10 digitalizações digitais de 10 modelos de trabalho usando *scanner* intraoral (CEREC Omnicam) e (grupo 4) totalmente digital, incluindo 10 digitalizações intra-orais utilizando o *scanner* intraoral (CEREC Omnicam). Um total de 40 coroas foram produzidas, e cada uma passou pela técnica da réplica de silicone, essas réplicas foram seccionadas em quatro partes e divididas em 12 quadrantes para serem levados ao estereomicroscópio. Em cada quadrante três pontos de referência foram utilizados, totalizando 12 pontos de referência por espécime. Para análise estatística two-way ANOVA e teste Tukey HSD. As diferenças marginais variaram de $125,46 \pm 25,39 \mu\text{m}$ para o grupo 3 a $135,59 \pm 24,07 \mu\text{m}$ para o grupo 4. A menor média axial foi no grupo 1 ($98,10 \pm 18,77 \mu\text{m}$), e o maior foi de $127,25 \pm 19,79 \mu\text{m}$ no grupo 4. A menor média oclusal foi no grupo 2 ($166,53 \pm 36,51 \mu\text{m}$) e a maior A média oclusal foi no grupo 3 ($203,32 \pm 80,24 \mu\text{m}$). Coroas de cerâmica, que foram feitas usando uma abordagem totalmente digital ou a digitalização em laboratório ou escanemanto intraoral tiveram um ajuste comparável aos produzidos pela abordagem convencional.

Prudente *et al.* em 2017, no seu estudo in vitro, compararam as diferenças entre os métodos de fabricação na discrepância marginal de coroas, baseados nos seguintes quesitos: *scanners* ópticos intraorais, aplicação de pó e ajustes de superfície interna. Concluíram que esses quesitos sim influenciam na discrepância marginal das coroas.

2.2 Adaptação de peças produzidas por manufatura aditiva

Stansbury e Idacavage em 2015, revisaram as várias técnicas de fabricação

aditiva aos materiais monoméricos e poliméricos que elas utilizam. Os autores abordam que a manufatura aditiva, mais coloquialmente chamada de impressão 3D, está rapidamente se estabelecendo como uma técnica de processamento altamente flexível que pode ser aplicada a plásticos, metais, cerâmicas, concreto e outros materiais de construção. Uma das manufaturas aditivas apresentadas, são as fontes de projeção digital de luz, em inglês *digital lighting projection* (DLP), que junto a utilização de fontes de LED de alta potência permitem que essencialmente que qualquer parte selecionada do espaço de trabalho em plano x / y, seja exposta simultaneamente. Técnica em oposição à gravação dinâmica com um raio laser condensado, utilizada pela estereolitografia (SLA). Embora altas velocidades de varredura a laser sejam empregadas na abordagem SLA, a capacidade de fotopolimerizar simultaneamente todas as partes de uma determinada fatia com DLP, acelera significativamente os tempos de ciclo entre as camadas. Ambas as técnicas SLA ou DLP podem ser usadas com uma grande variedade de monômeros e sistemas de resina. Concluem ao final que as tecnologias de impressão 3D já estão alterando muitas abordagens industriais e acadêmicas na área da saúde tanto em medicina como também odontologia.

Kim et al. em 2017, em um estudo in vitro avaliaram a reprodutibilidade e discrepância marginal de *copings* de resina (Visijet FTX Green; 3Dsystems) fabricados utilizando microstereolitografia (Projet 1200; 3Dsystems). Um troquel mestre de um primeiro molar inferior direito com preparo para cora total, foi reproduzido em gesso Tipo IV e digitalizado para produzir um arquivo de em STL para desenho dos *copings* (DentCAD; Delcam PLC) com 0,5mm de espessura e 0 µm para linha de cimentação. *Copings* de resina foram então impressos por técnica aditiva. Em impressões de uma matriz, três e seis por vez (n=18) e polimerização final sob luz UV por 10 minutos. As discrepâncias marginais desses *copings* de resina foram medidas usando microscópio digital × 160 em 12 pontos de referência, e os dados obtidos foram analisados, usando um método não paramétrico, teste de Kruskal-Wallis H, teste U Mann-Whitney post hoc com correção de Bonferroni. A média ± desvio padrão, das discrepâncias marginais totais dos grupos de 1, 3 e 6 matrizes foram respectivamente: 72,2 ± 39,1 µm, 61,2 ± 37,3 µm e 92,5 ± 54,1 µm. Diferenças estatisticamente significantes foram encontradas os grupos comparados (P <.05). Com base nas evidências, o grupo de três matrizes foi o que mostrou

melhores resultados. Por conta da adaptação ser afetada pelo número de *copings* fabricados, são necessários novos trabalhos para múltiplos *copings* de resina.

Bae *et al.* em 2017 compararam e avaliou in vitro a precisão de restaurações inlay fabricadas usando a manufatura aditiva recentemente versus os métodos subtrativos. A forma da restauração inlay foi definida em *software* (Solidworks; Dassault Systems SolidWorks Corp) e salva em arquivo STL. Este mesmo arquivo foi utilizado para a manufatura de todas as amostras (40), ao todo foram 4 métodos diferentes (cada grupo com 10), dois métodos aditivos, estereolitografia e sinterização seletiva a laser co-cr e dois métodos subtrativos, fresagem de blocos de cera e zircônia. Os espécimes fabricados foram digitalizados por escâner (D800; 3Shape A/S) e depois comparados por dados de referência em sobreposição de malhas em *software* (Geomagic Verify 2015; Geomagic GmbH) com o arquivo STL que usado para manufatura das peças. Os resultados foram analisados estatisticamente usando uma análise de variância unidirecional ($\alpha = 0,05$). Além disso, a morfologia superficial de um espécime de cada grupo foi avaliado usando um microscópio digital. Os resultados da análise de sobreposição das restaurações dentárias indicaram que o desvio da raiz quadrada média (valor eficaz) resultante nas restaurações fabricadas usando os métodos de manufatura aditiva foram significativamente diferentes daqueles fabricados usando os métodos subtrativos ($P < 0,05$). No entanto, não foi constatada diferença estatística dentro dos grupos (aditiva e subtrativa). Na avaliação microscópica (KH-7700; Hirox) da superfície revelou-se um fino espaçamento entre as camadas de restaurações feitas por estereolitografia e buracos e arranhões fracos, quando fabricados usando sinterização seletiva a laser. Nas em cera e zircônia, foram observados possíveis traços de da broca de fresagem. Os achados indicaram que a precisão das restaurações dentárias fabricadas usando os métodos de manufatura aditiva é maior do que a dos métodos subtrativos. Portanto, os métodos de manufatura aditiva são uma alternativa viável aos métodos subtrativos.

Shamseddine *et al.* em 2017 utilizaram um canino preparado para coroa total em CAD/CAM e término marginal em ombro arredondado. O dente foi então moldado 10 vezes com silicone de adição e obtidos dez troqueis de trabalho em gesso tipo IV. Cada troquel recebeu 2 *copings* de dissilicato de lítio (IPS e.max), um feito por padrões de cera de blocos de cera fresados e um por manufatura aditiva,

microestereolitografia. O alívio para cimentação da margem ficou em 0.1 mm (100 μ m). Técnica da réplica de silicone foi utilizada no espaço marginal e interno, ambos aferidos por microscopia eletrônica de varredura com ampliação de x 80. Na réplica de silicone, foi utilizado poliéter (Impregum Soft; 3M ESPE) e mantido sob pressão digital dentro do *coping* sobre o respectivo pilar até sua polimerização. Duas réplicas por troquel foram feitas, com 65 pontos de referência para aferição. Os dados coletados foram analisados utilizando o teste t de *Student* pareado para os resultados marginais e axiais. Para oclusal, a diferença nos escores não seguiu uma distribuição normal, e o teste dos postos sinalizados de Wilcoxon foi usado ($\alpha = 0,05$). A adaptação média marginal, axial e oclusal não mostrou diferenças significativas quando os dois processos de fabricação CAD-CAM foram comparados ($P > 0,05$). Para a adaptação marginal, os valores médios ($\pm$ DP) foram de 105,1 μ m $\pm$ 39,6 para os fresados e de 126,2 μ m $\pm$ 25,2 na manufatura aditiva. Os valores médios foram 98,1 μ m $\pm$ 26,1 para o espaço axial nos fresados e 106,8 μ m $\pm$ 21,2 na manufatura aditiva. Para a adaptação oclusal constataram-se os seguintes intervalos 141,5 a 269,9 μ m para técnica subtrativa e 171,6 a 266,0 μ m para aditiva.

Kim et al. em 2018 estudaram in vitro as discrepâncias marginais e internas de *copings* de Co-Cr fabricados usando a técnica estereolitografia. Um primeiro pré-molar direito superior em resina foi preparado para uma coroa metalecearâmica, com uma margem em chanfro largo. 45 troquéis em titânio foram fresados após escaneamento do dente. Três grupos de 15 amostras foram formados: grupo 01 técnica convencional da cera perdida, grupo 02 fresagem em liga de Co-cr e grupo 03 estereolitografia (028D; Digital Wax System) para *copings* em resina fotopolimerizada (RF068; Digital Wax System). Nos grupo que utilizaram tecnologia CAD/CAM, os troqueis foram escaneados (D700; 3Shape) e os *copings* desenhados digitalmente (Dental Designer 2013; 3Shape) e salvos em arquivo STL, para serem encaminhados aos seus respectivos métodos de fabricação. Discrepâncias marginais e espaços internos foram mensurados pelo método da secção transversal, após sua cimentação com cimento resinoso da peça ao seu pilar e inclusão em plástico reforçado por fibra. Para ai então medir em microscópio óptico com 11 pontos de referência por espécime avaliado. Os valores foram analisados estatisticamente com análise de variância ANOVA-one way ($\alpha = .05$). A média ($\pm$ DP) do espaço geral foi 63,2 $\pm$ 16,6 μ m para o grupo cera perdida, 70,2 $\pm$ 15,5 μ m para o

grupo estereolitografia e $130,3 \pm 13,8 \mu\text{m}$ para o grupo fresado. Os espaços globais diferiram significativamente entre o grupo fresado e os outros dois grupos ($P < 0,05$). A discrepância marginal e os espaços internos foram significativamente maiores no grupo fresado do que nos grupos convencional e aditivo. ($P < 0,05$). Os espaços oclusais diferiram significativamente entre os 3 grupos de estudo ($P < 0,05$). *Copings* fabricados usando estereolitografia mostraram aceitabilidade clínica marginal e interna. Sem diferir estaticamente da técnica convencional.

Kim et al., 2018a Avaliaram a reprodutibilidade do espaço marginal e interno de *copings* metálicos fabricados usando microstereolitografia, que é um sistema aditivo de manufatura. Um modelo mestre em níquel-cromo (ni-cro) do dente 46 foi moldado para obtenção de troquéis de trabalho feitos de gesso tipo IV e digitalizados para criar um arquivo STL. Os espaços internos dos *coping* em resina (VisiJet FTX Green resin; 3D Systems, Rock Hill, SC, USA) foram definidos em $30 \mu\text{m}$, espessura em $0,5\text{mm}$ e impressos (ProJet 1200; 3D Systems, Rock Hill, SC, USA) em três grupos: um *coping* por vez, três por vez e seis por vez ($n=12$). Os espaços marginais e internos desses *copings* de metal foram medidos usando uma técnica da réplica de silicone (sob pressão constante de 50N por 10 minutos) com um microscópio digital $\times 160$ em 16 pontos de referência por espécime. Os dados obtidos foram analisados utilizando um teste não paramétrico de KruskalWallis H, um teste post-hoc, teste de ManneWhitney U e correção de Bonferroni. A média e o desvio padrão do espaço marginal para cada grupo foi: $81,1 \pm 53,2 \mu\text{m}$, $68,3 \pm 44,8 \mu\text{m}$ e $90,3 \pm 57,7 \mu\text{m}$ para os grupos 1, 3 e 6 por vez respectivamente. Sem diferenças estatísticas no espaço marginal dos três grupos ($p > 0,05$). O Espaço marginal e interno dos grupos do estudo foram considerados clinicamente aceitáveis.

Kim et al., 2018b Avaliaram os espaços marginais e internos de *copings* de liga de cobalto-cromo (Co-Cr) fabricados por manufatura subtrativa e aditiva. Um modelo mestre do elemento 46 foi preparado 360 graus em chanfro para coroa total. Desse modelo 15 troqueis de trabalho foram obtidos e 15 arquivos em Standard Tessellation Language (STL) compilados usando um scanner e software CAD odontológico. Os seguintes grupos foram testados: cera perdida, bloco de cera para fresagem, bloco de metal macio para fresagem, técnicas de microstereolitografia (através da impressão de padrões de resina calcinável, em impressoras 3D de polimerização ultravioleta(UV) de resina e endurecimento final por 10 minutos em luz

UV) e de sinterização seletiva a laser (impressão em camadas por pó metálico), 15 *copings* de liga de Co-Cr por grupo. Os espaços internos e marginais desses *copings* de foram medidas utilizando um microscópio digital x160, e os dados obtidos foram analisados utilizando-se Teste H de Kruskal-Wallis e teste U Mann-Whitney post-hoc com correção de Bonferroni. Os valores médios marginal, axial e oclusal foram respectivamente de 91,8; 83,4 e 163 μm no grupo cera perdida; 94,2; 77,5 e 122 μm no grupo bloco de cera; 60,0; 79,4 e 90,8 μm no grupo bloco de metal macio; 154; 72,4, e 258 μm no grupo microstereolitografia; e 239; 73,6 e 384 μm no grupo sinterização seletiva a laser. O diferenças nos intervalos marginal e oclusal entre os 5 grupos foram estatisticamente significativas ($P < 0,05$). Baseados nos resultados a adaptação marginal dos grupos de cera perdida, bloco de cera, bloco de metal macio estavam dentro dos limites clinicamente aceitáveis, mas podem ser necessárias melhorias adicionais nas abordagens microstereolitografia e de sinterização seletiva a laser antes da implementação clínica.

Revilla-Léon e Ozcan em 2019 analisaram os principais processos de manufatura aditiva com polímeros para aplicações odontológicas: estereolitografia (SLA), processamento digital de luz (DLP), jateamento de materiais (MJ) e extrusão de materiais (ME). O processamento digital de luz, em inglês digital light processing (DLP) é muito semelhante à tecnologia SLA, pois esta na mesma categoria. A principal diferença entre SLA e DLP é a fonte de luz, onde a imagem é criada por uma lâmpada ou através de espelhos microscópicos dispostos em uma matriz em um chip semicondutor, conhecido como dispositivo de micro-espelhamento digital (DMD). Cada espelho representa um ou mais pixels na imagem projetada. Em um tanque com polímero líquido fotossensível, exposto à luz de um projetor. O projetor DLP exibe a imagem do modelo 3D no polímero líquido. Neste sistema, o objeto físico é retirado da resina líquida. No método SLA, a plataforma da impressora é imersa em uma resina líquida e polimerizada por um laser ultravioleta (UV). O laser desenha uma seção transversal do objeto para formar cada camada. Os autores concluem que a integração e o desenvolvimento de protocolos para um fluxo de trabalho digital completo ainda são necessários. Um futuro promissor está à frente para as aplicações protéticas das tecnologias de manufaturas aditivas, onde um fluxo de trabalho digital completo pode ser aplicado sistematicamente no trabalho diário.

2.3 Influência do tipo de preparo marginal

Hunter e Hunter em 1990a em sua revisão e discussão da literatura, parte I, apontam que os termos bisel, chanfro e ombro são amplamente utilizados para descrever os desenhos marginais de preparos para coroa. No entanto, não há nenhuma definição clara e universalmente aceita, pois os mesmos termos geralmente descrevem margens com larguras e configurações muito diferentes entre si. Da mesma forma, a angulação do chanfro não são consistentemente definidas. Ou seja, não existindo uma base universalmente aceita para classificar os desenhos das margens. O que faz com que muitos textos evitem definições verbais em favor das ilustrações, infelizmente, essa abordagem não distingue claramente as características de cada término marginal, o que cria ilustrações de chanfros ou ombros frequentemente enganosas. Além disso, o texto aborda questões como a utilização de desenhos marginais mais finos e revelam na literatura que muitas das razões apresentadas para sua superioridade são questionáveis. O uso de larguras marginais além do mínimo exigido pode contribuir para superar alguns dos problemas persistentes identificados na prótese fixa, as margens mais largas permitiriam uma fabricação mais fácil de coroas com contornos apropriados, além de melhorar a rigidez e estética. Os autores concluem sugerindo que os problemas associados à falta de preparo nos terminos e as vantagens potenciais de preparos mais amplos precisam ser enfatizadas.

Hunter e Hunter em 1990b, em uma revisão e discussão, parte II, sobre configurações de preparos marginais, referenciam na literatura a impossibilidade de selamento absoluto da margem do preparo, sem a interposição de uma linha de cimentação junto a margem da peça e o ângulo cavossuperficial do preparo. Relatam uma gama enorme de variações no espaço marginal, com alguns artigos abaixo de 50 μm e outros podendo chegar até 200 μm , entretanto referiram que com exploradores afiados, espaços de 25 μm podem ser detectados, mesmo que para outros 80 μm seja difícil de detectar clinicamente. Mas considera-se como aceitável espaços marginais menores que 120 μm . Com relação ao posicionamento marginal,

idealmente considera-se até 0,5 mm dentro do sulco gengival. E elucidam que ao se colocar as margens da coroa profundamente dentro da gengiva danifica-se o periodonto, e pode-se agravar com problemas como discrepâncias de assentamento da coroa e linha de cimentação. Mesmo que essas discrepâncias marginais sejam reduzidas, diminuindo-se o ângulo de fechamento entre o preparo e coroa, com biseis longos, mas a saúde periodontal deve ser priorizada quando o comprimento do bisel puder prejudica-la.

Butel et al. em 1991, durante a pesquisa sobre o tipo de término marginal, avaliaram quais desenhos marginais estavam sendo ensinados nas escolas de odontologia. Para isso enviaram uma pesquisa para todas as escolas de odontologia dos Estados Unidos e Porto Rico, perguntando sobre alguns dos desenhos marginais mais usados na preparação de dentes para coroas metalocerâmica, tais como: ombro plano, chanfro, chanfro profundo com bisel, ombro de 135 graus, ombro plano com bisel de 45 graus, ombro plano com bisel de 70 ou 75 graus e lâmina de faca. E avaliar quais eram os mais comumente ensinados. Os autores relataram não haver um consenso na literatura sobre quais termos marginais eram os mais apropriados em qualquer situação clínica específica. Entretanto em alguns casos na literatura os desenhos marginais considerados mais adequados eram todas as modificações do ombro e chanfro. Os resultados mostraram que os desenhos da margem em ombro plano e do bisel de 45 graus eram os mais populares para os dentes anteriores superiores e inferiores e molares superiores. Já o ombro biselado de 45 graus e chanfro, foram os mais populares para os dentes posteriores inferiores. Eles concluíram que todos os desenhos de margem listados na pesquisa, com exceção do lâmina de faca, estão atualmente sendo ensinados para restaurações metalocerâmicas

Gavelis et al. em 2004 no seu estudo dos efeitos de vários termos marginais no selamento e assentamento oclusal de coroas totais fundidas. Oito troqueis de aço inoxidável (sete de 10 mm de diâmetro e um de 08 mm) foram produzidos para simular o tamanho volumétrico de um molar preparado para coroa total. Dois troqueis foram preparados em lâmina de faca um de 10 mm de diâmetro e outro de 08 mm de diâmetro. Já os outros preparos foram; ombro 90 graus de 1mm, ombro 45 graus, ombro 90 graus com bisel de 1mm paralelo a parede axial, chanfro com bisel de 1mm paralelo a parede axial, ombro 90 graus de 1mm com bisel 45

graus e ombro 90 graus de 1mm com bisel 30 graus. As coroas foram cimentadas em troqueis de resina vermelha sob pressão inicial de 100 libras, com redução para 57 libras por dez minutos, para depois serem embebidas em plástico e seccionadas ao meio. As partes seccionadas foram polidas e levadas ao microscópio óptico com lente micrométrica montada. Como método estatístico a análise de variância *one-way* de múltiplas comparações utilizando *Tuckey's test* e *Scheffe's test* ($p < 0.5$). Baseados nos resultados, chegaram a seguinte conclusão: lâmina de faca e os preparos com bisel paralelo apresentaram o melhor selamento marginal, seguidos em ordem por, ombro 90 graus de 1mm, ombro de 45 graus e ombro com bisel 30 graus e 45 graus. Quanto ao assentamento da restauração o ombro 90 graus de 1mm foi o que apresentou melhor assentamento, seguido pelo ombro de 45 graus, em contra partida os preparos com bisel paralelo, chanfro e ombro 90 graus, foram respectivamente os piores.

Jalalian et al. em 2008 analisaram a integridade marginal de 40 coroas metalocerâmica fabricadas em 20 troquéis de gesso. Cada troquel tinha um preparo marginal em ombro biselado em um lado e ombro inclinado no outro. Ombro biselado que, segundo os autores, fornece uma vedação desejável e ombro inclinado que oferece um mínimo de colar metálico, favorecendo estética e preservação periodontal. Todas as amostras foram escolhidas e manipuladas de maneira idêntica durante todo o processo experimental. Utilizou-se um troquel mestre de aço inoxidável com os dois desenhos marginais, para obtenção dos troquéis de gesso. A integridade marginal foi avaliada usando um microscópio eletrônico de varredura para medir a diferença entre a restauração e a margem do dente. Os dados foram analisados usando o teste t de *Student* a um nível de significância de $p > 0,05$. A média de espaço marginal ($\pm$ desvio padrão) para os grupos foi a seguinte: ombro biselado, $40,78 \pm 18,4 \mu\text{m}$; ombro inclinado, $52,8 \pm 27,4 \mu\text{m}$ ($p > 0,05$). Os resultados demonstraram que ambos os termos estavam dentro da aceitabilidade clínica e não foi observada diferença significativa entre os dois modelos de preparo. O design do ombro biselado mostrou-se satisfatório. No entanto, uma restauração deve atender a outras necessidades, como estética e características biológicas, assim como saúde da gengiva, proporcionando ao mesmo tempo mais espaço na armação metálica para camada de porcelana, fatores garantidos pelo ombro inclinado. Além disso, o desenho do ombro inclinado é a

melhor opção para obter cores e contornos melhores na restauração final, pois há mais espaço disponível para a porcelana na infraestrutura de metal.

Nemane *et al.* em 2015 consideraram o efeito de vários preparos marginais no selamento marginal e assentamento oclusal em coroas totais metálicas. Seis modelos mestre de metal foram usinadas para simular uma coroa de molar preparada. Cada modelo mestre teve suas margens preparadas em diferentes formatos: ombro 90 graus, ombro arredondado, ombro com bisel 45 graus, chanfro, chanfro largo e lâmina de faca. Dos modelos mestres, foram produzidos troqueis em resina, onde as coroas produzidas através dos modelos mestres, foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco. Após a cimentação foram incluídos em resina acrílica e seccionados para aferições com seis pontos de referência por coroa. Os resultados apontaram que preparos em ombro foram piores no selamento marginal, mas melhores resultados no assentamento da coroa, o inverso foi constatado no preparo em chanfro e lâmina de faca.

Al Maaz *et al.* em 2019 em um trabalho *in vitro* pesquisaram o efeito de 3 diferentes termos no espaço marginal e interno de *copings* metálicos feitos em Co-Cr, e ligas nobres liga prata-ouro-paládio (Au-Pd-Ag) e cobalto-paládio (Co-Pd) usando a tecnologia de sinterização seletiva a laser. Três incisivos centrais superiores foram preparados com chanfro, chanfro profundo e ombro 90 graus. Os preparos foram digitalizados usando um *scanner* (TRIOS; 3Shape) e produzidos 30 troquéis por término (DPR 10 Resin; Carbon3D). Para cada término foi produzido um *coping* em CAD (com 25 µm de espaçamento) de cada liga proposta no trabalho (10 *copings* x 3 tipos de preparos x 3 tipos de liga). Os *copings* foram cimentados aos respectivos troqueis com cimento de resina composta autopolimerizável e seccionados para medição em microscópio metalográfico com ampliação x100. Os espaços marginais e internos foram medidos em 5 locais em cada parte seccionada. Uma análise multivariada de variância MANOVA *two-ways* foi conduzida para determinar a significância geral, seguida pela ANOVA para cada variável dependente ($\alpha = .05$). Os resultados indicaram que o tipo de liga e término marginal, tiveram influência significativa no espaço marginal ($P < 0,001$). Em relação ao espaço interno, o tipo de liga teve um efeito significativo ($P < 0,001$), mas o tipo de término não teve influência estatisticamente significativa ($P = 0,337$). Nenhuma interação estatisticamente significativa ocorreu. A liga básica foi impressas com quase

nenhuma porosidade observável, já as ligas nobres exibiam trincas de solidificação e porosidades. O término não influenciou o espaço interno, já o tipo de liga influenciou o espaço marginal. *Copings* em Co-Cr em chanfro profundo demonstraram o menor espaçamento marginal que chanfro e ombro, ou seja, o término marginal influenciou no espaço marginal.

Silva *et al.* em 2016 com 48 molares extraídos recentes, compararam quatro instrumento para refinamento do ângulo cavo superficial do preparo . Esses instrumentos eram: recortador de margem gengival, carbide de tungstênio multilaminadas, instrumentos ultrassônicos e pontas diamantadas montadas em peça de mão e contra Ângulo com velocidade reduzida. Após análise em microscópio eletrônico, antes e depois do preparo. Seus resultados que pontas diamantadas montadas em peça de mão no contra Ângulo com velocidade reduzida foi o único instrumento capaz de melhorar significativamente o ângulo cavo superficial.

2.4 Técnica da réplica de silicone

Boening *et al.* em 2000 mediram a precisão de adaptação de coroas Procera AllCeram em dentes anteriores e posteriores. 80 coroas Procera AllCeram foram avaliadas pela técnica da réplica de silicone: massa leve para preencher o espaço entre a coroa e dente (sob força de 20N), após polimerização retirou-se a réplica e utilizou silicone pesado para estabilização e suporte desta. As réplicas foram segmentadas e as medidas da espessura do filme foram realizadas com um microscópio de luz (para medição nos anteriores oito pontos de referência e posteriores 12) . A precisão de adaptação alcançadas pelo Procera AllCeram foi comparável a outros sistemas convencionais e inovadores.

Laurent *et al.* em 2008 tiveram como objetivo testar a confiabilidade do técnica de réplica de silicone em uma avaliação clínica, avaliando se a silicone leve pode reproduzir a espessura do cimento, a capacidade do silicone de massa pesada para apoiar e evitar distorções e a confiabilidade marginal, axial e oclusal. Para isso, foram utilizadas 30 CMC para 30 dentes posteriores divididos em 2 grupos de 15

segundo o silicone escolhido para réplica (President Coltene e S4i Bisico). Para cada trabalho uma réplica do espaço dente e coroa foi feita. A coroa foi preenchida pela massa leve do material e assentado sobre o preparo. Após a polimerização, o conjunto coroa e silicone foram removidos e preenchidas pela massa pesada do silicone para sustentação. As replicas foram seccionadas em 8 quadrantes com um total de 48 pontos de referencia para medição por espécime. Após as réplica de silicone, as coroas e seus respectivos preparos foram cimentados utilizando-se três materiais de união: President Coltene n=10 ; S4i Bisico n= 10 e fosfato de zinco n=10. Ressalta-se que as coroas foram cimentadas usando pressão manual, para reproduzir a situação clínica o mais próximo possível. Logo após a cimentação estes foram incluídos em resina epoxy e seccionados em quatro partes e com 36 pontos de referencia para medição por espécime. Os três grupos de dentes foram comparados usando o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis e Testes de Mann - Whitney modificado para comparações múltiplas ($P \leq 0.05$). Comparação entre os três grupos de dentes e os dois tipos de silicone foi realizado utilizando o teste t não paramétrico de Wilcoxon para grupos pareados. Concluíram que a medição de uma réplica de silicone do espaço do cimento entre dente e restauração permite comparação de adaptação seja qual for o silicone usado; o uso desta técnica com materiais apropriados, como o cimento de fosfato de zinco e silicone S4i Bisico, permitem uma previsão precisa do tamanho real da espessura do cimento, após a cimentação; o método é válido seja qual for a localização do ponto de referência (cervical, axial ou oclusal).

Rahmé *et al.* em 2008 compararam a espessura do filme do silicone de adição (polivinilsiloxano) leve usando na técnica de réplica de silicone, com a espessura do filme resultante da cimentação de *copings* Procera®. Produziram 20 *copings* Procera® e a espessura da massa densa foi primeiramente medida usando a técnica de réplica de silicone; então as mesmas coroas foram cimentadas com cimento de ionômero de vidro, serrados, e a espessura do filme de cimento foi medida. A espessura do material de silicone não diferiu significativamente da do cimento de ionômero de vidro usado no trabalho. Concluíram que a técnica de réplica de silicone é uma técnica precisa e confiável que pode simular espaço da coroa após a cimentação.

Ucar *et al.* em 2009 compararam a adaptação interna de coroas de liga de

Co-Cr sinterizadas a laser, com restaurações em liga de Co-Cr e Ni-Cr pela técnica convencional de fundição. A adaptação das coroas foi avaliada usando duas técnicas diferentes: (1) técnica da réplica de silicone que com silicone de adição leve irá simular a linha de cimentação, e (2) medindo a largura do espaço interno em um troquel com coroa seccionados longitudinalmente. ANOVA *One-way* seguido pelo teste de comparação múltipla de Tukey foi usado para análise estatística ($\alpha = ,05$). Comparando a técnica de silicone a técnica de secção de coroas, constataram que a primeira é um método conveniente para avaliar adaptação interna das coroas dentárias.

Schönberger *et al.* em 2019 em seu trabalho *in vitro* compararam dois protocolos de medição da adaptação interna e marginal de próteses dentárias fixas de três unidades em zircônia. 44 coroas foram fabricados por troqueis padronizados por dois sistemas CAD / CAM de laboratório: Cercon ($n = 22$) e Ceramill ($n = 22$). O encaixe foi testado usando a técnica da réplica de silicone, com pressão digital para o assentamento da peça. Depois de executadas as réplicas, seções transversais foram feitas nas direções vestibulolingual e mesiodistal. Posteriormente as coroas foram cimentados com ionômero de vidro sob força constante no pântico de 10 N por dez minutos, em seus respectivos troquéis, incluídos em gesso e seccionados vestibulolingual e mesiodistal. Todas as amostras dos dois grupos, foram medidas por um microscópio óptico com ampliação de 50x . A largura do espaço interno médio foi de $51 \pm 36 \mu\text{m}$ para o silicone e $52 \pm 35 \mu\text{m}$ para a técnica com ionômero de vidro ($p = 0,74$). A largura média da abertura marginal do silicone foi $27 \pm 18 \mu\text{m}$ e $30 \pm 19 \mu\text{m}$ para ionômero de vidro ($p = 0,19$). Testes estatísticos não mostraram diferenças significativas ($p > 0,05$). Como consequência, ambas as técnicas podem ser utilizadas para avaliação do ajuste; no entanto, o método não invasivo da réplica de silicone é mais adequado para uso clínico.

Kocaağaoğlu *et al.* em 2016 confrontaram as discrepâncias marginais, axiais e oclusais em restaurações unitárias de metalocerâmicas fabricadas por novas técnicas de produção versus a técnica convencional. Os trabalhos foram divididos aleatoriamente em 4 grupos ($n = 10$) de *copings* de cobalto-cromo (Co-Cr): fundidos (convencional), fresado em metal duro (bloco com a liga metálica), sinterizado a laser e de fresagem em metal macio (bloco com a liga pré-sinterizada). As discrepâncias foram medidas usando a técnica de réplica de silicone antes e depois

da aplicação de cerâmica de revestimento (marginal 320 pontos de aferição, 320 axial e 160 oclusal nos 40 *copings*). Os dados foram analisados por ANOVA two-ways e testes post hoc de Bonferroni ($\alpha = .05$). Os resultados in vitro demonstraram que as restaurações de metalocerâmica produzidas com metal endurecido e as nova técnica de metal macio apresentaram melhores adaptações marginais do que as produzidas com a técnica laser e convencional.

Segerström *et al.* em 2019 Conduziram um estudo para validar a técnica de réplica de silicone que consistiu em três etapas. Primeiro, um instrumento de medição foi validado para elucidar sua precisão. Em segundo lugar, um espécime que consiste em duas partes, macho e fêmea foi criado e validado pelo instrumento de medição anterior e foram calculados os valores exatos dos espaços entre macho e fêmea . Para finalmente produzirem réplicas de silicone dos espaços entre macho e fêmea e logo seguidas seccionadas em quatro quadrantes. As réplicas foram então medidas com o uso de um microscópio de luz e os valores recebidos da medição das amostras foram então comparados com os valores recebido das réplicas de silicone para validação da técnica. As medições obtidas, revelaram que a técnica de réplica de silicone supervalorizou todas as lacunas mensuradas. E dependendo da localização dos três locais de medição, a diferença entre o corpo de prova e a réplicas de impressão variaram de 47 a 130 μm . Baseado nisso, a técnica de réplica de silicone, superestima os espaços dentro de um intervalo de 2% a 11%. Mesmo assim, a validação da técnica da réplica de silicone permite que o método seja usado como referência ao testar outros métodos que avaliarão a adaptação de coroas na odontologia.

Hong *et al.* em 2019 conferiram a adaptação marginal (técnica de réplica de silicone) e porosidade interna de coroas metálicas de liga de cobalto-cromo (Co-Cr) preparadas usando 2 processos sinterização seletiva a laser juntamente com uma técnica de fundição convencional, antes e depois do recobrimento cerâmico com $n=20$ por grupo. A discrepância marginal (distância do pilar a superfície da peça em linha reta) e a discrepância marginal absoluta (medida da extremidade da coroa a superfície do pilar) das coroas foram medidas usando a técnica de réplica de silicone, na qual cada réplica foi cortada em 4 seções antes e após o revestimento cerâmico. Após medições da réplica, cada *coping* em 4 partes, para aferição das porosidades. Os dados foram analisados por ANOVA de dois fatores e pelo teste

teste t *Student* ($\alpha = .05$). Dentro das limitações do estudo, todos os valores de discrepância marginal dos três grupos foram inferiores ao intervalo aceitável mesmo após a aplicação de cerâmica.

Yildirim e Paken (2019) em seu trabalho ao compararam a adaptação marginal e interno de 36 *copings* de Co-Cr sobre implantes. Produzidos por 3 técnicas diferentes: Cera perdida (convencional), CAD/CAM e sinterização a laser direta. Para aferição dos espaços, utilizou em sua metodologia silicone de condensação para replicar o espaço entre pilar e superfície interna dos *copings* pela técnica da réplica de silicone. As réplicas foram seccionadas em quatro quadrantes e 6 pontos de referência por quadrante (marginal, intermarginal, axial 01, axial 02, oclusal 01 e oclusal 02). Os grupos convencional e sinterização a laser direta, apresentaram melhor adaptação marginal em comparação ao grupo CAD / CAM; no entanto, o grupo CAD / CAM foi melhor que o grupo convencional em termos de adaptação axial. Todos os métodos de fabricação demonstraram adaptação intermarginal e oclusal semelhante.

2.5 Retentores intrarradiculares metálico fundidos

Balkenhol *et al.* em 2007 no estudo retrospectivo longitudinal de 10 anos, examinaram o tempo de sobrevida de retentores intrarradiculares metálico fundidos, avaliando quais variáveis colocam em risco seu sucesso a longo prazo. 565 pacientes, que receberam um total de 802 retentores fundidos sob metodologias padronizadas. Para avaliação foram utilizados os seguintes parâmetros: idade da peça, técnica de obtenção (direta, indireta), tipo de restauração protética, localização, tipo de dente, número de raízes utilizadas, material para cimentação (fosfato de zinco ou ionômero de vidro), liga utilizada para fabricação (preciosa ou semipreciosa) e causa da falha. Após a cimentação das peças, os pilares dentais foram preparados para término em ombro, 1,5 a 2 mm apicalmente para manutenção do fator de férula. A probabilidade de sobrevivência avaliada usando a análise de Kaplan-Meier. Já regressão Cox foi utilizada para avaliar o risco de falha e identificar possíveis variáveis. Os resultados demonstraram que o tempo médio de

sobrevivência foi de 7,3 anos, complicação mais comum foi a perda de retenção, ligas preciosas tiveram um risco menor de falha do que ligas semipreciosas, o tipo de restauração sobre o retentor teve uma influência significativa na probabilidade de sobrevivência.

Gómez-Polo *et al.* em 2010 em avaliação retrospectiva, compararam a taxa de sobrevida em dentes restaurados com pinos pré-fabricados e com retentores fundidos em cromo-cobalto. 112 dentes tratados endodonticamente e reabilitados com pinos pré-fabricados fundidos em cobalto-cromo. O método de Kaplan-Meier foi usado para análise estatística. 93 retentores ainda estavam íntegros, resultando em uma taxa de sobrevivência de 83,03% após um período médio de 10,08 anos. Os resultados não mostraram diferença significativa entre os dois grupos após um seguimento médio de 10 anos.

Sarkis-Onofre *et al.* em 2014 em um estudo controlado randomizado compararam a sobrevivência de pinos de fibra de vidro e de retentores metálico fundidos (obtidos pela técnica direta), utilizados na reabilitação de dentes tratados endodonticamente sem parede coronária remanescente. 54 participantes e 72 dentes foram avaliados durante um período de até 3 anos (chamados em intervalos de 6, 12, 24 e 36 meses após cimentação do retentor). Todos os dentes foram restaurados com coroas metalocerâmica unitária. As probabilidades de sobrevida foram analisadas usando a estatística de Kaplan-Meier ($p < 0,05$). Resultados evidenciaram um desempenho clínico semelhante em dentes sem parede coronal remanescente após 3 anos para ambos os grupos.

Raedel *et al.* em 2015 em uma avaliação retrospectiva de todos os retentores intrarradiculares fundidos executados em uma clínica universitária de janeiro de 1992 até junho de 2011. Mostrou que esses retentores atingiram uma média aceitável no tempo de sobrevivência. E alternativas como pinos de fibra de vidro, ainda não tem dados científicos com comprovação de sobrevivência a longo prazo comparáveis ao do tipo fundido. Além disso, restaurar com uma prótese dentária fixa, dependendo do caso, pode positivamente influenciar o tempo de sobrevivência dos elementos dentais.

Moraes *et al.* em 2016 em um ensaio clínico randomizado avaliaram a precisão de retentores metálicos fundidos em ligas e níquel-cromo (Ni-cro), dependendo da posição do dente e técnica de impressão. Dentes tratados

endodonticamente (anterior ou posterior) planejados para receber retentores metálicos e coroas totais metalocerâmicas, foram randomizados de acordo com a técnica de impressão (direta e indireta). Na técnica direta utilizaram almas de resina pré-fabricadas para produzir um padrão do retentor em resina acrílica, já na técnica indireta foi utilizado a alma de resina pré-fabricada para ajudar na sustentação do silicone de adição injetado no interior do conduto que iria copiar e modelo subsequente em gesso tipo IV. Os resultados demonstraram que todos os retentores eram menores que suas respectivas impressões. A redução média para o metal foi de 2,3% para técnica direta em dentes anteriores, 5,7% para direta em dentes posteriores, 6,3% para indireta em dentes anteriores e 7,2% para dentes posteriores (todos $P < 0,05$). Diferenças estatisticamente significativas foram encontrados entre o tempo de técnica e posição do dente ($P = 0,031$), com a técnica direta mais demorada do que a técnica indireta ($P < 0,001$) para ambas as posições dos dentes. Para o método indireto, os tempos de impressão para ambos os grupos de dentes foram semelhantes ($P = 0,459$). Sendo assim, ambas as técnicas de impressão intra-canal resultaram em retentores mais curtos do que o espaço impresso. A discrepância foi maior para a técnica indireta. Mesmo assim, todos retentores foram considerados clinicamente aceitáveis e foram cimentados.

Rayyan *et al.* em 2016 em um estudo *in vitro* investigaram o efeito do tipo de técnica de obtenção dos padrões para retentores na precisão adaptação. Dez pré-molares extraídos unirradiculares e de dimensões semelhantes, receberam tratamento endodôntico. Estes foram seccionados 2 mm acima da junção cimento-esmalte. Um total de 20 padrões de retentores intraradiculares, 2 para cada dente foram fabricados (um de cada técnica). A técnica indireta utilizou silicone de adição com peça de sustentação colocada dentro do canal durante a moldagem, já a direta foi feita clinicamente em resina com auxílio de uma alma de resina. A liga utilizada para fundição foi Ni-cro livre de berílio. Cada dente foi escaneado usando um sistema de tomografia computadorizada. O teste t de *Student* pareado foi usado para determinar qualquer diferença significativa nos escores dos grupos. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os resultados de qualquer técnica ($P > 0,05$). E portanto, nem a fabricação de padrões pelo método indiretos nem pelo método direto influenciou a adaptação.

Hendi *et al.* em 2019 em um estudo *in vitro*, compararam a retenção de

retentores intrarradicular fabricados usando três técnicas diferente: totalmente digital, semi-digital e convencional. E definir a precisão de cada técnica em termos de espaço apical. 30 elementos dentais recém-extraídos (pré-molar e molar) foram selecionados para este estudo in vitro. A técnica convencional de fundição (liga baseada em Co-Cr tipo 5) utilizou a técnica direta de impressão por padrões calcináveis em resina, já impressões de silicone (técnica indireta) do intracanal para o método semi-digital e para o método totalmente digital utilizou-se a nova tecnologia dos *scanners* da 3Shape para escaneamento intracanal. As técnicas que envolveram processos digitais, tiveram seus retentores fresados em Co-Cr. E todas as peças foram cimentados com cimento de fosfato de zinco. O trabalho apresentou diferenças significativas entre as técnicas convencionais, totalmente digitalizadas e semi-digitais em termos de espaço apical. Sendo assim, a técnica convencional foi mais precisa e resultou em maior retenção do que as demais técnicas avaliadas. No entanto, a retenção e a espaço apical de todos os retentores, estavam dentro das diretrizes clínicas.

Sorensen e Engelman (1990) avaliaram o design de preparos marginais com o núcleo e estrutura coronária. Considerando o efeito férula como uma forma de aumentar a resistência estrutura de dentes despolpados pela manutenção de remanescente de dentina coronária. Seis grupos foram determinados: grupo 01 ombro 90 graus sem extensão coronária e estrutura axial removida ao redor do núcleo, grupo 02 ombro 90 graus sem extensão coronária, grupo 03 ombro inclinado em 130 graus e toda a estrutura dental acima do ângulo axio-gengival retirada, grupo 04 preparo em ombro 90 graus com bisel em 60 graus de 1mm de largura, sem extensão coronária axial, grupo 05 ombro 90 graus com bisel em 60 graus de 1mm de largura, com extensão coronária axial de 1mm e grupo 06 ombro 90 graus com bisel em 60 graus de 1mm de largura, com extensão coronária axial de 2mm. Os autores constataram que um milímetro de estrutura dentária coronal acima da margem aumentou substancialmente a resistência à fratura dos dentes tratados endodonticamente. No grupo 03 houve efeito de férula de duas maneiras: entre o núcleo e o remanescente da coroa dental em ombro inclinado 130 graus e entre coroa e margens, mas esse tipo de design não contribuiu para resistência ou limiar de falha, apesar das diretrizes clínicas populares.

Juloski *et al.* em 2012 em sua revisão de literatura, realizaram uma busca na

literatura utilizando as seguintes palavras-chave: efeito férula, férula (ambos sozinhos em conjunto com o termo revisão de literatura), resistência à fratura, fadiga, análise de elementos finitos e ensaios clínicos. Os estudos apontaram que a presença de férula, definida como abraçamento em cinta metálica ao retentor, efetuado pela coroa fixa ao remanescente dentário, através de paredes paralelas (como consequência de um contorno marginal em ombro). Com tamanhos variando de 1,5 a 2 mm garantiu aumento na resistência à fratura de dentes despolpados. Mas caso a situação clínica não permita uma férula em circunferência completa, uma férula em circunferência incompleta ainda é considerada uma melhor opção do que sua completa falta. Com base nas evidências *in vitro* e *in vivo* revisadas, a presença de férula teve um efeito positivo na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Um prognóstico mais bem sucedido pode ser esperado se a dentina estender-se de 1,5 a 2 mm no sentido coronal à margem da coroa e circunferencialmente. Caso a situação clínica não permitir uma férula em 360 graus devido a lesões extensas de cárie, restaurações prévias ou fraturas, uma férula incompleta ainda é considerada uma opção melhor que sua ausência.

2.6 Metrologia óptica industrial e varredura tridimensional (3D)

Holst *et al.* em 2011 percebendo que as técnicas de avaliação de ajuste bidimensional usadas atualmente na odontologia não são importantes para uma análise tridimensional aprofundada, desenvolveram um novo protocolo para fornecer informações tridimensionais para o registro virtual da restauração digitalizada em relação ao seu pilar protético. Para tanto, a tecnologia CAD / CAM, já há algum tempo empregada na odontologia, foi utilizado para produzir 10 *copings* em titânio para cada um dos cinco modelos de gesso mestre, com formato dental de um elemento preparado para coroa total. Com os *copings* prontos, um *scanner* industrial sem contato (ATOS SO 2M, GOM) foi usado para digitalizar os componentes. O registro dos conjuntos de dados de superfície foram obtido por um novo protocolo de varredura tripla, ou seja, um processo de escaneamento em três passos, obtendo-se digitalizações separadas da prótese, do troquel mestre e do conjunto em posição de

assentamento final, para depois através de um *software* executar uma sobreposição entre malhas e determinar as áreas de desadaptação. Para análise estatística, fez-se um teste de repetibilidade do protocolo de varredura tripla, onde as distâncias médias do espaço de cimento de todas as *copings* em seus respectivos pilares foram medidas três vezes. O resultados demonstraram que o protocolo de varredura tripla representa uma abordagem de registro confiável para conjuntos de dados de superfície em aplicações odontológicas e elimina as limitações dos protocolos de registro convencionais quando um espaço ou fenda de cimento está presente entre uma restauração e seu pilar protético subjacente.

Dahl *et al.* em 2017 compararam a adaptação interna de coroas individuais produzidas pela técnica de cera perdida e fundição de metal com a de coroas unitárias produzidas com a tecnologia CAD-CAM. Utilizando o protocolo de varredura tripla com um *scanner* industrial sem contato (ATOS III Triple-scan; GOM mbH) e os cálculos para distância entre a parte interna da peça e o modelo mestre, foram feitos com auxílio do ATOS Professional *software* (V8 Hotfix 11, Rev. 89084, Build 2015-10-07; GOM mbH) e os resultados analisados com GOM Inspect *software* (V8 Hotfix 9, Rev. 84863, Build 2015-04-22; GOM mbH). Para os autores, o método da técnica da réplica de silicone, amplamente difundido na odontologia, está fadado a erros relacionados a mistura e manipulação geral do material, distribuição no assentamento. Usando entretanto, o protocolo de varredura tripla, elimina-se as fontes de erros manuais.

Matta *et al.* em 2017 em um estudo in vitro que avaliaram diferentes métodos para construção de um modelo virtual tridimensional preciso de um implante na cavidade oral. E os modelos obtidos seriam então usado para procedimentos CAD-CAM. Na comparação do modelo mestre virtual (obtido por *scanner* industrial sem contato) com cada modelo de teste virtual, aplicou-se um *software* interativo de CAD (ATOS *professional*) que devido as suas funções pode específica de melhor ajuste entre os modelos testados, ambos os modelos foram sobrepostos e conseqüentemente Pode-s avaliar quaisquer discrepâncias entre o modelo mestre e cada um dos modelos virtuais. Concluíram que no método de digitalização da impressão em silicone de adição, melhorou a precisão das estruturas fabricadas por CAD-CAM.

Boitelle *et al.* em 2018 em um estudo in vitro, compararam o ajuste marginal

de *copings* de zircônia usando dois métodos de medição diferentes: um método de varredura tripla por escaneamento (ATOS CompactScan; GOM GmbH) com sobreposição de malhas por *software* (GOM *Inspect* SR5V2, GOM GmbH) e o método da réplica de silicone. O método óptico de varredura tripla foi realizado para obter um mapa tridimensional digital da adaptação marginal e analisar seus valores. Para cada método, a confiabilidade da medição foi testada, e uma análise não paramétrica foi então realizada para comparar os valores marginais medido pelos dois métodos de avaliação ($\alpha = 0,05$). Embora ambos os métodos tenham apresentado boa repetibilidade, o método de varredura tripla foi mais confiável.

Dahl *et al.* em 2018 avaliaram se a técnica de desenho auxiliado por computador/manufatura auxiliada por computador (CAD / CAM) melhora a adaptação de próteses fixas (PF) em comparação com os PF feitas pela técnica de cera perdida e fundição de meta (convencional). PF de três elementos foram avaliadas usando o método de varredura tripla. E o espaço médio do cimento variou entre 50 e 300 μm . Para todos os grupos, o espaço de cimento em uma faixa de 0,5 a 1,0 mm dentro da margem foi menor que 100 μm . O espaço de cimentação produzido pela técnica CAD / CAM foi semelhante ao produzido pela técnica convencional de cera perdida e fundição de metal.

Liang *et al.* em 2018 avaliaram a discrepância marginal absoluta de coroas cerâmicas fabricadas usando métodos convencionais e digitais por método baseado em digitalização tridimensional. As avaliações determinaram que as discrepâncias marginais absolutas eram clinicamente aceitáveis. E este método baseado em digitalização tridimensional é aceitável para a avaliação da adaptação de coroas totais.

Latham *et al.* em 2019 estudaram *in vitro* se o padrão de escaneamento afeta a exatidão, precisão e velocidade na digitalização de arcos completos realizadas usando 4 diferentes sistemas digitais diferentes. Para isso um modelo personalizado foi utilizado como referência. E o modelo digital referência foi obtida usando um *scanner* óptico ATOS III *Triple Scan* 3D. Outras digitalizações foram obtidas de 4 diferentes sistemas, usando 4 padrões de exclusivos por clínicos experientes. Todas as varreduras experimentais foram convertidas para o formato STL e um programa de metrologia (*Geomagic Control X*) comparou as malhas obtidas. Concluíram que o padrão de varredura afetou a exatidão e precisão de

alguns *scanners*. Sendo que o padrão de pode desempenhar um papel importante no sucesso da digitalização digital.

Jang *et al.* em 2019 em um estudo in vitro que avaliou o ajuste de adaptação de próteses fixas (PF) de 3 elementos fabricadas sobre modelos impressos em 3D e pelo método convencional. Um modelo mestre foi fabricado, modelos de pedra foram feitos a partir deste e os modelos impresso, fabricados usando uma impressora 3D após a obtenção de modelos virtuais por escaneamento. Todas as PF de 3 elementos foram fabricados com uma fresadora de 5 eixos. Para avaliação, modelo principal virtual e a superfície digitalizada do interior das coroas, foram sobrepostos usando *software* de análise 3D. Resultados sugeriram que modelos impressos em 3D têm aplicabilidade clínica, mas que é necessário melhorias para sua aplicabilidade em prótese dentária.

Wang *et al.* em 2019 avaliaram a veracidade tridimensional de coroas de zircônia fabricadas por impressão 3D para investigar a potencial aplicação dessa tecnologia em restaurações dentárias de cerâmica. Um dente tipo typodont (Nº. 523; Nissin Corp) foi preparado para receber uma coroa de cerâmica, escaneado (D810; 3shape A/S) e depois foi projetada digitalmente um coroa utilizando o software CAD. A coroa digital foi fabricada com um sistema de impressão 3D e com um sistema de fresagem dental. As coroas foram escaneadas usando um scanner de luz azul (DS100; *Shining 3D Corp*), e os dados coletados para cada coroa foram divididos em 4 partes (superfície externa, superfície interna, área marginal e superfície oclusal interna). Finalmente, a veracidade de cada parte foi determinada usando o software de inspeção 3D (*Geomagic Qualify* 2013; *Geomagic Inc*). A veracidade 3D das coroas fabricadas por impressão 3D ou fresagem foi comparada por *1-side test* ($\alpha = 0,05$). A veracidade da superfície externa, superfície de interna, área marginal e superfície oclusal interna das coroas impressas não foi pior do que a veracidade correspondente das coroas CAD-CAM ($P < 0,05$). Os mapas de cores na inspeção 3d foram gerados para representar os desvios entre os dados da digitalização da coroa impressa e os dados CAD de referência. O intervalo de desvio foi codificado por cores de $-50 \mu\text{m}$ (azul) a $+50 \mu\text{m}$ (vermelho), valores críticos. As áreas azuis representam desvios negativos, indicando que a dimensão da coroa impressa era menor que as dimensões de referência do CAD, enquanto as porções vermelhas representam desvios positivos, indicando que a dimensão da coroa impressa era

maior que as dimensões de referência do CAD Os autores concluíram que as coroas de zircônia produzidas pela impressão 3D atendem aos requisitos de exatidão, e a impressão 3D pode ser adequada para a fabricação de coroas de zircônia.

3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo,tem como proposição, averiguar se há a possibilidade de obtenção de RIR e *coping* através de moldagem única, excluindo dessa forma, a segunda moldagem utilizada após a cimentação do RIR ao dente para subsequente confecção da infraestrutura metálica.

4 MATERIAL E MÉTODOS

O presente estudo foi aprovado por comitê de ética responsável. CAAE: 10379919.8.0000.0077. E o parecer completo encontra-se no anexo A deste trabalho.

Foram preparados 24 dentes humanos unirradiculares para RIR, preparo marginal em ombro 130° de espessura de 2 mm e manutenção de estrutura coronária axial de 2 mm.

Para os preparos marginais, foram utilizadas brocas de ponta diamantada 4114 (KG Sorensen© Cotia, SP, Brasil) em alta rotação (KaVo© do Brasil Ind. Com. Ltda. Joinville, SC, Brasil), estas também foram utilizadas para preparo e alargamento dos condutos radiculares; com comprimento baseado no limite da parte ativa da broca em 10 mm. Todos os preparos foram refinados com Contra Ângulo em baixa rotação (KaVo© do Brasil Ind. Com. Ltda. Joinville, SC, Brasil), utilizando-se ponta diamantada 1111 (KG Sorensen© Cotia, SP, Brasil).

Após os preparos as 24 amostras dentais passaram por avaliação em Estereomicroscópio Discovery V20 (Carl Zeiss© São Paulo, SP, Brasil) em magnificação de 20 vezes, para averiguação de sua integridade.

4.1 Obtenção dos corpos de prova

Com os 24 dentes devidamente preparados, estes foram fixados sobre bases de Resina acrílica quimicamente ativada (JET ® pó transparente e Líquido para resina JET® monômero - Clássico © Campo Limpo Paulista, SP, Brasil), utilizando como molde para as bases, canos de policloreto de vinila (PVC) com as seguintes dimensões: 25 mm de diâmetro e 20 mm de comprimento. Os dentes foram mantidos manualmente em posição nos moldes, até que a resina polimerizasse por completo. Deixou-se aproximadamente 5 mm de estrutura dental para fora da inclusão em resina, para facilitação da área limite do término na hora das moldagens e escaneamento.

Foram divididos em dois grupos de 12 amostras: Grupo A – obtenção de RIR e *coping* pelo método convencional e grupo B – obtenção de RIR e *coping* pelo método da moldagem única.

4.2 Grupo A - controle

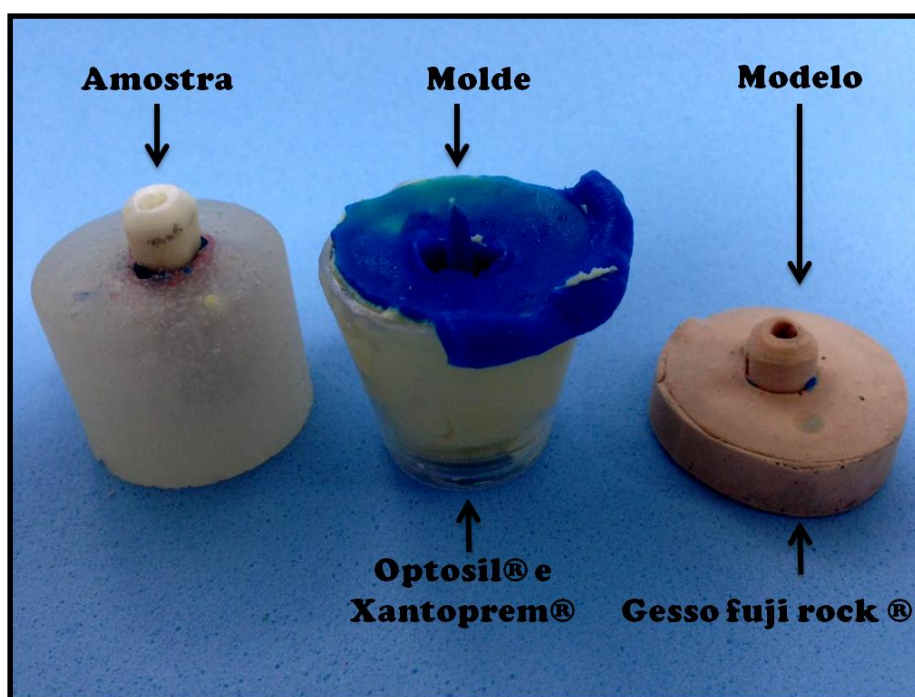
4.2.1 Moldagem dos corpos de prova

Para moldagem com silicone de condensação utilizada em todos os grupos, adaptou-se um dispositivo de acrílico que pudesse conter o material de moldagem e ao mesmo tempo impedir seu escoamento. Este instrumento foi adaptado a partir de pequenos recipientes de acrílico, com diâmetro máximo de 25 mm e volume de 10ml.

O grupo A constituiu-se das 12 amostras em que se obteve primeiramente o RIR com moldagem em silicone de condensação (Optosil® e Xantoprem® - Kulzer South America Ltda © Água Branca, SP, Brasil), técnica indireta. E os seguintes passos foram seguidos: (01) Mistura manual da massa densa do silicone de condensação com catalisador; (02) inserção do material denso dentro dos dispositivos de moldagem e impressão da amostra com espera até o seu tempo de polimerização; (03) separação do material de moldagem da amostra e alívio da impressão na região correspondente ao dente; (04) disposição do material fluído e catalisador em placa de vidro e espatulação com espátula 36 simples (Millennium Golgran© São Caetano do Sul, SP, Brasil); (05) parte do material foi posicionado em Injetor de elastômero (Polidental © Cotia, SP, Brasil), para que o material fluído chegasse até as regiões internas do conduto; (06) para melhor distribuição do material pelo conduto e conseqüentemente a diminuição do risco de aprisionamento de bolhas de ar no interior deste, utilizou-se broca tipo Lentulo (Maillefer® n° 40 - Dentsply© York, Pensilvânia,EUA) em baixa rotação (KaVo© do Brasil Ind. Com. Ltda. Joinville, SC, Brasil) e logo após um pino para moldagem (Pinjet®-Angelus© Londrina, PR, Brasil) foi posicionado dentro do conduto; (07) outra parte do material

fluido foi então espalhada sobre a massa densa e juntos foram encaixados sobre a amostra, com o seu tempo de polimerização respeitado; (08) o molde foi então separado do dente e preparou-se uma barreira em cera utilidade vermelha ao redor da borda do dispositivo de moldagem para que o gesso não escoasse; (09) após tempo de espera de 30 minutos, o modelo foi preenchido com Gesso fuji rock (GC EUROPE © Lovânia, Brabante Flamengo, Belgica) com auxílio de Vibrador de Gesso Sonny® (Biotron© Santa Rita do Sapucaí, MG, Brasil), e esculpido PKT NR 02 (Fava© São Paulo, SP, Brasil) para distribuição do gesso sobre o molde; (10) esperado seu tempo de presa final, modelo e molde foram separados; (11) Modelo foi recortado em recortador de gesso. Na figura 01 a seguir, estão dispostos as três fases principais das etapas supracitadas.

Figura 1 - Ilustração da amostra, molde e modelo em gesso



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.2.2 Obtenção do RIR

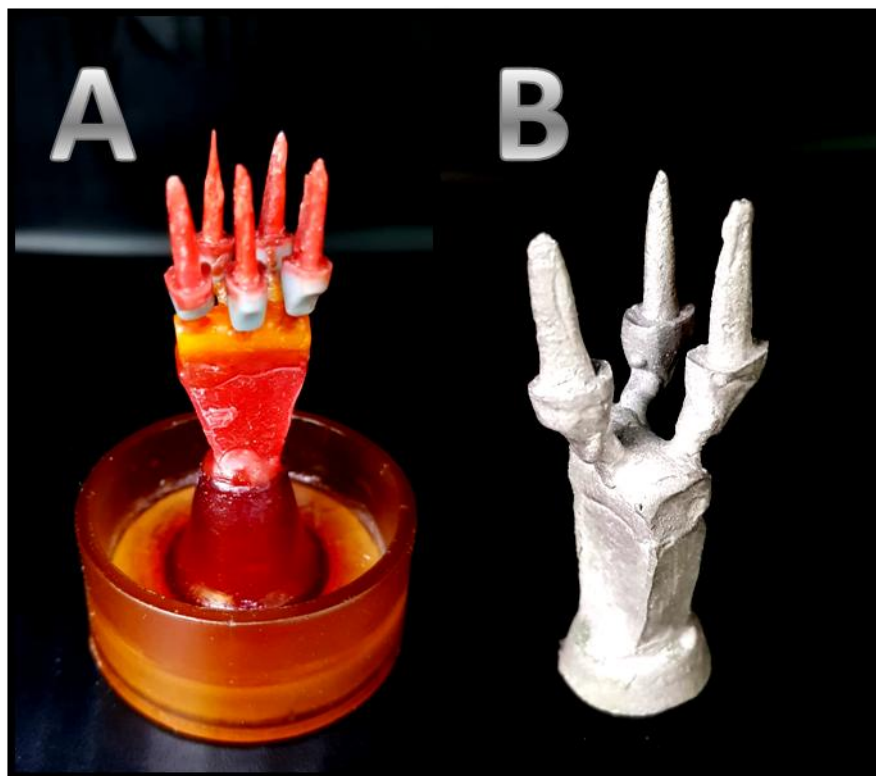
As amostras em gesso tiveram os RIR feitos primeiramente em padrões calcináveis de resina, para então serem incluídos em cadinho e fundidas em liga de Co-Cr (da Fitcast cobalto® Talmax©.Curitiba, PR, Brasil). Como ilustrado na figura 02, com os padrões calcináveis e figura 03 com os padrões fixados em cadinho e logo depois fundidos.

Figura 2 - Obtenção do padrão em resina calcinável para RIR



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 3 – Fundição dos RIR



Legenda: a) padrões calcináveis fixados no cadinho; b) RIR fundidos, sem acabamento.
Fonte: Elaborada pelo autor.

4.2.3 Cimentação do RIR ao dente

Os RIR foram cimentados sob pressão digital, com Cimento de zinco (S.S. White© Rio de Janeiro, RJ, Brasil): (01) em uma placa de vidro foram colocados pó e líquido e espatulados conforme normas de incorporação fracionada, com Espátula 24 (Millennium Golgran© São Caetano do Sul, SP, Brasil); (02) parte do material foi depositado no conduto e espalhado com broca tipo Lentulo (Maillefer® n° 40 - Dentsply© York, Pensilvânia, EUA) em baixa rotação (KaVo© do Brasil Ind. Com. Ltda. Joinville, SC, Brasil); (03) com a ponta do RIR capturou-se parte do cimento da placa e RIR foi levado em posição no conduto, mantendo-se pressão digital no intuito de simular a realidade clínica e (04) respeitou-se o tempo de trabalho do

material e seu tempo de presa para que as novas etapas subsequentes ocorressem. Deve-se salientar que alguns retentores necessitaram receber ajuste antes de sua cimentação, dessa maneira, utilizou-se carbono em spray (Odontomega© Rio Preto, São Paulo, Brasil) e ponta diamantada 1015 (KG Sorensen© Cotia, SP, Brasil) em alta rotação para desgaste seletivo nas áreas indicadas pelo carbono. E só após a cimentação os RIR foram radiografados.

4.2.4 Moldagem dos dentes com RIR cimentado

Prosseguiu-se com as moldagens para *coping*: (01) Mistura manual da massa densa do silicone de condensação com catalisador; (02) inserção do material denso dentro dos dispositivos de moldagem e impressão da amostra; (03) separação da impressão e alívio desta na região correspondente ao dente; (04) disposição do material fluído e catalisador em placa de vidro e espatulação com espátula 36; (05) o material fluído foi espalhado sobre a massa e juntos encaixados sobre a amostra, com o seu tempo de polimerização respeitado; (06) o molde foi então separado do dente e preparada uma barreira em cera utilidade vermelha ao redor da borda do dispositivo de moldagem para que o gesso não escoasse; (07) após tempo de espera de 30 minutos, preenchimento do molde com gesso especial tipo IV em vibrador de gesso e esculpador PKT NR 02, para distribuição do gesso sobre o molde; (08) respeitando-se tempo de presa final, modelo e molde foram separados; (09) Modelo foi recortado em recortador de gesso. Na figura 04 pode ser observado o modelo em gesso do dente com RIR cimentado.

Figura 4 - Modelo em gesso do elemento dental e RIR cimentados



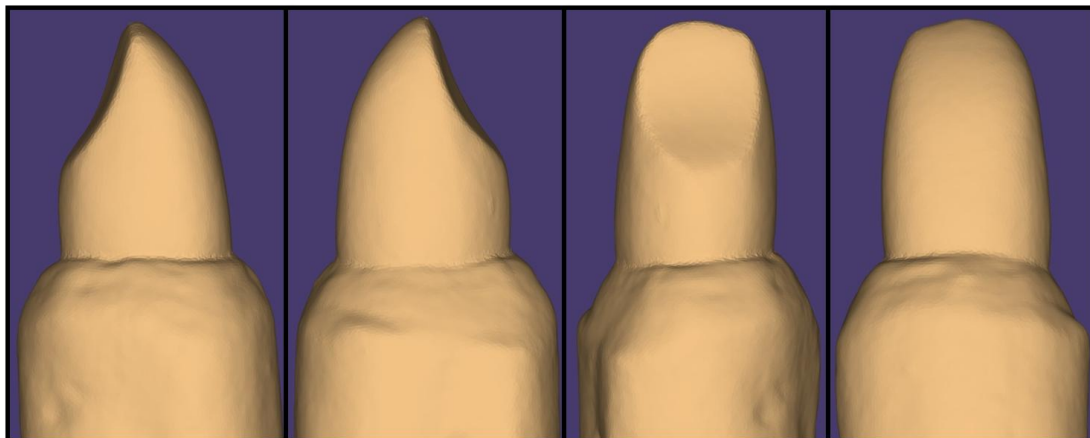
Fonte: Elaborada pelo autor.

4.2.5 Obtenção do *coping*

As amostras em gesso foram escaneadas (Swing® DOF Inc. ©Fullerton, California, USA) e obteve-se modelos virtuais 3D (DOF Inc.© Fullerton, California, USA) para desenho do *coping* no Exocad® (Exocad GmbH© Darmstadt, Germany).

Etapa ilustrada na figura 05 com os modelos digitais das amostras e figura 06 imagem digital do *coping*. Durante o desenvolvimento digital da infraestrutura metálica, determinou-se uma linha de cimentação em 50 micrômetros

Figura 5 – Modelos digitais obtidos pelo escaneamento dos modelos em gesso



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 6 - Elaboração digital do *coping*

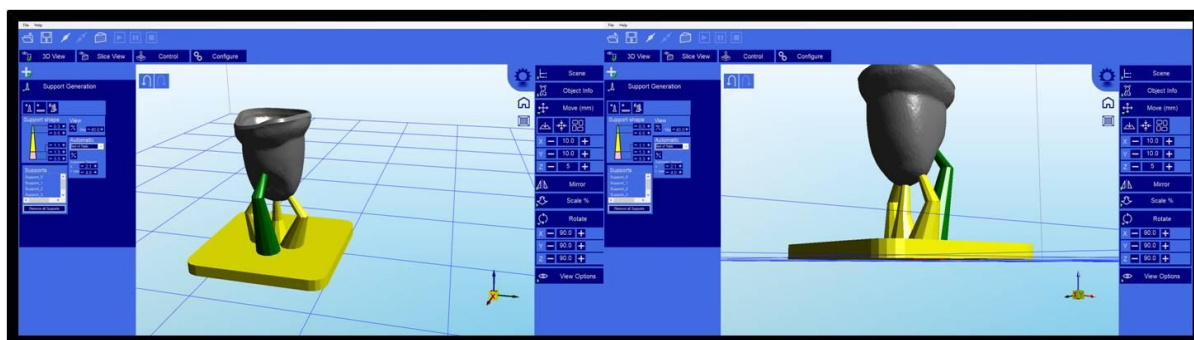


Fonte: Elaborada pelo autor.

Com o desenho do *coping* pronto, esse foi enviado ao Creation Workshop® (EnvisionLabs©) para desenho de suportes de sustentação nos padrões calcináveis do *coping* em Resina CM – 400® vermelha (Makertech Labs© Tatuí , SP, Brasil) (figura 07) e subsequente impressão em impressora 3D (Wanhao Duplicator 7®

Wanhao 3D printer© Jinhua, Zhejiang, China).

Figura 7 - Criação digital da base de sustentação, para impressão do *coping*



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 8 - Impressão do *coping*



Fonte: Elaborada pelo autor.

Com os padrões em resina impressos por técnica de digital light processing (DLP) (figura 08 esta demonstrada a impressora 3D após a impressão de um padrão cacinável) estes tiveram suas bases de sustentação retiradas e um fino acabamento nas bordas é dado antes de serem incluídos para fundição em Co-Cr (figura 09 e

10). Vale salientar que foram impressos um padrão por vez, e cada padrão, passou por uma polimerização final de 10 minutos, sob lâmpada UV adaptada.

Figura 9 - *Coping* impresso com plataforma de sustentação



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 10 - *Coping* preparado para inclusão



Fonte: Elaborada pelo autor.

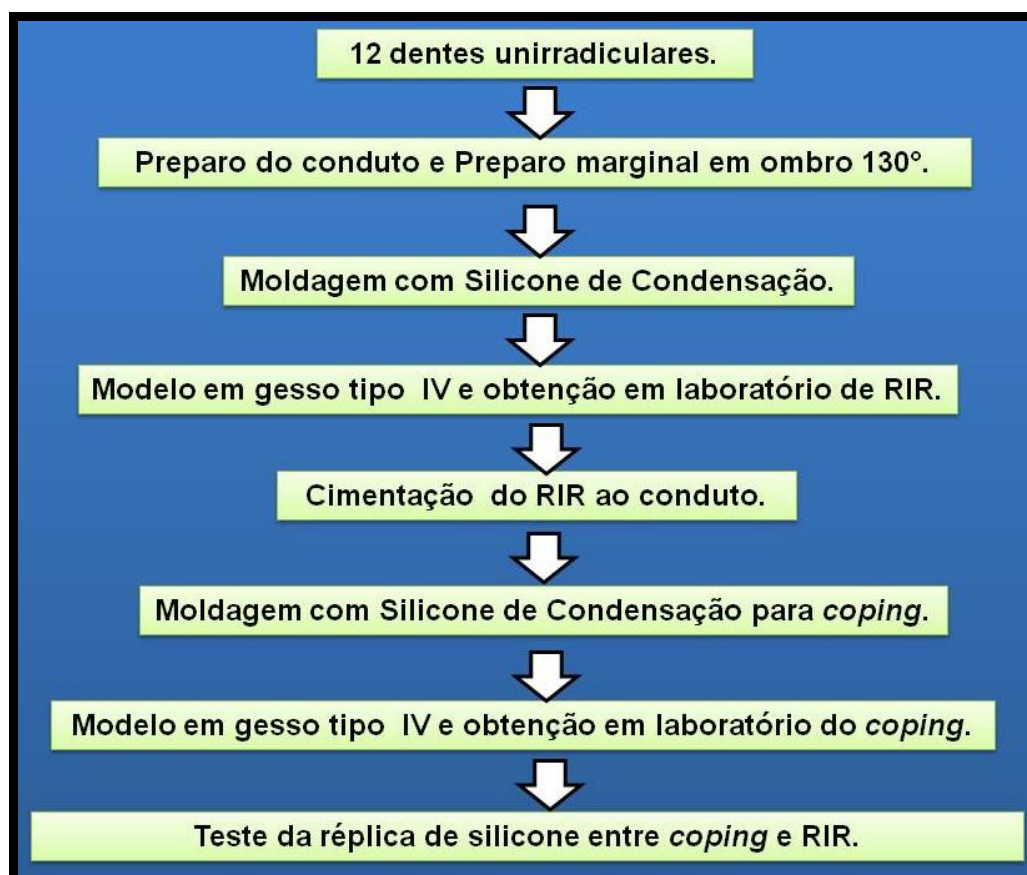
Com os *copings* fundidos, estes foram submetidos aos teste da réplica de

silicone que será melhor descrito logo mais.

Alguns *copings* necessitaram receber ajuste antes de serem submetidos aos testes, para isso utilizou-se carbono em spray (Odontomega© Rio Preto, São Paulo, Brasil) e ponta diamantada 1015 (KG Sorensen© Cotia, SP, Brasil) em alta rotação para desgaste seletivo nas áreas indicadas pelo carbono.

Todos os passos relatados no grupo A podem ser resumidos pelo fluxograma da figura 11.

Figura 11 - Fluxograma do grupo A.



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.3 Grupo B – grupo de moldagem única

4.3.1 Moldagem das amostras

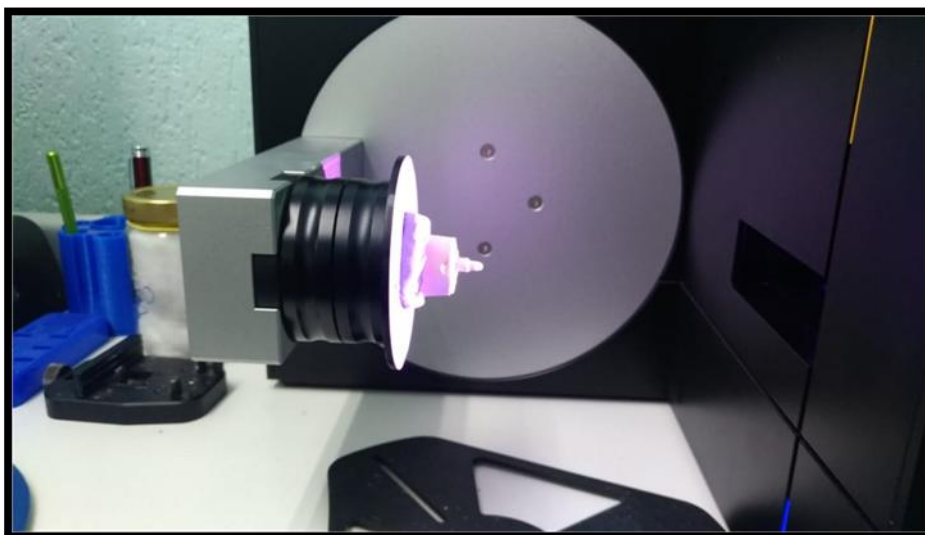
O grupo B constituiu-se de 12 amostras em que obteve-se o RIR e *coping* com moldagem única em silicone de condensação (Optosil® e Xantoprem® Kulzer South America Ltda © Água Branca, SP, Brasil). E os seguintes passos foram seguidos: (01) Mistura manual da massa densa do silicone de condensação com catalisador; (02) inserção do material denso dentro dos dispositivos de moldagem e impressão da amostra esperando-se até o seu tempo de polimerização; (03) separação da impressão e alívio desta na região correspondente ao dente; (04) disposição do material fluído e catalisador em uma placa de vidro e espatulação com espátula 36 simples (Millennium Golgran© São Caetano do Sul, SP, Brasil); (05) parte do material inserida em Injetor de elastômero (Polidental © Cotia, SP, Brasil), para que o material fluído chegasse até as regiões internas do conduto; (06) para melhor distribuição do material pelo conduto e conseqüentemente a diminuição do risco de aprisionamento de bolhas de ar, utilizou-se no interior do canal broca tipo Lentulo (Maillefer® nº 40 Dentsply© York, Pensilvânia,EUA) em baixa rotação (KaVo© do Brasil Ind. Com. Ltda. Joinville, SC, Brasil) e logo após um pino para moldagem Pinjet® (Angelus© Londrina, PR, Brasil) foi posicionado dentro do conduto; (07) outra parte do material fluído foi então espalhada sobre a massa densa e juntos foram encaixados sobre a amostra, com o seu tempo de polimerização respeitado; (08) o molde foi então separada do dente e construiu-se uma barreira em cera utilidade vermelha ao redor da borda do dispositivo de moldagem para que o gesso não escoasse; (09) após tempo de espera de 30 minutos, o molde foi preenchido com Gesso fuji rock (GC EUROPE © Lovânia, Brabante Flamengo, Belgica) com auxílio de Vibrador de Gesso Sonny® (Biotron© Santa Rita do Sapucaí , MG, Brasil), e esculpidor PKT NR 02 (Fava© São Paulo,SP, Brasil) para melhor distribuição do gesso sobre o molde; (10) esperou-se seu tempo de presa final e modelo e molde foram separados e (11) Modelo foi recortado em recortador de gesso.

4.3.2 Obtenção do RIR e *coping* com mesmo modelo de gesso

Com os modelos em gesso prontos, os RIR foram produzidos em padrões calcináveis, para então serem incluídos em cadinho e fundidos em liga de Co-Cr (Fitcast cobalto® Talmax©.Curitiba, PR, Brasil). Logo após a fundição do RIR e seu acabamento, deu-se início aos procedimentos para obtenção do *coping*, utilizando-se o mesmo modelo em gesso, utilizado para obtenção do RIR.

Com o RIR metálico em posição no troquéel de gesso, esses foram escaneados pelo Swing® (DOF Inc. ©Fullerton, California, USA), como demonstrado nas figuras 12, mas neste caso necessitou-se de um Revelador não aquoso D70® (Metal chek© - Bragança Paulista, SP, Brasil) para opacificação da peça e correta leitura do *scanner*.

Figura 12 - Escaneamento do modelo



Fonte: Elaborada pelo autor.

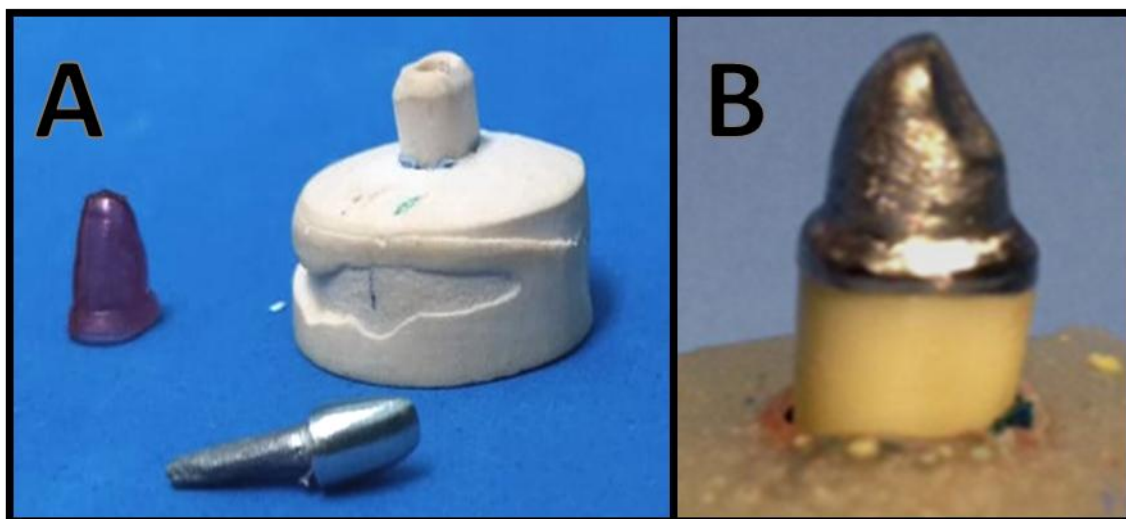
Obteve-se modelos virtuais 3d pelo Dof scanapp® (DOF Inc.© Fullerton, California, USA) para desenho do *coping* no Exocad® (Exocad GmbH© Darmstadt, Germany). E determinação de linha de cimentação em 50 micrômetros.

Com o desenho do *coping* pronto, esse foi enviado ao Creation Workshop® (EnvisionLabs©) para desenho de suportes de sustentação dos padrões calcináveis do *coping* em Resina CM – 400® vermelha (Makertech Labs© Tatuí , SP, Brasil) e impressão via DLP, em impressora 3D Wanhao Duplicator 7® (Wanhao 3D printer© Jinhua, Zhejiang, China). Figura 13 ilustra a finalização da infraestrutura metálica até sua fundição e adaptação a respectiva amostra dental.

Após a impressão, os *copings* foram fundidos, na mesma liga utilizada para o grupo A. A cimentação do RIR, foi executada da mesma maneira como descrito no grupo A, com a diferença que utilizou-se o *coping* como guia de assentamento do RIR.

Ajustes que foram necessários, ocorreram da mesma maneira que se seguiu no grupo A para RIR, mas nenhum ajuste foi necessário nos *copings*. A figura 14 apresenta o fluxograma com as etapas seguidas pelo grupo B.

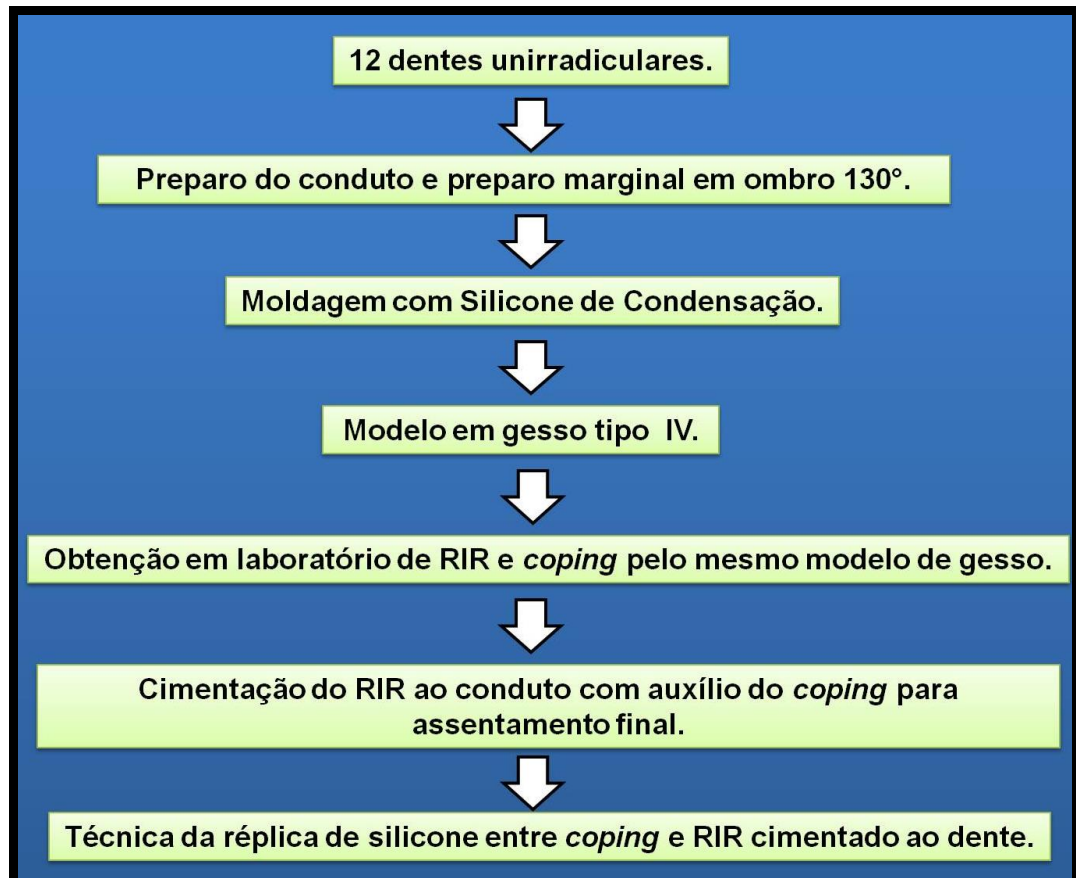
Figura 13 - Padrões calcináveis para o *coping* e RIR fundidos



Legenda: a) padrão calcinável do *coping* junto ao modelo de gesso e RIR metálico; b) *coping* fundido e em posição em seu elemento dental.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 14 - Fluxograma do grupo B



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.4 Técnica da réplica de silicone

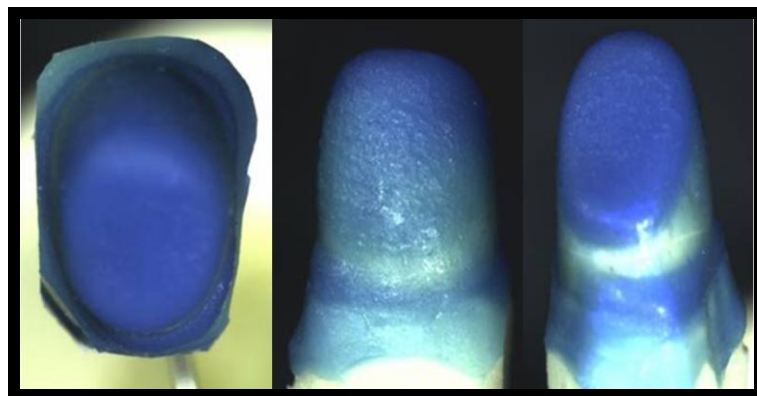
Ambos os grupos passaram pelo teste da réplica de silicone, que consistiu em simular a linha de cimentação com silicone fluída de condensação (Xantoprem® Kulzer South America Ltda © Água Branca, SP, Brasil):

- Silicone fluída manipulada seguindo recomendações do fabricante e levada no interior do *coping*.
- Antes da polimerização do material, o conjunto foi assentado sobre o dente e mantido em posição manual, para simular a realidade clínica.
- Após ter tomado presa, separou-se do dente o conjunto silicone e *coping*.

- Manipulou-se a silicone de alta viscosidade (Optosil® Kulzer South America Ltda © Água Branca, SP, Brasil) e posicionou-se junto ao silicone leve, para sustenta-la e impedir distorções.
- Após a polimerização final do silicone de massa densa, o conjunto de silicone foi separado do *coping*.
- Após tempo de espera de 30 minutos, cortou-se o silicone com o auxílio de uma lâmina de bisturi nº11 (Advantive® Sterilance© Suzhou, Jiangsu, China) em cabo Cabo de bisturi nº 3 (Fava© São Paulo,SP, Brasil) , no sentido mésio-distal e vestibulo-lingual, divididos em quatro quadrantes.
- Com as peças seccionadas levou-se ao Estereomicroscópio Discovery V20 (Carl Zeiss© São Paulo, SP, Brasil) em aumento de 80x, para aferição da espessura marginal (desadaptação marginal) nos quatro quadrantes da réplica de silicone. Com total de quatro pontos de referência por réplica de silicone.

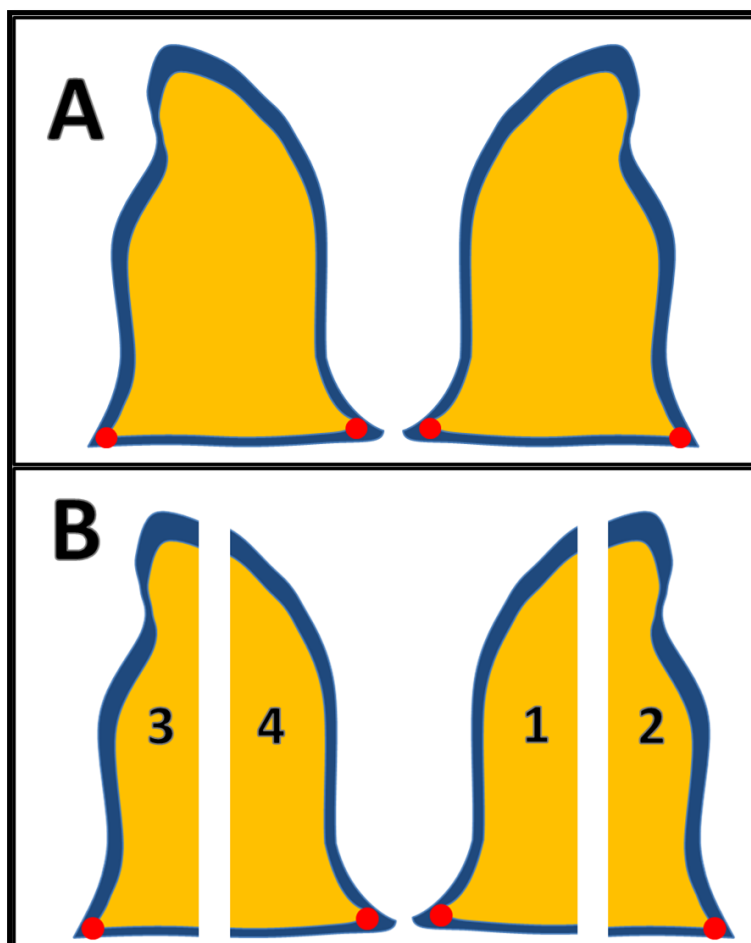
A réplica de silicone inteira em vista oclusal, vestibular e lingual esta demonstrada na figura 15 e um esquema dos quadrantes e pontos de referência das réplicas de silicones apresenta-se na figura 16.

Figura 15 – Réplica de silicone antes de ser submetida a secção



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 16 – Esquema de secção das réplicas de silicone com pontos de referência



Legenda: a) Corpo de silicone seccionado ao meio, obtendo-se duas metades; b) cada metade foi seccionado ao meio novamente, obtendo-se quatro quadrantes por corpo de prova. Pontos de referência utilizados para aferição estão em vermelho.

Fonte: Elaborada pelo autor.

4.5 Técnica de avaliação por varredura digital

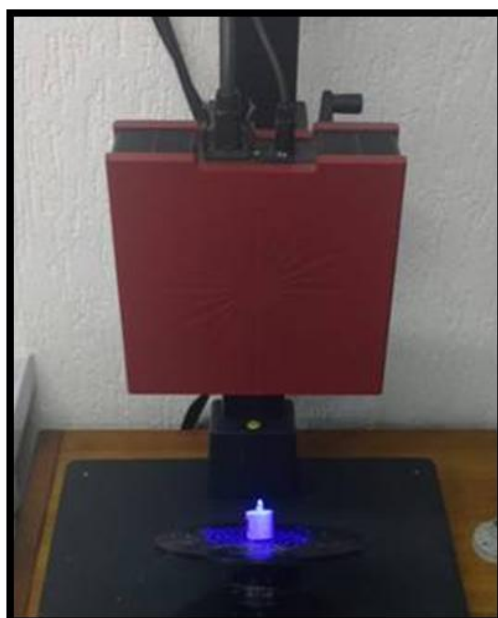
As seis primeiras amostras do grupo A e cinco primeiras amostras do grupo B, foram submetidas a escaneamento por *scanner* industrial sem toque (ATOS core 805M GOM © Braunschweig, Alemanha). Como ilustra a figura 17 onde se encontra a central de escaneamento e figura 18 com evidenciação do scanner em funcionamento.

Figura 17 - Utilização do scanner industrial



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 18 - Evidenciação do scanner



Fonte: Elaborada pelo autor.

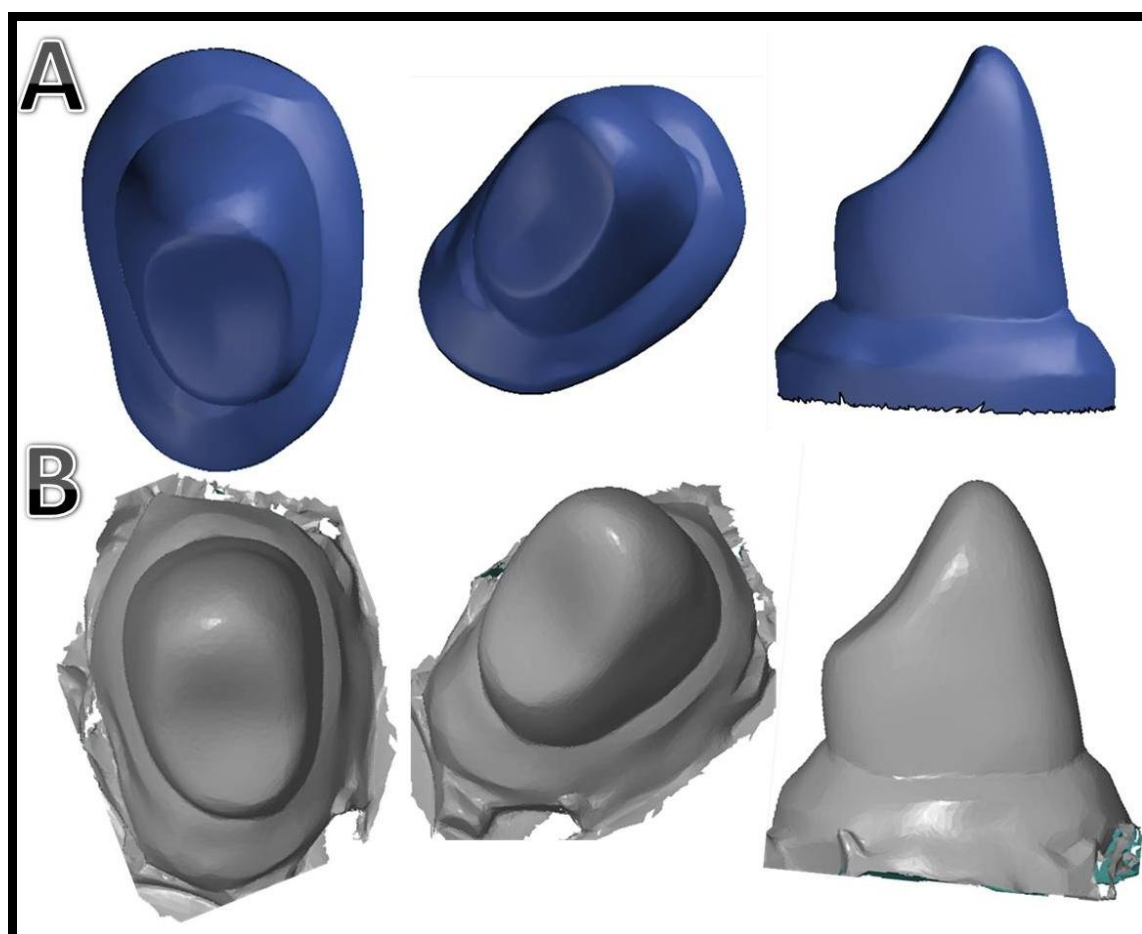
Devido a dificuldade do *scanner* em registrar a parte interna das infraestruturas metálicas, optou-se por replicar através da massa leve do silicone de condensação (Xantoprem® Kulzer South America Ltda © Água Branca, SP, Brasil), a área interna das peças selecionadas. Para isso, fixou-se a ponta das estruturas metálicas com cera utilidade sobre uma bancada, e com o auxílio de seringa injetora de elastômero (Polidental © Cotia, SP, Brasil), preencheu-se os espaços internos das peças. Alguns eventuais excessos foram retirados com auxílio de uma lâmina de bisturi nº 11 (Advantive® Sterilance© Suzhou, Jiangsu, China).

Todos os elementos que foram escaneados, necessitaram receber uma camada de revelador não aquoso. Para obtenção de uma melhor leitura do aparelho.

Após a obtenção das malhas digitais em arquivos STL, representadas na figura 19. Foram submetidas a análise de sobreposição de malhas por software de metrologia óptica (GOM Inspect ,GOM © Braunschweig, Alemanha). Esta sobreposição se deu através de uma opção denominada Best fit. Com as malhas sobrepostas, o programa analisou as discrepância em micrômetros da réplica em silicone em relação ao elemento dental com RIR. A referência para indicadores de discrepâncias, foi determinada em escala de 50 micrômetros positivos e negativos. O que não impedia o programa de evidenciar áreas que estivessem além disso. Optou-se por essa medida, pois durante a confecção dos *copings*, ela foi determinada em computador, como a linha de cimentação que teriam.

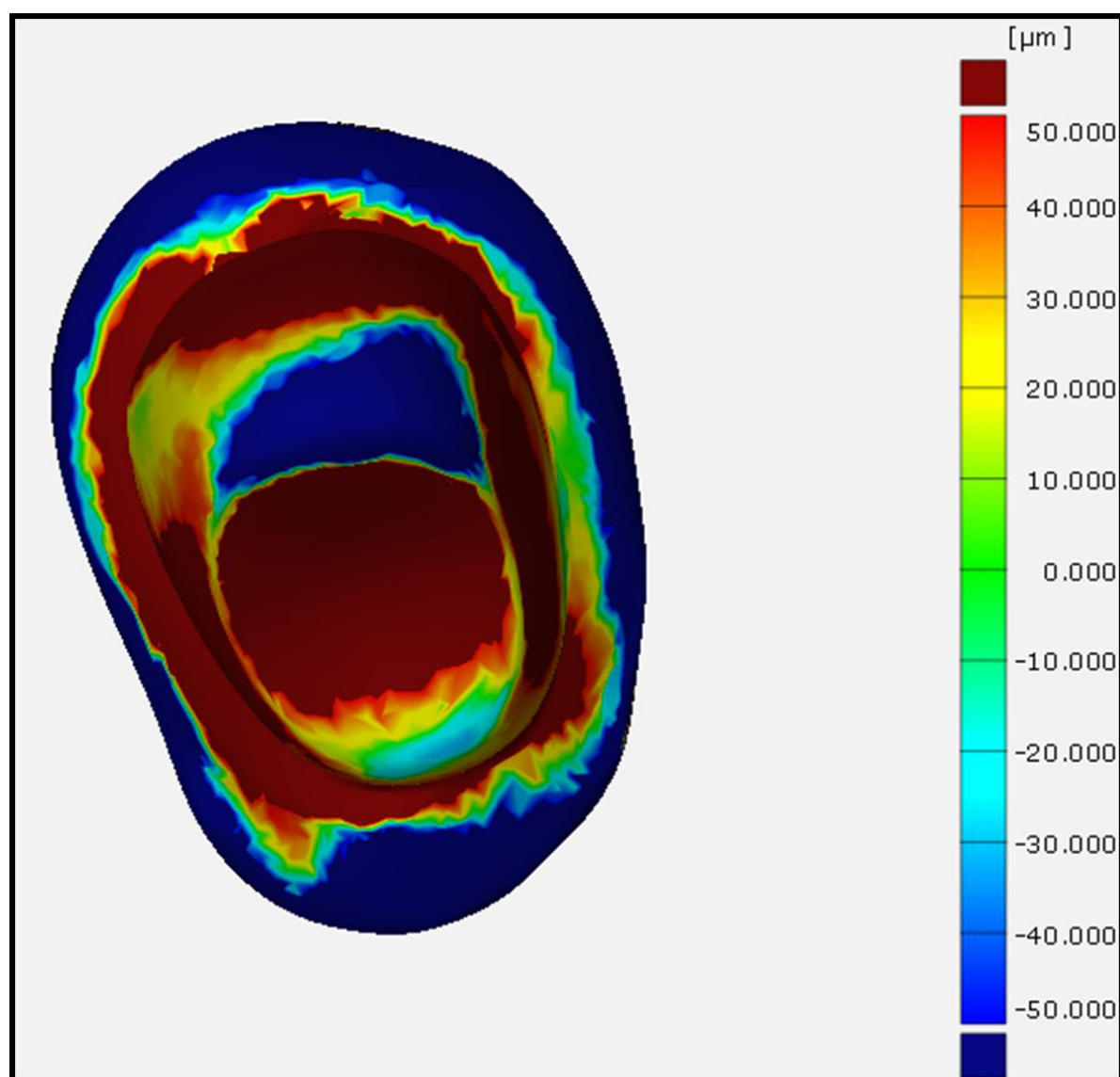
Nas figuras 20 e 21, a seguir, encontram-se exemplos dos testes de sobreposição de malhas.

Figura 19 - Imagens digitais do dente e a réplica da parte interna do *coping*



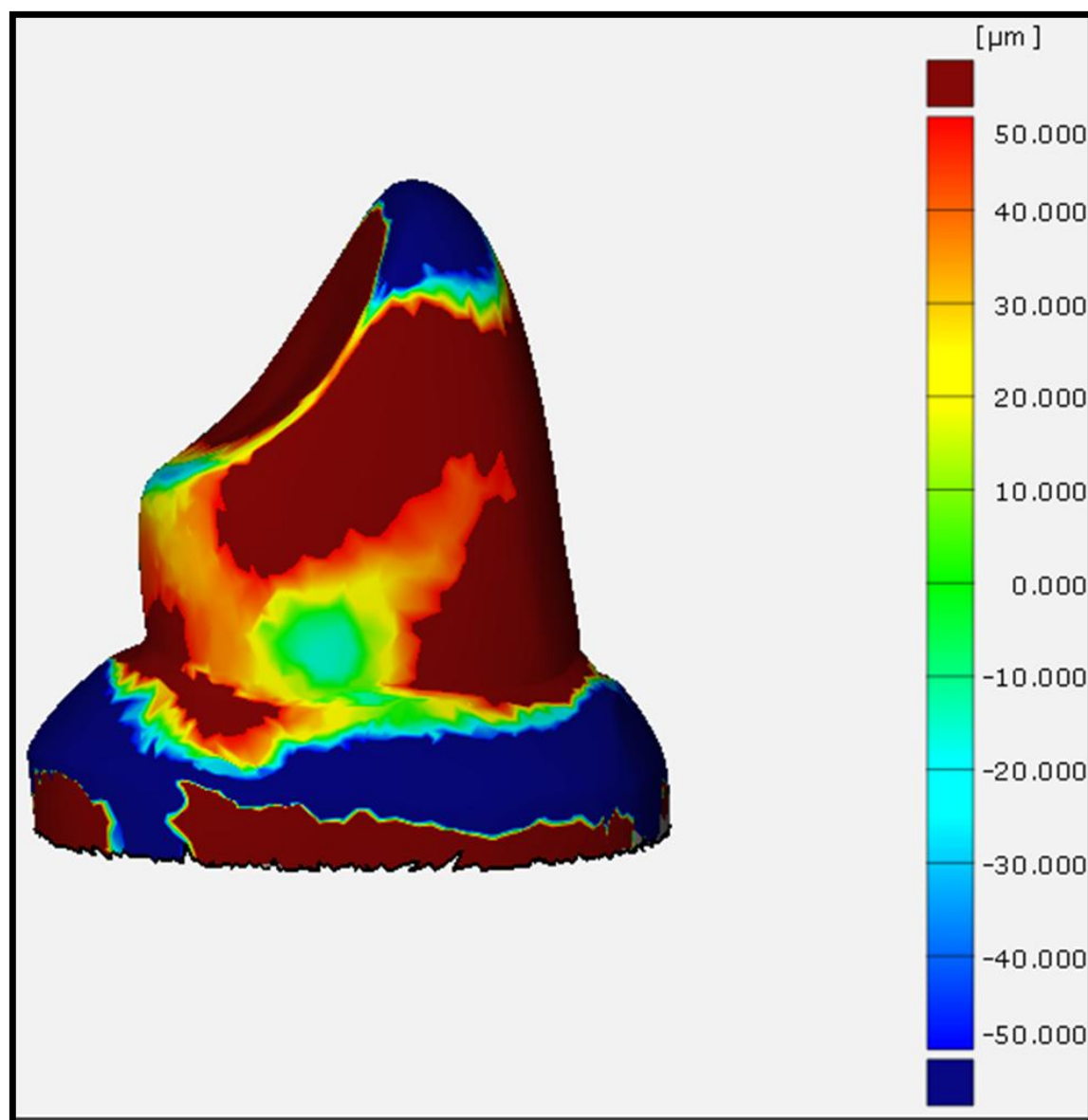
Legenda: a) Imagens digitais do dente; b) imagens digitais das réplicas de silicone do interior do *coping*. Imagens distorcidas perto da margem das réplicas são compostas pela massa de fixação.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 20 – Teste de sobreposição de malhas em vista oclusal



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 21 – Teste de sobreposição de malhas em vista lateral



Fonte: Elaborada pelo autor.

5 RESULTADO

Os resultados serão descritos a seguir da seguinte forma: (01) avaliação por teste t não pareado entre os valores marginais dos grupos A e B referente aos teste da réplica de silicone; (02) avaliação dos valores da varredura digital – sobreposição de malhas – pelo teste t e (03) teste t e avaliação ANOVA dos valores absolutos de desadaptação, obtidos por delta (Δ):

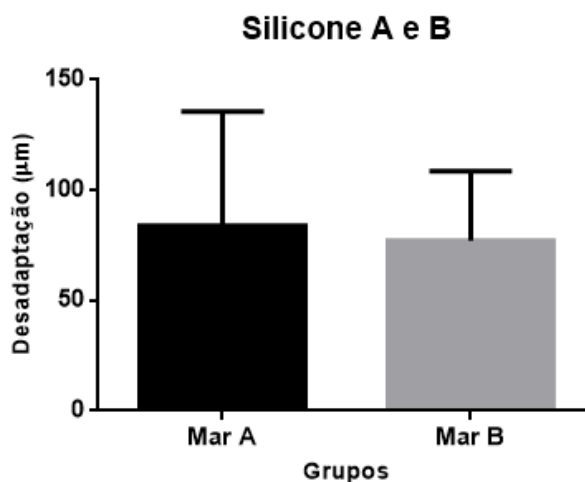
$$\Delta = \sqrt{(x_1 - x_2)^2}$$

Onde x_1 é o valor referencial de 50 μm para linha de cimentação e x_2 é o valor obtido de desadaptação durante os experimentos. Os valores de delta foram separados segundo o grupo que pertenciam, réplica de silicone ou sobreposição de malhas.

5.1 Técnica da réplica de silicone

Sob a análise das superfícies marginais dos grupos A e B (figura 22) e sob análise estatística t não pareado ($p=0,4477$ exemplificado na tabela 01): as desadaptações foram de marginal A $83,77 \pm 51,84 \mu\text{m}$ e marginal B $77,09 \pm 31,65 \mu\text{m}$, sem diferença estatística entre si.

Figura 22 - Médias marginais dos grupos A e B



Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 1 - P-valor técnica da réplica de silicone

<i>Unpaired t test</i>	
<i>P value</i>	0,4477
<i>P value summary</i>	<i>ns</i>
<i>Significantly different? (P < 0.05)</i>	<i>No</i>
<i>One- or two-tailed P value?</i>	<i>Two-tailed</i>
<i>t, df</i>	<i>t=0,7624 df=94</i>

Fonte: Elaborada pelo autor.

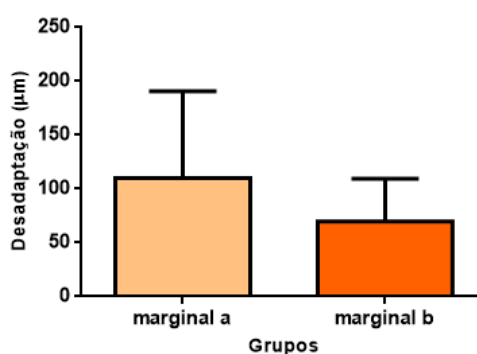
Vale ressaltar que as médias marginais tanto do grupo A quanto grupo B estavam abaixo de 100 µm.

5.2 Técnica de avaliação digital

Os resultados encontrados nesta análise foram divididos, para fins interpretativos, em desadaptações positivas (excesso de material) e negativas (falta de material). As análises foram feitas através de teste t não pareado.

Com relação às desadaptações positivas, os resultados (figura 23) revelaram que as médias encontraram-se acima de 50 μm . Entretanto apenas as médias do grupo marginal A encontraram-se acima de 100 μm . Sem diferença estatística entre os grupos ($p=0,1678$ exemplificado na tabela 02).

Figura 23 - Valores positivos marginais



Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 2 -P-valor dos resultados positivos

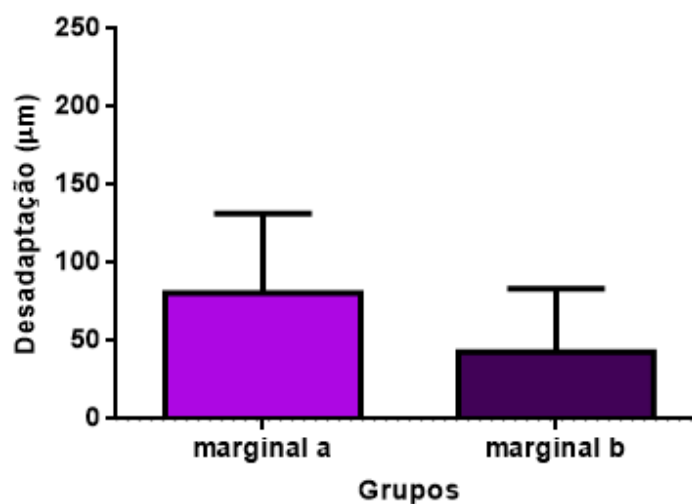
Unpaired t test	
<i>P value</i>	0,1678
<i>P value summary</i>	ns
<i>Significantly different? (P < 0.05)</i>	No
<i>One- or two-tailed P value?</i>	Two-tailed
<i>t, df</i>	t=1,445 df=16

Fonte: Elaborada pelo autor.

A Figura 24 apresenta os resultados das desadaptações negativas sem diferença estatística entre os grupos avaliados ($p=0,0753$ exemplificado na tabela

03). E as médias dos grupos encontraram-se baixo de 100 μm .

Figura 24 - Valores negativos marginais e axiais



Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 3 P-valor dos resultados negativos

Unpaired t test	
<i>P value</i>	0,0753
<i>P value summary</i>	<i>ns</i>
<i>Significantly different? (P < 0.05)</i>	<i>No</i>
<i>One- or two-tailed P value?</i>	<i>Two-tailed</i>
<i>t, df</i>	<i>t=1,860 df=24</i>

Fonte: Elaborada pelo autor.

5.3 Análise estatística dos deltas (Δ)

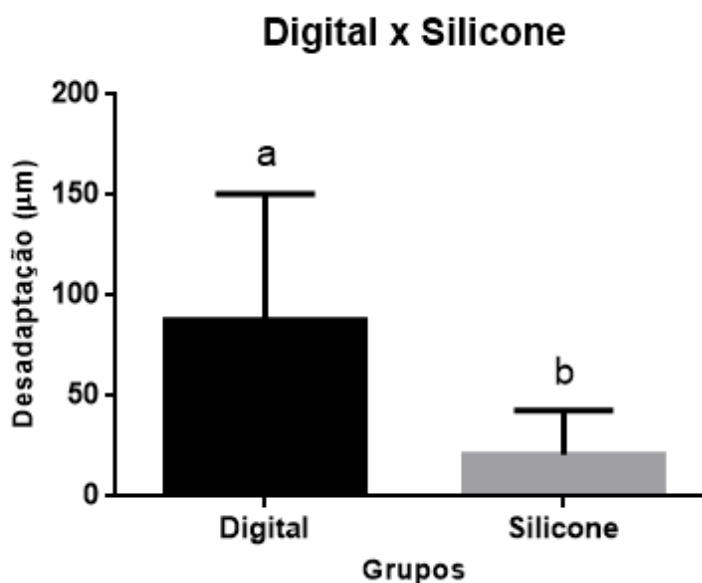
Os valores absolutos obtidos por delta (Δ) :

$$\Delta = \sqrt{(x_1 - x_2)^2}$$

Onde x_1 é o valor referencial de 50 μm para linha de cimentação e x_2 é o valor obtido de desadaptação durante os experimentos. Os valores de delta foram separados segundo o grupo que pertenciam, réplica de silicone ou sobreposição de malhas.

A figura 25 apresenta o gráfico comparando os deltas entre o grupo digital (sobreposição de malhas) e réplica de silicone. Com os resultados submetidos a teste t e teste f.

Figura 25 - Valores de Δ dos grupos: digital (sobreposição de malhas) e técnica da réplica de silicone



Fonte: Elaborada pelo autor.

A análise demonstra (tabela 04), uma diferença estatística entre os dois grupos ($p < 0,0001$). Além disso, a média de Δ do grupo digital, encontra-se acima de 50 μm e o grupo da silicone apresenta média abaixo de 50 μm .

Tabela 4 - P-valor dos resultados de Δ entre digital e técnica da réplica de silicone

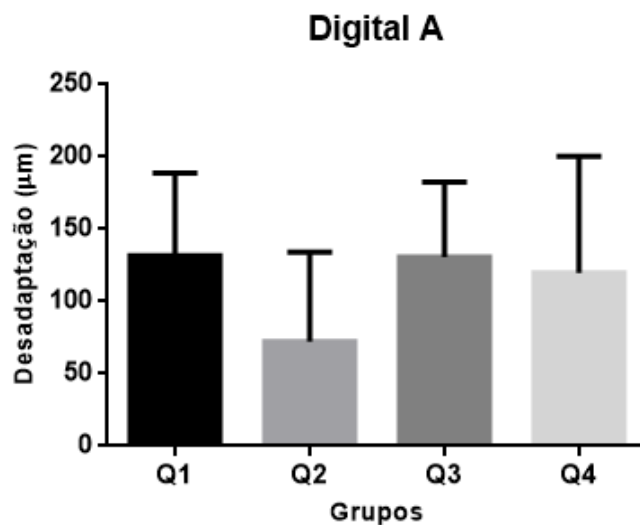
Unpaired t test	
P value	< 0,0001
Significantly different? (P < 0.05)	Yes
One- or two-tailed P value?	Two-tailed
t, df	t=6,673 df=86
How big is the difference?	
Mean $\pm$ SEM of column A	87,73 $\pm$ 9,464 N=44
Mean $\pm$ SEM of column B	20,71 $\pm$ 3,359 N=44
Difference between means	-67,02 $\pm$ 10,04
95% confidence interval	-86,98 to -47,05
R square	0,3412
F test to compare variances	
F,DFn, Dfd	7,936, 43, 43
P value	< 0,0001
Significantly different? (P < 0.05)	Yes

Fonte: Elaborada pelo autor.

Os resultados a seguir, foram feitos baseados na avaliação dos resultados dentro de cada técnica e entre os quadrantes de cada grupo.

Na figura 26, estão os resultados do grupo A da técnica digital (sobreposição de malhas), avaliados por quadrante.

Figura 26 - Δ por quadrante da técnica digital do grupo A



Fonte: Elaborada pelo autor.

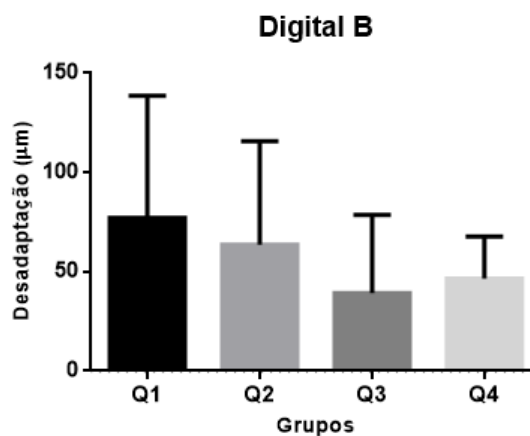
Como demonstrado na tabela 05, os Δ dos quadrantes do grupo A da técnica digital (sobreposição de malhas) sob análise de variância ANOVA, não apresentaram diferença estatística entre si ($p = 0,3500$). Com média de valores absolutos de desadaptação, acima de 50 μm .

Tabela 5 - P-valor da análise entre quadrantes do grupo A da técnica digital

ANOVA table	SS	DF	MS	F (DFn, DFd)	P value
Treatment (between columns)	14156	3	4719	F (3, 20) = 1,159	P = 0,3500
Residual (within columns)	81427	20	4071		
Total	95582	23			

Fonte: Elaborada pelo autor.

Na figura 27, estão os resultados do grupo B da técnica digital (sobreposição de malhas), avaliados por quadrante.

Figura 27 - Δ por quadrante da técnica digital do grupo B

Fonte: Elaborada pelo autor.

Como demonstrado na tabela 06, os Δ dos quadrantes do grupo B da técnica digital (sobreposição de malhas) sob análise de variância ANOVA, não apresentaram diferença estatística entre si ($p=0,5723$). Com média de valores absolutos de desadaptação, acima de 50 μm nos quadrantes 01, 02 e 04. Apenas o quadrante 03 apresentou média abaixo de 50 μm .

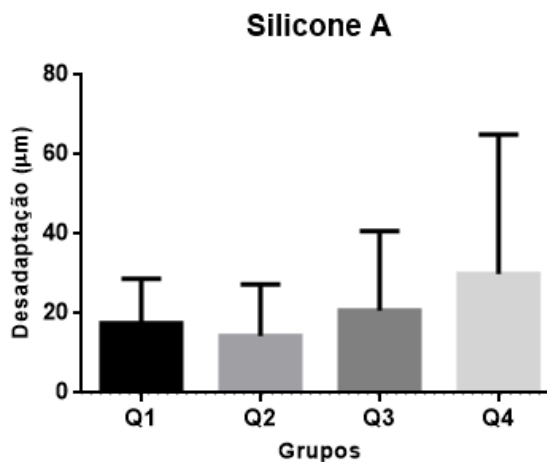
Tabela 6 - P-valor da análise entre quadrantes do grupo B da técnica digital

ANOVA table	SS	DF	MS	F (DFn, DFd)	P value
Treatment (between columns)	4387	3	1462	F (3, 16) = 0,6883	P= 0,5723
Residual (within columns)	33992	16	2124		
Total	38378	19			

Fonte: Elaborada pelo autor.

Na figura 28, estão os resultados do grupo A da técnica da réplica de silicone avaliados por quadrante.

Figura 28 - Δ por quadrante da técnica da réplica de silicone do grupo A



Fonte: Elaborada pelo autor.

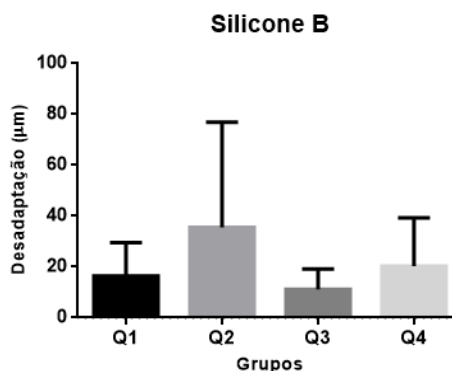
Como demonstrado na tabela 07, os Δ dos quadrantes do grupo A da técnica da réplica de silicone sob análise de variância ANOVA, não apresentaram diferença estatística entre si ($p=0,6441$). Com média de valores absolutos de desadaptação, abaixo de 40 μm .

Tabela 7 - P-valor da análise entre quadrantes do grupo A da técnica da réplica de silicone

ANOVA table	SS	DF	MS	F (DFn, DFd)	P value
Treatment (between columns)	818,9	3	273,0	F (3, 20) = 0,5654	P=0,6441
Residual (within columns)	9655	20	482,8		
Total	10474	23			

Fonte: Elaborada pelo autor.

Na figura 29, estão os resultados do grupo B da técnica da réplica de silicone, avaliados por quadrante.

Figura 29 - Δ por quadrante da técnica da réplica de silicone do grupo B

Fonte: Elaborada pelo autor.

Como demonstrado na tabela 08, os Δ dos quadrantes do grupo B da técnica da réplica de silicone, sob análise de variância ANOVA, não apresentaram diferença estatística entre si ($p=0,4354$). Com média de valores absolutos de desadaptação, abaixo de 40 μm .

Tabela 8 - P-valor da análise entre quadrantes do grupo B da técnica da réplica de silicone

ANOVA table	SS	DF	MS	F (DFn, DFd)	P value
Treatment (between columns)	1660	3	553,3	F (3, 16) = 0,9603	P=0,4354
Residual (within columns)	9218	16	576,1		
Total	10878	19			

Fonte: Elaborada pelo autor.

6 DISCUSSÃO

6.1 Quanto a metodologia

Para o tamanho da amostra selecionada nesse trabalho (n=12/grupo), baseou-se em estudos como Yildirim e Paken (2019) e Kocaağaoğlu *et al* em 2016 que utilizaram respectivamente 12 e 10 amostras por grupo. E seus estudos estavam em sintonia com o tema, adaptação de *copings*, assim como o presente trabalho.

Com relação aos preparos executados nos elementos dentais, foi respeitado um mínimo de 1 a 2 mm de remanescente coronário para efeito de férula, como preconizado pelo trabalho de Sorensen e Engelman (1990). Entretanto, os autores relatam que um dos desings para efeito de férula, ombro com 130° de inclinação (utilizado no preparo dos dentes da pesquisa), teria sim efeito de férula, entre o núcleo e o elemento dental, assim como entre coroa metálica e margens, mas não mostrou melhoras estatisticamente significantes (mesmo com valores absolutos ligeiramente melhores que elementos sem férula) nos limiars de fratura; quando comparado a preparos sem férula. Juloski *et al.* em 2012, concordam com Sorensen e Engelman (1990), quando definem o efeito de férula, como abraçamento circular efetuado pela coroa fixa, ao redor do preparo e de paredes axiais remanescentes paralelas. Todavia, mesmo não apresentando um remanescente dental com paredes paralelas, tanto Sorensen e Engelman (1990) e Juloski *et al.* em 2012, concordam que a presença do efeito de férula é melhor que sua total ausência.

Quanto ao do tipo de preparo marginal e sua relação com o assentamento e selamento marginal do *coping*, deve-se ressaltar que não é comumente utilizado na literatura denominação ombro 130°, quando trata-se desse tema em elementos sem a necessidade de RIR. Além disso, segundo Hunter e Hunter em 1990a, não existe uma denominação universal clara e amplamente aceita com relação a nomenclatura dos tipos de preparos marginais, principalmente quando fala-se em chanfro, ombro e todas as suas variações, pois segundo os mesmos autores, não há uma padronização quanto a espessura do preparo que diferenciaria chanfro de ombro ou

ainda o quanto deveria ser a angulação axial para definição de chanfro. Aliás e não mais importante, não há uma metodologia clara para definir a angulação da variação do preparo, principalmente quando trata-se dos preparos tipo ombro e suas variações. Tendo isso em mente, em estudos como de Gavelis *et al.* em 2004, o preparo que mais se assemelha ao utilizado na metodologia deste trabalho, seria o ombro 45°, outras nomenclaturas para o tipo de preparo utilizado nesta pesquisa seriam: ombro 135° (Butel *et al.*, 1991) ou ainda ombro inclinado (Butel *et al.*, 1956; Jalalian *et al.*, 2008).

Gavelis *et al.* em 2004 ao avaliar este tipo de preparo em ombro constatou resultados satisfatórios de selamento marginal e principalmente assentamento da peça protética. Para Tsitrou *et al.* em 2007, preparos desse tipo, apresentam aceitabilidade clínica também em coroas produzidas por CAD/CAM.

O bom desempenho no assentamento da peça em preparos tipo ombro, é constatado também em artigos como Hunter e Hunter em 1990b e Nemanic *et al.* em 2015. Mesmo que para Al Maaz *et al.* em 2019 o tipo de preparo não influencie nos espaços internos (ligados ao assentamento da peça), mas sim no espaço marginal.

Além do bom desempenho no assentamento da peça nos preparos tipo ombro, ao se comparar o preparo escolhido para este trabalho com o tipo ombro biselado, Jalalian *et al.* em 2008 concluíram que o ombro inclinado deveria ser o preparo de escolha entre os dois por garantir melhor desempenho estético, pois viabiliza a não utilização de cinta metálica no preparo que consoante a isso, permite maior área de recobrimento em cerâmica, o que favorece também o desempenho estrutural da peça. Ademais, por não se constituir-se como um preparo biselado, não necessita avançar ainda mais sobre estrutura periodontal, favorecendo dessa forma a saúde dos tecidos circunvizinhos ao elemento dental preparado.

Ainda dentro da metodologia empregada para os terminos marginais, o presente trabalho está consoante a Silva *et al.* em 2016 na utilização de pontas diamantadas montadas em peça de mão no contra Ângulo com velocidade reduzida como método de refinamento da margem.

Com relação a técnica de impressão, optou-se pela moldagem com silicone de condensação. Tanto para copiar o espaço do conduto como o término do preparo. Optou-se em conduzir o trabalho desta maneira, pois assim haveria uma padronização na obtenção dos RIR, pois mesmo que utilizando-se a técnica direta

para obtenção de padrão de resina calcinável dos RIRs do grupo A, o mesmo não poderia ser feito com o grupo B, que inevitavelmente necessitaria passar pelo procedimento indireto por moldagem com silicone, pois o término teria que ser copiado junto ao RIR.

Nesse mesmo contexto de impressão do conduto para RIR, Moraes *et al.* em 2016 demonstraram em seu estudo que ambas as técnicas tem aceitabilidade clínica, mesmo com a técnica indireta tendo demonstrado um maior encurtamento da peça final, quando comparada a técnica direta. Para Rayyan *et al.* em 2016, não houve diferença estatística da adaptação da peça quando comparadas as duas técnicas.

Sobre a escolha de RIR metálicos fundidos, mesmo com a crescente utilização de RIR pré-fabricados, percebe-se ainda na literatura atual sua utilização (Hendi *et al.*, 2019). Ademais, ainda que haja literatura apontando que RIR pré-fabricados, já demonstrem características semelhantes ao RIR fundidos em estudos a longo prazo (Gómez-Polo *et al.*, 2010; Sarkis-Onofre *et al.*, 2014). Raedel *et al.* em 2015 discutiu que alternativas como pinos de fibra de vidro, ainda não tem corpo científicos suficiente com comprovação de sobrevivência a longo prazo comparáveis ao do tipo fundido. Visto trabalhos como Balkenhol *et al.* em 2007 em um estudo retrospectivo longitudinal de 10 anos de RIR fundidos.

Com relação a cimentação dos RIRs do grupo B, não foi encontrado na literatura, um protocolo de cimentação que guiasse a cimentação de RIR e prova do *coping* na mesma sessão. Sendo assim, adotou-se como postura, a cimentação do RIR, utilizando-se do *coping* como guia para o assentamento final e manutenção da posição que foi fabricado para permanecer.

No que concerne ao método de impressão dos padrões calcináveis para os *copings*, a técnica utilizada é categorizada como uma manufatura aditiva ou também conhecida como impressão 3D. Sua nomenclatura em inglês seria Digital light processing ou Digital light projection (DLP), mais conhecido em português como processo digital de luz. Esta técnica baseia-se na utilização de resinas líquidas fotoativadas, que ficam depositadas em um tanque a prova de luz externa. Dessa maneira, uma plataforma é mergulhada neste tanque e através da emissão de luz arc ou por micro-espelhamento (DMD), ocorre a projeção do objeto, e as camadas são polimerizadas, dessa maneira o objeto impresso é retirado do tanque de resina .

A diferença da técnica DLP para estereolitografia (SLA) estaria na projeção de luz, que no método SLA a produção do objeto se faria através da emissão dinâmica à laser (Revilla-Léon, Ozcan, 2019; Stansbury, Idacavage, 2015).

Ressalta-se que na literatura a utilização da tecnologia DLP na fabricação de infraestruturas metálicas, ainda permanece extremamente escasso.

6.2 Quanto aos testes empregados

Diversos trabalhos na literatura empregaram a técnica da réplica de silicone nos testes de adaptação de diversos tipos de coroas, desde cerâmicas (Boening *et al.*, 2000) a metálicas (Kocaağaoğlu *et al.*, 2016; Hong *et al.*, 2019).

A réplica de silicone, constituísse portanto, como uma técnica validada e amplamente eficaz em reproduzir o espaço marginal e interno entre coroas e preparo dental, com quantidade de pontos de referência para as medições bem variados, mas sempre baseando-se nas áreas: marginal, axial e oclusal (Laurent *et al.*, 2008; Rahmé *et al.*, 2008; Ucar *et al.*, 2009).

Ainda dentro da validação, a técnica conta com estudos comparativos como o de Schönberger *et al.* em 2019 que analisaram a réplica de silicone com outra técnica bem definida na literatura, a técnica de cimentação com ionômero de vidro. E não encontraram variação significativa entre elas. Entretanto, Segerström *et al.* em 2019 demonstraram em seu trabalho que a técnica da réplica de silicone superestima os espaços dentro de um intervalo de 2% a 11%, mesmo assim, concluíram que esta continua tendo boa aplicabilidade, principalmente em trabalhos clínicos.

Quanto ao tipo de material empregado na obtenção da réplica, não existe um padrão na literatura que seja tomado como regra, pois os materiais podem variar desde silicones de adição (Rahmé *et al.*, 2008), condensação (Yildirim, Paken, 2019) e poliéter (Shamseddine *et al.*, 2017).

Percebe-se que mesmo com a validação e confiabilidade dos testes bidimensionais (2D) na odontologia, como a técnica da réplica de silicone e cimentações com cimento de ionômero de vidro, elas tem sua importância baixa no

âmbito de uma análise tridimensional aprofundada. Sendo assim, estudos como o de Holst *et al.* em 2011 utilizaram da tecnologia em metrologia óptica industrial de precisão, já muito consolidada para engenharia automobilística, na odontologia e trazendo uma nova luz para as avaliações digitais em três dimensões (3D). Neste mesmo trabalho, Holst *et al.* em 2011 criaram um protocolo de varredura tripla, utilizando um *scanner* industrial sem contato, que a partir de três escaneamentos diferentes: pilar protético, *coping* e o conjunto em posição, efetua a sobreposição das malhas, tomando como referência para alinhamento do *coping* e pilar, o escaneamento do conjunto. E esse mesmo conjunto, após auxiliar no alinhamento dos outros dois escaneamentos, é apagado e o espaço gerado entre *coping* e dente, reflete ao espaço de cimentação.

Baseando-se nessa perspectiva, encontramos artigos como Dahl *et al.* em 2017, que compararam as duas técnicas e perceberam que a técnica da réplica de silicone, está fadada a erros relacionados a mistura, manipulação do material e distribuição deste no assentamento. Todavia, no protocolo de varredura tripla, elimina-se as fontes de erros manuais. O que corrobora com Boitelle *et al.* em 2018 que esclarece que o método da varredura tripla e da silicone, mesmo tendo apresentado boa repetibilidade, o método digital foi mais confiável. E outros trabalhos como Dahl *et al.* em 2018, Jang *et al.* em 2019, Liang *et al.* em 2018 e Matta *et al.* em 2017, demonstraram a confiabilidade em se empregar técnicas digitais para avaliações.

Para sobreposição de malhas e análise dos resultados, o presente trabalho está em conformidade com a maioria dos trabalhos já citados, que utilizaram o *software* da mesma empresa do *scanner* industrial. Diferente de Latham *et al.* em 2019 e Wang *et al.* em 2019 que preferiram a utilização de *scanner* e *software* de metrologia distintos.

Mesmo com as vantagens da técnica digital, o presente trabalho pode estar fadado a dificuldades inerentes das de métodos manuais, pois devido as dificuldades do *scanner* em capturar imagens dentro do *coping*, optou-se por criar réplicas, com a massa leve do silicone de condensação, do interior dos *copings* para que esses fossem escaneados e sua malha comparada a malha do respectivo dente.

O foco do trabalho em avaliar numericamente as relações de adaptação

marginal entre dente com RIR cimentado e *coping*, reflete uma preocupação baseada em artigos como de Raedel *et al.* em 2015 que em sua avaliação retrospectiva, de RIR fundidos, constataram que restaurar com uma prótese dentária fixa, pode positivamente influenciar o tempo de sobrevivência dos elementos dentais. Além disso, o sucesso clínico de uma prótese fixa dental, esta intimamente ligado a fatores de adaptação, pois influem na saúde periodontal e na manutenção da integridade do cimento (Belser *et al.*, 1985; Contrepolis *et al.*, 2013 e Gavelis *et al.*, 2004)

6.3 Quanto aos resultados da técnica da réplica de silicone

A mensuração dos espaços internos entre coroa protética e dente, já foi extensamente discutida na literatura (Contrepolis *et al.*, 2013), entretanto, como uma forma de padronização, Holmes *et al.* em 1989 propôs afim de facilitar na metodologia de estudos que seriam produzidos futuramente (Holmes *et al.* 1992), e mais importante, uma padronização na literatura como finalidade de se comparar de forma mais precisa os resultados que forem surgindo sobre o tema, dentre algumas das terminologias propostas, pode-se destacar: que adaptação marginal de próteses fixas ao dente, refere-se como a medida perpendicular da parte interna da peça, até a margem do preparo, denominando-se espaço marginal. Ressalta-se que as definições de espaço marginal, foram de suma importância para a metodologia aplicada neste trabalho, pois foi a partir dela que baseou-se a instituição dos pontos de referência.

Definida a terminologia aplicada para aferição, foca-se agora nos valores encontrados na literatura, referentes ao tema. Para Belser *et al* em 1985, existe a possibilidade de resultados marginais, em meio clínico, abaixo de 50 μm , mas ressalva que o aumento da desadaptação como um todo sofre influência do cimento. Essa influência, está em acordo com a revisão de literatura de Contrepolis *et al.* em 2013, que não somente a cimentação influencia na adaptação marginal, mas também a configuração marginal do preparo, o valor pré-definidos para espessura de cimento e processo de recobrimento de cerâmica. Contrepolis *et al.* em 2013

ainda ressaltam que a variação clinicamente aceitável encontrada nos estudos investigados, de adaptação marginal, estaria entre 50 e 120 μm . Esta variação estaria em conformidade com valores encontrados por Kokubo et al em 2005 e reforçaria conclusões como Kim et al., em 2018b que ao se depararam com valores marginais de 154 μm ao estudarem *copings* produzidos por tecnologia de manufatura aditiva de impressão de padrões em resina, constataram a necessidade de melhorias adicionais em suas abordagens antes da implementação clínica. Isso corrobora com Munoz et al em 2017, pois em seu trabalho, coroas de ouro feitas pelos padrões impressos, produziram um número significativo de coroas com inaceitável discrepância marginal.

Todavia, ao comparar-se com os dados obtido no presente trabalho, com os *copings* produzidos por manufatura aditiva de Kim et al., em 2018b, percebe-se que as médias de valores marginais foram menores tanto no grupo A $83,77 \pm 51,84 \mu\text{m}$ quanto grupo B $77,09 \pm 31,65 \mu\text{m}$. Como estes valores encontram-se dentro da aceitabilidade clínica, o trabalho esta consoante a estudos como Kim et al., 2018a e Kim et al. em 2018.

Evidencia-se que não existe um consenso na literatura sobre o tema de adaptação de coroas protéticas produzidas por tecnologia CAD/CAM, pois Tan et al. em 2008, constatou que a técnica convencional (padrão ouro de avaliação), ainda apresentou resultados melhores que as técnicas CAD/CAM e híbridas (uma parte feita pelo método convencional e outra por tecnologia digital). Assim também Nam et al. em 2015, percebeu que coroas produzidas por CAD/CAM apresentavam espaços maiores. Para Real-Voltas et al. em 2017, a tecnologia CAD/CAM, melhorou a adaptação marginal. E Örtorp et al. em 2011 as melhores adaptações gerais foram através de técnica aditiva. Para Al Hamad et al. em 2019a o método digital (totalmente em CAD/CAM) foi o que produziu a menor adaptação em comparação com o convencional e híbrido.

As adaptações em trabalhos que utilizaram totalmente tecnologia CAD/CAM e aqueles que fazem uma utilização híbrida, estão sujeitos a fatores influenciadores, que são: *scanners* ópticos, aplicação de pó e ajustes de superfície interna (Prudente et al. 2017).

Além disso, quando trata-se de manufatura aditiva, Kim et al., 2017 revela que o número de *copings* impressos em padrões de resina por vez, influencia na

adaptação da peça. Com valores superiores para três padrões por vez, ao invés de seis e um (como no caso deste trabalho). Mas novos estudos devem ser feitos nessa área para melhor elucidar o tema.

Mesmo com a necessidade de mais estudos, segundo Bae *et al.* em 2017, os métodos de manufatura aditiva são uma alternativa viável para produção de peças protéticas.

6.4 Quanto aos resultados da avaliação digital

Como uma melhor forma de interpretação dos dados, os resultados foram divididos em positivos e negativos. Estes resultados foram obtidos, a partir de uma determinação no *softwares*, em uma escala de 50 μ m. Pois foi a partir desse valor que definiu-se a linha de cimentação durante o desenho do *coping*. Ademais, a utilização de variação em 50 μ m, tanto para positivo quanto para negativo, está consoante a trabalhos como o de Wang et al. 2019, que utilizou-se dessa mesma variação em sua avaliação digital 3D.

Nesse sentido, os valores positivos, referem-se a espessura da linha de cimentação. Já com relação aos valores negativos, pode-se defini-los como regiões em que há um excesso de material no *coping*.

A explicação para os possíveis valores tanto positivos acima de 50 μ m ou valores negativos como um todo, pode-se estar ligado a técnica de produção do *coping*, no caso uma técnica híbrida, pois utiliza-se tanto moldagens convencionais quanto escanemantos para obtenção dos arquivos em STL. Aliado a isso, a técnica ficou sujeita a possíveis erros manuais, devido a necessidade de se replicar o interior dos *copings* com silicone, por impossibilidade do *scanner* em capturar as áreas internas. Nesse mesmo contexto, pode-se justificar os desvios padrão elevados encontrados nos resultados.

Ainda assim, os resultados positivos, revelam que em nenhum grupo obteve-se a linha de cimentação em 50 μ m, sendo em todos os grupos um valor maior que esse número. A média marginal mais elevada pelo grupo A, também foi evidenciada nos testes da técnica da réplica de silicone. Quanto aos valores negativos, fica difícil

compara-los com os dados obtidos pela técnica da réplica de silicone. Sendo assim, seus valores seriam melhor interpretados, como variáveis de desadaptação da peça, geradas pela metodologia aplicada neste trabalho.

6.5 Quanto aos resultados de delta (Δ)

A utilização de uma fórmula de delta Δ :

$$\Delta = \sqrt{(x_1 - x_2)^2}$$

Onde x_1 é o valor referencial de 50 μm para linha de cimentação e x_2 é o valor obtido de desadaptação durante os experimentos. Se deu pela necessidade de melhor correlação dos dados obtidos pela técnica digital com a técnica da réplica de silicone, pois diferente da técnica da réplica de silicone, na metodologia digital, há a possibilidade de variáveis negativas que representam falta de material em relação ao objeto nominal avaliado.

Sendo assim, os resultados demonstraram diferença estatística entre os grupos de Δ da varredura digital e da técnica da réplica de silicone, o que demonstra que por conta dos valores negativos da técnica digital, os valores absolutos de desadaptação apresentaram-se superiores dos que os encontrados na técnica da réplica de silicone. Essa diferenciação entre as duas técnicas, não inviabilizam sua utilização em futuros estudos, entretanto, as modificações no protocolo digital que viabilizam a incorporação de possíveis erros inerentes a técnica, utilizadas nesse estudo, como o da fabricação de uma réplica em silicone do interior da infraestrutura metálica, poderia ser novamente avaliada, mas para isso, soluções de escaneamento do interior do *coping*, deverão ser solucionadas.

Com relação a avaliação dos resultados dos Δ por quadrantes, separados pela sua técnica (digital e técnica da réplica de silicone) e por grupo A e B. Percebe-se que os quadrantes digitais do grupo A, obtiveram maiores valores absolutos de desadaptação que o grupo B digital, o que mantém-se consoante com resultados neste trabalho, que demonstraram médias marginais do grupo A, mais elevadas que

o grupo B. Entretanto os valores absolutos de desadaptação entre os quadrantes da técnica da réplica de silicone do grupo A e B, apresentam valores médios mais próximos entre si. O que pode indicar a aceitabilidade da suspensão de uma moldagem na obtenção dessas duas peças protéticas (RIR e *coping*), como ocorrido no grupo B.

7 CONCLUSÃO

Concluiu-se que sim, é possível se obter RIR e *coping* por moldagem única.

REFERÊNCIAS*

Al Hamad KQ, Al Quran FA, AlJalam SA, Baba NZ. Comparison of the Accuracy of fit of metal, zirconia, and lithium disilicate crowns made from different manufacturing techniques. *J Prosthodont*. 2019a;18–22. doi: 10.1111/jopr.13029.

Al Hamad KQ, Al Rashdan BA, Al Omari WM, Baba NZ. Comparison of the fit of lithium disilicate crowns made from conventional, digital, or conventional/digital techniques. *J Prosthodont*. 2019b;28(2):e580–6. doi: 10.1111/jopr.12961.

Al Maaz A, Thompson GA, Drago C, An H, Berzins D. Effect of finish line design and metal alloy on the marginal and internal gaps of selective laser melting printed copings. *J Prosthet Dent*. 2019; 122(2):143-51. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.02.009.

Bae EJ, Jeong I Do, Kim WC, Kim JH. A comparative study of additive and subtractive manufacturing for dental restorations. *J Prosthet Dent*. 2017;118(2):187–93. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.11.004.

Balkenhol M, Wöstmann B, Rein C, Ferger P. Survival time of cast post and cores: a 10-year retrospective study. *J Dent*. 2007;35(1):50–8. doi:10.1016/j.jdent.2006.04.004.

Belser UC, MacEntee MI, Richter WA. Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: a scanning electron microscope study. *J Prosthet Dent*. 1985;53(1):24–9. doi: 10.1016/0022-3913(85)90058-7. PMID: 3882944.

Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH. Clinical fit of procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*. 2000;84(4):419–24. doi: 10.1067/mpr.2000.109125. PMID: 11044849.

Boitelle P, Tapie L, Mawussi B, Fromentin O. Evaluation of the marginal fit of CAD-CAM zirconia copings: comparison of 2D and 3D measurement methods. *J Prosthet Dent*. 2018;119(1):75–81. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.01.026.

Butel EM, Campbell JC, Difiore MP. Crown margin design : a dental school survey. *J Prosthet Dent*. 1991;65(2):303–5.

Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2013;110(6):447-54.e10. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.08.003. PMID: 24120071.

Dahl BE, Dahl JE, Rønold HJ. Internal fit of three-unit fixed dental prostheses produced by computer-aided design/computer-aided manufacturing and the lost-wax metal casting technique assessed using the triple-scan protocol. *Eur J Oral Sci*. 2018;126(1):66–73. doi: 10.1111/eos.12394.

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [cited 2019 Jan 2019]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Available from: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Dahl BE, Rnold HJ, Dahl JE. Internal fit of single crowns produced by CAD-CAM and lost-wax metal casting technique assessed by the triple-scan protocol. *J Prosthet Dent.* 2017;117(3):400–4. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.06.017. PMID: 27692584.

Gavelis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J Prosthet Dent.* 2004;92(1):1–7. doi: 10.1016/j.prosdent.2004.03.024. PMID: 7009833.

Gómez-Polo M, Llidó B, Rivero A, Del Río J, Celemín A. A 10-year retrospective study of the survival rate of teeth restored with metal prefabricated posts versus cast metal posts and cores. *J Dent.* 2010;38(11):916–20. doi: 10.1016/j.jdent.2010.08.006.

Hendi AR, Moharrami M, Siadat H, Hajmiragha H, Alikhasi M. The effect of conventional, half-digital, and full-digital fabrication techniques on the retention and apical gap of post and core restorations. *J Prosthet Dent.* 2019;121(2):364.e1-364.e6. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.09.014.

Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent.* 1989;62(4):405–8. doi: 10.1016/0022-3913(89)90170-4. PMID: 2685240.

Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. Marginal fit of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1992;67(5):594–9. doi: 10.1016/0022-3913(92)90153-2. PMID: 1805023.

Holst S, Karl M, Wichmann M, Matta R-ET. A new triple-scan protocol for 3D fit assessment of dental restorations. *Quintessence Int.* 2011;42(8):651–7. PMID: 21842005.

Hong MH, Min BK, Lee DH, Kwon TY. Marginal fit of metal-ceramic crowns fabricated by using a casting and two selective laser melting processes before and after ceramic firing. *J Prosthet Dent.* 2019:1–7. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.03.002.

Hunter AJ, Hunter AR. Gingival crown margin configurations: a review and discussion. part I: terminology and widths. *J Prosthet Dent.* 1990a;64(5):548–52.

Hunter AJ, Hunter AR. Gingival margins for crowns: a review and discussion. part II: discrepancies and configurations. *J Prosthet Dent.* 1990b;64(6):636–642.

Jalalian E, Jannati H, J Mirzaei M. Evaluating the effect of a sloping shoulder and a shoulder bevel on the marginal integrity of porcelain-fused-to-metal (PFM) veneer crowns. *He J Contemp Dent Pract.* 2008;9(2):1–6.

Jang Y, Sim JY, Park JK, Kim WC, Kim HY, Kim JH. Accuracy of 3-unit fixed dental prostheses fabricated on 3D-printed casts. *J Prosthet Dent.* 2019:1–8. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.11.004.

Juloski J, Radovic I, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Ferrule effect: a literature review. *J Endod*. 2012;38(1):11–9. doi: 10.1016/j.joen.2011.09.024.

Kim DY, Jeon JH, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Reproducibility of different arrangement of resin copings by dental microstereolithography: evaluating the marginal discrepancy of resin copings. *J Prosthet Dent*. 2017;117(2):260–5. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.07.007.

Kim DY, Jeong I Do, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Reproducibility of different coping arrangements fabricated by dental micro-stereolithography: evaluation of marginal and internal gaps in metal copings. *J Dent Sci*. 2018a;13(3):220–5. doi: 10.1016/j.jds.2017.06.006.

Kim DY, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Comparison and evaluation of marginal and internal gaps in cobalt–chromium alloy copings fabricated using subtractive and additive manufacturing. *J Prosthodont Res*. 2018b;62(1):56–64. doi: 10.1016/j.jpjor.2017.05.008.

Kim S Bin, Kim NH, Kim JH, Moon HS. Evaluation of the fit of metal copings fabricated using stereolithography. *J Prosthet Dent*. 2018;120(5):693–8. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.01.012.

Kocaağaoğlu H, Kılınç Hİ, Albayrak H, Kara M. In vitro evaluation of marginal, axial, and occlusal discrepancies in metal ceramic restorations produced with new technologies. *J Prosthet Dent*. 2016;116(3):368–74. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.03.013.

Latham J, Ludlow M, Mennito A, Kelly A, Evans Z, Renne W. Effect of scan pattern on complete-arch scans with 4 digital scanners. *J Prosthet Dent*. 2019;1–11. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.02.008.

Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns - Validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil*. 2008;35(2):116–22. doi: 10.1111/j.1365-2842.2003.01203.x. PMID: 18197844.

Liang S, Yuan F, Luo X, Yu Z, Tang Z. Digital evaluation of absolute marginal discrepancy: a comparison of ceramic crowns fabricated with conventional and digital techniques. *J Prosthet Dent*. 2018;120(4):525–9. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.10.014.

Matta RE, Adler W, Wichmann M, Heckmann SM. Accuracy of impression scanning compared with stone casts of implant impressions. *J Prosthet Dent*. 2017;117(4):507–12. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.07.026.

Moraes AP, Poletto Neto V, Boscato N, Pereira-Cenci T. Randomized clinical trial of the influence of impression technique on the fabrication of cast metal posts. *J Prosthet Dent*. 2016;116(1):47–51. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.11.022.

Munoz S, Ramos V, Dickinson DP. Comparison of margin discrepancy of complete gold crowns fabricated using printed, milled, and conventional hand-waxed patterns. *J Prosthet Dent*. 2017;118(1):89–94. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.09.018.

Nam S-J, Yoon M-J, Kim W-H, Ryu G-J, Bang M-K, Huh J-B. Marginal and internal fit of conventional metal-ceramic and lithium disilicate CAD/CAM crowns. *Int J Prosthodont*. 2015;2828(10):519–21. doi: 10.11607/ijp.4089. PMID: 26340013.

Nemane V, Akulwar R, Meshram S. The effect of various finish line configurations on the marginal seal and occlusal discrepancy of cast full crowns after cementation - an in-vitro study. *J Clin Diagnostic Res*. 2015;9(8):ZC18–21. doi: 10.7860/JCDR/2015/12574.6283.

Örtorp A, Jönsson D, Mouhsen A, Vult Von Steyern P. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater*. 2011;27(4):356–63. doi: 10.1016/j.dental.2010.11.015. PMID: 21163516.

Prudente MS, Davi LR, Nabbout KO, Prado CJ, Pereira LM, Zancopé K, et al. Influence of scanner, powder application, and adjustments on CAD-CAM crown misfit. *J Prosthet Dent*. 2018; 119(3):337-83. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.03.024.

Raedel M, Fiedler C, Jacoby S, Boening KW. Survival of teeth treated with cast post and cores : A retrospective analysis over an observation period of up to. *J Prosthet Dent*. 2015;114(1):40-5. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.08.017.

Rahmé HV, Tehini GE, Adib SM, Ardo AS, Rifai KT. In vitro evaluation of the “replica technique” in the measurement of the fit of Procera® crowns. *J Contemp Dent Pract*. 2008;9(2):25–32. PMID: 18264522.

Rayyan MR, Aldossari RA, Alsadun SF, Hijazy FR. Accuracy of cast posts fabricated by the direct and the indirect techniques. *J Prosthet Dent*. 2016;116(3):411–5. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.02.002. PMID: 27061636.

Real-Voltas F, Romano-Cardozo E, Figueras-Alvarez O, Brufau-de Barbera M, Cabratosa-Termes J. Comparison of the marginal fit of cobalt-chromium metal-ceramic crowns fabricated by CAD/CAM techniques and conventional methods at three production stages. *Int J Prosthodont*. 2017;30(3):304–5. doi: 10.11607/ijp.5038.

Revilla-Léon M, Ozcan M. Additive manufacturing technologies used for processing polymers : current status and potential application in 2019;28(2):146–58. doi: 10.1111/jopr.12801.

Sarkis-Onofre R, Jacinto RDC, Boscato N, Cenci MS, Pereira-Cenci T. Cast metal vs. glass fibre posts: a randomized controlled trial with up to 3 years of follow up. *J Dent*. 2014;42(5):582–7. doi: 10.1016/j.jdent.2014.02.003.

Schönberger J, Erdelt KJ, Bäumer D, Beuer F. Evaluation of two protocols to measure the accuracy of fixed dental prostheses: an in vitro study. *J Prosthodont.* 2019;28(2):e599–603. doi: 10.1111/jopr.12583.

Segerström S, Wiking-Lima de Faria J, Braian M, Ameri A, Ahlgren C. A validation study of the impression replica technique. *J Prosthodont.* 2019;28(2):e609–16. doi: 10.1111/jopr.12795.

Shamseddine L, Mortada R, Rifai K, Chidiac JJ. Fit of pressed crowns fabricated from two CAD-CAM wax pattern process plans: a comparative in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2017;118(1):49–54. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.10.003.

Silva TF, de Melo MP, Pereira JR, Takeshita WM, Ceribelli BM, Vessoni Iwaki LC. Subjective qualitative assessment of the finish line of prosthetic preparations submitted to different finishing instruments. *J Prosthet Dent.* 2016;116(3):375–81. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.02.003.

Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1990;63(5):529–36. doi: 10.1016/0022-3913(90)90070-S.

Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers : challenges among expanding options and opportunities. *Dent Mater.* 2015;32(1):54–64. doi: 10.1016/j.dental.2015.09.018.

Tan PL, Gratton DG, Diaz-Arnold AM, Holmes DC. An in vitro comparison of vertical marginal gaps of CAD/CAM titanium and conventional cast restorations. *J Prosthodont.* 2008;17(5):378–83. doi: 10.1111/j.1532-849X.2008.00302.x.

Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R. Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. *J Dent.* 2007;35(1):68–73. doi: 10.1016/j.jdent.2006.04.008. PMID: 16781043.

Ucar Y, Akova T, Akyil MS, Brantley WA. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. *J Prosthet Dent.* 2009;102(4):253–9. doi: 10.1016/S0022-3913(09)60165-7.

Wang W, Yu H, Liu Y, Jiang X, Gao B. Trueness analysis of zirconia crowns fabricated with 3-dimensional printing. *J Prosthet Dent.* 2019;121(2):285–91. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.04.012.

Kokubo Y, Nagayama Y, Tsumita M, Ohkubo C, Fukushima S, Vult von Stevern P. Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I system. *J Oral Rehabil.* 2005;32(10):753–8. doi: 10.1111/j.1365-2842.2005.01506.x.

Yildirim B, Paken G. Evaluation of the marginal and internal fit of implant-supported metal copings fabricated with 3 different techniques: An In Vitro Study. *J Prosthodont.* 2019;28(3):315–20. doi: 10.1111/jopr.13022.

ANEXO A —Aprovação comitê de ética

UNESP - INSTITUTO DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA - CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS	
---	--

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Avaliação da adaptação de coping obtido juntamente com retentor intra-radicular: moldagem única

Pesquisador: LUIGI GIOVANNI BERNARDO SICHİ

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 10379919.8.0000.0077

Instituição Proponente: Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos - UNESP

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.334.278

Apresentação do Projeto:

A otimização do tempo reabilitador é um benefício direto a saúde do paciente, pois previne o mesmo do contato com possíveis contaminações e ambientes que lhe causem estresse. Isso pode ser viabilizado pelo desenvolvimento de técnicas que diminuam etapas de execução de um determinado tratamento. Pensando nisso, esse trabalho tem por objetivo avaliar a desadaptação marginal e interna de copings em liga de cobaltocromo (Co-Cr) através da técnica da réplica de silicone, em 24 dentes humanos unirradiculares, com retentores intra-radulares (RIR) em Co-Cr, cimentados com cimento de fosfato de zinco. Divididos em dois grupos, ambos com término marginal em chanfro: grupo um de moldagem única para obtenção de RIR e coping e grupo dois, obtidos pelo método convencional, com execução de RIR primeiro, para depois coping com retentor já cimentado. Esse trabalho, portanto propõe-se em constatar se a moldagem para coping após cimentação do retentor é realmente necessária e o quanto está influencia no resultado final de adaptação marginal e interna do coping.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Esse trabalho irá avaliar se há ou não possibilidade de execução de RIR e copings metálicos com apenas uma moldagem com silicone de condensação para ambos.

Endereço: Av.Engº Francisco José Longo 777	
Bairro: Jardim São Diniz	CNPJ: 12.245-000
UF: SP	Município: SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
Telefone: (12)2947-9078	Fax: (12)2947-9010 E-mail: ceph.id@unesp.br

**UNESP - INSTITUTO DE
CIÊNCIA E TECNOLOGIA -
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS**



Continuação do Parecer: 3.334.278

Recomendações:

Entendemos que a procedência do material biológico é importante, mas reconhecemos que historicamente não se tinha por procedimento a documentação de autorização. Mas, orientamos em situações futuras a realização de toda as documentações necessárias.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Reafirmamos que a pesquisa tem relevância, podendo contribuir para o desenvolvimento de melhores técnicas de tratamento. Destacamos a explicitação do pesquisador na avaliação de riscos e benefícios, reconhecendo as reais possibilidades.

Considerações Finais a critério do CEP:

O Colegiado acata o parecer do(a) Relator(a).

O (a) pesquisador(a) irá receber e-mail da Secretaria do CEPH-ICT-CAMPUS DE SJCAMPOS-UNESP, para envio de relatórios parciais/final, para não incorrer na penalidade de não o fazendo, em não ter novas submissões avaliada pelo Comitê de Ética, até que sane a pendência de envio do relatório, na forma de notificação através do sistema da Plataforma Brasil. Obs:- No site <https://www2.ict.unesp.br/> – Sobre o ICT – Comissões e Comitês - Comitê de Ética Envolvendo Seres Humanos, encontrará o formulário para envio do Relatório parcial/final.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_P ROJETO_1313973.pdf	03/05/2019 14:42:00		Aceito
Outros	termo_atualizado.pdf	03/05/2019 14:41:42	LUIGI GIOVANNI BERNARDO SICHÍ	Aceito
Outros	formulario_de_pendencia.pdf	03/05/2019 14:41:11	LUIGI GIOVANNI BERNARDO SICHÍ	Aceito
Folha de Rosto	folha_de_rosto.pdf	21/03/2019 19:05:18	LUIGI GIOVANNI BERNARDO SICHÍ	Aceito
Outros	termo_cessao.pdf	21/03/2019 19:05:11	LUIGI GIOVANNI BERNARDO SICHÍ	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projeto.doc	21/03/2019 19:04:56	LUIGI GIOVANNI BERNARDO SICHÍ	Aceito

Situação do Parecer:

Endereço: Av. Engº Francisco José Longo 777
Bairro: Jardim São Dimas CEP: 12.245-000
UF: SP Município: SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
Telefone: (12)3947-9078 Fax: (12)3947-9010 E-mail: ceph.ict@unesp.br

UNESP - INSTITUTO DE
CIÊNCIA E TECNOLOGIA -
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS



Continuação do Parecer: 3.334.278

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SÃO JOSÉ DOS CAMPOS, 20 de Maio de 2019

Assinado por:
Denise Nicodemo
(Coordenador(a))

Endereço: Av. Engº Francisco José Longo 777
Bairro: Jardim São Dimas **CEP:** 12.245-000
UF: SP **Município:** SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
Telefone: (12)3047-9078 **Fax:** (12)3047-9010 **E-mail:** ceph.id@unesp.br