

**FUNDAÇÃO OSWALDO ARANHA**  
**CENTRO UNIVERSITÁRIO DE VOLTA REDONDA**  
**PRO-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO**  
**PROGRAMA DE MESTRADO PROFISSIONAL EM MATERIAIS**

**SERGIO BARBOSA RIBEIRO**

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DA PRECISÃO DE DUAS DIFERENTES  
TÉCNICAS E RESINAS ACRÍLICAS EMPREGADAS NA UNIÃO DOS  
TRANSFERENTES DE MOLDAGEM EM IMPLANTODONTIA**

**VOLTA REDONDA**

**2019**

**FUNDAÇÃO OSWALDO ARANHA**  
**CENTRO UNIVERSITÁRIO DE VOLTA REDONDA**  
**PRO-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO**  
**PROGRAMA DE MESTRADO PROFISSIONAL EM MATERIAIS**

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DA PRECISÃO DE DUAS DIFERENTES  
TÉCNICAS E RESINAS ACRÍLICAS EMPREGADAS NA UNIÃO DOS  
TRANSFERENTES DE MOLDAGEM EM IMPLANTODONTIA**

Dissertação apresentada ao Mestrado Profissional em Materiais do Centro Universitário de Volta Redonda – UniFOA, como requisito obrigatório para obtenção do título de Mestre em Materiais, sob a orientação do prof. Dr. Sérgio Roberto Montoro, na área de concentração de processamento e caracterização de materiais metálicos, cerâmicos e poliméricos, linha de pesquisa em materiais poliméricos.

Aluno: Sergio Barbosa Ribeiro

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Roberto Montoro

Coorientador: Prof. Dr. Cláudio Luís Melo Silva

**VOLTA REDONDA**

**2019**

### FICHA CATALOGRÁFICA

Bibliotecária: Alice Tação Wagner - CRB 7/RJ 4316

R484a Ribeiro, Sergio Barbosa.

Avaliação in vitro da precisão de duas diferentes técnicas e resinas acrílicas empregadas na união dos transferentes de moldagem em implantodontia. / Sergio Barbosa Ribeiro. - Volta Redonda: UniFOA, 2019.

90 p. : II

Orientador (a): Sérgio Roberto Montoro

Dissertação (Mestrado) – UniFOA / Mestrado Profissional em Materiais, 2019

1. Materiais - dissertação. 2. Implantes. 3. Materiais dentários. 4. Implantodontia. I. Montoro, Sérgio Roberto. II. Centro Universitário de Volta Redonda. III. Título.

CDD – 620.1

**FOLHA DE APROVAÇÃO**

**Aluno: Sérgio Barbosa Ribeiro**

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DA PRECISÃO DE DUAS DIFERENTES TÉCNICAS E  
RESINAS ACRÍLICAS EMPREGADAS NA UNIÃO DOS TRANSFERENTES  
DE MOLDAGEM EM IMPLANTOTODONTIA**

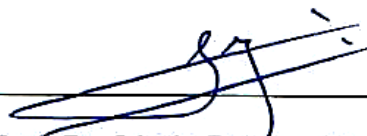
Orientador:

Prof. Dr. Sérgio Roberto Montoro

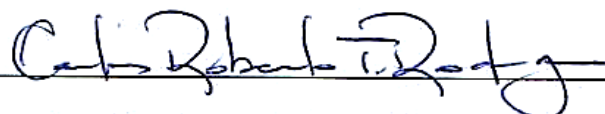
Coorientador:

Cláudio Luís Melo Silva

Banca Examinadora

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Sérgio Roberto Montoro

  
\_\_\_\_\_  
Profa. Dra. Cirlene Fourquet Bandeira

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Carlos Roberto Teixeira Rodrigues

## DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a minha esposa Camila da Gama Pina e meus filhos Alice Pina Ribeiro e Felipe Pina Ribeiro, por todo o incentivo, apoio incondicional e compreensão nos momentos de dificuldade e dedicação a esta nova etapa profissional e acadêmica.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao Professor Dr. Sérgio Roberto Montoro, meu orientador, pela disponibilidade, bom humor, confiança e paciência para me conduzir na elaboração deste trabalho. Foi uma grande honra conhecer e trabalhar com este grande profissional e amigo.

Ao Professor Dr. Cláudio Luís Melo Silva, meu coorientador, amigo e padrinho, por me auxiliar impecavelmente na condução deste trabalho.

Ao Professor Dr. Roberto de Oliveira Magnago, coordenador do Mestrado em Materiais do UniFOA, pelos aconselhamentos, carinho e disponibilidade em ajudar sempre que solicitado. Meus sinceros agradecimentos.

## RESUMO

Dentre os diversos fatores que influenciam na qualidade da adaptação marginal e na presença de passividade em próteses sobre múltiplos implantes, o método de transferência e os materiais empregados na união dos transferentes seriam os mais relevantes. O objetivo deste trabalho foi avaliar *in vitro*, a precisão dimensional de dois métodos de transferência direta, com variação da distância entre implantes, quando as resinas acrílicas autopolimerizáveis Pattern Bright e Dencrilay Pattern são empregadas na união dos transferentes. Foram confeccionados duas estruturas protéticas em NiCr, com distâncias entre os pilares de 10 mm e 20 mm, e dois modelos mestres contendo dois implantes. Para cada modelo mestre, 4 grupos de Prova (A, B, C e D) com 5 modelos cada foram constituídos. Nos Grupos A e C, os transferentes foram unidos com fita dental e as resinas Pattern Bright (A1 e A2) e a Dencrilay Pattern (C1 e C2) aplicadas com pincel, enquanto que nos Grupos B e D, as resinas Pattern Bright (B1 e B2) e Dencrilay Pattern (D1 e D2) reforçaram a fixação de bastões pré-confeccionados em resina colados com etilcianoacrilato entre os transferentes. As estruturas foram parafusadas sobre os modelos com torque de 20 Ncm e a análise microscópica confocal da interface com aumento de 110 X foi realizada, totalizando 240 aferições (n=240). Adicionalmente, foi verificado a facilidade clínica de inserção da estrutura protética sobre os modelos. Os resultados foram submetidos a análise estatística de variância ANOVA e ao teste Tukey. Na distância de 10 mm, os melhores resultados estatísticos foram obtidos nos grupos B1 ( $35,40 \pm 2,93 \mu\text{m}$ ) e D1 ( $36,99 \pm 2,65 \mu\text{m}$ ) e as maiores distorções em A1 ( $41,33 \pm 3,68 \mu\text{m}$ ) e C1 ( $59,99 \pm 6,40 \mu\text{m}$ ). Na distância de 20 mm, melhores resultados foram obtidos em D2 ( $25,63 \pm 6,93 \mu\text{m}$ ) e B2 ( $28,60 \pm 6,80 \mu\text{m}$ ), e as maiores distorções em A2 ( $43,27 \pm 5,08 \mu\text{m}$ ) e C2 ( $47,00 \pm 5,25 \mu\text{m}$ ). A técnica proposta dos bastões apresentou superioridade estatística em relação a técnica do pincel em ambas as distâncias avaliadas, independente da resina empregada.

**Palavras-chave:** implantes dentários; técnicas de impressão de implantes; precisão de impressão; materiais dentários



## ABSTRACT

Among the various factors influencing the quality of marginal adaptation and the presence of passivity in prostheses over multiple implants, the transfer method and the materials used in the Union of the transferents would be the most relevant. The objective of this work was to evaluate in vitro, the dimensional accuracy of two methods of direct transference, with variation of the distance between implants, when the autopolymerizable acrylic resins Pattern Bright and Dencrilay Pattern are employed in the Union of the transferents. Two prosthetic structures Were made in NiCr, with distances between the 10 mm and 20 mm pillars, and two master models containing two implants. For each master model, 4 Test groups (A, B, C and D) with 5 models each were constituted. In Groups A and C, the transferents were joined with dental tape and the Pattern Bright resins (A1 and A2) and the Dencrilay Pattern (C1 and C2) were applied with brush, while in Groups B and D, the Pattern Bright (B1 and B2) and Dencrilay Pattern (D1 and D2) resins reinforced the fixation D and pre-made poles in resin glued with ethylcyanoacrylate between the transferents. The structures were screwed on the models with torque of 20 Ncm and the confocal microscopic analysis of the interface with an increase of 110 X was performed, totaling 240 measurements (n = 240). Additionally, it was verified the clinical facility of insertion of the prosthetic structure on the models. The results were submitted to ANOVA statistical analysis and Tukey test. In the 10 mm distance, the best statistical results were obtained in groups B1 ( $35.40 \pm 2.93 \mu\text{m}$ ) and D1 ( $36.99 \pm 2.65 \mu\text{m}$ ) and the highest distortions in A1 ( $41.33 \pm 3.68 \mu\text{m}$ ) and C1 ( $59.99 \pm 6.40 \mu\text{m}$ ). In The distance of 20 mm, the best results were obtained in D2 ( $25.63 \pm 6.93 \mu\text{m}$ ) and B2 ( $28.60 \pm 6.80 \mu\text{m}$ ), and the highest distortions in A2 ( $43.27 \pm 5.08 \mu\text{m}$ ) and C2 ( $47.00 \pm 5.25 \mu\text{m}$ ). The technique proposed by the bats showed statistical superiority in relation to the brush technique at both distances evaluated, independently of the resin used.

**Keywords:** Dental Implants; implants impression technique; impression accuracy; dental materials

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1:</b> A - Kit Resina Pattern Bright; B – Kit resina Dencrilay Pattern.....	31
<b>Figura 2:</b> Molde retangular em silicone para preparo dos modelos para envio ao laboratório de prótese. ....	34
<b>Figura 3:</b> Ajuste e fixação dos análogos de implantes sobre a cera. ....	35
<b>Figura 4:</b> Conjunto análogo/componente fixado a cera introduzido nos moldes. ....	36
<b>Figura 5:</b> Gesso especial Tipo IV vertido dentro do molde. ....	36
<b>Figura 6:</b> Estruturas fundidas sobre os respectivos modelos.....	37
<b>Figura 7:</b> A - estrutura 10 mm; B - estrutura 20 mm .....	37
<b>Figura 8:</b> Confecção dos blocos em resina para preparo dos modelos mestres.....	38
<b>Figura 9:</b> <b>A</b> – Bloco em resina perfurado para receber implantes da Estrutura 10 mm; <b>B</b> – Bloco em resina perfurado para receber implantes da Estrutura 20 mm. ...	39
<b>Figura 10:</b> Parafusamento da estrutura sobre os implantes com torque de 20 Ncm. ....	39
<b>Figura 11:</b> <b>A</b> - Estrutura 10 mm parafusada sobre o modelo mestre de 10 mm;.....	40
<b>Figura 12:</b> Desenho esquemático da metodologia de confecção dos modelos mestres .....	41
<b>Figura 13:</b> Representação esquemática da divisão dos grupos entre o modelo mestre 10 mm (13 A) e modelo mestre 20 mm (13 B).....	43
<b>Figura 14:</b> Preparo da resina p inserção na seringa e posterior injeção nos canudos plásticos.....	44
<b>Figura 15:</b> <b>A</b> - Injeção da resina fluida dentro do canudo; <b>B</b> - bastões aguardando remoção dos canudos e bastões concluídos.....	45
<b>Figura 16:</b> Representação esquemática da confecção dos grupos A e C.....	46
<b>Figura 17:</b> Amarração dos transferentes com fio dental .....	46
<b>Figura 18:</b> Execução da técnica do pincel (Nealon Technique). Pincel é molhado no monômero (líquido) e em seguida entra em leve contato com o polímero (pó). ....	47
<b>Figura 19:</b> Aplicação da resina Pattern Bright com pincel sobre o fio dental.....	47
<b>Figura 20:</b> Representação esquemática da confecção dos grupos B e D.....	49
<b>Figura 21:</b> Bastões pré-confeccionados cortados.....	49
<b>Figura 22:</b> <b>A</b> - Ajuste e posicionamento dos bastões entre os transferentes previamente envoltos em resina Pattern; <b>B</b> - Colagem dos bastões (modelo mestre 10 mm); <b>C</b> – Bastão colado, modelo 10mm; <b>D</b> - Bastão colado, modelo 20mm. ....	50
<b>Figura 23:</b> Reforço da colagem com aplicação de resina acrílica Pattern (modelo 10 mm) .....	50
<b>Figura 24:</b> Conjuntos de pares de transferes/ análogos presos aos pregadores e acomodados no nicho do molde previamente ao vazamento do gesso Tipo IV. ....	51
<b>Figura 25:</b> Modelos de prova confeccionados previamente a remoção do molde em silicone.....	52
<b>Figura 26:</b> Microscópio Confocal com aumento de 110X.....	54
<b>Figura 27:</b> Modelos de prova com sua respectiva identificação para aferição ao microscópio.....	55

<b>Figura 28: A-</b> Modelo de prova B2 (1) e estrutura protética parafusada para inspeção ao microscópio; <b>B-</b> Modelo de prova D1 (4) e estrutura protética parafusada para inspeção ao microscópio. ....	55
<b>Figura 29:</b> Fenda no pilar direito do modelo mestre 10 mm em microscopia confocal (110X) .....	61
<b>Figura 30:</b> Fenda no pilar esquerdo do modelo mestre 10 mm em microscopia confocal (110X) .....	61
<b>Figura 31:</b> Fenda no pilar direito do modelo de prova A1 (1) em microscopia confocal (110X) .....	62
<b>Figura 32:</b> Fenda no pilar esquerdo do modelo de prova A1 (1) em microscopia confocal (110X) .....	62
<b>Figura 33:</b> Fenda no pilar direito do modelo de prova C1 (1) em microscopia confocal (110X) .....	63
<b>Figura 34:</b> Fenda no pilar esquerdo do modelo de prova C1 (1) em microscopia confocal (110X) .....	63
<b>Figura 35:</b> Fenda no pilar esquerdo do modelo 20 mm de prova A2 (1) em microscopia confocal (110X) .....	68
<b>Figura 36:</b> Fenda no pilar direito do modelo 20 mm de prova C2 (3) em microscopia confocal (110X) .....	68

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1:</b> Descrição das Resinas Acrílicas Pattern empregadas .....	31
<b>Tabela 2:</b> Descrição dos demais materiais utilizados.....	33
<b>Tabela 3</b> Média dos valores de fenda em $\mu\text{m}$ , desvio padrão e análise estatística (letras iguais sem diferença estatística) no grupo controle, grupos de prova A1, B1, C1 e D1.....	57
<b>Tabela 4:</b> Graduação clínica dos níveis de assentamento da estrutura protética sobre os análogos dos modelos de prova A1, B1 e média aritmética – resina Pattern Bright.....	59
<b>Tabela 5:</b> Graduação clínica dos níveis de assentamento da estrutura protética sobre os análogos dos modelos de prova C1, D1 e média aritmética – Resina Dencrilay Pattern .....	60
<b>Tabela 6:</b> Média dos valores de fenda em $\mu\text{m}$ , desvio padrão e análise estatística (letras iguais sem diferença estatística) no grupo controle, grupos de prova A2, B2, C2 e D2.....	64
<b>Tabela 7:</b> Graduação dos níveis de assentamento da estrutura protética sobre os análogos dos modelos de prova A2, B2 e média aritmética – resina Pattern Bright.....	66
<b>Tabela 8:</b> Graduação dos níveis de assentamento da estrutura protética sobre os análogos dos modelos de prova A2, B2 e média aritmética – resina Dencrilay Pattern.....	67
<b>Tabela 9:</b> Valores de fenda obtidos nos 3 pontos de aferição por pilar protético no Grupo A1 e respectivo padrão de assentamento.....	84
<b>Tabela 10:</b> Valores de fenda obtidos nos 3 pontos de aferição por pilar protético no Grupo B1 e respectivo padrão de assentamento.....	85
<b>Tabela 11:</b> Valores de fenda obtidos nos 3 pontos de aferição por pilar protético no Grupo C1 e respectivo padrão de assentamento.....	86
<b>Tabela 12:</b> Valores de fenda obtidos nos 3 pontos de aferição por pilar protético no Grupo D1 e respectivo padrão de assentamento.....	87
<b>Tabela 13:</b> Valores de fenda obtidos nos 3 pontos de aferição por pilar protético Grupo A2 e respectivo padrão de assentamento.....	88
<b>Tabela 14:</b> Valores de fenda obtidos nos 3 pontos de aferição por pilar protético no Grupo B2 e respectivo padrão de assentamento.....	89
<b>Tabela 15:</b> Valores de fenda obtidos nos 3 pontos de aferição por pilar protético no Grupo C2 e respectivo padrão de assentamento.....	90
<b>Tabela 16:</b> Valores de fenda obtidos nos 3 pontos de aferição por pilar protético no grupo D2 e respectivo padrão de assentamento.....	91

## **LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS**

SIN	Sistema de Implante Nacional Ltda
CAD/CAM	computer-aided design/ computer-aided manufacturing
UCLA	Universal Castable Long Abutment
HI	Hexágono Interno

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	16
2. OBJETIVO .....	18
2.1. Geral .....	18
2.1.1. Específico.....	18
3. JUSTIFICATIVA.....	19
4. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	20
4.1. DESAJUSTE MARGINAL E PASSIVIDADE EM PRÓTESES FIXAS SOBRE IMPLANTES.....	20
4.1.1. Conceitos e Relevância .....	20
4.1.2. Efeitos da ausência de passividade e presença de desajustes marginais sobre o complexo prótese-implante-osso alveolar .....	21
4.2. PROCEDIMENTOS TÉCNICOS E MATERIAIS empregados na UNIÃO DE TRANSFERENTES de IMPRESSÃO em MÚLTIPLOS IMPLANTES .....	23
4.2.1. Influência da união ou não de transferentes na precisão dimensional dos modelos de trabalho .....	23
4.2.2. Influência do emprego de resinas na união de transferentes quadrados na precisão dimensional dos modelos de trabalho.....	26
4.2.3. Procedimentos empregados para reduzir os efeitos da contração de polimerização de resinas acrílicas Pattern na união de transferentes quadrados de moldagem .....	28
5. MATERIAIS E MÉTODOS .....	31
5.1. materiais .....	31
5.2. MÉTODOS.....	34
5.2.1. Estrutura protética fundida para aferição .....	34
5.2.2. Confecção dos modelos mestres.....	37
5.2.3. Métodos de união dos transferentes quadrados de impressão .....	42
5.2.3.1. Grupos A e C – Transferentes quadrados unidos com as resinas aplicadas com pincel sobre a amarração de fita dental .....	45
5.2.3.2. Grupos B e D - Transferentes unidos com bastões pré-confeccionados em resina acrílica.....	48
5.2.4. Confecção dos modelos de prova para aferição .....	51
5.2.5. Análise dimensional das interfaces dos modelos por microscopia óptica confocal .....	52
5.2.6. Análise clínica da precisão de assentamento das estruturas protéticas.....	56

5.2.7. Análise estatística – material e método.....	56
6. RESULTADOS.....	57
6.1. Análise estatística dos valores de fenda no grupo 10 mm - modelo mestre 10 mm e grupos A1, B1, C1 e D1 .....	57
6.2. Análise estatística dos valores de fenda no grupo 20 mm - modelo mestre 20 mm e grupos A2, B2, C2 e D2 .....	64
7. DISCUSSÃO.....	70
8. conclusões.....	77
9. trabalhos futuros .....	78
10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	79

## 1. INTRODUÇÃO

Nas reabilitações orais, especialmente naquelas implanto-retidas, a adaptação marginal e a passividade da estrutura protética parafusada seriam fatores fundamentais para o sucesso e longevidade das restaurações, componentes protéticos e biológicos [1]. Um dos principais desafios do profissional na obtenção da precisão de adaptação e na qualidade final do trabalho, encontraria-se intimamente relacionada a escolha dos materiais e ao emprego de técnicas apropriadas a cada condição clínica [2].

A utilização de materiais com propriedades distintas, diferentes componentes protéticos e de transferência, além da diversidade de técnicas clínicas e laboratoriais para execução da prótese poderiam influenciar na qualidade final do trabalho reabilitador. Dentre as etapas clínicas, uma das mais relevantes é a etapa de transferência dos implantes [3]. Esta etapa consiste, na reprodução do posicionamento tridimensional dos implantes dentários da cavidade bucal do paciente para um modelo de trabalho no qual será confeccionada a estrutura protética [4,5].

Uma inadequada reprodução do posicionamento tridimensional dos implantes para um modelo de trabalho poderia ocasionar uma série de intercorrências mecânicas e biológicas indesejáveis sobre o complexo prótese-implante-osso alveolar [4,6]. Estudos *in vitro* tentaram determinar os possíveis efeitos da presença de imprecisões e desadaptações na longevidade das reabilitações [7-9]. O aumento do estresse resultante das imprecisões no sistema poderia resultar na perda da osseointegração, periimplantites, fratura, soltura ou afrouxamento dos parafusos de retenção da prótese e dos pilares protéticos [2,6,7,10,11].

Objetivando uma melhor precisão da etapa de transferência, diversas técnicas e materiais são apresentados pela literatura, dentre elas a impressão com a utilização de transferentes cônicos sem união [12,13], com transferentes quadrados sem e com união [14,15], além do emprego de diferentes tipos de materiais para união dos transferentes [4,16].

A técnica mais comumente utilizada e recomendada na impressão de múltiplos implantes devido a qualidade de impressão produzida, é a transferência com o



emprego de pilares (transferentes) quadrados de moldeira aberta unidos (ferulizados) [3,17]. Nesta técnica de transferência, os transferentes quadrados são ferulizados com emprego de materiais e processos distintos [18-20]. Dentre os materiais utilizados para união, o mais frequentemente empregado tanto pelo padrão de estabilidade dimensional proporcionado, como pela facilidade de utilização, é a resina acrílica autopolimerizável Pattern [4,16].

Apesar da existência de um forte consenso em relação a necessidade de união dos transferentes quadrados e da utilização da resina acrílica autopolimerizável Pattern como material de escolha, em virtude da existência de diversas marcas comerciais de resinas acrílicas com propriedades de estabilidade dimensional variadas [21,22], assim como a existência de diferentes maneiras e técnicas de proporcionar o polímero com o monômero [20,23], uma diversidade de metodologias de união dos transferentes tem sido propostas com a finalidade de minimizar tais efeitos indesejáveis [18,19,24].

O objetivo deste trabalho foi avaliar *in vitro*, com auxílio de microscopia óptica confocal, a precisão dimensional de modelos resultantes da transferência direta de dois implantes, quando duas diferentes técnicas de união (ferulização) dos transferentes quadrados de moldeira aberta são utilizadas, associadas ao emprego das resinas acrílicas autopolimerizáveis Pattern Bright e Dencrilay Pattern em duas diferentes distâncias entre os pilares protéticos. Ao fim, formular um manual técnico de execução simplificado da união dos transferentes com emprego de resinas Pattern, com a capacidade de minimizar as possíveis alterações dimensionais inerentes as diferentes marcas comerciais.

## 2. OBJETIVO

### 2.1. Geral

O objetivo deste trabalho foi verificar *in vitro*, a precisão dimensional da união dos transferentes quadrados de moldeira aberta em implantodontia, pela técnica de aplicação de resina com pincel sobre a amarração de fio dental e pela técnica dos bastões pré-confeccionados em resina, quando duas diferentes marcas comerciais de resinas acrílicas autopolimerizáveis Pattern são utilizadas, variando a distância entre os implantes.

#### 2.1.1. Específico

1- Avaliar *in vitro* a precisão dimensional dos modelos de gesso obtidos pela transferência direta de dois implantes dentários, quando duas diferentes marcas comerciais de resinas acrílicas autopolimerizáveis Pattern, com valores comerciais inferiores ou iguais à R\$ 100,00, são utilizadas em duas condições:

- Na técnica convencional, com a utilização de fio dental e aplicação das resinas acrílicas com pincel sobre o fio;

- Na técnica com o emprego de bastões pré-confeccionados em resina acrílica colados entre os transferentes

2- Verificar se a variação de distância entre os implantes durante a transferência direta apresenta influência sobre as técnicas e resinas utilizadas;

3- Baseado na avaliação *in vitro* dos resultados, propor um manual em implantodontia de execução clínica da técnica de união dos transferentes quadrados com resina acrílica Pattern, visando a simplicidade de execução e fidelidade dos modelos resultantes, independente da marca comercial da resina e da distância entre os implantes.

### 3. JUSTIFICATIVA

Mesmo havendo consenso quanto a necessidade de união dos transferentes quadrados de moldeira aberta e da utilização da resina acrílica autopolimerizável Pattern como material de escolha, algumas questões necessitam de atenção:

- 1- Diversidade de marcas comerciais de resinas acrílicas Pattern cada qual com propriedades dimensionais variadas, além de custos variados;
- 2- Existência de diferentes formas de realização clínica da proporção pó (polímero)/ líquido (monômero);
- 3- Diferentes procedimentos técnicos de união dos transferentes, cada qual com propostas diversificadas para compensar possíveis alterações dimensionais resultantes da polimerização da resina e minimizar alterações dimensionais dos modelos de trabalho.

## 4. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 4.1. DESAJUSTE MARGINAL E PASSIVIDADE EM PRÓTESES FIXAS SOBRE IMPLANTES

#### 4.1.1. Conceitos e Relevância

Em próteses implanto-retidas, a ausência de desajustes marginais e a presença de passividade de assentamento da estrutura protética seriam fatores fundamentais no sucesso e longevidade das restaurações, principalmente no aspecto mecânico [1, 6].

O desajuste marginal poderia ser assim definido, segundo Rodrigues Júnior et al. (2006) [6], como a discrepância existente entre a margem do pilar protético e a restauração protética. Já a passividade seria definida, como a ausência de tensões ou cargas sobre as estruturas mecânicas e ósseas alveolares, quando da prótese assentada sobre os implantes, na ausência de cargas externas [2,25]. Spazzin et al. (2011) [10] utilizou o termo estresse estático para definir a ausência de passividade em uma prótese sobre implantes.

A presença ou a ausência destes fatores influenciaria na qualidade da saúde tecidual e longevidade dos componentes mecânicos. Protéses mais desajustadas ou com ausência de passividade seriam mais passíveis da ocorrência de alterações ósseas periimplantares (reabsorção óssea), alterações inflamatórias (periimplantite), além de falhas mecânicas como fraturas ou afrouxamento de parafusos protéticos [2,6].

Contudo, não há um consenso na literatura quanto ao nível ideal ou máximo de desadaptação marginal permitido sem a ocorrência de interferências deletérias sobre os componentes mecânicos e biológicos envolvidos na reabilitação [26]. Idealmente, Branemark sugeriu que esse valor seria de no máximo 10  $\mu\text{m}$  [27], porém Hamata et al. (2005) [26] concluíram que este padrão de distorção seria praticamente impossível de ser alcançado em consequência do grande número de variáveis envolvidas no processo clínico e laboratorial de confecção da estrutura protética. Alguns estudos clínicos longitudinais [28] sugeriram que desadaptações de até 150  $\mu\text{m}$  seriam

aceitáveis clinicamente, enquanto que estudos mais recentes [29] sugeriram que a faixa compreendida entre 59 e 72  $\mu\text{m}$  poderia ser considerada como clinicamente aceitável.

Quanto a passividade, segundo Campi Júnior et al. (2010) [2], mesmo que um assentamento passivo absoluto da estrutura protética não possa ser obtido, uma redução dos níveis de desajustes deveria ser considerado como critério para manutenção da longevidade dos componentes, cabendo desta forma ao profissional, a execução de procedimentos clínicos e laboratoriais com o máximo de precisão, minimizando assim sua ocorrência e seus efeitos danosos sobre o conjunto mecânico-biológico.

#### **4.1.2. Efeitos da ausência de passividade e presença de desajustes marginais sobre o complexo prótese-implante-osso alveolar**

Dentre as principais intercorrências mecânicas observadas em próteses desajustadas, estão a ocorrência de fraturas, solturas e perda de torque dos parafusos de retenção de próteses implanto-retidas. A literatura aponta também para possibilidade de efeitos deletérios sobre os tecidos biológicos, principalmente sobre a osseointegração (reabsorção óssea) e o tecido mole periimplantar (periimplantite), porém não estabelecendo uma correlação direta entre o nível de desajuste e o grau de perda óssea apresentada [6].

Estudos de Spazzin et al. (2011) [10] e de Bacchi et al. (2013) [30] *in vitro*, através de análise de elementos finitos, simularam diferentes níveis de desajustes marginais e registraram o estresse gerado em consequência destes. Ambos observaram que na presença de maiores níveis de desajuste marginal, uma maior concentração de tensão (estresse estático) seria gerada tanto sobre os pilares protéticos, parafusos de retenção protética, sobre os implantes e sobre o osso cortical ao redor dos mesmos. Tal fato demonstraria, que na presença de desajustes protéticos e na ausência de passividade, tensões seriam geradas sobre todos os componentes do sistema, incluindo tecidos vivos, o que poderia predispor todo o conjunto prótese/ implante/ osso alveolar a alterações deletérias.

Neste contexto, Falcão Filho (2005) [7] também conseguiu estabelecer *in vitro*, uma correlação positiva entre o padrão de desajuste marginal presente nas interfaces pilar/ cilindro protético com a perda de torque de parafusos de fixação de uma estrutura protética, tanto em cilindros calcináveis (Neodent) quanto em cilindros pré-usinados fundidos (Neodent). Tal ocorrência segundo o autor, seria mais relevante nos cilindros calcináveis. Perceberam, que além da perda de torque confirmada com auxílio de um torquímetro digital com o aumento do desajuste, alterações deletérias na superfície das roscas dos parafusos de fixação estariam presentes, fato confirmado com auxílio de microscopia eletrônica de varredura (LEO Electron Microscopy LTD).

Em contrapartida, também avaliando uma possível correlação entre o nível de desadaptação vertical na interface pilar protético/ implante e a perda de torque dos parafusos de retenção, após o parafusamento dos mesmos com torque de 20 Ncm, Barbosa et al. (2008) [8] não conseguiram encontrar tal correlação estatística, concluindo assim que uma maior desadaptação vertical não necessariamente implicaria em um maior valor de perda de torque dos parafusos de retenção.

Essa correlação entre desajustes protéticos aferidos por microscopia óptica (aumento 120X), e a tensão gerada após a fixação de infraestruturas implanto-retidas *in vitro*, com auxílio da extensimetria, também foi avaliada por Tramontino et al. (2009) [9]. Os autores também não conseguiram estabelecer uma correlação entre ambos, e concluíram que a presença e a intensidade do desajuste marginal por si só, não seriam indicadores seguros no prognóstico da geração de tensões nas fixações.

No intuito de esclarecer essa possível correlação entre diferentes níveis de desadaptação marginal em próteses implanto-retidas com o grau de perda de torque dos parafusos de retenção da prótese, além de seu efeito na transferência de cargas para os pilares de conexão, Tramontino et al. (2009) [9] com o emprego de extensimetria, realizou um estudo *in vitro* simulando diferentes padrões de desajuste marginal (15  $\mu\text{m}$ , 100  $\mu\text{m}$ , 150  $\mu\text{m}$  e 300  $\mu\text{m}$ ). Observou que na presença destes desajustes, uma diminuição na estabilidade dos parafusos de retenção protética ocorria, além de um aumento de cargas incidindo sobre todo o sistema. Entretanto não conseguiu estabelecer uma clara relação entre o nível de desajuste presente e o grau de perda de torque observado.

Testes de simulação de desajustes verticais entre a prótese e o pilar protético também foram conduzidos por Spazzin et al. (2009) [11], que também avaliaram o efeito destas alterações na perda de torque dos parafusos protéticos de retenção. Ao comparar o grupo controle constituído por próteses com adaptação passiva ao grupo teste, em que as próteses apresentavam desajuste médio de 250  $\mu\text{m}$  entre os cilindros da infraestrutura e o pilar protético, os autores concluíram que os parafusos seriam mais suscetíveis ao afrouxamento quando empregados em próteses com desajuste vertical acima dos níveis considerados clinicamente aceitáveis.

## **4.2. PROCEDIMENTOS TÉCNICOS E MATERIAIS EMPREGADOS NA UNIÃO DE TRANSFERENTES DE IMPRESSÃO EM MÚLTIPLOS IMPLANTES**

### **4.2.1. Influência da união ou não de transferentes na precisão dimensional dos modelos de trabalho**

Uma correta reprodução do posicionamento tridimensional dos implantes da cavidade bucal para um modelo de trabalho, levando-se em consideração a complexidade e diversidade de procedimentos e materiais envolvidos no processo, seria o primeiro passo na obtenção de uma prótese precisa e passiva, fundamental no sucesso da reabilitação sobre múltiplos implantes [4].

Qualquer distorção ou imprecisão na etapa de transferência dos implantes ou pilares protéticos para os modelos laboratoriais, poderia acarretar uma adaptação insatisfatória ou falha completa da prótese, demonstrando assim a criticidade desta etapa no processo de confecção [3].

Dentre a necessidade ou não de união (ferulização) dos transferentes quadrados de moldagem durante a transferência, Pieralini et al. (2008) [3] em revisão de literatura, relataram que a técnica de união (ferulização) com o emprego de resina acrílica autopolimerizável e fio dental ou a confecção de pequenos bastões em resina, resultaria em modelos de trabalho com maior precisão dimensional em comparação a transferência sem união. Assim, poderia-se afirmar que a realização da união dos transferentes de moldagem com o emprego de um material rígido, baseada no mesmo

princípio da união dos coppings em próteses fixas convencionais, preveniria a movimentação dos mesmos durante a moldagem, e conseqüentemente a distorção do modelo de trabalho resultante [4].

Com o propósito de verificar tal influência, Papaspyridakos et al. (2011) [12] avaliaram o efeito de diferentes métodos de transferência em próteses sobre implantes, particularmente o efeito da união e não união dos transferentes *in vivo*. Perceberam que os modelos resultantes da técnica de união dos transferentes, apresentaram maior precisão dimensional do que aqueles obtidos sem a união dos mesmos. Em um segundo momento, avaliando a precisão dimensional de modelos 3D *in vitro*, concluíram que além da união dos transferentes promover uma maior precisão dimensional dos modelos, a máxima desadaptação que poderia ser considerada como clinicamente aceitável seria entre 59 à 72  $\mu\text{m}$  [29].

Também com emprego de análise clínica e digital *in vivo*, Stimmelmayer et al. (2012) [15] avaliaram as diferenças entre as técnicas de transferência com os transferentes unidos e não unidos. Observaram que a adaptação final das estruturas protéticas foram mais favoráveis naqueles modelos resultantes da transferência com união. Os autores atentaram para a importância da união dos transferentes na obtenção de maior precisão de assentamento da estrutura protética.

Resultados semelhantes *in vitro*, em que melhor precisão dimensional foi obtida em modelos em que transferentes quadrados ferulizados foram utilizados na transferência em comparação a utilização de transferentes cônicos e quadrados sem ferulização, foram relatados por Faria et al. (2011) [14]. Tarib et al. (2012) [31] também observaram melhores resultados na precisão de modelos, quando os transferentes quadrados foram unidos por diferentes metodologias empregando resina acrílica autopolimerizável, em comparação aos que não foram ferulizados.

Em contrapartida, Baig (2014) [32] que em revisão de literatura avaliou o efeito de diferentes fatores envolvidos na precisão da transferência de múltiplos implantes com o propósito de desenvolver um protocolo de aplicação na prática clínica, não conseguiu estabelecer uma correlação conclusiva quanto ao efeito da união dos transferentes na precisão dos modelos obtidos. Tal fato também foi descrito por Buzayan et al. (2013) [33], que além de verificar a influência da união ou não dos



transferentes e do material empregado, testaram a influência do material de moldagem na precisão dos modelos. Concluíram que haveria uma pequena, mas significativa diferença entre os materiais de moldagem, independente da técnica de união dos transferentes empregada.

Já Ávila et al. (2014) [34] avaliando a precisão de um método de transferência sem união e outro em que os transferentes foram unidos com hastes metálicas fixadas com resina acrílica GC Pattern, encontraram valores de desadaptação marginal de 205,86  $\mu\text{m}$  para os modelos em que a união não foi realizada, e de 99,19  $\mu\text{m}$  para os modelos em que os transferentes foram unidos.

Em um estudo de revisão de literatura, em que o efeito da união e da não união dos transferentes foi verificada em pacientes total ou parcialmente edentados, Papaspyridakos et al. (2014) [35] concluíram que a união dos transferentes durante a moldagem de múltiplos implantes, resultaria também em modelos com maior precisão dimensional em ambos os tipos de pacientes.

Além de verificar o efeito da ferulização ou não dos transferentes quadrados de moldagem, Becker (2014) [36] também avaliou a influência de diferentes marcas comerciais de gesso tipo IV na precisão dos modelos de trabalho. Ao fim, concluiu que a ferulização dos transferentes de moldagem exerceria maior influência na precisão dimensional dos modelos do que as marcas comerciais de gesso tipo IV testadas, e que os modelos resultantes da transferência sem ferulização apresentariam as maiores variações dimensionais encontradas.

Assim, de acordo com Moreira et al. (2015) [5], a união dos transferentes quadrados de moldagem durante a transferência de múltiplos implantes, seria uma técnica eficaz na obtenção de precisão dos modelos de trabalho, além de ser uma das etapas mais influentes na precisão dimensional final de próteses sobre múltiplos implantes.

Tal relevância desta etapa na precisão de próteses implanto-retidas também foi apontada por Kim et al. (2015) [13] em revisão sistemática de literatura. De um total de cento e cinquenta e seis artigos selecionados no MEDLINE/PubMed, em que termos como “estudos laboratoriais” e “técnicas de impressão com precisão em implantodontia” foram utilizadas na busca, 80% dos estudos avaliados comparavam o

efeito da união e da não união dos transferentes, apontando para uma superioridade das técnicas em que a união foi empregada.

Ratificando a importância da união dos transferentes, Ghanem et al. (2015) [37] avaliando a precisão dimensional linear horizontal de modelos de gesso obtidos através de diferentes técnicas de impressão direta em implantodontia, observaram que os modelos obtidos sem ferulização dos transferentes apresentavam as maiores distorções dimensionais quando comparados as demais técnicas em que os transferentes foram unidos, independente do procedimento de união empregado.

Quanto aos valores de discrepância observados em modelos de trabalho em que métodos de transferência com ou sem união foram empregados, Stimmelmayer et al. (2016) [38], encontraram uma média de discrepância de  $124 \pm 34 \mu\text{m}$  para modelos resultantes da transferência com transferentes cônicos sem união, de  $116 \pm 46 \mu\text{m}$  para aqueles resultantes da transferência com transferentes quadrados sem união e de  $80 \pm 25 \mu\text{m}$  para modelos resultantes da transferência com transferentes quadrados unidos. Tais resultados demonstrariam assim a superioridade dimensional de adaptação nos modelos obtidos nos métodos em que os transferentes quadrados são empregados ferulizados.

#### **4.2.2. Influência do emprego de resinas na união de transferentes quadrados na precisão dimensional dos modelos de trabalho**

Diferentes métodos e materiais tem sido utilizados na união (ferulização) dos transferentes quadrados de moldeira aberta, apresentando resultados variados em relação a precisão dimensional dos modelos de trabalho e conseqüentemente da estrutura protética [3,16,17,18,19,21,23,24,39,40].

Apesar da existência de algumas divergências quanto a escolha dos materiais de união dos transferentes, as resinas, principalmente as acrílicas autopolimerizáveis Pattern, tem sido o material mais amplamente empregado e estudado em conseqüência de seu padrão de estabilidade dimensional [4,16]. Apesar desse fato, as resinas fotopolimerizáveis tem sido comumente utilizadas, contudo sendo questionadas principalmente em razão de uma possível polimerização incompleta à

luz, que resultaria em incrementos de distorção durante o processo de transferência dos implantes [4].

Estudos *in vitro* que analisaram a precisão dimensional resultante da união dos transferentes quadrados com emprego de resinas quimicamente ativadas e de resinas fotoativadas, demonstraram a superioridade das resinas quimicamente ativadas [39,16,40] e em algumas condições, até uma similaridade entre ambas [42].

Em relação ao uso das resinas autopolimerizáveis, uma das questões mais relevantes em relação a sua utilização, diz respeito a estabilidade dimensional [22,43], a técnica de proporcionar o polímero com o monômero [20,23] e ao método de união (ferulização) dos transferentes empregado [3,17,18,19,21,23,24,39,41].

Quanto a estabilidade dimensional das resinas acrílicas autopolimerizáveis Pattern, Fatiga et al. (2015) [43] avaliaram *in vitro*, a contração máxima de polimerização e a temperatura máxima alcançada pelas resinas GC Pattern LS (GC Dental Industrial) e a Duralay (Reliance dental Mfg), com auxílio de sensores de Bragg, em dois intervalos de tempo, de 0 à 17 minutos e de 17 à 34 minutos quando a técnica do pincel (Nealon Technique) foi empregada. Mesmo empregando uma técnica em que não há uma padronização na proporção da mistura, os autores padronizaram em peso e volume a quantidade de polímero e monômero por porções, além do número de pinceladas aplicadas sobre os transferentes e fio dental. Observaram uma maior contração de polimerização e maior variação de temperatura máxima na resina Duralay em comparação a GC Pattern LS, sendo que o fator tempo, segundo os autores, não exerceu influência nos valores de contração máxima de polimerização, mas sim nos valores de variação de temperatura máxima.

Em estudo *in vitro* semelhante com o uso da técnica do pincel, porém sem nenhuma individualização das porções ou padronização quanto ao número de pinceladas, Franco et al. (2015) [22] avaliaram a contração de polimerização e a temperatura máxima alcançada pelas mesmas resinas, com auxílio dos sensores de Bragg, por um período único de tempo de 17 minutos. Diferentemente dos resultados anteriormente obtidos, observaram que a resina GC Pattern LS apresentou maiores valores de contração de polimerização no período de tempo avaliado, assim como uma maior velocidade de contração e de variação de temperatura do que a resina Duralay.

Seguindo avaliando as características dimensionais das resinas acrílicas Pattern, Mojon et al. (1990) [23] observaram que as maiores alterações dimensionais, 80% delas, ocorriam no período de 17 minutos após o preparo da resina. Adicionalmente, perceberam que as maiores distorções estariam relacionadas a um proporcionamento inadequado do polímero com o monômero, em que menores quantidades de polímero (pó) adicionadas ao monômero (líquido), resultariam em maiores alterações dimensionais.

Ainda considerando os fatores relacionados a estabilidade dimensional destas resinas, Lopes Júnior et al. (2013) [20] avaliaram em estudo de fotoelasticidade, 4 diferentes marcas comerciais de resinas acrílicas autopolimerizáveis Pattern quanto a precisão dimensional na transferência de múltiplos implantes, em períodos variados de tempo (20 minutos, 3 horas, 24 horas e 36 horas). A técnica utilizada na união dos transferentes foi a técnica do pincel, sendo que a quantidade de resina utilizada foi padronizada por amostra em gramas. As maiores alterações dimensionais foram percebidas na utilização da resina Dencrilay, e as menores na GC Pattern e Duralay I. Entretanto, todas as resinas testadas apresentaram algum grau de alteração dimensional.

#### **4.2.3. Procedimentos empregados para reduzir os efeitos da contração de polimerização de resinas acrílicas Pattern na união de transferentes quadrados de moldagem**

Diante da necessidade de reduzir os efeitos indesejáveis decorrentes da contração de polimerização destas resinas, algumas propostas técnicas tem sido avaliadas e preconizadas. Com esse propósito, Cabral & Guedes (2007) [18] avaliaram o efeito da união dos transferentes quadrados com resina acrílica (Dencor Clássico, São Paulo, Brasil) em monobloco e aqueles em que o monobloco foi seccionado e reunido com a mesma resina, após aguardado um período de 17 minutos. Os melhores resultados foram obtidos naqueles em que houve o seccionamento e resoldagem da ferulização.

Esse efeito de melhora na precisão dimensional resultante do seccionamento da resina aplicada com pincel sobre a amarração de fio dental, também foi percebida

por Vasconcellos et al. (2008) [19]. Neste estudo, os autores uniram os transferentes e após um período de 24 horas, realizaram o seccionamento e reunião dos mesmos. A desadaptação marginal observada por microscopia óptica foi de  $143,25 \pm 53,48 \mu\text{m}$  para a ferulização em monobloco e de  $70,83 \pm 29,03 \mu\text{m}$  para o grupo em que houve o seccionamento da ferulização.

Com a finalidade de minimizar os efeitos indesejáveis resultante da contração de polimerização das resinas empregadas na união de transferentes, Dumbrigue et al. (2000) [24] descreveram um método de união de transferentes utilizando barras de resina acrílica pré-fabricadas. Segundo os autores, este método seria de fácil execução, permitindo uma economia de tempo de atuação clínica, versátil, uma vez que as barras pré-fabricadas poderiam ser seccionadas em tamanhos variados, além de minimizar os efeitos da contração de polimerização, uma vez que a maior parte do material já teria sofrido as alterações dimensionais mais relevantes.

As etapas de execução sugeridas pelos autores [24] seriam: (1) mistura da resina (Pattern resin, GC Corp, Tokyo, Japan) na proporção indicada pelo fabricante e colocação em uma seringa; (2) injeção imediata da resina em um canudo plástico com diâmetro aproximado de 3 mm; (3) espera de pelo menos 17 minutos e idealmente de 24 horas para a utilização; (4) adaptação dos pilares de transferência sobre os implantes; (5) seccionamento das barras de acordo com as dimensões necessárias para a utilização; (6) aplicação de pequenas porções de resina Pattern com um pincel nas extremidades das barras em contato com os pilares; (7) aguardo por um período de 17 minutos para remoção dos transferentes da cavidade bucal.

Gennari Filho et al. (2009) [17] testou então *in vitro*, o efeito da utilização destas barras pré-fabricadas na precisão dimensional, comparando com outros dois métodos de ferulização empregando a mesma resina acrílica aplicada com pincel sobre o fio dental. Um dos grupos foi ferulizado em monobloco, outro em monobloco seguido de seccionamento e reunião, e o terceiro grupo com as barras pré-confeccionadas. Os melhores resultados observados foram encontrados naqueles em que os bastões pré-confeccionados foram utilizados.

Tal fato também foi observado por Rodrigues et al. (2010) [39], que relataram maior precisão dimensional na técnica utilizando os bastões pré-confeccionados em resina acrílica autopolimerizável na união de transferentes.

Já Odo et al. (2010) [41], testaram a precisão dimensional de duas diferentes resinas acrílicas Pattern, a Duralay e a GC Pattern, através de um modelo fotoelástico, quando os transferentes quadrados foram unidos em monobloco apenas, unidos em monobloco seguidos de seccionamento e reunião, e quando unidos com uma haste metálica rígida, soldada com as mesmas resinas aos transferentes. Os melhores resultados quanto a geração de tensões, independente das resinas empregadas, foi obtido no grupo em que o seccionamento foi realizado e no grupo em que a haste metálica foi empregada.

Lee & Cho (2011) [44] testando a estabilidade dimensional de diferentes materiais empregados na união dos transferentes, observou que dentre os grupos que empregaram resina acrílica GC Pattern, menor distorção dimensional e melhor precisão foi percebida no grupo em que os transferentes foram unidos, seccionados após 24 horas, e reunidos no momento da transferência.

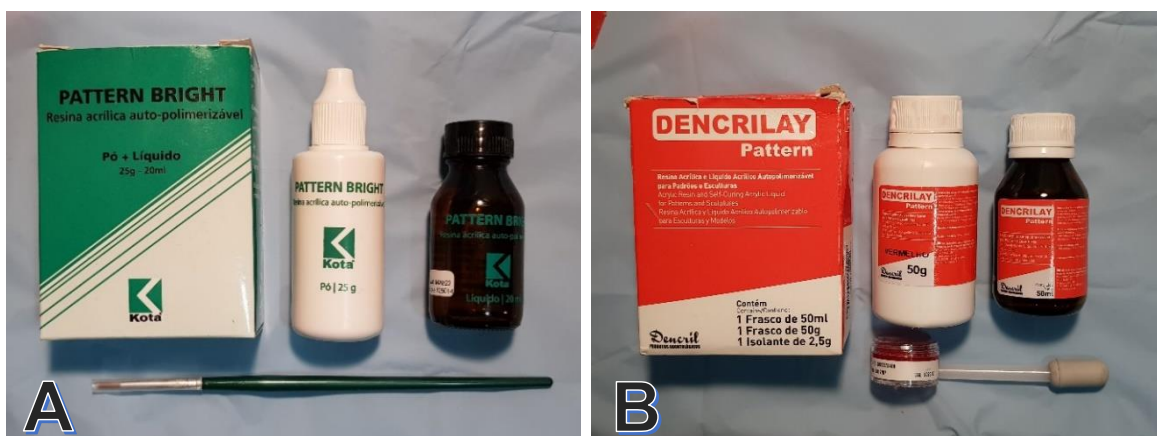
Avaliando o nível de microtensão que ocorreria durante a polimerização de duas diferentes marcas comerciais de resinas acrílicas Pattern, a GC Pattern e a Duralay II, com auxílio de medidores de tensão, Cerqueira et al. (2012) [21] testaram o efeito de três diferentes métodos de união. No Método 1, os transferentes foram unidos em monobloco; no Método 2, foram unidos, seccionados e reunidos após 17 minutos; e no Método 3, foram unidos, seccionados e reunidos após 24 horas. No grupo em que a resina GC Pattern foi utilizada, os autores não encontraram diferenças estatísticas entre os métodos de ferulização, diferentemente dos grupos que utilizaram a Duralay II, em que melhores resultados foram obtidos quando métodos de seccionamento foram empregados. Concluíram que a resina Duralay II não deveria ser empregada para ferulização sem seccionamento e reunião.

## 5. MATERIAIS E MÉTODOS

### 5.1. MATERIAIS

As duas resinas acrílicas autopolimerizáveis quimicamente ativadas Pattern selecionadas para a união dos transferentes, conforme os critérios previamente citados nos objetivos específicos, foram a Pattern Bright (YAMAHACHI Dental MFG CO – JAPÃO) e a Dencrilay Pattern (Dencril – Com. e Ind de Plásticos LTDA – Caieiras- SP – Brasil) (Figura 1 A e B). Dados como, fabricante, composição, contração de polimerização, tempo de endurecimento e custo comercial das resinas empregadas neste estudo encontram-se descritas na tabela 1. As resinas foram obtidas através de compra em estabelecimento comercial nacional.

**Figura 1:** A - Kit Resina Pattern Bright; B – Kit resina Dencrilay Pattern



Fonte: autor.

**Tabela 1:** Descrição das Resinas Acrílicas Pattern empregadas

<b>NOME COMERCIAL</b>	<b>FABRICANTE</b>	<b>COMPOSIÇÃO</b>	<b>Contração de polimerização</b>	<b>Tempo de endurecimento</b>	<b>CUSTO</b>
<b>PATTERN BRIGHT</b>	YAMAHACHI	<b>Pó:</b> Poli	0,05%	3m e 20s	R\$ 65,00
	DENTAL MFG CO – JAPÃO	metilmetacrilato e pigmento <b>Líquido:</b> metilmetacrilato			
<b>DENCRILAY PATTERN</b>	VIPI – Ind.,	<b>Pó:</b>	0,09%	Não informado	R\$ 80,00
	Com. e Exp de Produtos Odont. LTDA- Pirasununga- SP – Brasil	Polimetilmetacrilato, Peróxido de Benzoíla, Pigmentos biocompatíveis. <b>Líquido:</b> Metilmetacrilato, DMT, Inibidor, EDMA, Fluorescente			

Fonte: Bula das Resinas.

Os demais componentes e materiais empregados na dissertação estão listados a seguir na tabela 2 e foram adquiridos por compra no mercado nacional:



**Tabela 2:** Descrição dos demais materiais utilizados

<b>Material</b>	<b>Fabricante</b>
Análogos hexágono interno de 4,0 mm	Implacil De Bortoli Mat. Odont. LTDA – São Paulo – SP – Brasil
Implantes Cilíndricos de Hexágono Interno Universal II de 4,0 mm X 13 mm	Implacil De Bortoli Mat. Odont. LTDA – São Paulo – SP – Brasil
Transferentes Quadrados de Hexágono Interno de 4,0 mm	Implacil De Bortoli Mat. Odont. LTDA – São Paulo – SP – Brasil
UCLAS Universal II de Hexágono Interno de 4,0 mm com Anti-Rotacional de cinta metálica	Implacil De Bortoli Mat. Odont. LTDA – São Paulo – SP – Brasil
Torquímetro manual	Implacil De Bortoli Mat. Odont. LTDA – São Paulo – SP – Brasil
Chave digital hexagonal 1,17 média	Implacil De Bortoli Mat. Odont. LTDA – São Paulo – SP – Brasil
Resina acrílica autopolimerizável incolor	JET – Artigos Odontológicos Clássico – São Paulo – SP-Brasil.
Silicone de condensação de consistência Densa	Zetaplus – Zhermack
Gesso Pedra especial Tipo IV	Herostone - Vigodent S/A Ind e Com-Bonsucesso- RJ – Brasil.
Pacote de canudo plástico de 3mm de diâmetro interno	REGINA IND. E COM. S.A. Av. Joaquim Constantino, 3025 – J. Alto da Boa Vista – Presidente Prudente – SP. Indústria Brasileira.
Borracha de Silicone Azul OS	Redelease. Barueri – SP
Cola de etilcianoacrilato	Super-bonder – Loctite. Henkel Ltda. Av.Prof. Vernon Krieble, 91 – Itapevi – SP.
Seringa hipodérmica de 20mL	Injex Indústrias Cirúrgicas Ltda. Av. Comendador José Zillo 160, Distrito Industrial 1 – Ourinhos – SP.
Cera 7	Newwax – TECHNEW Comércio e Indústria LTDA – Rio de Janeiro – RJ - Brasil.
Paquímetro digital 150 mm	DIGIMESS – Instrumentos de Precisão LTDA. Rua da Mooca, São Paulo/ SP.
Fita dental	Colgate Total. Colgate – Palmolive Industrial LTDA. V. Anchieta, KM 14, S.B. Campo – SP.

Fonte: Autor.

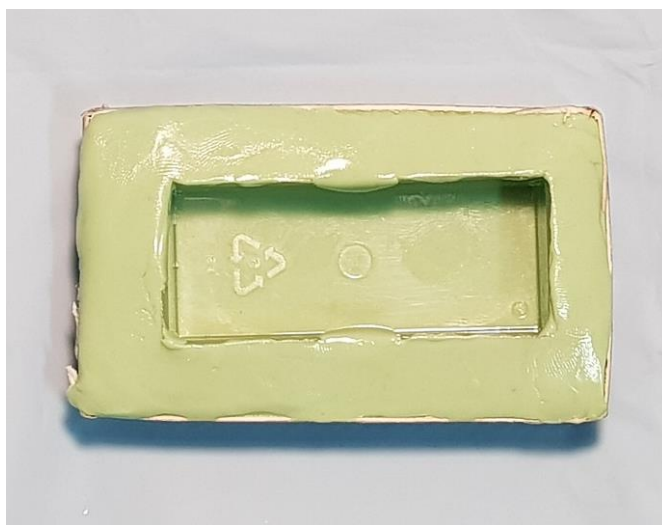
## 5.2. MÉTODOS

### 5.2.1. Estrutura protética fundida para aferição

Duas estruturas protéticas fundidas em liga de Níquel-Cromo (NiCr), diferenciando-se entre si pela distância entre os pilares, 10 mm e 20 mm de distância, foram confeccionadas e empregadas inicialmente para obtenção de dois modelos mestres em resina acrílica, e posteriormente utilizadas como índice de aferição da precisão dos modelos de trabalho, resultantes da transferência direta dos implantes destes modelos mestres.

Para a obtenção de uma máxima precisão de adaptação entre a estrutura protética fundida e os implantes/análogos, foram selecionados dois pares de pilares calcináveis UCLAS Universal II de hexágono interno (HI) de 4 mm com cinta metálica anti-rotacional. Os pilares foram fixados aos análogos HI 4,0 mm com torque de 20 Ncm. Um molde retangular (Figura 2) foi preparado com o emprego de base pesada de silicone de condensação.

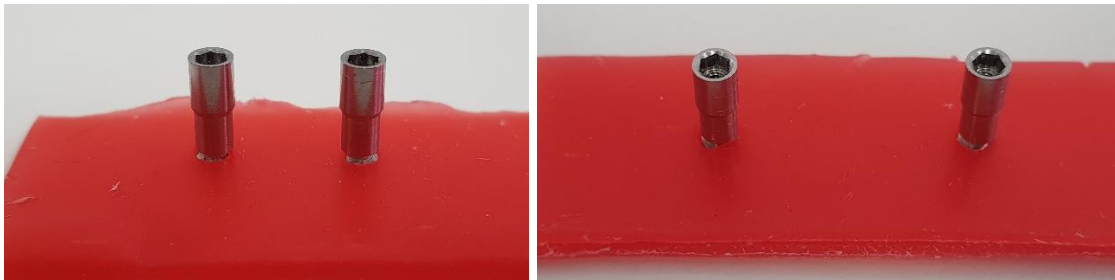
**Figura 2:** Molde retangular em silicone para preparo dos modelos para envio ao laboratório de prótese.



Fonte: Autor.

Dois análogos foram então fixados por pressão, em linha reta e paralelos entre si, sobre uma placa de cera 7 dobrada e cortada com dimensões similares de comprimento e largura, ao molde de silicone (Figura 3). Sobre eles foram parafusados pilares calcináveis UCLAS Universal II HI com a finalidade de facilitar a visualização do paralelismo entre os componentes no momento do preenchimento do molde com gesso. Para a confecção dos modelos, os análogos ficaram separados entre si por uma distância de 10 mm e de 20 mm, ambas aferidas com auxílio de um paquímetro.

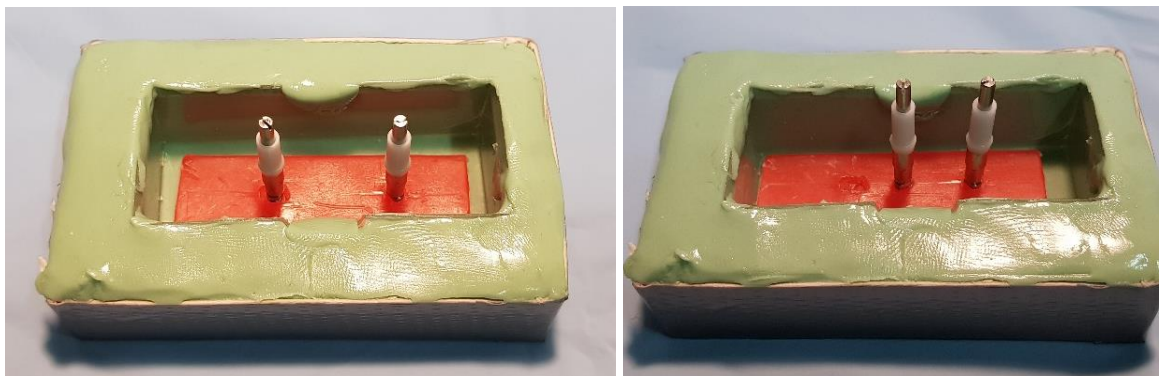
**Figura 3:** Ajuste e fixação dos análogos de implantes sobre a cera.



Fonte: autor.

Em seguida, os conjuntos pilares calcináveis/análogos fixados na cera foram introduzidos no molde de silicone (Figura 4) e o gesso especial tipo IV foi cuidadosamente vertido sobre os moldes (Figura 5).

**Figura 4:** Conjunto análogo/componente fixado a cera introduzido nos moldes.



Fonte: autor.

**Figura 5:** Gesso especial Tipo IV vertido dentro do molde.



Fonte: autor.

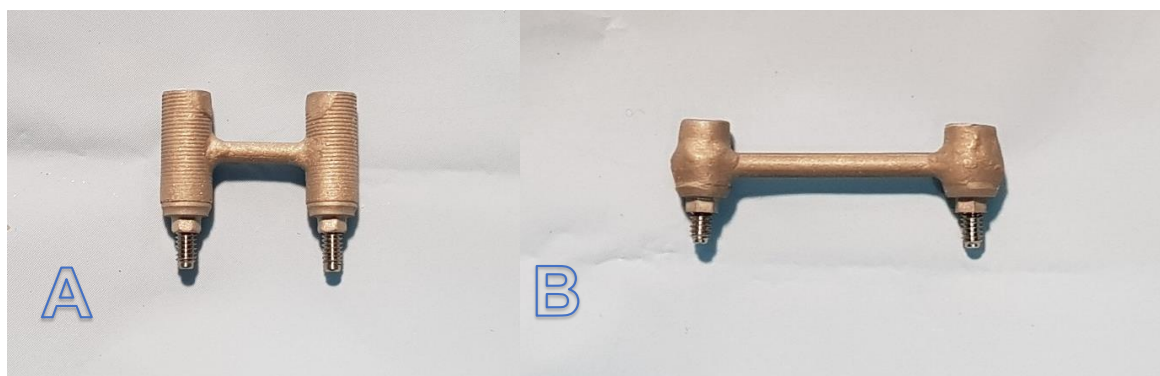
Após um período de espera de duas horas para a completa presa do gesso, os modelos resultantes foram removidos dos moldes e então enviados ao laboratório de prótese São Lucas (Juiz de Fora, MG, Brasil) para enceramento e fundição das estruturas. Assim, uma das estruturas foi confeccionada com 10 mm de distância entre os pilares, e a outra com 20 mm de distância (Figuras 6, 7 A e 7 B).

**Figura 6:** Estruturas fundidas sobre os respectivos modelos.



Fonte: Autor.

**Figura 7:** A - estrutura 10 mm; B - estrutura 20 mm



Fonte: Autor.

### **5.2.2. Confeção dos modelos mestres**

Após a confecção das estruturas protéticas 10 mm e 20 mm, dois modelos mestres foram preparados. Ambos foram confeccionados em resina acrílica autopolimerizável incolor, preparada conforme as especificações do fabricante (3 partes de pó para 1 de líquido) e vertidas sobre um molde preparado em silicone de condensação com formato retangular de dimensões 22,6 x 55,10 x 12,6 cm (Figura 8). Aguardado o processo completo de polimerização dos blocos, os modelos criados foram desenformados e seguiram para receber tratamento de acabamento com fresas multilaminadas e polimento com borrachas abrasivas, pedra pomes e pasta de polimento de granulação fina (Branco de Espanha).

**Figura 8:** Confeção dos blocos em resina para preparo dos modelos mestres.

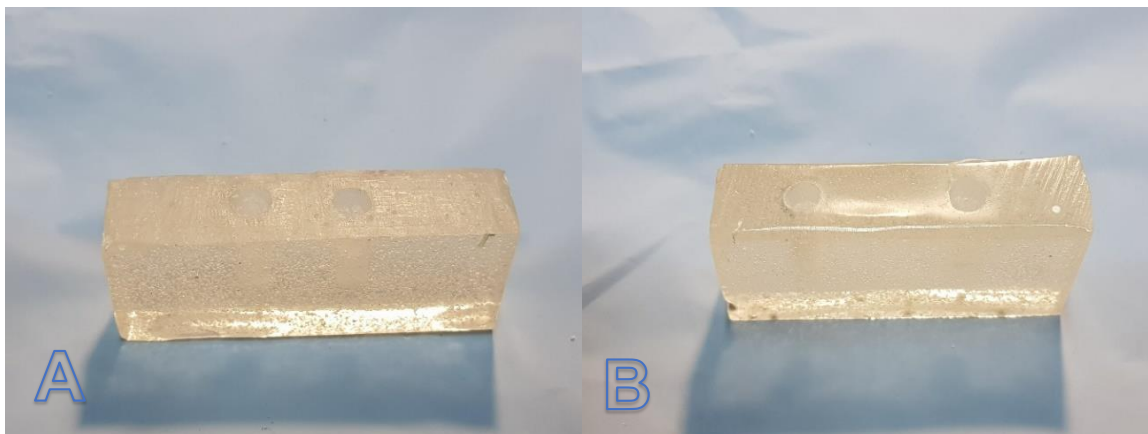


Fonte: Autor.

Posteriormente, os blocos receberam duas perfurações de profundidade e diâmetro proporcionais aos implantes utilizados, sendo um com espaçamento de 10 mm entre as perfurações, e o outro com 20 mm entre as mesmas (Figura 9 A e B). As perfurações foram preparadas com profundidades que permitissem após o assentamento dos implantes, que sua plataforma polida ficasse externa ao modelo. Em seguida, os dois pares de implantes cilíndricos de Hexágono Interno UN II (Universal II) de 4,0 mm x 13 mm foram parafusados sob as barras com torque de 20 Ncm (Figura 10) e posicionados nas respectivas perfurações. Para a fixação dos implantes ao modelo, uma cola de etilcianoacrilato foi utilizada, sendo aplicada no entorno das roscas dos implantes e levemente na superfície interna das perfurações dos blocos de resina.



**Figura 9:** **A** – Bloco em resina perfurado para receber implantes da Estrutura 10 mm; **B** – Bloco em resina perfurado para receber implantes da Estrutura 20 mm.



Fonte: Autor

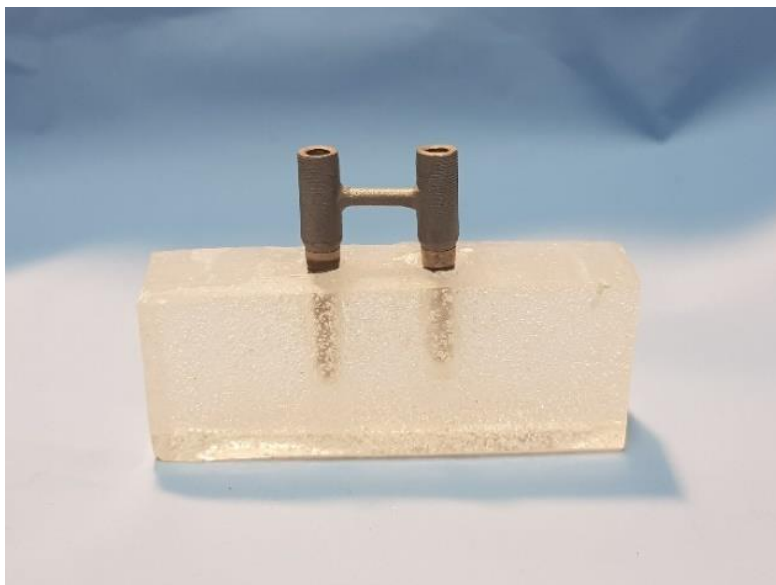
**Figura 10:** Parafusamento da estrutura sobre os implantes com torque de 20 Ncm.



Fonte: Autor

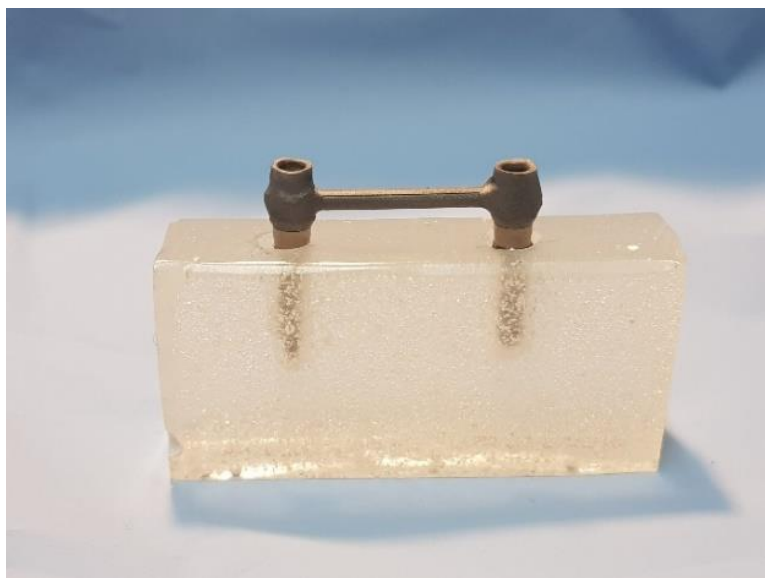
O objetivo da realização desta fixação do implante parafusado a estrutura protética ao modelo com emprego de cola, foi de assegurar uma máxima adaptação da estrutura protética aos implantes, além da manutenção da passividade de todo o conjunto (Figuras 11 A e B), minimizando a presença de tensões residuais.

**Figura 11: A** - Estrutura 10 mm parafusada sobre o modelo mestre de 10 mm;



Fonte: Autor

**Figura 11: B** - Estrutura 20 mm parafusada sobre o modelo mestre de 20 mm

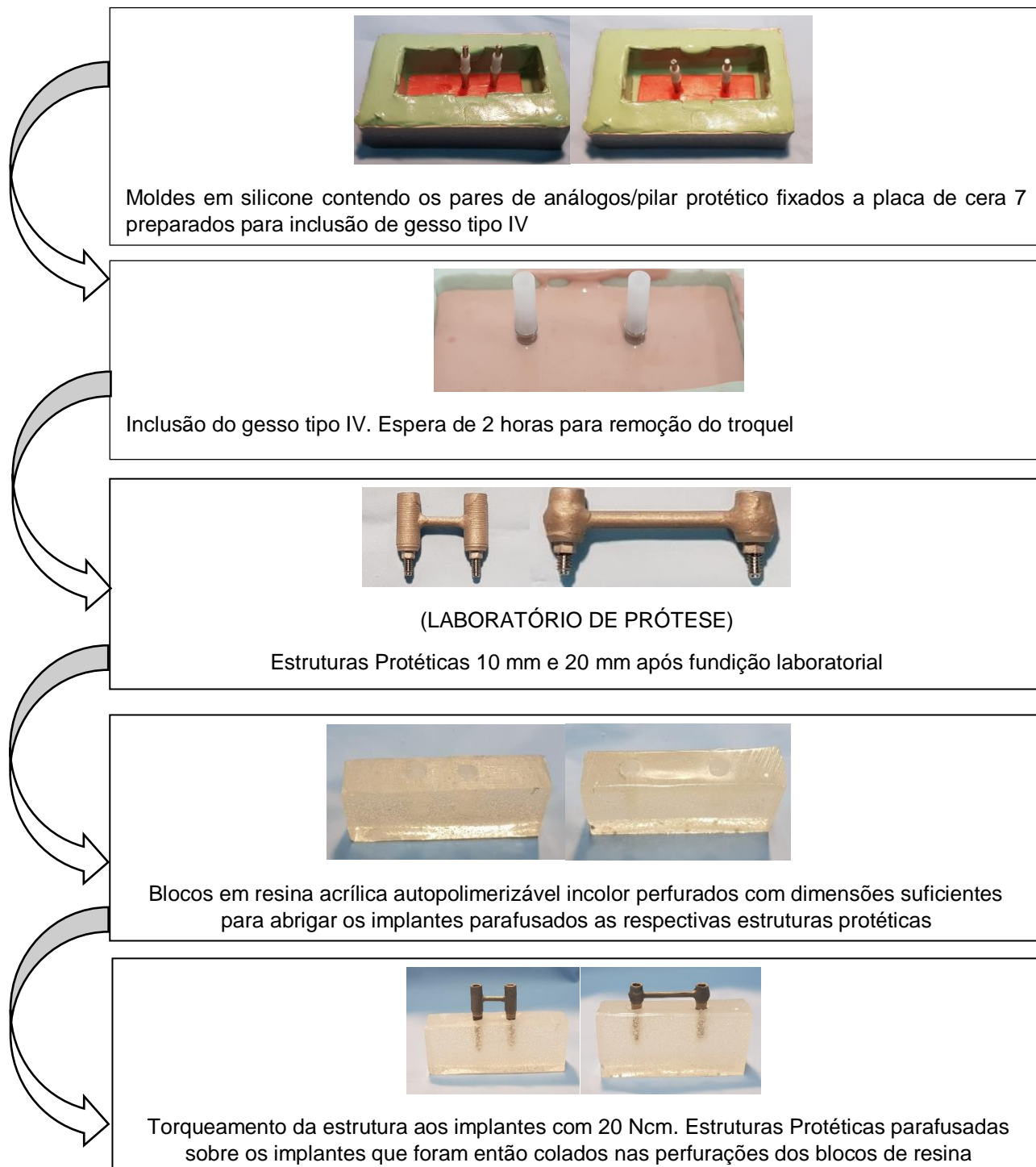


Fonte: Autor

A Figura 12 demonstra esquematicamente o processo de confecção dos modelos mestres 10 mm e 20 mm passo a passo.



**Figura 12:** Desenho esquemático da metodologia de confecção dos modelos mestres



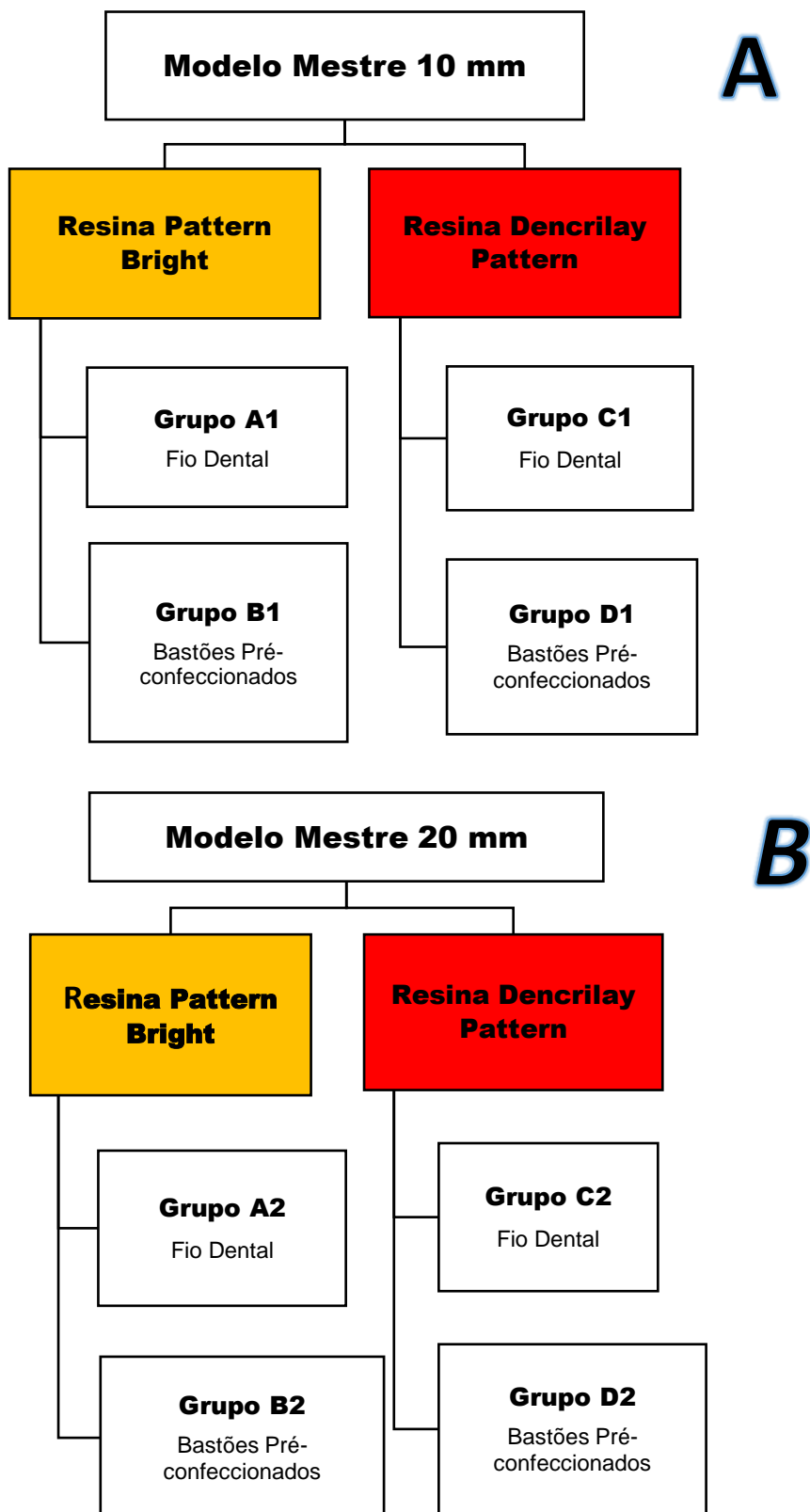
Fonte: Autor

### 5.2.3. Métodos de união dos transferentes quadrados de impressão

Para cada um dos modelos mestres, modelo mestre 10 mm e modelo mestre 20 mm, quatro grupos para análise foram criados (A, B, C, D), levando em consideração a marca comercial da resina empregada (Pattern Bright e Dencrilay Pattern) e a técnica de ferulização dos transferentes utilizada (Fita dental e bastões pré-confeccionados). Em cada Grupo testado (A, B, C, D), cinco modelos para aferição (n=5) foram produzidos pela transferência direta dos implantes, totalizando quarenta modelos de prova (n=40), sendo vinte para o modelo mestre 10 mm (n=20) e vinte para o modelo mestre 20 mm (n=20). Os grupos testados ficaram assim divididos para cada modelo mestre (Figura 13 A e B):

- a) Grupo A - Resina acrílica autopolimerizável Pattern Bright aplicada com auxílio de pincel sobre a amarração de fita dental entre os transferentes (n=5);
- b) Grupo B - Resina acrílica autopolimerizável Pattern Bright reforçando a fixação dos bastões pré-confeccionados colados entre os transferentes (n=5);
- c) Grupo C - Resina acrílica autopolimerizável Dencrilay Pattern aplicada com auxílio de pincel sobre a amarração de fita dental entre os transferentes (n=5);
- d) Grupo D - Resina acrílica autopolimerizável Dencrilay Pattern reforçando a fixação dos bastões pré-confeccionados colados entre os transferentes (n=5)

**Figura 13:** Representação esquemática da divisão dos grupos entre o modelo mestre 10 mm (13 A) e modelo mestre 20 mm (13 B).



Fonte: Autor.

Para a confecção dos bastões pré-confeccionados em resina acrílica, a resina Dencrilay Pattern foi selecionada. Tal seleção levou em consideração uma de suas características, a maior fluidez após a mistura, o que facilitaria a injeção da mesma dentro dos canudos plásticos. A consistência mais “arenosa” da resina Pattern Bright dificultaria tanto sua colocação dentro da seringa hipodérmica descartável, assim como sua injeção dentro dos canudos plásticos descartáveis de 3 mm.

Estes bastões foram então preparados pela mistura do polímero (pó) com o monômero (líquido) na proporção de 2:1, conforme a recomendação do fabricante especificada na bula do material (Figura 14). Em seguida, a resina fluida preparada foi colocada no interior de uma seringa plástica hipodérmica descartável de 20 mL e injetada no interior de canudos plásticos descartáveis com 3 mm de diâmetro [24] (Figura 15A). Após um período de espera de 17 minutos, as barras de resina foram removidas do canudo e um período adicional de espera de 24 horas foi aguardado para a ocorrência da completa eliminação dos efeitos da contração de polimerização da resina acrílica [23] (Figura 15B).

**Figura 14:** Preparo da resina p inserção na seringa e posterior injeção nos canudos plásticos.



Fonte: Autor.

**Figura 15:** **A-** Injeção da resina fluida dentro do canudo; **B-** bastões aguardando remoção dos canudos e bastões concluídos.

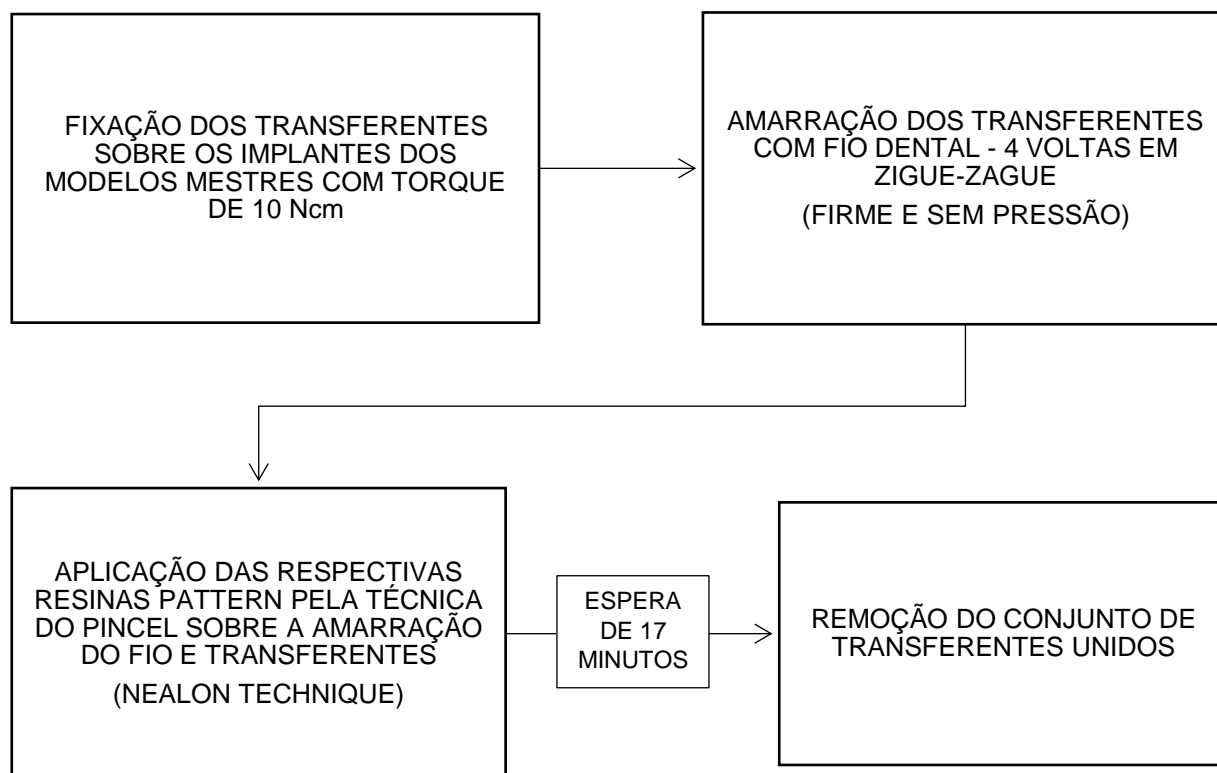


Fonte: Autor.

#### **5.2.3.1. Grupos A e C – Transferentes quadrados unidos com as resinas aplicadas com pincel sobre a amarração de fita dental**

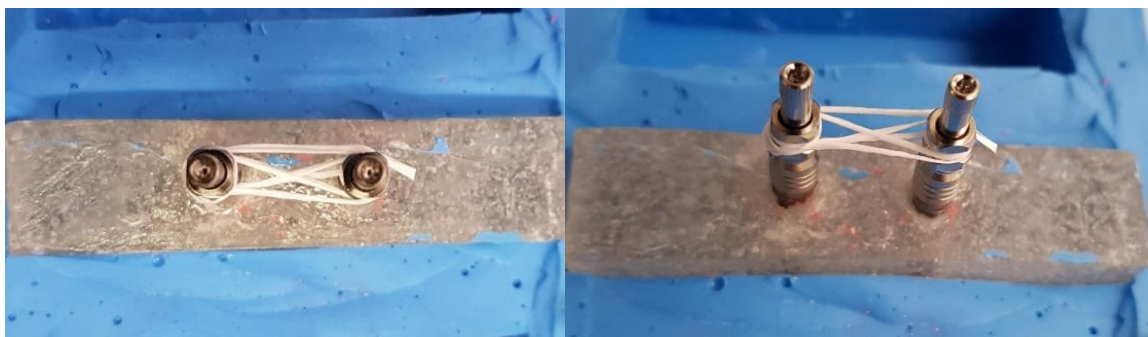
Uma vez os transferentes quadrados fixados com torque de 10 Ncm aos implantes dos modelos 10 mm e 20 mm, foi iniciado o processo de união dos mesmos com auxílio de uma fita dental (Figura 16). A amarração foi realizada de forma que a fita desse ao menos 4 voltas completas em zigue-zague ao redor dos transferentes, de maneira firme sem folga, contudo não exercendo pressão excessiva (Figura 17). Em seguida, com auxílio de um pincel, a resina Pattern Bright (grupos A) e a Dencrilay Pattern (grupos C) foram aplicadas sobre a fita dental de modo a recobri-lo completamente, molhando-se o pincel no monômero e envolvendo-o com o polímero, conforme descrição da técnica do pincel (Nealon Technique) [43] (Figuras 18 e 19). O tempo de espera aguardado para a polimerização da resina e a remoção dos transferentes dos modelos mestres foi de 17 minutos [23], aferidos com auxílio de um cronômetro.

**Figura 16:** Representação esquemática da confecção dos grupos A e C



Fonte: Autor.

**Figura 17:** Amarração dos transferentes com fio dental



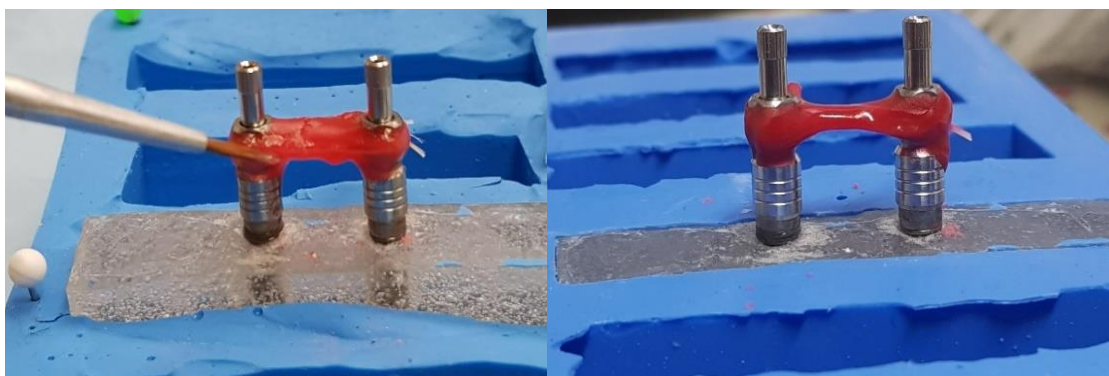
Fonte: Autor.

**Figura 18:** Execução da técnica do pincel (Nealon Technique). Pincel é molhado no monômero (líquido) e em seguida entra em leve contato com o polímero (pó).



Fonte: Autor.

**Figura 19:** Aplicação da resina Pattern Bright com pincel sobre o fio dental.



Fonte: Autor

### **5.2.3.2. Grupos B e D - Transferentes unidos com bastões pré-confeccionados em resina acrílica**

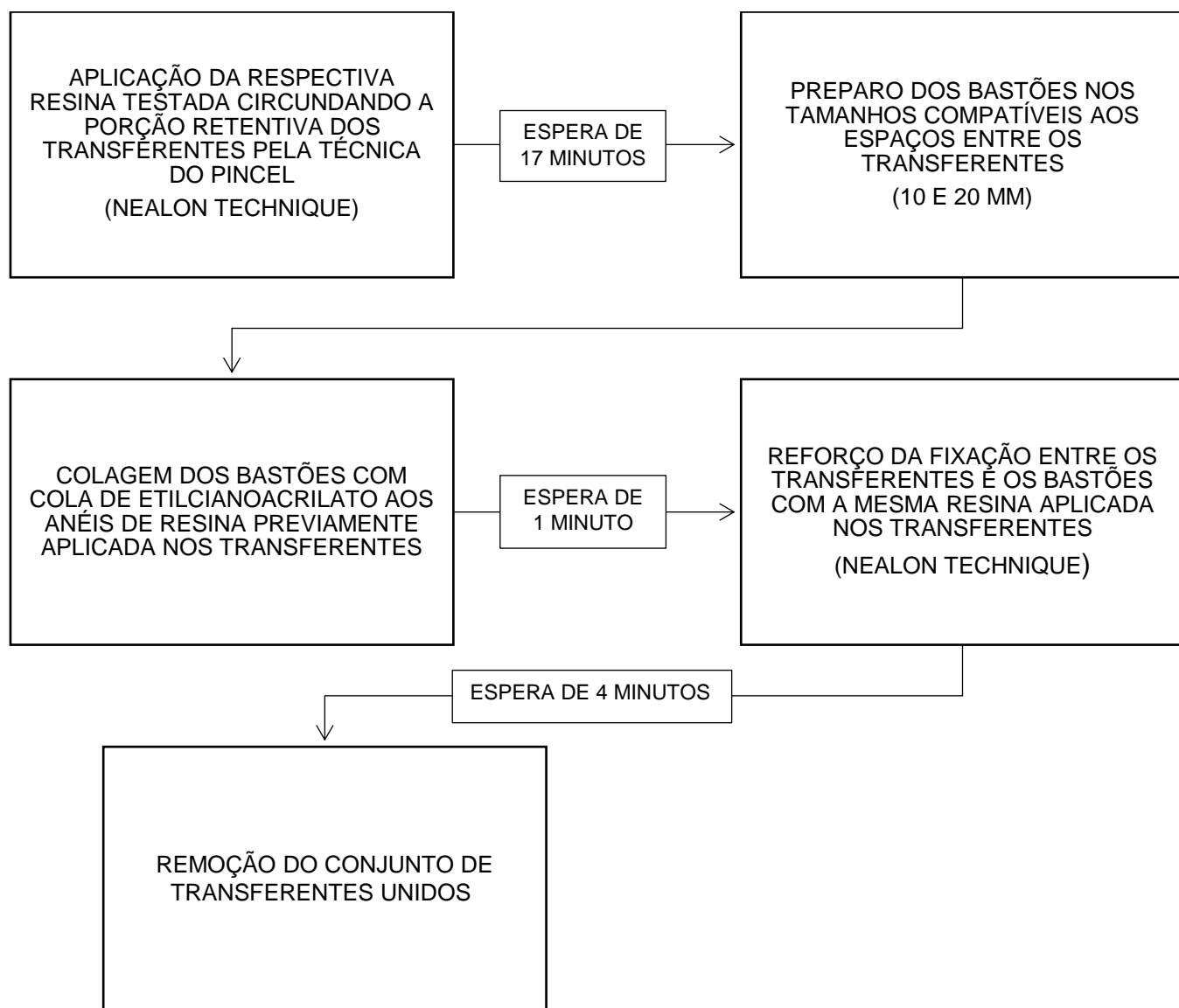
Este processo de união (Figura 20), iniciou-se previamente a fixação dos transferentes quadrados ao respectivo modelo mestre, pela aplicação ao redor de sua porção retentiva pela técnica do pincel, de uma camada de aproximadamente 2 mm das respectivas resinas, Pattern Bright (grupos B) e Dencrilay Pattern (grupos D), aferida com auxílio de um paquímetro digital, criando-se um anel de resina para facilitar a posterior fixação dos bastões pré-confeccionados. Seguindo o protocolo proposto por Dumbrigue et al. (2000) [24], um período de espera de 17 minutos para a ocorrência das maiores alterações dimensionais resultantes da polimerização da resina foi aguardado.

Em seguida, os transferentes foram parafusados com torque de 10 Ncm sobre os implantes e os bastões pré-confeccionados foram cortados, ajustados em tamanhos compatíveis com o espaço entre os transferentes (10 mm ou 20 mm) (Figuras 21, 22A e 22B) e então colados aos pilares com o emprego de cola de etilcianoacrilato, unindo-os ao anel de resina previamente aplicado na porção retentiva dos transferentes (Figuras 22C e 22D). Um período de espera de 1 minuto foi aguardado para a secagem da cola.

Após a colagem, a interface de união dos anéis em resina com os bastões foi reforçada pela aplicação da mesma resina acrílica que foi utilizada sobre os transferentes, molhando-se o pincel no monômero e envolvendo-o com o polímero (Figura 23). O período de espera padronizado para a remoção do conjunto de transferentes unidos foi de 4 minutos, tempo este ligeiramente superior ao necessário para o endurecimento da resina.

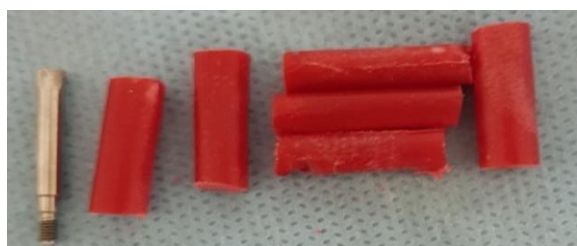


**Figura 20:** Representação esquemática da confecção dos grupos B e D



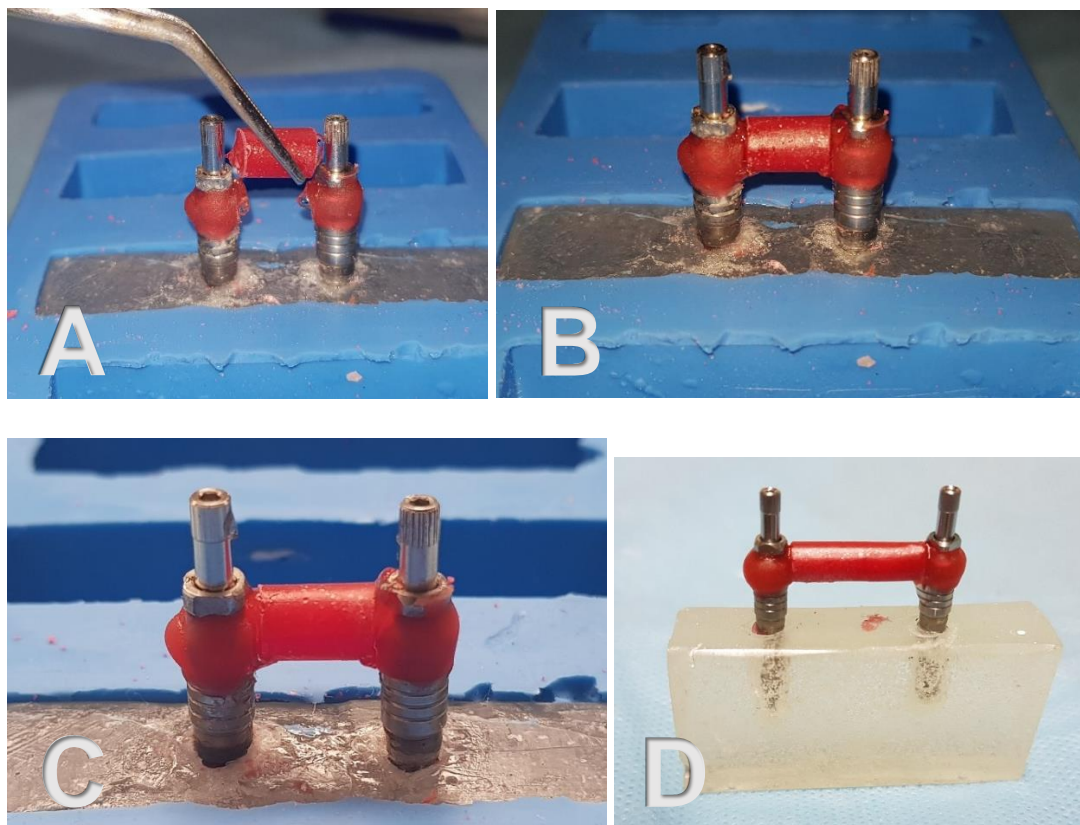
Fonte: Autor.

**Figura 21:** Bastões pré-confeccionados cortados



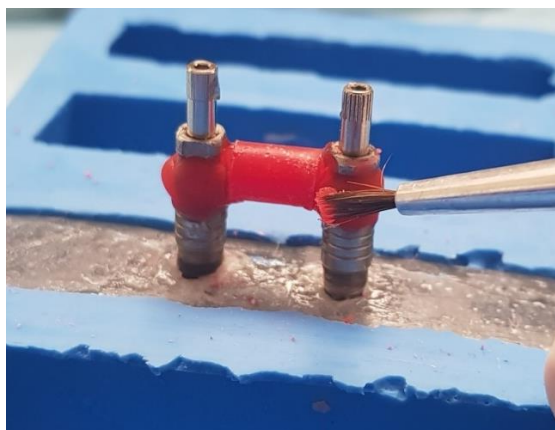
Fonte: Autor.

**Figura 22:** **A-** Ajuste e posicionamento dos bastões entre os transferentes previamente envolvidos em resina Pattern; **B-** Colagem dos bastões (modelo mestre 10 mm); **C** – Bastão colado, modelo 10mm; **D-** Bastão colado, modelo 20mm.



Fonte: Autor.

**Figura 23:** Reforço da colagem com aplicação de resina acrílica Pattern (modelo 10 mm)



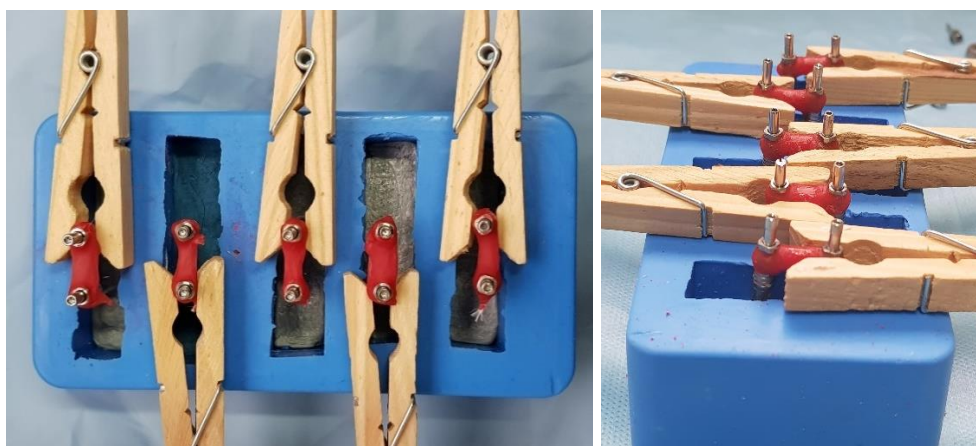
Fonte: Autor.

#### 5.2.4. Confeção dos modelos de prova para aferição

Para confecção dos modelos de prova para avaliação, foram produzidas duas formas com cinco nichos cada, em borracha de silicone industrial PS, com a finalidade de acomodar os análogos parafusados aos transferentes quadrados de moldagem e realização do vazamento do gesso especial Tipo IV sobre os nichos do molde.

Após a realização dos métodos de ferulização dos transferentes com as respectivas resinas testadas sobre seus modelos mestres, os transferentes foram parafusados sobre os análogos de implantes HI de 4,0 mm com torque de 10 Ncm, e então posicionados aos pares sobre os nichos do molde retangular feito em silicone industrial. Para mantê-los na posição adequada dentro do molde, no meio do nicho e verticalizados, foram empregados pregadores de roupa fixados a um dos transferentes de cada par, sendo então apoiados sobre as bordas laterais do molde, de forma a manter os conjuntos (análogos-transferentes) na posição preconizada (Figura 24).

**Figura 24:** Conjuntos de pares de transferes/ análogos presos aos pregadores e acomodados no nicho do molde previamente ao vazamento do gesso Tipo IV.

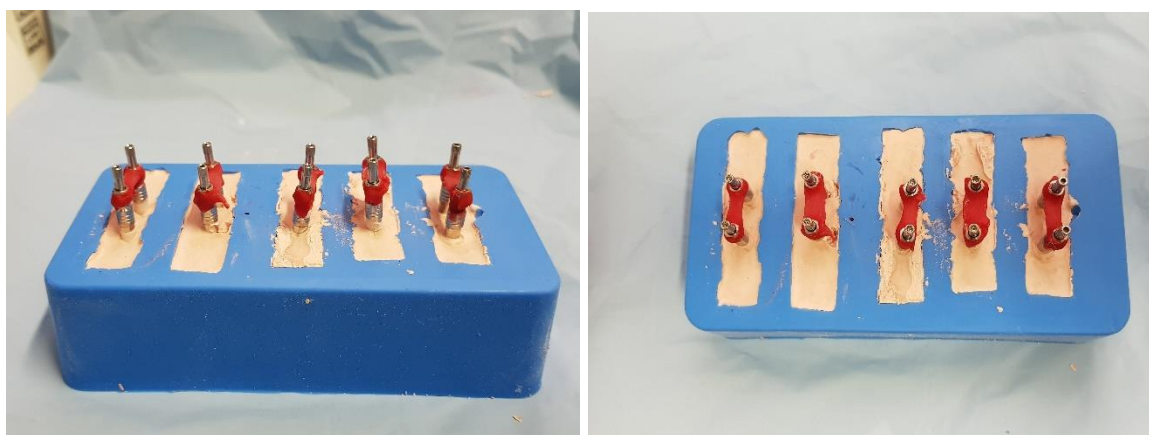


Fonte: Autor.

Em seguida, gesso especial tipo IV foi proporcionado seguindo a recomendação do fabricante (100 g de gesso para 23 mL de água), sendo o pó pesado

em balança digital (Sartorius Quintix – Metrohm Brasil) e a água medida com o emprego de uma seringa hipodérmica de 20 mL. O gesso foi então espatulado vigorosamente de forma manual e vertido no interior do molde sob vibração contínua com auxílio de vibrador de gesso (VH Gold line). Após um período de espera de duas horas para completa cristalização do gesso, os modelos foram desenformados e preparados para a análise microscópica (Figura 25).

**Figura 25:** Modelos de prova confeccionados previamente a remoção do molde em silicone.



Fonte: Autor

Os modelos foram inicialmente identificados com a numeração 10 (10 mm) ou 20 (20 mm) conforme o modelo mestre de que se originaram, e com as letras A, B, C e D de acordo divisão de grupos estabelecidos.

### **5.2.5. Análise dimensional das interfaces dos modelos por microscopia óptica confocal**

As estruturas protéticas confeccionadas (estrutura 10 mm e estrutura 20 mm) foram parafusadas tanto sobre os modelos mestres quanto sobre os modelos de prova (Teste) com auxílio de um torquímetro manual, através de apertos alternados entre os pilares, para obtenção de um assentamento equivalente em ambos os lados.

Ao atingir o aperto final de 20 Ncm, seguiram para avaliação microscópica. A região de interesse na aferição microscópica era a fenda localizada na interface de união entre os bordos dos pilares protéticos da estrutura fundida e os bordos dos implantes/ análogos dos mesmos, inseridos nos blocos de resina (mestre) e nos modelos de gesso (prova).

Para avaliação microscópica, uma das faces dos modelos mestres foi escolhida aleatoriamente sendo denominada de face vestibular (V), recebendo uma marcação em desenho de V por meio de desgaste do acrílico com auxílio de brocas carbides. Adicionalmente, as estruturas protéticas também receberam a mesma marcação em V por desgaste, porém com auxílio de brocas diamantadas. Tal marcação em uma das faces das estruturas foi necessária, para que todas as leituras nos modelos testes pudessem ser realizadas na face correspondente a realizada nos respectivos modelos mestres.

Uma vez determinada a face de aferição (vestibular), os análogos de todos os modelos (mestres e de prova), receberam a denominação de direito e esquerdo de acordo com seu posicionamento em relação a essa face vestibular. Para as aferições microscópicas, foi utilizado um microscópio confocal Axio CSM 700 com lentes Carl Zeiss e aumento de 110 X, sendo as imagens analisadas e mensuradas com o auxílio do software dedicado do microscópio (ZEISS - Axio CM 700 Software) (Figura 26).



**Figura 26:** Microscópio Confocal com aumento de 110X.



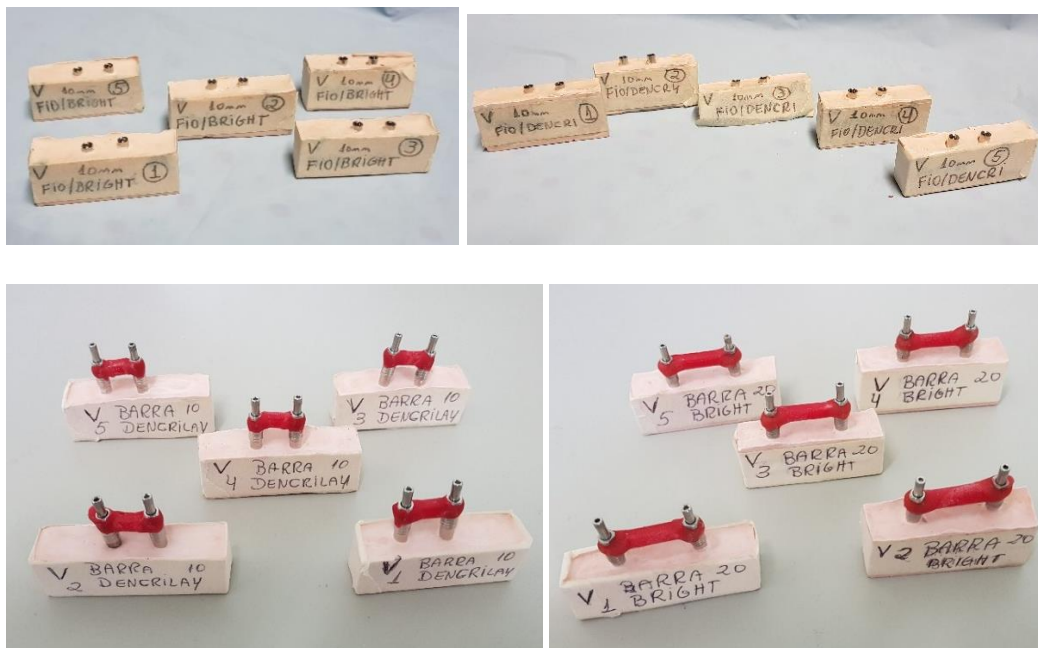
Fonte: Autor.

Para que as amostras pudessem ser analisadas com uma boa definição e as mensurações pudessem ser realizadas com maior exatidão, a região central, a mais iluminada da amostra ao microscópio, foi selecionada. Uma vez delimitada a imagem em foco, foram realizadas três leituras lineares da fenda (Gap) em cada um dos análogos (direito e esquerdo), totalizando seis leituras por par e trinta leituras por grupo ( $n=30$ ). Os pontos definidos para aferição da imagem em foco foram: um ponto mais a esquerda da imagem, um ponto mediano e um terceiro ponto mais a direita. Ao fim, um total de duzentas e quarenta leituras foram realizadas ( $n=240$ ) nos grupos de prova. A unidade de medida apresentada pelo microscópio na aferição das distâncias entre os bordos da fenda foi dada em  $\mu\text{m}$ .

Os modelos mestres foram previamente analisados ao microscópio confocal com a intenção de verificar o grau de adaptação marginal destas estruturas parafusadas aos implantes inseridos passivamente nos blocos de resina, determinado assim os valores iniciais de adaptação que serviriam de referência nas análises dos modelos de prova (Teste).

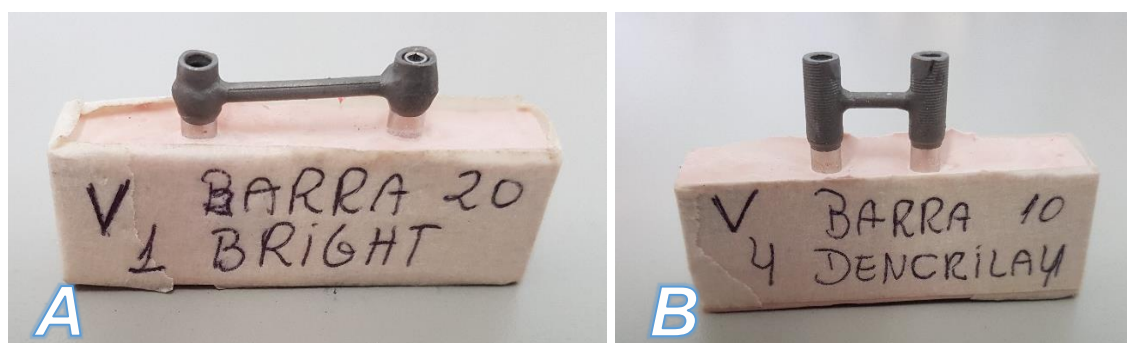
Em relação aos modelos de prova, todos receberam uma fita adesiva de identificação com o registro da face avaliada (vestibular), método de união empregado e uma numeração indicativa da ordem de avaliação ao microscópio confocal (número de 1 à 5) por grupo (Figura 27 e 28).

**Figura 27:** Modelos de prova com sua respectiva identificação para aferição ao microscópio.



Fonte: Autor.

**Figura 28:** **A-** Modelo de prova B2 (1) e estrutura protética parafusada para inspeção ao microscópio; **B-** Modelo de prova D1 (4) e estrutura protética parafusada para inspeção ao microscópio.



Fonte: Autor.

### **5.2.6. Análise clínica da precisão de assentamento das estruturas protéticas**

Além da análise microscópica confocal da fenda entre a interface análogo-estrutura protética nos modelos, também foi elaborado um método de verificação clínico da precisão e facilidade de assentamento das estruturas sobre os análogos dos modelos de prova no momento da inserção e parafusamento. Nesta inspeção, foram graduados três níveis de assentamento das estruturas protéticas conforme observação clínica visual prévia: (1) assentamento completo da estrutura sem pressão digital; (2) assentamento completo da estrutura mediante a pressão digital; e (3) assentamento completo da estrutura apenas mediante a torque de 20 Ncm dos parafusos de retenção. Os valores foram registrados por modelo de prova e ao fim uma média aritmética foi realizada por grupo, onde valores mais próximos a 1 (um) indicavam maior facilidade de assentamento e menor tensão estática (passividade), enquanto valores mais próximos a 2 (dois) e 3 (três) representavam maior dificuldade de assentamento e conseqüentemente maior tensão estática.

### **5.2.7. Análise estatística – material e método**

Os valores numéricos obtidos em  $\mu\text{m}$ , da interface/ fenda entre os pilares protéticos e a plataforma dos implantes/ análogos, tanto nos modelos mestres (controle) quanto nos modelos de prova, foram submetidos a análise de variância ANOVA. Em seguida a esta avaliação, foram também submetidos ao teste de Tukey, objetivando uma múltipla comparação entre os grupos, com nível de significância de 5%. O programa estatístico BioEstat 5.0 foi utilizado para realização das análises estatísticas.



## 6. RESULTADOS

### 6.1. Análise estatística dos valores de fenda no grupo 10 mm - modelo mestre 10 mm e grupos A1, B1, C1 e D1

A tabela abaixo (Tabela 3) demonstra os valores médios estatísticos de fenda em  $\mu\text{m}$  e desvio padrão no grupo controle, além dos grupos A1, B1, C1 e D1.

**Tabela 3:** Média dos valores de fenda em  $\mu\text{m}$ , desvio padrão e análise estatística (letras iguais sem diferença estatística) no grupo controle, grupos de prova A1, B1, C1 e D1.

GRUPO	MÉDIA ( $\mu\text{m}$ )	DESVIO PADRÃO	N
Controle 10 mm	31,74 <sup>a</sup>	1,49	-
A1	41,33 <sup>c</sup>	3,68	30
B1	35,40 <sup>ab</sup>	2,93	30
C1	59,99 <sup>d</sup>	6,40	30
D1	36,99 <sup>b</sup>	2,65	30

Fonte: Autor

Em ordem crescente quanto ao nível de desajuste marginal com o emprego das diferentes resinas e técnicas, os melhores resultados foram observados no grupo B1 ( $35,40 \pm 2,93 \mu\text{m}$ ), seguido pelo grupo D1 ( $36,99 \pm 2,65 \mu\text{m}$ ), ambos em que os bastões pré-confeccionados foram utilizados. As maiores alterações dimensionais em relação ao grupo controle 10 mm ( $31,74 \pm 1,49 \mu\text{m}$ ) foram percebidas respectivamente nos grupos C1 ( $59,99 \pm 6,40 \mu\text{m}$ ) e no grupo A1 ( $41,33 \pm 3,68 \mu\text{m}$ ), ambos os grupos em que a técnica da aplicação das resinas sobre o fio dental foi utilizada.

Realizando a comparação estatística entre grupos pelo teste de Tukey, quando comparados os grupos nos quais as resinas Pattern Bright e Dencrilay Pattern foram aplicadas com pincel sobre a amarração de fio dental com o grupo controle 10 mm (A1 x Controle; C1 x Controle), diferença estatística relevante foi observada ( $P < 0,05$ ).

A maior diferença em  $\mu\text{m}$  em relação ao grupo controle quanto aos valores de fenda encontrados, foi observada no grupo C1 (resina Dencrilay Pattern), valor este de 28,25  $\mu\text{m}$ , enquanto no grupo A1 esta diferença foi de 9,59  $\mu\text{m}$ . Comparando as diferenças entre as duas resinas no método de união dos transferentes com pincel (A1 x C1), o grupo A1 (resina Pattern Bright) apresentou diferença estatística significativa ( $P < 0,05$ ) em relação ao grupo C1 (resina Dencrilay Pattern), demonstrando assim uma melhor qualidade de reprodução dimensional na distância de 10 mm.

Comparando o grupo controle 10 mm aos grupos em que os bastões pré-confeccionados foram empregados (B1 e D1), duas condições distintas foram observadas. Nenhuma diferença estatística foi percebida entre o grupo controle e o grupo B1, porém uma pequena mas significativa diferença entre o controle e o grupo D1 foi encontrada, no limite do resultado estatístico. Entretanto, quando realizamos a comparação entre os grupos com emprego dos bastões pré-confeccionados com as diferentes resinas (B1 x D1), nenhuma diferença estatística foi encontrada, havendo assim uma similaridade entre as resinas no método testado.

Quanto ao registro do padrão de assentamento clínico da estrutura protética sobre os implantes/ análogos aferidos durante a colocação e parafusamento sobre os modelos, as tabelas 4 e 5 demonstram os resultados obtidos por modelo em cada um dos grupos de prova. Como parâmetro de comparação, o modelo mestre 10 mm (Controle) apresentou padrão de assentamento valor 1.

**Tabela 4:** Graduação clínica dos níveis de assentamento da estrutura protética sobre os análogos dos modelos de prova A1, B1 e média aritmética – Resina Pattern Bright.

<b>Grupo Avaliado</b>	<b>Modelo de Prova</b>	<b>Nível de assentamento</b>
A1	1	1
A1	2	2
A1	3	1
A1	4	1
A1	5	1
<b>Média</b>		<b>1,2</b>
B1	1	1
B1	2	1
B1	3	1
B1	4	1
B1	5	1
<b>Média</b>		<b>1</b>

Fonte: Autor.

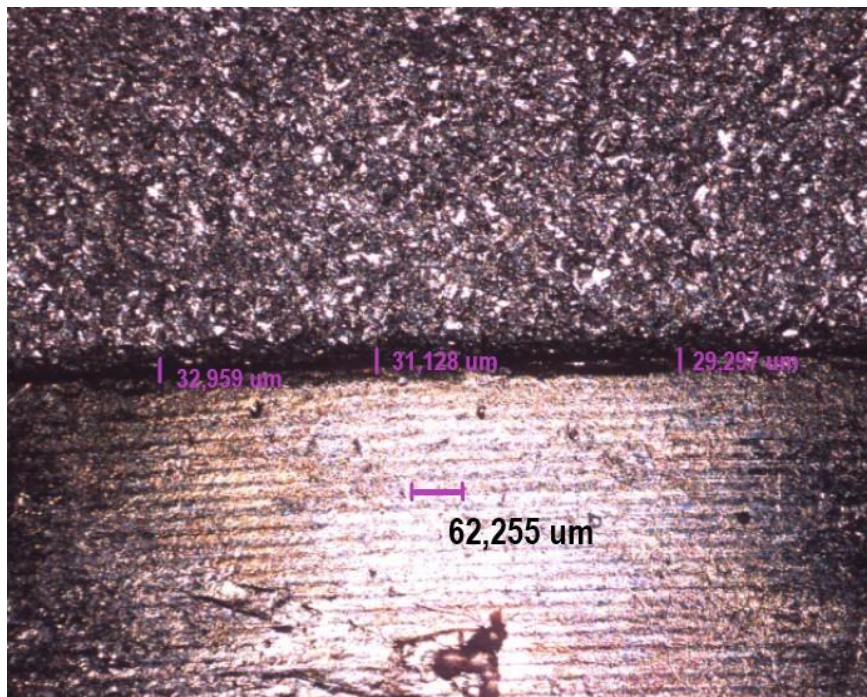
**Tabela 5:** Graduação clínica dos níveis de assentamento da estrutura protética sobre os análogos dos modelos de prova C1, D1 e média aritmética – Resina Dencrilay Pattern.

<b>Grupo Avaliado</b>	<b>Modelo de Prova</b>	<b>Nível de assentamento</b>
C1	1	2
C1	2	2
C1	3	2
C1	4	1
C1	5	2
<b>Média</b>		<b>1,8</b>
D1	1	1
D1	2	2
D1	3	1
D1	4	1
D1	5	1
<b>Média</b>		<b>1,2</b>

Fonte: Autor.

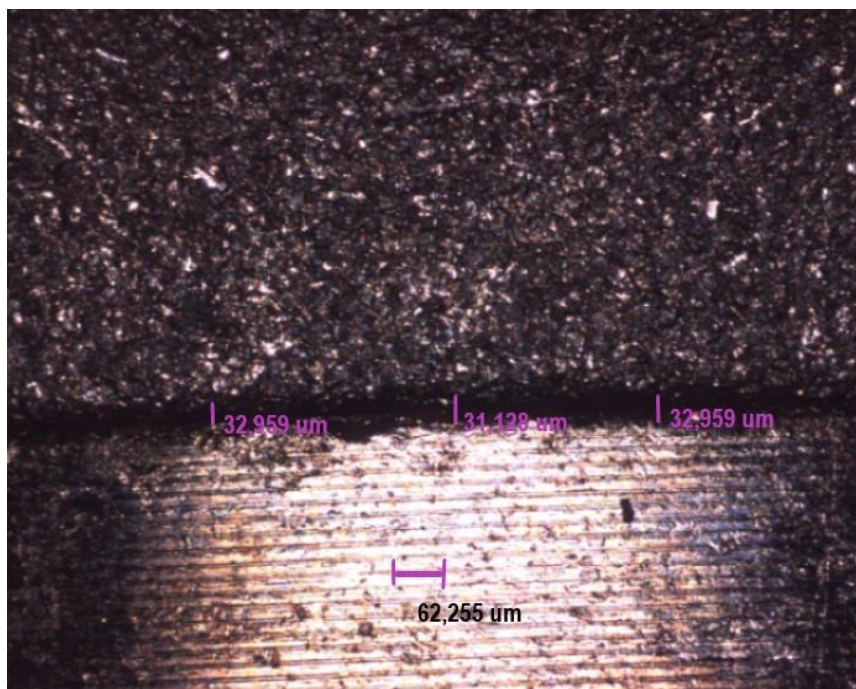
As imagens abaixo demonstram as interfaces entre os pilares protéticos e os implantes/ análogos do modelo mestre 10 mm (Figura 29 e 30) e dos modelos de prova A1 (1) (Figuras 31 e 32) e C1 (1) (Figuras 33 e 34) obtidas com auxílio de microscopia confocal com aumento 110X.

**Figura 29:** Fenda no pilar direito do modelo mestre 10 mm em microscopia confocal (110X)



Fonte: autor

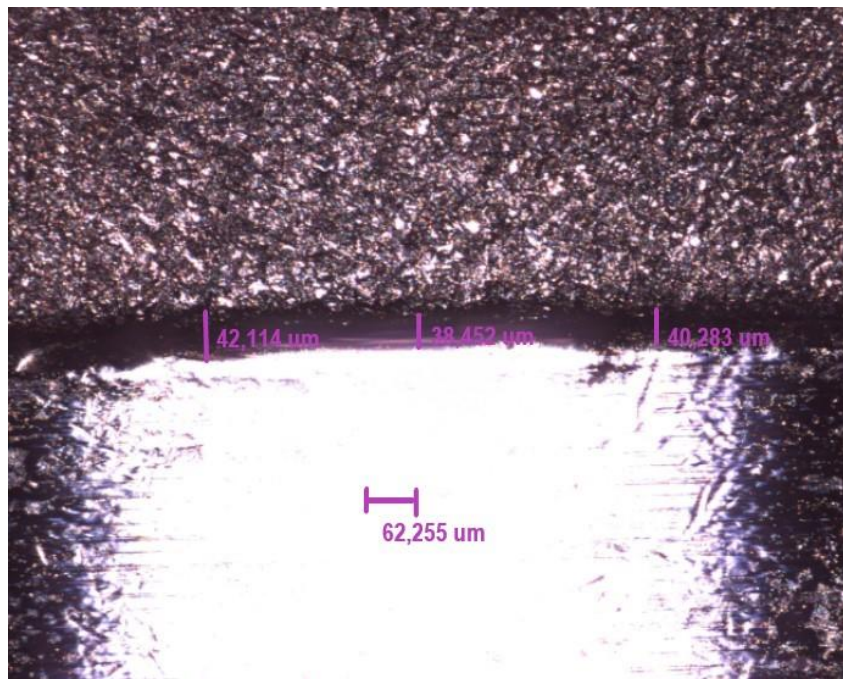
**Figura 30:** Fenda no pilar esquerdo do modelo mestre 10 mm em microscopia confocal (110X)



Fonte: autor

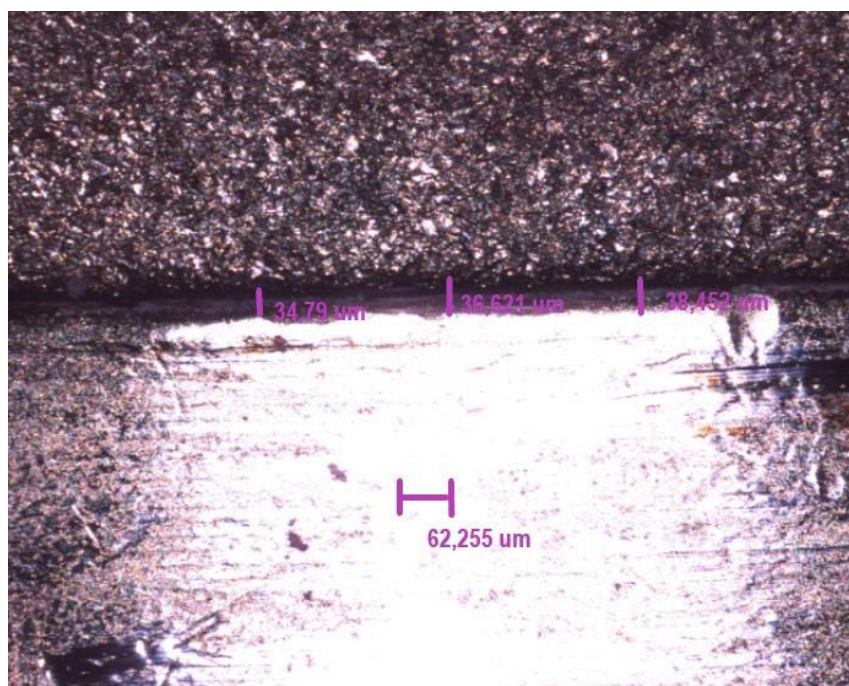


**Figura 31:** Fenda no pilar direito do modelo de prova A1 (1) em microscopia confocal (110X).



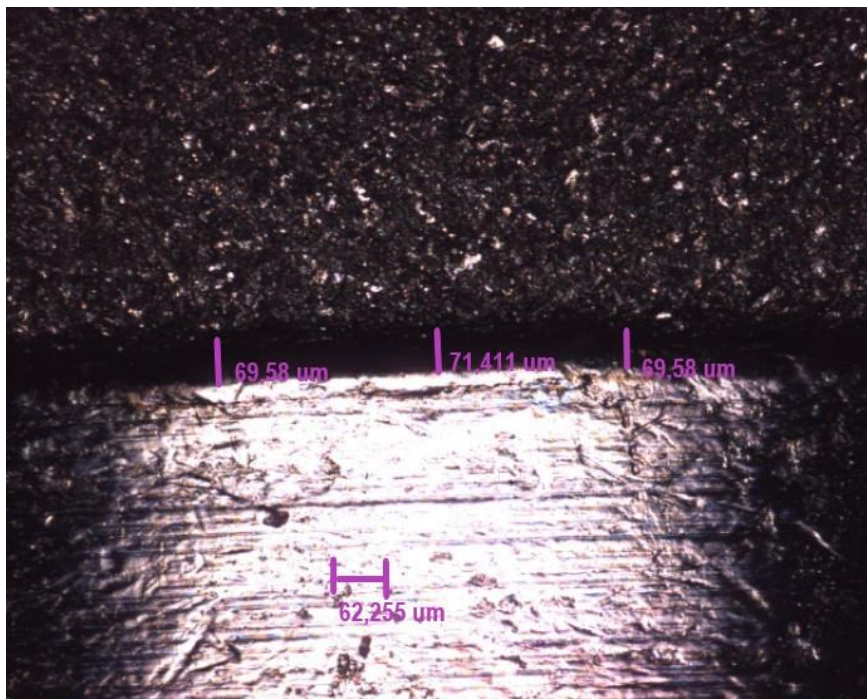
Fonte: Autor.

**Figura 32:** Fenda no pilar esquerdo do modelo de prova A1 (1) em microscopia confocal (110X).



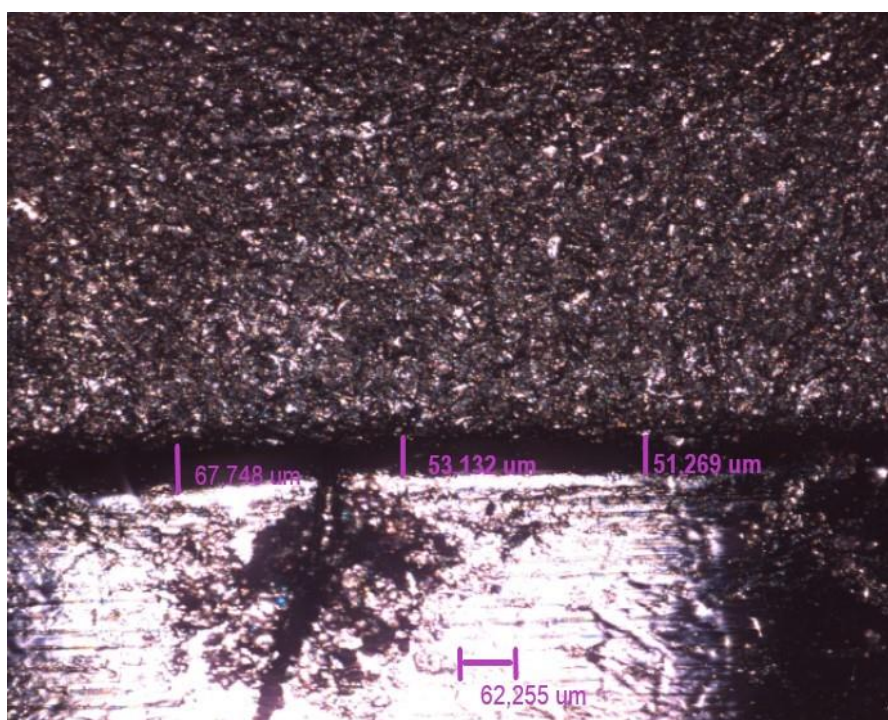
Fonte: Autor

**Figura 33:** Fenda no pilar direito do modelo de prova C1 (1) em microscopia confocal (110X).



Fonte: Autor

**Figura 34:** Fenda no pilar esquerdo do modelo de prova C1 (1) em microscopia confocal (110X)



Fonte: Autor.

A maior alteração percebida em relação ao padrão de assentamento da estrutura protética sobre os modelos de prova foi verificada no grupo C1 (1,8), justamente o grupo que apresentou o maior valor de desadaptação marginal vertical ( $59,99 \pm 6,40 \mu\text{m}$ ). Em contrapartida, o grupo que apresentou o menor valor numérico quanto ao padrão de assentamento foi exatamente o que registrou a menor desadaptação marginal ( $35,40 \pm 2,93 \mu\text{m}$ ), o grupo B1 (1). Os grupos A1 e D1 apresentaram valores intermediários similares (1,2) também próximos a 1.

### 6.2. Análise estatística dos valores de fenda no grupo 20 mm - modelo mestre 20 mm e grupos A2, B2, C2 e D2

A tabela abaixo (Tabela 6) demonstra os valores médios estatísticos em  $\mu\text{m}$  e desvio padrão no modelo Mestre 20 mm (Controle), além dos grupos de prova A2, B2, C2 e D2.

**Tabela 6:** Média dos valores de fenda em  $\mu\text{m}$ , desvio padrão e análise estatística (letras iguais sem diferença estatística) no grupo controle, grupos de prova A2, B2, C2 e D2.

GRUPOS	MÉDIA ( $\mu\text{m}$ )	DESVIO PADRÃO	N
Controle 20 mm	22,27 <sup>a</sup>	9,85	-
A2	43,27 <sup>b</sup>	5,08	30
B2	28,60 <sup>ac</sup>	6,80	30
C2	47 <sup>b</sup>	5,25	30
D2	25,63 <sup>ac</sup>	6,93	30

Fonte: Autor.



Assim como observado nos grupos de 10 mm, nos grupos de 20 mm os melhores resultados estatísticos também foram registrados naqueles em que os bastões pré-confeccionados foram empregados. Em ordem crescente, os menores valores de desadaptação marginal vertical (fenda) registrados foram respectivamente no grupo D2 ( $25,63 \pm 6,93 \mu\text{m}$ ), seguido pelo grupo B2 ( $28,60 \pm 6,80 \mu\text{m}$ ). Já os maiores valores de fenda em ordem crescente foram registrados no grupo A2 ( $43,27 \pm 5,08 \mu\text{m}$ ) seguido pelo grupo C2 ( $47,00 \pm 5,25 \mu\text{m}$ ), ambos na técnica em que a resina foi aplicada sobre o fio dental com pincel.

Na análise comparativa entre grupos pelo teste de Tukey, comparando o grupo controle 20 mm aos grupos em que o método de união com pincel foi empregado (A2 x Controle; C2 x Controle), diferença estatística significativa foi encontrada ( $P < 0,05$ ) nos dois grupos. Na comparação entre ambos (A2 x C2), diferentemente dos grupos de 10 mm, não ocorreu diferença estatística entre as resinas. Ambas apresentaram distorções estatisticamente similares e elevadas em relação ao grupo controle, com diferença de  $21 \mu\text{m}$  entre o grupo controle e o grupo A1 e de  $24,72 \mu\text{m}$  entre o controle e o grupo C2.

Quando os grupos B2 e D2 (bastões pré-confeccionados) são comparados ao grupo controle 20 mm (B2 x Controle; D2 x Controle), nenhuma diferença estatística relevante foi observada. O mesmo foi constatado na comparação entre estes grupos (B2 x D2), não havendo diferença estatística entre as resinas quando os bastões pré-confeccionados são utilizados.

Em relação ao registro do padrão de assentamento clínico da estrutura protética sobre os implantes/ análogos aferidos durante a colocação e parafusamento da estrutura sobre os modelos, as tabelas 7 e 8 demonstram os resultados obtidos por modelo em cada um dos grupos de prova. Como parâmetro de comparação, o modelo mestre 20 mm (Controle) apresentou padrão de assentamento 1.

**Tabela 7:** Graduação dos níveis de assentamento da estrutura protética sobre os análogos dos modelos de prova A2, B2 e média aritmética – Resina Pattern Bright.

<b>Grupo Avaliado</b>	<b>Modelo de Prova</b>	<b>Nível de assentamento</b>
A2	1	1
A2	2	1
A2	3	2
A2	4	2
A2	5	2
<b>Média</b>		<b>1,6</b>
B2	1	1
B2	2	1
B2	3	2
B2	4	1
B2	5	1
<b>Média</b>		<b>1,2</b>

Fonte: Autor.

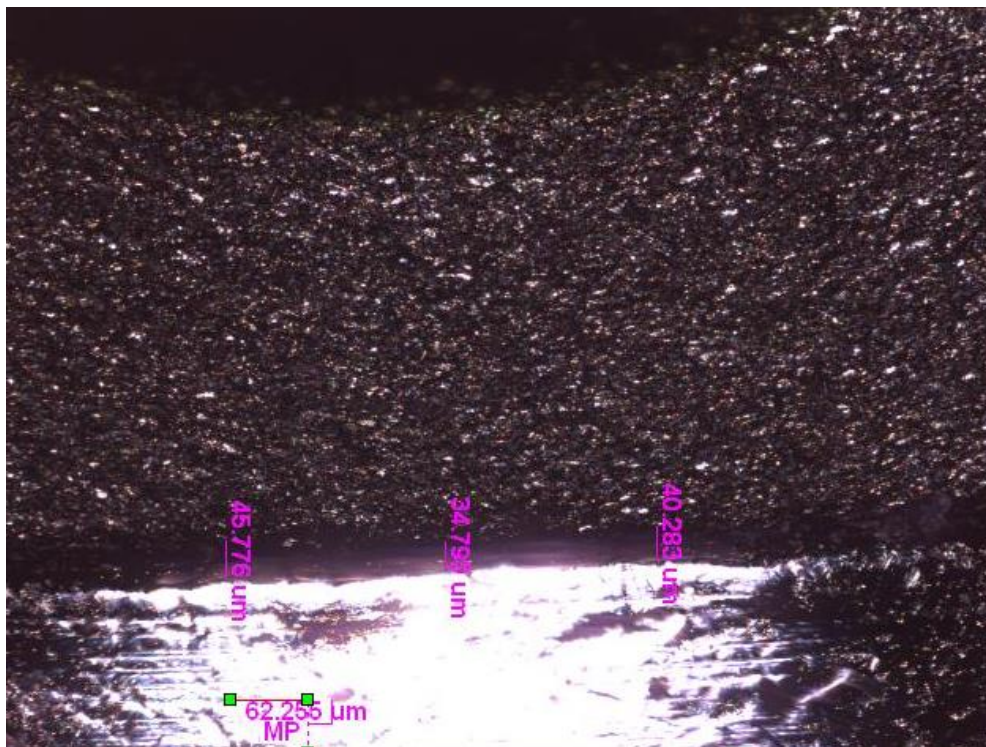
**Tabela 8:** Graduação dos níveis de assentamento da estrutura protética sobre os análogos dos modelos de prova A2, B2 e média aritmética – Resina Dencrilay Pattern.

<b>Grupo Avaliado</b>	<b>Modelo de Prova</b>	<b>Nível de assentamento</b>
C2	1	1
C2	2	2
C2	3	2
C2	4	3
C2	5	3
<b>Média</b>		<b>2,2</b>
D2	1	1
D2	2	1
D2	3	1
D2	4	2
D2	5	1
<b>Média</b>		<b>1,2</b>

Fonte: Autor.

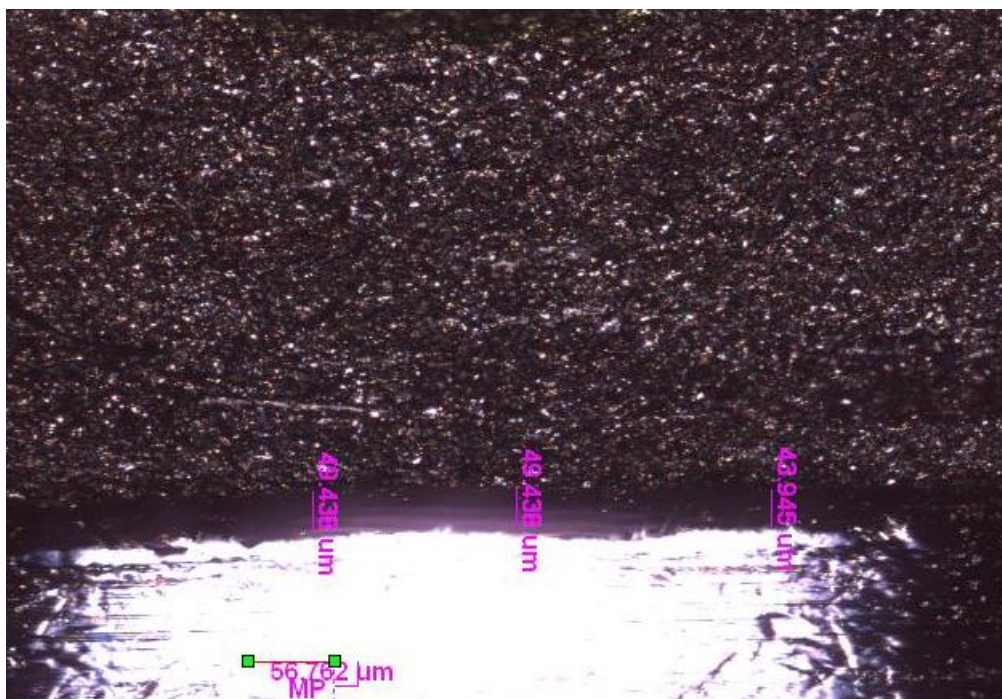
As imagens abaixo demonstram as interfaces entre os pilares protéticos e os análogos esquerdo do modelo de Prova A2 (1) (Figura 35) e do pilar direito do modelo de prova C2 (3) (Figura 36) obtidas com auxílio de microscopia confocal com aumento 110X.

**Figura 35:** Fenda no pilar esquerdo do modelo 20 mm de prova A2 (1) em microscopia confocal (110X).



Fonte: Autor.

**Figura 36:** Fenda no pilar direito do modelo 20 mm de prova C2 (3) em microscopia confocal (110X).



Fonte: Autor.

As maiores alterações percebidas em relação ao padrão de assentamento clínico da estrutura protética sobre os modelos de prova foi verificada nos grupos C2 (2,2) e no grupo A2 (1,6), ambos os grupos que apresentaram os maiores valores de desadaptação marginal vertical respectivamente. Em contrapartida, os grupos D2 (1,2) e B2 (1,2) que registraram respectivamente os menores valores de desadaptação marginal, também apresentaram valores de padrão de assentamento clínico da estrutura protética mais próximos ao nível do modelo mestre (controle), bem próximos ao valor ideal de 1.

## 7. DISCUSSÃO

O sucesso clínico longitudinal de uma reabilitação protética parafusada sobre múltiplos implantes é dependente de diversos fatores, dentre eles a qualidade da adaptação marginal da estrutura sobre os componentes e implantes e a ausência de cargas estáticas sobre o sistema mecânico-biológico [1,6]. A falta de cuidado ou falhas na obtenção destes dois parâmetros no momento da confecção da estrutura protética, podem levar a alterações ósseas-periimplantares na reabilitação, principalmente a uma maior frequência de falhas mecânicas [2,6].

Estudos *in vitro* tem estabelecido uma correlação positiva entre a presença de maiores desajustes protéticos (fenda) e a ausência de passividade no conjunto prótese-implantes-osso alveolar, predispondo todo o sistema a falhas, principalmente nos parafusos de fixação da estrutura protética [9,10,30]. Assim, próteses mais desajustadas, com desadaptação vertical acima de valores considerados como clinicamente aceitáveis, estariam sujeitas a uma maior frequência de perda de torque de parafusos de retenção, sem contudo haver uma clara relação entre o nível de desadaptação presente e o grau de perda de torque observada (dose e efeito) [7,9,11,12].

Apesar destas evidências, trabalhos como o de Barbosa et al. (2008) e Tramontino et al. (2009) [9] não conseguiram estabelecer essa mesma correlação estatística, sugerindo que a presença e a intensidade do desajuste marginal apenas, não seriam indicadores seguros no prognóstico da geração de tensões nas fixações protéticas.

Neste contexto, notou-se uma grande dificuldade na literatura no estabelecimento de um padrão, uma faixa de valor para a fenda que poderia ser considerada como clinicamente aceitável, incapaz de induzir alterações indesejáveis aos componentes envolvidos na reabilitação, uma vez que há uma grande amplitude de conceitos neste sentido [12,26,27].

Se levarmos em consideração os valores de desadaptação vertical propostos por Pappaspyridakos et al. (2011) [29], a faixa compreendida de 59 à 72  $\mu\text{m}$  como valores presentes em uma prótese clinicamente aceitável com presença de

passividade, o maior valor de desajuste marginal vertical encontrado neste estudo ( $59,99 \pm 6,40 \mu\text{m}$ ) se encontraria na faixa de aceitabilidade clínica proposta pelo autor. Porém quando agregamos a este dado o valor médio encontrado na análise clínica de assentamento da estrutura protética, bem próximo a 2, percebeu-se uma ausência de passividade, uma vez que a estrutura só assentou sobre os análogos mediante ao seu pressionamento digital.

Tal relação também pôde ser observada fortemente nos grupos A2 ( $43,27 \pm 5,08 \mu\text{m}$ ) e C2 ( $47,00 \pm 5,25 \mu\text{m}$ ), em que os valores médios de fenda apresentavam-se incluídos na faixa de aceitabilidade clínica, porém quando associados aos valores médios de assentamento da estrutura protética, percebeu-se a mesma relação verificada em C1, havendo um distanciamento da graduação 1 (assentamento completo sem pressão) e aproximação ou superação ao valor 2. No caso do grupo C2, os resultados ficaram acima do valor 2 ou seja, em algumas amostras a estrutura somente assentou por completo sobre os análogos mediante ao parafusamento com torque de 20 Ncm do parafuso de retenção protético.

Apesar da limitação do estudo neste sentido, uma vez que os valores da análise de assentamento refletem apenas uma graduação estabelecida baseada em critérios de observação clínica, não representando valores de tensão ou padrão de distribuição da mesma, demonstrariam que mesmo estruturas protéticas com padrões aceitáveis de adaptação marginal poderiam gerar tensões sobre o sistema, podendo predispor o conjunto a falhas mecânicas ou biológicas. Tais achados estariam em concordância com as observações de Barbosa et al. (2008) [8] e Tramontino et al. (2009) [9], de que a presença e a intensidade do desajuste marginal apenas, não seriam indicadores seguros no prognóstico da geração de tensões nas fixações protéticas. Estudos adicionais de verificação de tensões e distribuição das mesmas poderiam ser realizados complementarmente a esta análise, com o intuito de estabelecer uma melhor compreensão sobre o assunto.

Fatores que poderiam ter contribuído para a obtenção de baixos valores de desadaptação vertical encontrados em comparação a outros estudos semelhantes [11,19,35,39] e ainda assim na ausência de passividade observada em alguns grupos testados, resultaria da escolha dos componentes para a confecção da estrutura protética e do sistema de implantes empregado.

A seleção de componentes calcináveis UCLA com cinta metálica para confecção da estrutura protética, minimizaria as distorções dimensionais das bordas dos componentes resultantes do processo de fundição, uma vez que apenas o corpo do componente seria calcinado, preservando assim as características provenientes da usinagem eletrônica dos bordos da cinta, como a maior e melhor uniformidade de adaptação.

Em relação a ausência de passividade observada em alguns grupos, a presença do anti-rotacional nestes componentes associadas ao fato do sistema de implantes ser do tipo de hexágono interno, em que há uma maior área de contato entre a superfície interna do implante e a externa do componente protético no momento do encaixe, promoveria uma menor tolerância a ocorrência de distorções incorporadas durante os processos de transferência avaliados.

Considerando os tipos de componentes de transferência disponíveis (quadrados ou cônicos), além dos métodos de transferência utilizados (união ou não união dos transferentes) na transferência de múltiplos implantes, fica bem clara a superioridade da utilização dos componentes quadrados de moldeira aberta associada a união (ferulização) dos mesmos, independente do material e técnica empregada na união [3,13,14,15,31,34,35,38].

Tal fato seria consequência da imobilização dos componentes provida pelo método de ferulização, que minimizaria possíveis distorções nos modelos resultantes [4]. Corroborando com estas observações, estudos que tentaram verificar a influência de outros materiais empregados, como gesso e o material de moldagem para arrasto, não encontraram ou encontraram uma pequena influência sobre a precisão dos modelos de trabalho [33,36]. Maiores distorções dimensionais seriam sempre observadas em modelos resultantes de transferências sem união dos transferentes [38], demonstrando assim a influência desta etapa na precisão dimensional da reabilitação protética sobre múltiplos implantes [5].

Quanto ao material empregado na união dos transferentes, as resinas acrílicas autopolimerizáveis do tipo Pattern, são os materiais mais amplamente utilizados devido ao seu padrão de estabilidade dimensional além da facilidade de manuseio [4,16]. Contudo, essa estabilidade dimensional apresenta-se intimamente relacionada



a técnica de proporcionar o polímero com o monômero, método de união utilizado [3,17,18,19,20,21,23,24,39,41], além da marca comercial da resina empregada [20,43].

Na técnica de aplicação das resinas com pincel sobre o fio dental (Nealon Technique) empregada nos grupos A1, C1, A2 e C2, observou-se diferenças estatísticas significativas em relação aos respectivos grupos controles, sendo possivelmente esta diferença resultante da sua fragilidade em relação ao proporcionamento do polímero com o monômero, uma vez que não é estabelecida uma padronização das medidas entre os componentes [20,23].

Tal efeito resultante da dificuldade de proporcionar os constituintes da resina acrílica Pattern na técnica do pincel e suas consequências em relação aos resultados, pôde ser observado nos trabalhos *in vitro* de Fatiga et al. (2015) [43] e de Franco et al. (2015) [22]. Resultados diferentes entre os estudos em que as mesmas resinas foram testadas apresentando apenas pequenas variações metodológicas entre si em relação ao proporcionamento dos constituintes, reforçam a necessidade de alguma padronização no processo clínico de mistura dos componentes. A presença de um medidor de pó (concha) além do conta gotas já presente no kit da resina fornecida pelo fabricante, poderia auxiliar no proporcionamento destes, consequentemente promovendo uma maior precisão na execução desta técnica.

Adicionalmente ao efeito relacionado à técnica de manipular a resina, diferentes marcas comerciais apresentariam padrões de contração diferenciados [20,43]. As diferenças entre o padrão de contração de polimerização das resinas testadas, Pattern Bright e Dencrilay Pattern, foram apresentadas nas especificações técnicas das mesmas, que de acordo com os fabricantes, seria de 0,05% e de 0,09% respectivamente, quando manipuladas na proporção de 2:1 (líquido:pó), alterações estas consideradas clinicamente desprezíveis pelos fabricantes.

Apesar destas diferenças serem consideradas como clinicamente desprezíveis, assim como Lopes Júnior et al. (2013) [20] e Fatiga et al. (2015) [43] que encontraram diferenças estatísticas significativas entre diferentes marcas comerciais de resinas acrílicas Pattern quando utilizadas na técnica do pincel, tal diferença também pôde

ser observada entre as resinas Pattern Bright e Dencrilay Pattern na distância de 10 mm, em que a resina Pattern Bright apresentou os melhores resultados estatísticos.

Outra característica notada, foi uma nítida mudança de comportamento da resina Pattern Bright quando analisados os resultados obtidos entre as resinas na distância de 20 mm. Diferentemente do que ocorreu na distância de 10 mm, na de 20 mm não foi constatada diferença estatística em relação a resina Dencrilay. Ambas apresentaram distorção significativa em relação ao grupo controle 20 mm, e nenhuma entre elas. Tal comportamento distinto, possivelmente resultou do emprego de um maior volume de resina preparada pela técnica do pincel, exacerbando assim os efeitos de um inadequado proporcionamento do polímero (pó) com o monômero (líquido) [23] e conseqüentemente resultando em uma maior distorção dimensional.

O fato de que cada incremento de resina levado sobre o pincel ao fio dental apresentaria proporcionamento distinto um do outro associado a um maior volume de material utilizado em um maior tempo de inserção, resultaria em porções de resina sendo acrescentadas enquanto outras já sofreriam o processo de contração, resultando assim em alterações dimensionais mais significativas. A presença por exemplo, de uma proporção menor de polímero (pó) na mistura, resultaria em um processo mais significativo de contração, e conseqüentemente em uma maior distorção dimensional [23].

Com o propósito de reduzir ou minimizar tais efeitos, alguns procedimentos tem sido propostos com sucesso. Um deles é o seccionamento e reunião da resina entre os transferentes [18,19,21,44], método que têm-se mostrado eficiente mesmo com o emprego de diferentes marcas comerciais de resinas acrílicas tipo Pattern.

Contudo, a eficiência deste procedimento tem sido associada ao tempo de espera de no mínimo 17 minutos, tempo no qual as resinas acrílicas tipo Pattern sofrem em média 80% de seu processo de contração [23]. Assim, levando-se em consideração o tempo preliminar de 17 minutos de espera para contração inicial do monobloco unindo os transferentes, associado ao tempo para execução do seccionamento e nova soldagem com resina e uma espera adicional de mais 17 minutos, o tempo clínico de trabalho em reabilitações com múltiplos implantes

tornaria-se muito extenso e desconfortável ao paciente, uma vez que há a necessidade da permanência do mesmo com a boca aberta.

Pensando neste sentido, e também considerando que algumas marcas comerciais de resina do tipo Pattern não apresentariam bons resultados quando utilizadas sem seccionamento e reunião [21], o método proposto por Dumbrigue et al. (2000) [24] de confecção de barras com 3 mm de espessura previamente ao procedimento de atendimento clínico, tem demonstrado sucesso na redução da contração de polimerização de volumes maiores de resina [17,39], além de grande praticidade de emprego. Os efeitos obtidos por tal método se assemelham aos obtidos com a utilização de barras metálicas avaliado por Odo et al. (2010) [41].

Entretanto, o método proposto por Dumbrigue et al. (2000) [24] em transferências envolvendo múltiplos implantes, ainda não solucionaria a questão do tempo de atendimento clínico intra-bucal, uma vez que para fixar as barras pré-confeccionadas aos transferentes, necessitaria-se da aplicação de um volume de resina acrílica nas extremidades das barras pela técnica do pincel e aguardo de um período mínimo de 17 minutos.

As modificações realizadas neste estudo e incluídas às propostas por Dumbrigue et al. (2000) [24], com o intuito de reduzir o tempo de atendimento clínico, foram eficazes na obtenção deste critério e na manutenção da precisão alcançada pelo método. Percebe-se pelos resultados obtidos nos grupos B1, D1, B2 e D2 que de maneira geral, independente da marca de resina acrílica empregada e da distância entre os transferentes, resultados estatísticos similares aos respectivos grupos controles 10 mm e 20 mm e entre si foram encontrados, respeitada as respectivas distâncias.

Contudo, uma pequena mais significativa diferença foi observada no limite estatístico entre o grupo D1 e o grupo controle 10 mm. Apesar desta diferença, observa-se que entre os grupos em que os bastões pré-confeccionados foram utilizados nesta distância (B1 x D1), nenhuma diferença estatística foi encontrada entre ambos. Tal diferença mesmo que pequena entre o grupo controle e o grupo D1, poderia ser resultante da presença de irregularidades nos bordos dos análogos, perceptíveis em algumas imagens microscópicas do estudo, resultante de falhas na

padronização dos diferentes lotes empregados ou resultantes de uma perda de qualidade dos mesmos após sucessivas utilizações.

## 8. CONCLUSÕES

Considerando os resultados obtidos neste estudo e suas limitações, além da literatura empregada nesta revisão, pode-se concluir que:

1. A técnica de união com bastões pré-confeccionados colados com cola de etilcianoacrilato e reforçados com resina demonstrou superioridade estatística em relação a técnica do pincel com fio dental nas condições avaliadas, independente da resina utilizada;
2. A escolha da técnica de transferência demonstrou maior importância na precisão dimensional dos modelos de prova do que as marcas comerciais de resinas testadas em ambas as distâncias avaliadas.
3. Com base nos resultados obtidos, foi possível estabelecer um protocolo (manual) de união dos transferentes em implantodontia, associando fidelidade de reprodução dos modelos com a praticidade de execução.

## 9. TRABALHOS FUTUROS

Como propostas de prosseguimento para estudos futuros a partir das conclusões provenientes deste trabalho sugerimos:

1. A partir dos modelos de prova resultantes dos dois métodos de transferência empregados com a utilização das resinas acrílicas Pattern Bright e Dencrilay Pattern nas distâncias propostas, 10 e 20 mm, verificar a presença, intensidade e distribuição de tensões sobre os parafusos de fixação da estrutura protética e sobre os análogos e suas prováveis consequências;

2. Realização de ensaios térmicos e de caracterização (TMA, DMA) para as resinas Dencrilay Pattern e Pattern Bright, analisando as possíveis diferenças entre as resinas e entre as diferentes porções de cada resina, quando preparadas pela técnica do pincel (Nealon Technique), propondo alguma forma de padronização das medidas, com auxílio de um medidor de pó e líquido para preparo de pequenas porções, que pudesse resultar em redução das alterações dimensionais observadas neste estudo;

3. Verificar a possibilidade do emprego de bastões pré-confeccionados em diferentes materiais como PLA, ABS, PVA ou Nylon, produzidos em dimensões apropriadas por impressoras domiciliares 3D de filamento, em substituição aos de resina acrílica produzidos pela técnica empregando canudos plásticos de 3 mm.

## 10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] STÜKER, et al. Passividade da estrutura metálica para próteses fixas implanto-suportadas. *Revista Odonto Ciência, Fac. Odonto/PUCRS*, v. 20, n. 50, out./dez. 2005.
- [2] CAMPI JUNIOR, L. et al. Passividade da prótese sobre implante. *Innov Implant J, Biomater Esthet, São Paulo*, v. 5, n. 3, p. 53-59, set./dez. 2010.
- [3] PIERALINI, A. R. F. et al. Técnica de moldagem para implante. Aspectos periodontais do paciente idoso. *Salusvita, Bauru, SP*, v. 27, n. 2, p. 309-318, jan. 2008.
- [4] PRITHVIRAJ, D. et al. Accuracy of the implant impression obtained from different impression materials and techniques: review. *J Clin Exp Dent.*, [S.L], v. 3, n. 2, p. 106-111. 2011.
- [5] MOREIRA, A. H. J. et al. Accuracy Comparison of Implant Impression Techniques: A Systematic Review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, [S.L], v. 17, n. Supplement 2. 2015.
- [6] RODRIGUES JUNIOR, W. et al. Assentamento Passivo – Revisão de Literatura. *ImplanNews*, [S.L], v. 3, n. 1, jan./fev. 2006.
- [7] FALCÃO FILHO, H. B. L. Avaliação da Relação entre o Desajuste vertical em interfaces pilar/cilindro protético fundido e sobrefundido e a perda de torque de parafusos protéticos de titânio. Tese (Mestrado em odontologia) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Ribeirão Preto, p 143. 2005.
- [8] BARBOSA, G. A. S. et al. Relation between Implant/Abutment Vertical Misfit and Torque Loss of Abutment Screws. *Braz Dent J*, [S.L], v. 19, n. 4, p. 358-363. 2008.
- [9] TRAMONTINO, V. S. et al. Correlação entre o desajuste marginal e a tensão gerada sobre os implantes. *RFO*, [S.L], v. 14, n. 1, p. 47-50, jan./abr. 2009.
- [10] SPAZZIN, A. O. et al. Effects of Horizontal Misfit and Bar Framework Material on the Stress Distribution of an Overdenture-Retaining Bar System: A 3D Finite Element Analysis. *Journal of Prosthodontics*, [S.L], v. 20, p. 517–522. 2011.

- [11] SPAZZIN, A. O. et al. Torque de Afrouxamento dos Parafusos Protéticos em Próteses Mandibulares Implanto-Retidas com Diferentes Níveis de Desajustes. UNOPAR Cient., Ciênc. Biol. Saúde, [S.L], v. 11, n. 1, p. 5-8. 2009.
- [12] PAPASPYRIDAKOS, P. et al. Effect of Splinted and Nonsplinted Impression Techniques on the Accuracy of Fit of Fixed Implant Prosthesis in Edentulous Patients: A Comparative Study. Maxillofac Implants, [S.L], v. 26, p. 1267–1272. 2011.
- [13] KIM, Jee-Hwan; KIM, Kyoung Rok; KIM, Sunjai. Critical appraisal of implant impression accuracies: A systematic review. The Journal of Prosthetic Dentistry, [S.L], v. 114, n. 2, p. 185-192, ago. 2015.
- [14] FARIA, J. C. B. D. et al. Evaluation of the accuracy of different transfer impression techniques for multiple implants. Braz Oral Res, [S.L], v. 25, n. 2, p. 163-167, mar./abr. 2011.
- [15] STIMMELMAYR, M. et al. Clinical study evaluating the discrepancy of two different impression techniques of four implants in an edentulous jaw. Clin Oral Invest., Springer-Verlag Berlin Heidelberg, Published Online v. 26, dez. 2012. DOI 10.1007/s00784-012-0885-z.
- [16] FARIA, J. C. B. D. et al. Influence of different materials and techniques to transfer molding in multiple implants. Acta Odontol. Latinoam, [S.L], v. 25, n. 1, p. 96-102. 2012.
- [17] GENNARI FILHO, H. et al. Accuracy of Impression Techniques for Implants. Part 2 – Comparison of Splinting Techniques. Journal of Prosthodontics, [S.L], n. 18, p. 172-176. 2009.
- [18] CABRAL, L. M.; GUEDES, C. G.. Comparative Analysis of 4 Impression Techniques for Implants. Implant dentistry, [S.L], v. 16, n. 2. 2007.
- [19] VASCONCELLOS, D. K. D. et al. Precisão de duas técnicas de esplintagem com resina acrílica de transferentes para próteses sobre implantes. Revista Odonto, São Bernardo do Campo, SP, Metodista, n. 32, jul./dez. 2008.



- [20] LOPES JÚNIOR, I. et al. Impression Techniques for Multiple Implants: A Photoelastic Analysis. Part II: Comparison of Four Acrylic Resins. *Journal of Oral Implantology*, [S.L], v. XXXIX, n. 5. 2013.
- [21] CERQUEIRA, et al. A Strain Gauge Analysis of Microstrain Induced by Various Splinting Methods and Acrylic Resin Types for Implant Impressions. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, [S.L], v. 27, n. 2, p. 341-345. 2012.
- [22] FRANCO, A. P. G. O. et al. Evaluation of shrinkage polymerization and temperature of diferente acrylic resins used to splinting transfer copings in indirect impression technique. 24th International Conference on Optical Fibre Sensors, [S.L], v. 9634, mar. 2015. Disponível em: <<http://proceedings.spiedigitallibrary.org/>>. Acesso em: 08 abr. 2018.
- [23] MOJON, P. et al. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J Prosthet Dent*, [S.L], v. 64, p. 684-688. 1990.
- [24] DUMBRIGUE, Herman B.; GURUN, Dincer C.; Nikzad S. Javid. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *J Prosthet Dent*, [S.L], v. 84, p. 108-110. 2000.
- [25] SAHIN S, CEHRELI MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent (Baltimore)*. 2001;10(2):85-92.
- [26] HAMATA, M.M.; ZUIM, P.R.J.; ROCHA, E.P.; ASSUNÇÃO, W.G. Adaptação passiva em implantes osseointegrados. *Ver Bras Implantodont Prótese Implant*, n.12, v. 47/48, p.228-235, 2005.
- [27] BRANEMARK PI. Osseointegration and its experimental background. *J. Prosthet Dent* 1983; 50(3): 399-410.
- [28] JEMT, Torsten. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int. J. Oral Maxillofac implants* 1991; 6(3): 270-6.

- [29] PAPASPYRIDAKOS, P. et al. Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: an optical scanning study. *Clin. Oral Impl. Res.*, [S.L], v. xx, p. 93-98, abril. 2011.
- [30] BACCHI, A. et al. Stress distribution in fixed-partial prosthesis and peri-implant bone tissue with different framework materials and vertical misfit levels: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Science*, [S.L], v. 55, n. 3, p. 239-244. 2013.
- [31] TARIB, N. et al. Evaluation of Splinting Implant Impression Techniques: Two Dimensional Analyses. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.*, [S.L], v. 20, n. 1, p. 35-39, jul. 2012.
- [32] BAIG, Mirza Rustum. Multi-unit implant impression accuracy: A review of the literature. *Quintessence international*, [S.L], v. 45, n. 1, p.39-51. 2014.
- [33] BUZAYAN, M. et al. Evaluation of Accuracy of Complete-Arch Multiple-Unit Abutment-Level Dental Implant Impressions Using Different Impression and Splinting Materials. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, [S.L], v. 28, n. 6, p. p1512-1520. 2013.
- [34] AVILA, E. D. D. et al. Effect of Splinting in Accuracy of Two Implant Impression Techniques. *Journal of Oral Implantology*, [S.L], v. XL, n. 6, p. 633-39. 2014.
- [35] PAPASPYRIDAKOS, et al. Accuracy of Implant Impressions for Partially and Completely Edentulous Patients: A Systematic Review. *International Journal of Oral*, [S.L], v. 29, n. 4, p. 836-845, jul./dez. 2014.
- [36] BECKER, A. B. Avaliação da precisão dos modelos de gesso obtidos por diferentes técnicas de moldagem para próteses múltiplas implanto suportadas. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, p. 90. 2014.
- [37] GHANEM, Rabab A.; NASSANI, Mohammad Z.; FATTAH, Kusai Baroudi & Amany Abdel. Dimensional accuracy of different techniques used for complete-arch multi-implant impressions. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, [S.L], n. 0, p. 1-7. 2015.

- [38] STIMMELMAYR, Michael; BEUER, Florian; GUTH., Daniel Edelhoff & Jan-Frederik. Implant Impression Techniques for the Edentulous Jaw: A Summary of Three Studies. *Journal of Prosthodontics*, [S.L], v. 25, p. 146–150, jun. 2016.
- [39] RODRIGUES, R. A. et al. Avaliação in vitro Entre Diferentes Técnicas e Métodos de União de Transferentes de Moldagem Utilizados na Implantodontia. *Pesq Bras Odontoped Clin Integr*, João Pessoa, v. 10, n. 2, p. 285-290, mai./ago. 2010.
- [40] ONGUL, D. et al. A comparative analysis of the accuracy of different direct impression techniques for multiple implants. *Australian Dental Journal*, [S.L], v. 57, p. 184-189. 2012.
- [41] ODO, C. H. et al. Análise fotoelástica das tensões geradas por transferência em implantes osseointegrados. *Braz Dent Sci*, [S.L], v. 13, n. 5, p.29-35, jul./dez. 2010.
- [42] GIBBS, S. B. et al. Comparison of polymerization shrinkage of pattern resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, [S.L], v. Editorial Council. 2014.
- [43] FATIGA, M. et al. Redes de Bragg utilizadas para mensuração da contração de polimerização de duas resinas acrílicas na moldagem aberta de prótese sobre implantes. *Clin Lab Res Den*, [S.L], v. 21, n. 3, p. 163-170. 2015.
- [44] LEE, Sang-Jik; CHO, Sung-Bum. Accuracy of five implant impression technique: effect of splinting materials and methods. *J Adv Prosthodont*, [S.L], v. 3, p. 177-185. 2011.

## APÊNDICES

Tabela 9: Valores de fenda obtidos nos 3 pontos de aferição por pilar protético no grupo A1 e respectivo padrão de assentamento.

<b>Grupo</b>	<b>Ponto de aferição</b>	<b>Modelo de prova</b>	<b>Pilar esquerdo (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>Pilar direito (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>Nível de assentamento da estrutura</b>
	<b>esquerdo</b>	1	34,79	42,114	
<b>A1</b>	<b>central</b>	1	36,621	38,452	<b>1</b>
	<b>direito</b>	1	38,452	40,283	
	<b>esquerdo</b>	2	40,283	42,114	
<b>A1</b>	<b>central</b>	2	43,945	43,945	<b>1</b>
	<b>direito</b>	2	42,114	34,79	
	<b>esquerdo</b>	3	40,283	47,607	
<b>A1</b>	<b>central</b>	3	43,945	42,114	<b>1</b>
	<b>direito</b>	3	45,776	42,114	
	<b>esquerdo</b>	4	45,776	42,114	
<b>A1</b>	<b>central</b>	4	51,269	38,452	<b>1</b>
	<b>direito</b>	4	47,607	38,495	
	<b>esquerdo</b>	5	45,776	42,273	
<b>A1</b>	<b>central</b>	5	40,283	40,283	<b>1</b>
	<b>direito</b>	5	38,452	42,114	

Fonte: Autor

Tabela 10: Valores de fenda obtidos nos 3 pontos de aferição por pilar protético no grupo B1 e respectivo padrão de assentamento.

<b>Grupo</b>	<b>Ponto de aferição</b>	<b>Modelo de prova</b>	<b>Pilar esquerdo (µm)</b>	<b>Pilar direito (µm)</b>	<b>Nível de assentamento da estrutura</b>
<b>B1</b>	<b>esquerdo</b>	1	38,452	36,621	<b>1</b>
	<b>central</b>	1	34,79	31,128	
	<b>direito</b>	1	32,959	32,959	
<b>B1</b>	<b>esquerdo</b>	2	38,452	34,79	<b>1</b>
	<b>central</b>	2	32,959	31,128	
	<b>direito</b>	2	32,959	34,79	
<b>B1</b>	<b>esquerdo</b>	3	34,79	36,621	<b>1</b>
	<b>central</b>	3	31,128	36,621	
	<b>direito</b>	3	32,959	32,959	
<b>B1</b>	<b>esquerdo</b>	4	43,945	38,452	<b>1</b>
	<b>central</b>	4	34,79	36,621	
	<b>direito</b>	4	34,79	36,621	
<b>B1</b>	<b>esquerdo</b>	5	34,79	40,283	<b>1</b>
	<b>central</b>	5	32,959	38,452	
	<b>direito</b>	5	34,79	38,452	

Fonte: Autor.

Tabela 11: Valores de fenda obtidos nos 3 pontos de aferição por pilar protético no grupo C1 e respectivo padrão de assentamento.

<b>Grupo</b>	<b>Ponto de aferição</b>	<b>Modelo de prova</b>	<b>Pilar esquerdo (µm)</b>	<b>Pilar direito (µm)</b>	<b>Nível de assentamento da estrutura</b>
<b>C1</b>	<b>esquerdo</b>	1	67,748	69,58	<b>2</b>
	<b>central</b>	1	53,132	71,411	
	<b>direito</b>	1	51,269	69,58	
<b>C1</b>	<b>esquerdo</b>	2	62,255	54,931	<b>2</b>
	<b>central</b>	2	56,762	47,607	
	<b>direito</b>	2	68,593	47,607	
<b>C1</b>	<b>esquerdo</b>	3	62,255	60,424	<b>2</b>
	<b>central</b>	3	51,302	60,424	
	<b>direito</b>	3	64,086	60,452	
<b>C1</b>	<b>esquerdo</b>	4	60,424	64,931	<b>1</b>
	<b>central</b>	4	58,522	58,593	
	<b>direito</b>	4	60,424	64,931	
<b>C1</b>	<b>esquerdo</b>	5	60,424	62,255	<b>2</b>
	<b>central</b>	5	51,269	64,086	
	<b>direito</b>	5	64,086	60,424	

Fonte: Autor.

Tabela 12: Valores de fenda obtidos nos 3 pontos de aferição por pilar protético no grupo D1 e respectivo padrão de assentamento.

<b>Grupo</b>	<b>Ponto de aferição</b>	<b>Modelo de prova</b>	<b>Pilar esquerdo (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>Pilar direito (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>Nível de assentamento da estrutura</b>
<b>D1</b>	<b>esquerdo</b>	1	38,452	40,283	<b>1</b>
	<b>central</b>	1	36,621	38,452	
	<b>direito</b>	1	38,452	43,945	
<b>D1</b>	<b>esquerdo</b>	2	36,621	40,283	<b>2</b>
	<b>central</b>	2	34,79	38,452	
	<b>direito</b>	2	36,621	38,452	
<b>D1</b>	<b>esquerdo</b>	3	38,452	34,79	<b>1</b>
	<b>central</b>	3	34,79	36,621	
	<b>direito</b>	3	36,621	38,452	
<b>D1</b>	<b>esquerdo</b>	4	34,79	34,79	<b>1</b>
	<b>central</b>	4	38,452	38,45	
	<b>direito</b>	4	40,283	34,79	
<b>D1</b>	<b>esquerdo</b>	5	38,452	32,959	<b>1</b>
	<b>central</b>	5	36,621	34,79	
	<b>direito</b>	5	32,959	31,128	

Fonte: Autor.

Tabela 13: Valores de fenda obtidos nos 3 pontos de aferição por pilar protético no grupo A2 e respectivo padrão de assentamento.

<b>Grupo</b>	<b>Ponto de aferição</b>	<b>Modelo de prova</b>	<b>Pilar esquerdo (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>Pilar direito (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>Nível de assentamento da estrutura</b>
<b>A2</b>	<b>esquerdo</b>	1	45,776	38,452	<b>1</b>
	<b>central</b>	1	34,79	40,283	
	<b>direito</b>	1	40,283	34,79	
<b>A2</b>	<b>esquerdo</b>	2	47,607	42,114	<b>1</b>
	<b>central</b>	2	49,438	36,621	
	<b>direito</b>	2	38,452	36,621	
<b>A2</b>	<b>esquerdo</b>	3	40,283	40,324	<b>2</b>
	<b>central</b>	3	42,114	43,945	
	<b>direito</b>	3	38,452	47,607	
<b>A2</b>	<b>esquerdo</b>	4	45,776	45,776	<b>2</b>
	<b>central</b>	4	45,776	42,114	
	<b>direito</b>	4	51,269	42,114	
<b>A2</b>	<b>esquerdo</b>	5	51,269	42,114	<b>2</b>
	<b>central</b>	5	54,931	47,607	
	<b>direito</b>	5	43,945	47,607	

Fonte: Autor.



Tabela 14: Valores de fenda obtidos nos 3 pontos de aferição por pilar protético no grupo B2 e respectivo padrão de assentamento.

<b>Grupo</b>	<b>Ponto de aferição</b>	<b>Modelo de prova</b>	<b>Pilar esquerdo (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>Pilar direito (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>Nível de assentamento da estrutura</b>
<b>B2</b>	<b>esquerdo</b>	1	45,776	38,452	1
	<b>central</b>	1	38,452	29,297	
	<b>direito</b>	1	31,128	21,972	
<b>B2</b>	<b>esquerdo</b>	2	32,959	23,804	1
	<b>central</b>	2	29,297	27,466	
	<b>direito</b>	2	40,283	20,141	
<b>B2</b>	<b>esquerdo</b>	3	20,141	20,141	2
	<b>central</b>	3	31,128	31,128	
	<b>direito</b>	3	42,114	23,804	
<b>B2</b>	<b>esquerdo</b>	4	23,804	21,972	1
	<b>central</b>	4	27,466	31,128	
	<b>direito</b>	4	40,283	23,804	
<b>B2</b>	<b>esquerdo</b>	5	23,804	20,141	1
	<b>central</b>	5	29,297	34,79	
	<b>direito</b>	5	40,283	25,635	

Fonte: Autor.

Tabela 15: Valores de fenda obtidos nos 3 pontos de aferição por pilar protético no grupo C2 e respectivo padrão de assentamento.

<b>Grupo</b>	<b>Ponto de aferição</b>	<b>Modelo de prova</b>	<b>Pilar esquerdo (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>Pilar direito (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>Nível de assentamento da estrutura</b>
<b>C2</b>	<b>esquerdo</b>	1	42,114	43,945	1
	<b>central</b>	1	40,283	40,383	
	<b>direito</b>	1	36,621	43,945	
<b>C2</b>	<b>esquerdo</b>	2	40,283	43,945	2
	<b>central</b>	2	40,283	45,776	
	<b>direito</b>	2	45,776	45,776	
<b>C2</b>	<b>esquerdo</b>	3	49,438	49,438	2
	<b>central</b>	3	45,776	49,438	
	<b>direito</b>	3	40,283	43,945	
<b>C2</b>	<b>esquerdo</b>	4	53,1	53,1	3
	<b>central</b>	4	47,607	53,1	
	<b>direito</b>	4	53,1	54,931	
<b>C2</b>	<b>esquerdo</b>	5	49,438	54,931	3
	<b>central</b>	5	47,607	53,1	
	<b>direito</b>	5	47,607	54,931	

Fonte: Autor.

Tabela 16: Valores de fenda obtidos nos 3 pontos de aferição por pilar protético no grupo D2 e respectivo padrão de assentamento.

<b>Grupo</b>	<b>Ponto de aferição</b>	<b>Modelo de prova</b>	<b>Pilar esquerdo (µm)</b>	<b>Pilar direito (µm)</b>	<b>Nível de assentamento da estrutura</b>
<b>D2</b>	<b>esquerdo</b>	1	27,466	29,297	1
	<b>central</b>	1	32,959	34,79	
	<b>direito</b>	1	23,804	20,141	
<b>D2</b>	<b>esquerdo</b>	2	27,466	25,636	1
	<b>central</b>	2	34,79	23,804	
	<b>direito</b>	2	16,479	18,31	
<b>D2</b>	<b>esquerdo</b>	3	29,297	25,635	1
	<b>central</b>	3	36,621	18,31	
	<b>direito</b>	3	21,972	18,31	
<b>D2</b>	<b>esquerdo</b>	4	31,128	29,297	2
	<b>central</b>	4	38,452	20,141	
	<b>direito</b>	4	20,141	12,817	
<b>D2</b>	<b>esquerdo</b>	5	29,297	25,635	1
	<b>central</b>	5	38,452	20,141	
	<b>direito</b>	5	20,141	18,31	

Fonte: Autor