



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



SABRINA MARIA CASTANHARO

**ANÁLISE DA PRECISÃO DE TÉCNICAS DE MOLDAGEM DE MÚLTIPLOS
IMPLANTES COM GUIA MULTIFUNCIONAL**

Araraquara

2015



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



SABRINA MARIA CASTANHARO

**ANÁLISE DA PRECISÃO DE TÉCNICAS DE MOLDAGEM DE MÚLTIPLOS
IMPLANTES COM GUIA MULTIFUNCIONAL**

Tese apresentada ao programa de pós-graduação em Reabilitação Oral, Área de Prótese, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista para obtenção do título de doutor em Reabilitação Oral

Orientador: Francisco de Assis Mollo Junior

Araraquara

2015

SABRINA MARIA CASTANHARO

**ANÁLISE DA PRECISÃO DE TÉCNICAS DE MOLDAGEM DE MÚLTIPLOS
IMPLANTES COM GUIA MULTIFUNCIONAL**

Comissão Julgadora

Tese para obtenção do grau de Doutor

Presidente e orientador: Francisco de Assis Mollo Junior

2º examinador: João Neudenir Arioli Filho

3º examinador: Luis Geraldo Vaz

4º examinador: Mauro Antonio de Arruda Nóbilo

5º examinador: Pedro Cesar Garcia de Oliveira

Araraquara, 21 de Julho de 2015

DADOS CURRICULARES

SABINA MARIA CASTANHARO

NASCIMENTO: 30/04/1980 – Araraquara – SP

FILIAÇÃO: Elzo Aparecido Castanharo

Maria Do Carmo Guirelli Castanharo

1999-2003: Graduação em Odontologia – Universidade do Sagrado Coração de Jesus – USC – Bauru-SP.

2005-2006: Especialização em Prótese Dentária – Sociedade de Promoção Social do Fissurado Lábio-Palatal – PROFIS – Bauru-SP.

2009-2011: Mestrado em Reabilitação Oral, área de concentração Prótese – Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP – Araraquara-SP.

2013-2013: Doutorado sanduíche pela University of Minnesota – Minneapolis – EUA.

2011-2015: Doutorado em Reabilitação Oral, área de concentração Prótese – Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP – Araraquara-SP.

DEDICATÓRIA

AOS MEUS PAIS

Elzo e Maria do Carmo,

Minha eterna gratidão por tudo o que representam em minha vida, meu porto seguro, fonte inesgotável de amor, cuidado e preocupação. Agradeço por toda a renúncia e ajuda constantes. Dedico a vocês todas as minhas conquistas!

AS MINHAS IRMÃS

Cristiane e Eliane,

Pela amizade, apoio e amor. Que o amor e o companheirismo permaneçam sempre.

AO MEU SOBRINHO RAFAEL,

Pela convivência quase que diária e por você ser este menino tão amado em nossa família.

Amo vocês.

AO MEU MARIDO

Adriano,

Dedico a você mais uma conquista, que é nossa!

Você que sempre me apoiou em todos os momentos, me incentivando a buscar sempre os meus objetivos e sonhos.

Agradeço pela paciência e por transmitir a coragem que eu precisei na busca constante pelo aprimoramento profissional e, acima de tudo, pessoal.

A vida nos proporcionou vários desafios e soubemos enfrentá-los com muita luta, otimismo, persistência e dedicação. O tempo e as dificuldades jamais abalaram a minha fé e principalmente o amor que sinto por você.

Te amo!

Família significa apoio, lealdade, respeito, compreensão, cumplicidade e acima de tudo amor incondicional.

AGRADECIMENTOS

A Deus,

Que me concedeu o dom da vida, que me ilumina, me protege e me guia, fortalecendo meu espírito através da fé. A quem minha vida entrego.

**À Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho” – UNESP,**

Na pessoa de sua Diretora Profa. Dra. Andréia Affonso Barreto Montandon e Vice-Diretora Profa. Elaine Massucato.

**Ao programa de pós-graduação em Reabilitação Oral – Prótese do Departamento
de Materiais Odontológicos e Prótese,**

Representado pela Profa. Dra. Ana Cláudia Pavarina e vice-coordenação Profa. Renata Garcia.

**Aos funcionários, professores e amigos da pós-graduação do Departamento de
Materiais Odontológicos e Prótese,**

Por todo apoio durante estes quase 10 anos de convivência, agradeço todos os ensinamentos e incentivos.

Ao CNPq e CAPES,

Pela concessão da bolsa de doutorado pleno (CNPq processo nº151410/2011-9) e doutorado sanduíche (CAPES processo nº4871-1).

**À Universidade de Minnesota, Minneapolis EUA. Minnesota Dental Research
Center for Biomechanics and Biomaterials,**

Representado pelo diretor Prof. Dr. Alex Fok.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Junior,

Ao meu orientador, meus sinceros agradecimentos pela confiança depositada desde o início quando tive a oportunidade de participar das clínicas de especialização como estagiária. Com o ingresso na pós-graduação, fui privilegiada sendo orientada por você no mestrado e, após, no doutorado, você participou efetivamente me incentivando, orientando e apoiando na realização do doutorado sanduíche nos E.U.A. Agradeço por toda confiança, apoio, pelos ensinamentos durante toda a minha formação. Tenha sempre minha amizade, respeito e gratidão.

Ao Prof. Dr. Gelson Luiz Adabo,

Agradeço o apoio constante, incentivo e contribuição importante para realização deste trabalho. Obrigada pelo apoio e amizade!

Aos Prof. Dr. Alex Fok e Prof. Dr. Ralph DeLong,

Obrigada a vocês meus orientadores no exterior que aceitaram e confiaram na realização deste projeto. Vocês me acolheram desde o primeiro dia, proporcionando toda a atenção necessária, estrutura e materiais para a realização e finalização do projeto. Esta experiência foi muito importante para minha vida profissional e pessoal e jamais esquecerei dos momentos em que estive na Universidade de Minnesota, E.U.A..

Aos amigos do Minnesota Dental Research Center for Biomechanics and Biomaterials,

Maria Pintado, Prof. Dr. Conrado, Prof. Dr. Douglas, Carola, Young Heo, Bonnie,
Yung Chung, Erick, Xii, Preetanjali...

Por toda ajuda na realização da pesquisa, pela participação e pela oportunidade de conhecer outra cultura, diversas áreas de pesquisas, laboratórios e equipamentos. Aos meus amigos Cláudia Fernandez-Alarcon, e Travis Boss, vocês foram minha companhia quase que diária, com vocês pude conhecer um pouco mais da cultura americana. Agradeço pela simplicidade, amizade, risadas e por tudo o que fizeram por mim! *Sem vocês meus dias seriam mais difíceis e vocês me fizeram sorrir quando a saudade apertou....*

Ao amigo Gabriel Hatanaka,

Não tenho palavras para descrever tamanha a gratidão que tenho por você! Você foi essencial para a realização do trabalho, desde o início quando estava na graduação trabalhando como IC e agora como colegas de doutorado, que orgulho! Meu muito obrigada pelos vários meses em que ficamos trabalhando no laboratório, por toda participação do início ao fim, desde a execução metodológica até a correção, sem pestanejar um minuto e por ter sempre disposição em me ajudar sem nunca faltar um sorriso no rosto e muitas, mas muitas risadas mesmo! Obrigada por todo apoio, ajuda, incentivo, paciência e colaboração em minha carreira profissional. Espero ter a sua amizade e também da querida Gabriela Poli para sempre!

Ao amigo Prof. Dr. Juliano de Alencar Vasconcelos,

Agradeço por todos os conhecimentos transmitidos, pela paciência, convivência e apoio constantes. Obrigada por confiar em mim e no meu trabalho. Eu admiro o seu caráter, a sua integridade e seu profissionalismo. Espero ter sempre sua amizade e parceria!

Ao amigo Raphael Ferreira de Souza Bezerra Araújo

Obrigada por sua dedicação e ajuda na realização deste projeto, pela confiança e paciência.

Aos amigos da pós-graduação,

Diana, Mariana, Amanda, Du, Filipe, Larissa, Raphael, Maria Silvia, Lívia, Erica, Gabriel, Gabriela, Aion, Bruna, Bia, Alliny Bastos, Ana Lúcia, Flávia, Kadu...

Agradeço pela paciência, convívio, amizade e apoio

A todos que de uma maneira ou de outra contribuíram para este resultado.

“O sucesso nasce do querer, da determinação e persistência em se chegar a um objetivo. Mesmo não atingindo o alvo, quem busca e vence obstáculos, no mínimo fará coisas admiráveis. ”

José de Alencar

Castanharo SM. Análise da precisão de técnicas de moldagem de múltiplos implantes com guia multifuncional [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2015.

RESUMO

A precisão de adaptação entre componentes em implantodontia pode ser influenciada por muitos fatores, destacando-se as etapas clínicas e laboratoriais envolvidas durante a execução do tratamento. Com a finalidade de proporcionar uma reabilitação implanto-protética confiável, vários estudos têm sido desenvolvidos para produzir moldes com maior precisão. Para transferir o correto posicionamento do implante e manter a dimensão vertical original da oclusão em pacientes edêntulos, técnicas de moldagem têm sido utilizadas com guias multifuncionais (GM). Os Sistemas CAD/CAM atualmente são empregados para minimizar a imprecisão dimensional ao transferir a posição dos implantes ou pilares para os modelos de trabalho. Assim sendo, o objetivo do presente estudo foi avaliar a precisão de diferentes técnicas de moldagem usando GM por meio da análise de microscopia óptica (LEICA QWin - Leica Microsystems, Wetzlar, Germany) e análise tridimensional 3D (scanner Lava Scan ST, 3M ESPE, St. Paul, USA). Para tanto, dois materiais de moldagem foram utilizados: silicone de adição (SA) e polieter (PL) e 5 diferentes técnicas de moldagem, (n=8): G0: modelo mestre; G1: transferentes quadrados sem união (SA + SU); G2: transferentes quadrados unidos com resina acrílica Pattern (SA+RP); G3: transferentes quadrados unidos com resina acrílica Pattern e união com resina acrílica ao GM (SA+ RP*+GM); G4: transferentes quadrados unidos com barras de metal (SA+ MET); G5: transferentes quadrados unidos com barras de metal e união com resina acrílica ao GM (SA+MET*); os mesmos métodos para o material (PL), grupos: G6: PL+SU; G7: PL+RP; G8: PL+RP*; G9:PL+MET; G10: PL+MET*. A análise tridimensional foi empregada apenas os grupos G0, G1, G2, G3, G4 E G5. O *software* Cumulus (Cumulus, Alpha Build Version 0.8; University of Minnesota, MN., USA) foi utilizado para sobrepor as imagens examinadas pelo *scanner* Lava ST (3M ESPE) e calculadas distâncias e discrepâncias tridimensionais. A microscopia óptica mostrou que o G2 apresentou a maior média de fenda (138,94 µm) e

o grupo G7 a menor (49,15 μm) em relação aos outros grupos, inclusive em relação ao controle (G0) (79,49 μm). Para a avaliação 3D, foram utilizados os métodos ANOVA one-way e a Média Absoluta das Distâncias. Nenhuma diferença significativa foi encontrada na comparação entre os cinco grupos estudados (G1, G2, G3, G4, G5) em relação a G0 (média absoluta $p=0,089$; 95% distancia absoluta $p=0,49$). Concluiu-se que entre as diferentes técnicas de moldagem utilizando GM, a análise bidimensional por microscopia óptica mostrou maior desadaptação para o G2 e menor para o G7. Exceto quando avaliado o conjunto análogo e arco mandibular, nenhuma diferença foi encontrada entre os grupos G1, G2, G3, G4, G5, usando a avaliação 3D para as técnicas de moldagem em modelos in vitro.

Palavras-chaves: Prótese dentária, Implantes dentários, Adaptação marginal dentária, Projeto auxiliado por computador

Castanharo SM. Accuracy of impression techniques for multiple implants with multifunctional template. [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2015.

ABSTRACT

The accuracy fit among implant components can be influenced by several factors, especially laboratory and clinical protocols evolved during the treatment. In order to provide a more reliable implant-prosthetic rehabilitation, several studies have been developed recently to produce casts with higher accuracy. To transfer a correct implant position, and to maintain the original vertical dimension of occlusion (DVO) for the edentulous patients, impression techniques have been used with Multifunctional Templates (MT). The systems (CAD/CAM) have been used to minimize dimensional inaccuracy when transferring the position of the implant fixtures or abutments to working casts. Therefore, the aim of the present study is to compare the accuracy of different techniques using MT by analyzing with optical microscopie ((LEICA QWin - Leica Microsystems, Wetzlar, Germany) and 3D digital images.(scanner Lava Scan ST, 3M ESPE, St. Paul, USA) Methods: Five impression techniques, (n=8 for each technique, with polyvinyl siloxane (SA) (3M/ESPE, Califórnia, USA) and polyeter (PL) were studied; G0: master model, G1: MT with squared non-splinted copings (SA+SU) G2: ST with squared copings splinted with acrylic resin (SA+RP); ; G3: MT with squared coings splinted with acrylic resin and then the acrylic resin were splinted to MT (SA+RP*); G4: MT with squared copings splinted with metal bars (SA+MET); G5: MT with squared copings splinted with metal bars that were splinted to MT with acrylic resin (SA+MET*), and the groups (PL): G6: (PL+SU); G7: (PL+RP); G8: (PL+RP*); G9: (PL+MET); G10: (PL+MET*).. The 3Danalysiswasappliedto: G0, G1, G2, G3, G4 and G5. The software Cumulus (Minnesota Dental Research Center for Biomaterials and Biomechanics, MN, USA) was used to superimpose the cast images scanned by Lava Scan ST (3M ESPE) to calculate the 3-dimensional distances of the spatial discrepancy. The data sowed for evaluation by optical microscopy, the G2 had the highest average (138.94 m μ) and The G7 group the lower average (49.15 m μ) compared to other groups, including the control (G0) (79.49 m μ). For the 3D analysis, a one-way ANOVA and Mean Absolute Distances

were used to assess their differences. No significant difference was found in the comparison of cast model areas among the five groups (G1, G2, G3, G4, G5) in comparison with G0; absolute mean $p=0,089$; 95% absolute distance $p=0,49$. As conclusions, among the different techniques using MT, the 2D analysis by optical microscopy showed greatest misfit for G2 and lower for the G7. For the groups G1, G2, G3, G4, G5, excepted for the mandibular arch and abutments, no difference was found among the groups from G0, when used for 3D assessment impression techniques in vitro models.

Keywords: Prosthetic implants, Impression Technique, Multifunctional template, CAD/CAM, Scanning Model

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
2	REVISÃO DA LITERATURA	19
3	PROPOSIÇÃO	33
4	MATERIAL E MÉTODO	34
4.1	Materiais utilizados.....	34
4.2	Descrição do Modelo Mestre.....	35
4.3	Obtenção da Estrutura Metálica.....	36
4.4	Obtenção e produção de réplicas do guia multifuncional.....	38
4.5	Métodos de união dos transferentes.....	40
4.5.1	Descrições dos Métodos de união dos transferentes.....	41
4.5.2	Técnicas de moldagem com guia multifuncional.....	46
4.5.3	Método de produção do modelo.....	49
4.6	MENSURAÇÕES	52
4.6.1	Mensurações por microscopia óptica.....	52
4.6.2	Tecnologia de escaneamento 3D.....	55
4.6.3	Processamento digital por escaneamento 3D.....	57
4.6.4	Mensurações por captura de imagens 3D.....	59
4.7	METODOLOGIA ESTATÍSTICA	62
4.7.1	Microscopia óptica.....	62
4.7.2	Escaneamento 3D.....	62
5	RESULTADO	63
5.1	Microscopia óptica.....	63
5.2	Escaneamento 3D.....	66
6	DISCUSSÃO	68
7	CONCLUSÃO	74
	REFERÊNCIAS	75
	APÊNDICE A	82
	APÊNDICE B	86

1 INTRODUÇÃO

A realização da moldagem e a produção do modelo de trabalho fiel estão sujeitas a variáveis que podem alterar um dos principais objetivos da reabilitação implantossuportada, que é a adaptação. A precisão de adaptação entre componentes em implantodontia pode ser influenciada por muitos fatores, destacando-se as etapas clínicas e laboratoriais envolvidas durante a execução do tratamento. Vários estudos vêm sendo desenvolvidos no intuito de produzir modelos de trabalho mais precisos e confiáveis na reabilitação de próteses implantossuportadas (Cabral, Guedes⁸, 2007; Wöstmann et al.⁷⁷, 2008; Assunção et al.³ 2004; Ender, Mehl²⁴, 2011; Güth et al.³¹, 2012).

Um dos principais requisitos para que haja o ajuste passivo é a realização de uma moldagem exata. Desde que a exatidão da moldagem afeta a exatidão do molde definitivo, uma moldagem precisa é essencial para o assentamento passivo de uma prótese. Um resultado impreciso da moldagem com conseqüente desajustes da prótese poderá conduzir às complicações mecânicas e/ou biológicas, tais como: fraturas e desapertos em parafusos, discrepâncias oclusais, acúmulo de placa bacteriana devido a desadaptação dos componentes protéticos, fratura de implantes e até a perda da osseointegração (Sahin, Cehreli⁶⁷, 2001; Eckert et al.²², 2000; Wee, Aquilino⁷⁵, 1999; Kan et al.⁴², 1999).

Estudos envolvendo procedimentos de moldagens em implantes têm mostrado resultados falhos na exata reprodução, em modelos de gesso, do posicionamento dos implantes. A cada passo laboratorial para confecção da restauração existem inúmeros fatores que influenciam no resultado final, não sendo previsivelmente controlados (Ortop, Jemt⁵⁸, 2005; Hariban et al.³², 2010).

Jemt e Book³⁸ (1996) observaram uma perda óssea de 0,5 mm associada à presença de uma desadaptação vertical de 111 μ m, mas não houve correlações estatísticas entre a mudança no nível ósseo marginal e diferentes parâmetros de desadaptação protética. Desta forma, os autores concluíram que pode haver uma tolerância biológica para a desadaptação, sendo um valor de 111 μ m clinicamente aceitável. Embora a literatura confirme níveis de desadaptações clinicamente

aceitáveis, é importante lembrar que o limiar de tolerância biológica dos tecidos varia de paciente para paciente. Assim, os profissionais deveriam trabalhar com a maior precisão possível em relação às próteses implantossuportadas buscando previsibilidade no tratamento.

O correto diagnóstico por meio do enceramento prévio e confecção de guias aumenta a previsibilidade do tratamento reabilitador. Sendo assim, a utilização do guia multifuncional, que fora produzido planejando a posição dos dentes na boca para instalação dos implantes, novamente poderia ser utilizado, mas com a função de favorecer a moldagem dos transferentes e, ao mesmo tempo, manter a dimensão vertical de oclusão (D.V.O) do paciente. A obtenção de um modelo de trabalho fiel ao posicionamento dos implantes e estruturas adjacentes também está na dependência dos materiais empregados e da técnica de moldagem e vazamento. Qualquer imprecisão dimensional na transferência do posicionamento dos implantes ou pilares para os modelos de laboratório resultará em falha da prótese (Francischone et al. ²⁵, 2000).

A tecnologia *Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing* (CAD/CAM) tem desempenhado um papel importante na evolução da odontologia, personalizando o encaixe dos pilares protéticos sobre os implantes e das próteses sobre os pilares protéticos. Para isso, réplicas exatas e precisas dos dentes e implantes são essenciais.

A tecnologia CAD/CAM tem promovido aumento significativo na adaptação comparado com o sistema convencional. O sistema CAD tem a capacidade de avaliar tridimensionalmente a superfície do modelo de gesso e detectar irregularidades entre o preparo original e as réplicas (Liu⁵⁰, 2005). É indicado para utilização em locais de interesse extra orais após a realização da moldagem e fabricação do modelo de gesso. Por este motivo, Quas et al.⁶⁴ (2007) recomendam a digitalização do local de interesse, após uma correta moldagem e confecção de um modelo mestre fiel às estruturas originais.

O processo CAD/CAM pode ser dividido em três sucessivos e interdependentes passos: 1) digitalização da superfície de um objeto por meio de um scanner de detecção de toque ou não-toque (baseados em laser ou escaneamento por

luz branca; 2) cálculo do arquivo CAD produzido e baseado na aquisição dos pontos da superfície; e 3) o processo CAM, com estratégias de fresagem alinhadas aos dados recebidos, à marca (tipo) da máquina de fresagem e aos materiais utilizados (Miyazaki et al.⁵², 2009; Persson et al.⁶⁰, 2006).

Sendo assim, é pertinente concluir que hoje, com a tecnologia CAD/CAM, o resultado preciso da moldagem é ainda mais esperado, uma vez que a confecção do pilar protético personalizado depende diretamente do escaneamento dos locais interessados no modelo de trabalho.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Um dos maiores problemas das próteses implanto-retidas, segundo Assunção et al.³ (2004), tem relação com a precisão das moldagens, fator fundamental para a adaptação entre componentes, prótese e implante. Desta forma, a moldagem destes componentes deve promover a transferência da posição dos implantes da cavidade oral para os modelos. Neste estudo, os autores avaliaram 3 técnicas de moldagem: técnica indireta (moldeira fechada), transferentes sem união e transferentes unidos com acrílico; e 4 diferentes materiais de moldagem: silicone de reação por condensação (Zetaplus/Oranwash®, (Zhermark, Rovigo, Itália), poliéter (Impregum®, 3M ESPE, Medizin, Alemanha), polisulfeto (Permlastic®, Kerr Corp., Orange, EUA) e silicone de reação por adição (Imprint II®, 3M Dental Products, St. Paul, EUA), formando ao final um total de 12 grupos. Foi confeccionado um bloco metálico com 4 implantes posicionados em diferentes angulações (90, 80, 75 e 65°) e 5 moldagens foram realizadas em cada grupo. Todas as medições foram feitas por um mesmo operador com o auxílio de um perfilômetro (Nikon, Tóquio, Japão). Os piores resultados foram do Zetaplus/Oranwash e os melhores apresentados pelo Impregum e o Imprint II, estando o Permlastic em um estágio intermediário. A técnica com os transferentes unidos com resina acrílica foi o que apresentou os resultados mais homogêneos. No entanto, todos os grupos apresentaram valores de desadaptações discrepantes ao grupo controle. Com isso, tem-se que a associação de técnica e material para melhor precisão ainda é desconhecida

Kim et al.⁴⁴ (2006), avaliaram possíveis deslocamentos dos componentes dos implantes de um modelo de trabalho, e sugeriram um método para comparar as precisões das técnicas de moldagem durante a moldagem e durante o vazamento do gesso. Duas técnicas de moldagem foram avaliadas: transferentes quadrados associados com moldeira aberta e transferentes quadrados esplintados com resina fotopolimerizável associados com moldeira aberta. Um modelo mandibular com cinco implantes foi confeccionado. Foram confeccionados cinco modelos de trabalhos por técnica de moldagem e, em seguida, foram mensurados usando um computador que fornecia as coordenadas dos componentes. Os dados dos deslocamentos durante o

procedimento de moldagem e durante o vazamento foram calculados. A média dos deslocamentos no instante que o transferente estava unido à réplica foi de 31,3 μm . O menor deslocamento ocorreu no grupo não esplintado em comparação ao grupo esplintado, durante a realização da moldagem, mas em relação ao vazamento do modelo o grupo não esplintado obteve maior deslocamento dos componentes. Pode-se concluir então, que o grupo não esplintado foi o mais preciso durante a realização da moldagem, mas menos preciso durante a confecção do modelo de trabalho.

Conrad et al.¹² (2007) realizaram um estudo com o objetivo de determinar se existe relação na precisão de moldagens de prótese implantossuportada variando a técnica de moldagem, a inclinação dos implantes e o número de implantes instalados. Um modelo de gesso foi produzido para cada um dos 6 grupos experimentais e um grupo controle. Todos os modelos tinham 3 implantes dispostos em um padrão triangular. Nos grupos experimentais, o implante central era perpendicular (90°) em relação ao plano horizontal e os implantes externos tinham 5° , 10° ou 15° de convergência em relação ao implante central. O grupo controle tinha os 3 implantes paralelos entre si e perpendiculares (90°) em relação ao plano horizontal. (3i Implant Innovations, Palm Beach Gardens, Fla). Cinco moldeiras abertas e cinco fechadas foram utilizadas nas moldagens (Imprint II Gratant – 3M ESPE). Os modelos foram obtidos com gesso pedra tipo IV (GC – Fuji-Rock EP, Europe N.V., Leuven, Belgium) sob espatulação mecânica à vácuo (Whip Mix Combination Unit, Whip Mix Corp., Louisville, Ky). Uma caneta de medição com ponta fina (FaroArmSilver; Faro Technologies, Lake Mary, Fla) foi utilizada para registrar múltiplos eixos (XYZ) de coordenadas sobre a superfície superior do hexágono do implante e na base do modelo. Um software foi utilizado para alinhar os conjuntos de dados e os cálculos vetoriais determinou a diferença em graus entre os ângulos do implante em relação à base no grupo controle e nos grupos experimentais (Excel, Microsoft Office 2003). Após análise estatística (ANOVA; $p < 0,05$ /post-hoc) não foi observado diferenças significantes entre as técnicas de moldagem para moldeiras abertas e fechadas. A angulação e o número dos implantes apresentam diferenças significativas. A interação combinada entre a técnica de moldagem, a angulação dos implantes e o número de implantes não tiveram efeito sobre a precisão da moldagem em comparação com o grupo controle.

Del'Acqua et al.¹⁵ (2008), avaliaram a precisão de uma técnica de registro (Index) e de três técnicas de moldagem (transferentes Cônicos, Quadrados e Quadrados unidos) associadas a três técnicas de vazamento (Convencional, com tubos de Látex e com análogos unidos com Duralay) para próteses implantossuportadas. Foi construído um modelo mestre de latão simulando um arco inferior desdentado onde foram fixados provisoriamente quatro análogos de pilares Micro-Unit perpendicularmente à superfície e paralelos entre si, sendo denominados análogos A, B, C e D. Uma estrutura metálica foi confeccionada e parafusada a quatro novos análogos. Foram confeccionadas (com 2 mm de alívio) uma moldeira individual de alumínio, para a técnica com os transferentes quadrados unidos e outra, para as técnicas com os transferentes cônicos e quadrados. O material de moldagem utilizado foi um poliéter (Impregum Soft Média Viscosidade - 3M ESPE) e o gesso empregado foi um gesso tipo IV (Vel-Mix, Kerr), espatulado à vácuo. Foi obtido um total de cinquenta modelos, sendo cinco por técnica. A estrutura metálica foi parafusada com um torque de 10 Ncm em todos os modelos no análogo A, enquanto as medições das fendas formadas foram feitas nos análogos C e D. Este processo foi repetido no análogo D, anotando-se as medidas dos análogos A e B. Estas medições foram feitas por um programa (LeicaQWin) que recebia as imagens de uma câmara de vídeo acoplada a uma lupa Leica (aumento de 100 vezes). As fendas obtidas foram: modelo Mestre = 31,63 μm ; Index = 27,07 μm ; Cônico / Convencional = 116,97 μm ; Cônico / Látex = 65,69 μm ; Cônico / Duralay = 141,12 μm ; Quadrado / Convencional = 57,84 μm ; Quadrado / Látex = 38,03 μm ; Quadrado / Duralay = 74,19 μm ; Quadrado unido / Convencional = 73,17 μm ; Quadrado unido / Látex = 82,47 μm ; Quadrado unido / Duralay = 104,67 μm . Pode-se concluir que, em relação às técnicas estudadas: 1- A melhor técnica de moldagem foi a com transferentes quadrados; 2- A melhor técnica de vazamento, realizando-se a moldagem com transferentes cônicos ou quadrados, foi a técnica que utilizou tubos de látex; 3- A forma de vazamento não influenciou a precisão dos modelos de gesso para a técnica com os transferentes quadrados unidos; 4- As técnicas do Index ou Quadrado / Látex transferem precisamente o posicionamento dos implantes, sendo estatisticamente semelhantes ao modelo Mestre.

Sorrentino et al.⁶⁹ (2009) compararam a precisão das moldagens de implantes com diferentes materiais, transferentes e posição dos implantes e concluíram que na presença de implantes paralelos ou quando o poliéter é utilizado, uma conexão de transferente de comprimento padrão produz um molde mais preciso. Contudo, é sabido que o poliéter é um material altamente hidrofílico, ou seja, absorve água da atmosfera circunvizinha, principalmente em ambientes saturados com vapor. Ao mesmo tempo, este material libera substâncias voláteis e pode provocar pequenas alterações dimensionais.

Em estudo in vitro, Del'Acqua et al.¹⁸ (2010), compararam a precisão dimensional de um índice de gesso produzidos por duas técnicas de moldagem (transferentes quadrados e transferentes quadrados modificados) para próteses implantossuportadas. Um modelo mestre metálico foi obtido, no qual foram instalados quatro análogos paralelos de mini-pilar cônico (Conexão Sistema de Próteses – Brasil) sobre os quais foi encerado e fundido uma estrutura metálica passiva. O material de moldagem utilizado foi o vinil polisiloxano (Express – 3M ESPE) e uma moldeira metálica perfurada. Três grupos foram analisados (n = 5): o índice (I), quadrado (S), e quadrado modificado (MS). Apenas um parafuso de titânio foi dado o torque, e as fendas foram aferidas nos outros análogos. Foram realizadas 60 leituras utilizando um *software* que recebia as imagens de uma câmera de vídeo (JVC, 0.5 inch charge-coupled distributor, model TK-C1380 acoplada a um microscópio Leica Microsystems com ampliação de 100X). Os resultados foram avaliados estatisticamente (Análise de variância, método Holm-Sidak). A média das fendas foram: controle = 31,63 µm; grupo I = 45,25 µm, grupo S = 96,14 µm; grupo MS = 51,20 µm. Nenhuma diferença significativa foi detectada entre o índice e técnicas do quadrado modificado (P = 0,05). Em virtude das limitações do estudo, as técnicas do quadrado modificado e o índice foram as mais precisas.

Del'Acqua et al.¹⁹ (2010), analisaram in vitro a precisão dimensional de duas técnicas de moldagem (transferentes quadrados, e transferentes quadrados jateados revestidos com adesivo), com os materiais de moldagem vinil polisiloxano (Express – 3M ESPE) e poliéter (Impregum Soft). Um modelo mestre metálico foi obtido, no qual foram instalados quatro análogos paralelos de mini-pilar cônico (Conexão Sistema de

Próteses – Brasil) sobre os quais foi encerado e fundido uma estrutura metálica passiva. Uma moldeira individual de alumínio foi encerada e fundida para realização das moldagens. Quatro grupos (n = 5 cada grupo) foram avaliados: quadrado + Impregum (SI), quadrado + Express (SE), quadrado + adesivo + Impregum (ASI) e quadrado + adesivo + Express (ASE). Apenas um parafuso de titânio foi apertado, e as fendas foram aferidas nos outros análogos. Um microscópio de luz foi utilizado para avaliar a adequação da estrutura metálica aos análogos dos grupos analisados, medindo o tamanho das fendas existentes entre o pilar e a estrutura metálica. Os resultados foram analisados estatisticamente e os valores médios das fendas encontradas foram: controle, 31,63 μm (DP 2,16); SI, 38,03 μm (DP 9,29); ASI, 46,80 μm (DP 8,47); SE, 151,21 μm (DP 22,79) e ASE, 136,59 μm (DP 29,80). Nenhuma diferença significativa foi detectada entre SI, ASI e controle. Não foi observada diferença significativa entre as técnicas de SE e ASE. Assim, dentro das limitações deste estudo, pode-se concluir que a moldagem com Impregum Soft foi o melhor material de moldagem e a técnica de moldagem não influenciou na precisão dos modelos de gesso.

No mesmo ano, Del'Acqua et al.¹⁷ (2010) compararam in vitro a precisão dimensional de duas técnicas de moldagem para próteses implanto-suportadas: transferentes unidos com resina acrílica Duralay (D) e transferentes unidos com fragmentos metálicos e resina acrílica Duralay (M). Um modelo mestre metálico foi obtido, no qual foram instalados quatro análogos paralelos de mini-pilar cônico (Conexão Sistema de Próteses – Brasil) sobre os quais foi encerado e fundido uma estrutura metálica passiva. O material de moldagem utilizado foi o vinil polisiloxano (Express – 3M ESPE) e uma moldeira metálica perfurada. Dois grupos (D e M) foram testados (n = 5). Apenas um parafuso de titânio foi apertado, e as fendas foram aferidas nos outros análogos. Foram realizadas 60 leituras utilizando um software que recebia as imagens de uma câmera de vídeo (JVC, 0.5-inch charge-coupled distributor, model TK-C1380 acoplada a um microscópio Leica Microsystems com ampliação de 100X). Os resultados foram analisados estatisticamente (teste t). Os valores médios das fendas encontradas entre os análogos e a estrutura metálica foram: controle = 32 μm (DP 2), grupo D = 165 μm (SD 60), e do grupo M = 69 μm (SD 36). Houve uma

diferença estatisticamente significativa entre os grupos D e M ($P \leq 0,001$). Desta forma e em virtude das limitações deste estudo, pode-se sugerir que o método mais preciso de moldagem foi observado no grupo que apresenta transferentes unidos com metal, cianoacrilado e resina Duralay.

Mostafa et al.⁵⁵ (2010), avaliaram a precisão de três técnicas de moldagem de transferência em um modelo mestre mandibular, produzido em poliuretano, com quatro implantes instalados na região interforaminal. Foram obtidos seis grupos amostrais: G1 – Moldeira fechada com polivinilsiloxano (Imprint II Garant Monophase, 3M ESPE); G2 – Moldeira fechada com poliéter (Impregum F, 3M ESPE); G3 – Moldeira aberta com transferentes sem união, com polivinilsiloxano; G4 – Moldeira aberta com transferentes sem união, com poliéter; G5 – Moldeira aberta com transferentes unidos com resina acrílica e moldado com polivinilsiloxano e G6 – Moldeira aberta com transferentes unidos com resina acrílica e moldado com poliéter. Foram produzidos 10 corpos de prova para cada grupo amostral em gesso tipo IV. Um microscópio (Carl Zeiss – precisão de ± 0.002 mm), foi utilizado para aferir as distâncias lineares entre os implantes. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as técnicas de moldeira aberta esplitadas e não esplitadas ($p > 0,05$), assim como não houve diferenças estatisticamente significantes entre os dois materiais de moldagem utilizados. Observou-se que a técnica de moldeira fechada com vinil siloxano foi superior a moldeira fechada com poliéter e à moldeira aberta com transferentes sem união, com poliéter ($P < 0,05$).

Jo et al.³⁹ (2010) realizaram um estudo in vitro que comparou duas técnicas de moldagens (Moldeira Aberta e Moldeira Fechada), com transferentes longos de 15 mm para moldeira aberta e de 14 mm para moldeira fechada e transferentes curtos de 11 mm, sendo dois implantes (Osstem GS III, Korea) paralelos e um implante com inclinação mesial de 10° em relação ao adjacente. As moldagens foram realizadas com vinil siloxano em moldeira plásticas (Lightplast, DreveDentamid, Germany), adaptadas ao dispositivos mestre, com utilização de adesivo para moldeira (VPS TrayAhesive, 3M ESPE, Germany). O material leve (Imprint III, 3M ESPE, Germany) foi injetado ao redor dos transferentes e o material denso (Imprint III, PentaTM, 3M ESPE, Germany) acomodado na moldeira e, após, foi realizada a moldagem. Foram produzidas 10

moldagens para cada grupo avaliado. Não foi observada diferença estatisticamente significativa com relação ao comprimento dos transferentes. A técnica de moldeira aberta produziu modelos mais precisos que a técnica de moldeira fechada. Não houve diferença estatisticamente significativa entre o grupo de implantes paralelos e o grupo de implantes inclinados mesiais.

Hariharan et al.³² (2010), compararam a precisão dos moldes obtidos pela técnica não esplitada e esplitada utilizando diferentes materiais de moldagem. Foram instalados quatro implantes Nobel Replace Select na região anterior de um modelo anatômico de mandíbula obtido em resina acrílica. As impressões foram divididas em quatro grupos: grupo A: não-esplitada; grupo B: esplitada com resina pattern GC, cortada e reunida; Grupo C: esplitada com silicone de adição (ImprintBite, 3M ESPE) e grupo D: esplitada com poliéter (Ramitec, 3M ESPE). Quatro impressões foram feitas para cada grupo e os moldes vertidos em gesso tipo IV (Ultrarock-Kalabhai). As diferenças nas distâncias lineares interimplantares nos eixos X, Y e Z e as diferenças de angulação interimplantar no eixo-Z foram aferidas nos moldes com uso de uma máquina de medição por coordenadas. A distância interimplantar D1 Y mostraram variações significativas nos todos os quatro grupos de teste ($p = 0,043$), enquanto D3 X os valores variaram significativamente entre a resina acrílica, esplitada e grupos de silicone de adição. O grupo esplitado com poliéter apresentou os melhores resultados nos eixos X e Y. No eixo Z, D2 Z, os valores variaram significativamente entre o teste dos três grupos ($p = 0,009$). O grupo de resina acrílica, esplitado, foi o mais preciso no eixo Z.

Da mesma forma, Lee, Cho⁴⁸ (2011) avaliaram também, por meio de medições por coordenadas capazes de verificar os eixos X, Y, Z; o efeito da esplitagem em modelo mestre com 6 implantes, com cinco diferentes técnicas de moldagem, com a seguinte divisão: grupo 1: esplitagem com resina autopolimerizável, seccionamento e reunindo para compensação da contração de polimerização; grupo 2: esplitagem com resina autopolimerizável antes do procedimento de moldagem; grupo 3: moldagem preliminar realizada com gesso para moldagem e após segunda etapa com material de moldagem a base de poliéter; grupo 4: esplitagem com gesso; grupo 5: esplitagem com material VPS para registro de mordida. A partir do modelo mestre, foram

confeccionados 25 modelos para cada um dos 5 métodos. Os valores de distorção foram medidos através da máquina de coordenadas de medição, capaz de gravações nos eixos X, Y, Z. Uma análise simples de variância (ANOVA) com um nível de confiança de 95% foi utilizada para avaliar os dados, e o teste de Tukey foi utilizado para determinar diferenças significativas entre os grupos. Os resultados deste estudo mostraram que o grupo 1 apresentou melhor precisão, seguido pelos grupos 3 e 4. Os grupos 2 e 5 mostraram um valor de distorção relativamente maiores do que os outros grupos. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os grupos 3, 4 e 5 no eixo X, grupos 2, 3 e 4 no eixo Y e grupos 1, 3, 4 e 5 eixo Z ($p < 0,0001$). Os autores concluíram que ambos os métodos de moldagem com resina autopolimerizável (após a secção para compensação de polimerização) e o método de esplintagem com gesso podem melhorar a precisão do conjunto e que o gesso pode ser usado como um material para esplintagem, sendo eficaz para os procedimentos de moldagem em implante.

Chang e Bae¹⁰ (2012) mostraram que não houve diferenças significativas em nenhuma das medições no plano horizontal dos modelos, entre as técnicas de moldagem. Neste estudo in vitro, os autores compararam a precisão de modelos confeccionados a partir de três diferentes técnicas de moldagem (moldeira fechada, moldeira aberta com transferentes unidos e moldeira aberta com transferentes não unidos) para a confecção de próteses sobre múltiplos implantes. Vinte grupos experimentais foram formados por meio da combinação das seguintes condições: três técnicas de moldagem, dois diferentes materiais de moldagem (Impregum Penta Soft, 3M ESPE e Imprint II Garant, 3M ESPE) e dois tipos de gesso (Microstone, Whipmix e Resin Rock, Whipmix).

A literatura mostra um grande número de estudos analisando e comparando os materiais e as técnicas de moldagens. Contudo, poucos destes trabalhos discutem a relação da moldeira utilizada com os resultados finais dos modelos. Sabe-se que o tipo de moldeira, bem como o tipo de material com que a mesma é confeccionada, interfere com a estabilidade dimensional do material de moldagem.

Del'Acqua et al.¹⁶ (2012), em estudo seu in vitro, avaliaram duas técnicas de moldagem de transferência (Transferentes cônicos e Transferentes quadrados unidos).

O material de moldagem utilizado foi o vinil polisiloxano (Express – 3M ESPE) e dois tipos de moldeira (Plástica e Metálica). Foram utilizadas duas moldeiras plásticas (Morelli nº 7, Dental Morelli Ltda, Sorocaba, SP, Brazil) e duas moldeiras metálicas (Tecnodent nº I-4, Tecnodent Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brazil). Foi utilizado o adesivo (3M-ESPE) para retenção do material de moldagem nos grupos que utilizaram moldeira plástica. Quatro grupos experimentais (n=5) foram avaliados: TM – Transferentes cônicos/Moldeira metálica; SM – Transferentes quadrados unidos com metal e resina acrílica Duralay (Duralay, Reliance Dental Mfg. Co., Worth, IL)/Moldeira metálica; TP – Transferentes cônicos/Moldeira Plástica e SP – Transferentes quadrados unidos com metal e resina Duralay (Duralay, Reliance Dental Mfg. Co., Worth, IL)/Moldeira Plástica. A técnica do vazamento com tubos de Látex e gesso tipo IV (Vel-Mix, Kerr Corporation, Orange, CA, EUA), foi realizada duas horas após o ato de moldagem sob espatulação mecânica a vácuo (Turbomix, EDG Equipamentos, São Carlos, Brasil). A estrutura metálica foi parafusada com um torque de 10 N.cm em todos os corpos de prova no análogo A, enquanto as medições das fendas formadas foram feitas nos análogos C e D. Este processo foi repetido no análogo D, anotando-se as medidas dos análogos A e B. Foram realizadas 60 leituras utilizando um software que recebia as imagens de uma câmera de vídeo (JVC, 0.5-inch charge-coupled distributor, model TK-C1380 acoplada a um microscópio Leica Microsystems com ampliação de 100X). Os dados foram analisados estatisticamente (ANOVA, Onway/ Kurskal-Wallis/método de Dunn, $p < 0,05$). Os valores médios das fendas encontradas foram: Modelo Mestre (controle) = 32 μm (SD 2); TM = 44 μm (SD 10), SM = 69 μm (SD 28), TP = 164 μm (SD 58); e SP = 128 μm (SD 47). Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre o controle, TM e os grupos SM e entre os grupos TP e SP ($p > 0,05$). Resultados estatisticamente semelhantes foram obtidos com as moldagens realizadas com transferentes cônicos e com transferentes quadrados unidos quando utilizado material de alta viscosidade (Putty - Express – 3M ESPE). Os autores concluíram neste estudo que a rigidez da moldeira de estoque metálica garantiu melhores resultados do que a rigidez da moldeira de estoque de plástico para impressões de implantes com um material de impressão de consistência pesada. Tanto a técnica com os componentes cônicos e quadrados esplintados, utilizando moldeira de estoque metálica, produziram

moldes precisos. Não houve diferença estatisticamente significativa da interface dos gaps entre a infraestrutura e os análogos quando comparado ao modelo mestre. A rigidez da moldeira de estoque metálica garante melhores resultados que a moldeira plástica.

Papaspyridakos et al.⁵⁹ (2012), compararam in vitro a precisão tridimensional (3D) de moldagens com transferentes esplintados e não esplintados, tendo como controle jigs de verificação utilizados intraoralmente nos pacientes tratados, nos quais foi avaliado o nível máximo de desajuste detectável clinicamente. A hipótese nula foi a de que não haveria nenhuma diferença significativa na precisão dos moldes gerados com as diferentes técnicas de moldagem. Para isso, os autores utilizaram técnicas de moldagem de implantes esplintados e não esplintados a partir de moldagens realizadas em pacientes que receberam próteses totais fixas. As moldagens foram realizadas em 12 pacientes desdentados; todos os pacientes foram submetidos a cirurgia guiada por computador CAD/CAM. Foram gerados dois moldes diferentes para cada arcada moldada, um a partir de transferentes unidos com fio dental e resina acrílica fotopolimerizável (Triad Gel – Dentsply) e outro com transferentes sem união. As moldagens foram realizadas com moldeiras de estoque plásticas e poliéster, incluídos 12 moldes realizados em mandíbulas edêntulas submetidas a cirurgia guiada CAD / CAM e reabilitadas com próteses totais fixa em zircônia. As moldagens foram realizadas com moldeiras de estoque plásticas (Dentsply, Milford, DE, USA). Os grupos foram os seguintes: G1 – Transferentes esplintados unidos com fio dental e resina acrílica fotopolimerizável (Triad gel, Dentsply); G2 – Transferentes sem união. As moldagens foram realizadas com poliéster (Impregum - 3M ESPE) e os modelos foram produzidos com gesso tipo IV (Silky-Rock, Whip Mix) sob espatulação à vácuo. Foram realizadas aquisições ópticas (IScanImetric 3D, Switzerland) e imagens digitalizadas das coordenadas (X, Y e Z) dos implantes para cada molde. Foram observadas diferenças significativas no eixo X, eixo Y e no plano 3D, entre os grupos I e II ($p < 0,05$), mas não em relação à vertical do eixo Z ($p > 0,05$). As discrepâncias encontradas no plano 3D puderam ser confirmadas clinicamente. O grupo G1 gera modelos mais precisos e a hipótese nula foi rejeitada.

Segundo Hinckfuss et al.³³ (2012), o guia multifuncional é utilizado tanto nas fases de planejamento/instalação de implantes e como durante os procedimentos de moldagem. O guia multifuncional, na fase de planejamento/instalação fornece mais precisão e segurança para instalação dos implantes com um posicionamento e angulação correta, especialmente em casos de dentistas menos experientes. Na fase de moldagem, o guia funciona como uma moldeira personalizada, além de servir como registro interoclusal, determinando a dimensão vertical, diminuindo a quantidade de secções clínicas necessárias para a finalização da prótese.

Nicoll et al.⁵⁶ (2013), avaliaram tridimensionalmente (3D) a precisão da adaptação entre o material de moldagem, coping e análogos(replicas) dos implantes para 3 sistemas de implantes, hexágono externo, trilobe (formato triangular) interno e cônico interno. Para isso, dez copings de moldagem e 10 análogos (réplicas de implantes) para cada um dos sistemas: B (Branemark System), R (NobelReplace Select) e A (Nobel Active) foram avaliados. Um corpo de prova de alumínio padronizado foi cimentado para cada coping de moldagem, e o correspondente análogo do implante foi vertido em uma base de gesso. A máquina para medição por coordenadas (Brown & Sharpe, Hexagon Metrology, North Kingston, RI) foi utilizada para quantificar os espécimes o valor máximo de deslocamento na direção vertical, como resultado da força de aperto aplicado ao pino (parafuso) guia. O deslocamento máximo angular no plano horizontal foi analisado utilizando a análise de variância one-way (ANOVA). Os resultados obtidos para a média e o desvio-padrão em relação a mudanças no posicionamento vertical dos copings de moldagem foi de $4,3 \pm 2,1$ mμ para o sistema de implante B; $2,8 \pm 4,2$ mμ para o sistema de implante R, e de $20,6 \pm 8,8$ mμ para o sistema de implante A. A média e o desvio padrão para o posicionamento rotacional foi $3,21 \pm 0,98$ graus para o sistema B, $2,58 \pm 1,03$ graus para o sistema R, e $5,30 \pm 0,79$ graus para o sistema A. O valor para o posicionamento vertical entre os grupos A e B e entre os grupos A e R foi $p < 0,001$. Nenhuma diferença significativa foi encontrada para posicionamento vertical entre os grupos B e R. O valor para o posicionamento rotacional entre os grupos A e B e entre os grupos A e R foi $p < 0,001$. Não foram encontradas diferenças significativas para posicionamento de rotação entre os grupos B e R. Os resultados deste estudo confirmaram que os sistemas de implante diferem na

precisão de adaptação. A precisão na adaptação vertical entre os componentes de implantes avaliados possui uma função do tipo junta e força de apertamento (aparafusamento) no pino (parafuso) guia. A magnitude do deslocamento vertical com a aplicação do torque, é maior para conexões cônicas do que para as conexões conjuntas. Os resultados do presente estudo sugerem que sistemas cônicos requerem valores de torque consistentes para ambos os procedimentos, tanto clínicos, como os procedimentos de moldagens e laboratoriais, para a produção dos modelos de trabalho. O grau de liberdade rotacional dos componentes é único para os sistemas de implante e presumivelmente relacionados com as tolerâncias especificadas pelo fabricante da máquina utilizada. O posicionamento rotacional dos copings de moldagem variou entre os sistemas de implantes e podem incorporar erros que serão amplificados nas etapas subsequentes para a fabricação da prótese.

Kurtulmus-Yilmaz et al.⁴⁵ (2014), avaliaram a precisão de duas diferentes técnicas de moldagem utilizando três diferentes materiais de moldagem em modelos mestres de mandíbulas parciais edêntulas, que simulavam implantes paralelos e angulados. Um total de 180 moldagens para cada modelo (n=10), foram realizadas com duas diferentes técnicas de união. Técnica indireta (I), onde os transferentes foram parafusados nos implantes e, após, realizada a moldagem; e a técnica direta (D), no qual os transferentes foram parafusados nos implantes e, após, foram unidos com fio dental e resina acrílica autopolimerizável (Pattern resin LS, GC America Inc., USA). Após 17 minutos da aplicação esta união foi seccionada e depois realizada nova união. Diferentes materiais - poliéter (PE) (Impregum Penta Soft, 3M ESPE AG, Seefeld, Germany), polivinilsiloxano (PVS) (Hydrorise Maxi Monophase, Zhermack, Italy) e silicone vinil poliéter (SVPE) (EXA'lence 370 Monophase, GC America Inc, USA) - foram utilizados para ambas as técnicas de moldagens. Previamente às moldagens, moldeiras individuais foram revestidas com adesivo, conforme recomendação do fabricante. Todas as moldagens deste estudo foram realizadas em uma única fase utilizando dispositivos de mistura automatizados (Pentamix 2, 3M ESPE, Germany). O modelo mestre e os modelos foram escaneados por um scanner óptico (activity 880, Smart Optics Sensortechnik GmbH, Germany) com uma taxa de precisão de 10 µm. Para evitar reflexão das superfícies metálicas, uma única camada de spray foi aplicada na

superfície dos modelos. As réplicas obtidas do modelo mestre foram escaneadas e superimpostas por um software VRMesh Studio, Virtual-Grid Inc., USA). O modelo mestre e as réplicas duplicadas em gesso foram digitalizadas e alinhadas observando a superimposição das marcações anatômicas. Os resultados mostraram que os desvios médios angulares e coronais variaram entre 0,205-0,359° graus e 22, 56-33, 33 µm, respectivamente. De acordo com a análise estatística, para os implantes paralelos, a precisão para os materiais de moldagem e técnicas foram: PVS-D = PE-D > PVS-I = PE-I > SVPE-D > SVPE-I, do mais preciso para o que possui menor precisão. Já para os implantes angulados de 10° a 20°, a técnica que apresentou maior precisão foi com PVS-D, enquanto que a técnica com menor precisão, foi a combinação de silicone vinil poliéter (SVPE-I). Os autores concluíram que angulações, técnicas de moldagem e materiais parecem ser essenciais na precisão de moldagem de implantes e que a significância clínica é que, os cirurgiões dentistas, preferem o material de moldagem PVS e a técnica de esplintagem direta (D) para ambos os implantes paralelos e angulados até 20° graus.

No mesmo ano, Baig⁴ (2014), considerando o procedimento de moldagem de transferência de implantes fundamental para se obter uma prótese passiva, revisou a literatura científica sob diferentes aspectos. O autor avaliou trabalhos entre os anos de 1990 e 2012. Após aplicar os critérios de exclusão, cinquenta e nove trabalhos foram selecionados, sendo que três foram clínicos e todos os demais estudos laboratoriais. Segundo o autor, quinze estudos compararam silicone de adição e poliéter. Desses, onze não acharam diferenças entre os dois materiais. Trinta trabalhos avaliaram a eficiência da esplintagem dos transferentes, dos quais treze consideraram melhor esplintar e outros trezes não acharam diferenças entre esplintar ou não os transferentes. Dos vinte e cinco trabalhos que compararam transferentes de moldeira fechada e moldeira aberta, doze consideraram moldeira fechada superior e onze não acharam diferenças entre ambos. Doze estudos avaliaram a influência da angulação de implantes e acharam diferenças estatisticamente significantes com angulações entre 20 e 25° e sem diferenças estatisticamente significantes com angulações entre 5 e 15° para a maioria dos trabalhos, exceto dois. O autor concluiu que: silicone de adição e poliéter são os materiais de eleição para moldagem de transferência de implantes; a

evidência para esplintar é fraca e os resultados de esplintar e não esplintar se equivalem; transferentes para moldeira fechada são mais eficientes; e implantes com angulações entre 20 e 25° interferem na precisão da transferência.

3 PROPOSIÇÃO

Geral

O presente estudo teve por objetivo analisar “in vitro” a precisão de técnicas de moldagem de múltiplos implantes com guia multifuncional.

Específica

- Avaliar a precisão das diferentes técnicas de moldagem, utilizando guia multifuncional e os materiais de moldagem silicone de adição (Express, 3M/ESPE – Califórnia – USA) e poliéter (Impregum Soft, 3M/ESPE – Califórnia – USA), em próteses sobre implantes por meio de microscopia óptica (LEICA QWin - Leica Microsystems, Wetzlar, Germany);

- Avaliar a precisão das diferentes técnicas de moldagem, utilizando guia multifuncional e o material de moldagem silicone de adição (Express, 3M/ESPE – Califórnia – USA), em próteses sobre implantes por meio de tecnologia de escaneamento 3D (scanner Lava Scan ST, 3M ESPE, St. Paul, USA).

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Materiais utilizados

Descrição	Fabricante
Matriz metálica produzida a partir de um modelo de mandíbula	Modelo Experimental
Cilindros calcináveis com base de Cr-Co	Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP – Brasil
Análogos abutment Micro-Unit	Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP – Brasil
Transferentes quadrados de Micro-Unit para moldeira aberta	Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP – Brasil
Parafusos hexagonal para Micro-Unit de titânio	Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP – Brasil
Chave digital hexágono 1,17 média	Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP – Brasil
Torquímetro manual Conexão Sistemas de Prótese	Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP – Brasil
Resina acrílica autopolimerizável Pattern GC	Pattern GC – GC AmericaInc – USA
Cianoacrilato de baixa viscosidade	Super-bonder – Loctite
Pistola para moldagem intra-oral	Polidental Indústria e Comércio Ltda
Resina acrílica autopolimerizável incolor	JET Clássico - São Paulo - Brasil
Resina acrílica	VipWave – Pirassununga – SP – Brasil
Mufla	EDG equipamentos - São Carlos – SP
Dentes de estoque	VIP – Pirassununga – SP - Brasil
Impregum Soft	3M ESPE do Brasil Ltda. Sumaré – São Paulo - Brasil
Silicone de Adição Denso Soft e Fluído	Express™ 3M/ESPE - Califórnia – USA
Silicone de Condensação para Duplicação de PPR	Silicone Master, Curitiba – PR, Brasil
Gesso pedra especial tipo IV, (Indústria e Comércio Petrópolis-RJ-Brasil)	Dentisply – Argentina – Buenos Aires
Seringa BD Plastipak de 5 e 20 mL	Becton Dickinson Ind. Cirur. Ltda - Curitiba – PR
Cuba média para espatulador mecânico a vácuo	EDG equipamentos - São Carlos – SP
Vibrador de gesso	VH equipamentos médico-odontológicos e acessórios Ltda - Araraquara - SP
Pacote de canudo plástico de 3 mm de diâmetro interno	Quick Ind. e Com. Ltda – Limeira – SP
Resina Epóxi 1109/Endurecedor 943	GY 1109/943 HUSTSMAN®
Resina acrílica Duralay	Reliance Dental Mfg. Co.

Fonte: Elaboração própria.

4.2 Descrição do Modelo Mestre

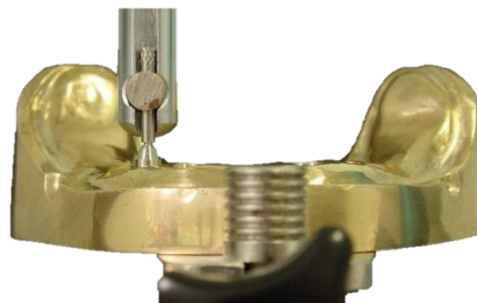
A partir de um modelo de mandíbula desdentada de gesso, o modelo mestre (Figura 1) foi obtido por meio de uma fundição em latão pela técnica da cera perdida. Em seguida, foram posicionados análogos do pilar Micro-Unit perpendicularmente à superfície (90°) e paralelos entre si com o auxílio de um delineador (Figura 2). Foram fixados provisoriamente com resina acrílica autopolimerizável, marca Duralay de maneira a possibilitar as suas remoções após a confecção da estrutura metálica.

Figura 1- Modelo Mestre Metálico



Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 2 - Posicionamento provisório dos análogos no modelo metálico com auxílio de um delineador.



Fonte: Arquivo pessoal do autor

4.3 Obtenção da Estrutura Metálica

Sobre os análogos foram posicionados cilindros calcináveis com base de Co-Cr (Conexão – São Paulo - Brasil), sobre os quais foi encerada e confeccionada uma estrutura metálica em Cr-Co. (Figura 3).

Figura 3 – Estrutura metálica confeccionada em Co-Cr.



Fonte: Arquivo pessoal do autor

Após a obtenção da barra, esta foi parafusada junto aos análogos (Micro-Unit), recebendo um torque de 10 N.cm, e o conjunto foi cimentado nas perfurações com resina epóxi de alta dureza GY 1109/943 (Hunstsman) para garantir o assentamento passivo da barra (Assif et al.², 1996) (Figura 4). Esta estrutura metálica com assentamento passivo foi utilizada para verificar a precisão do posicionamento dos análogos dos implantes nos modelos de gesso obtidos por meio das técnicas estudadas (Assif et al.², 1996).

Figura 4 - Conjunto estrutura metálica/análogos fixada passivamente ao modelo mestre.



Fonte: Arquivo pessoal do autor

Para padronizar as mensurações e análise estatística, os análogos foram designados com letras **A**, **B**, **C** e **D** conforme uma vista frontal da esquerda para direita (Figura 5).

Figura 5 - Análogos fixados no Modelo Mestre.



Fonte: Arquivo pessoal do autor

4.4 Obtenção e produção de réplicas do guia multifuncional

Um guia multifuncional foi fabricado a partir de uma prótese total, seguindo uma montagem aleatória de dentes de estoque (VIP – Pirassununga – SP - Brasil) sobre o modelo mestre (Figura 6 a e 6 b). A produção de réplicas do guia multifuncional foi realizada pela inclusão do primeiro guia multifuncional em silicone de condensação para duplicação de PPR (Silicone Master, Curitiba – PR, Brasil) (Figura 6 c). Em seguida, a resina acrílica autopolimerizável incolor (JET Clássico - São Paulo – Brasil), proporção de 3/1, três partes de pó (polímero) para uma de líquido (monômero), foi preparada seguindo as normas do fabricante e vertida dentro do molde registrado. A mufla foi novamente fechada e, após a polimerização da resina, esta etapa foi finalizada com a remoção dos excessos, acabamento e polimento do guia multifuncional.

Figura 6 a - Confeção de alívio e base de prova da prótese total em cera com dentes artificiais.



Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 6 b - Confeção prótese total inferior após acrilização e duplicação da prótese total em acrílico (guia multifuncional).



Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 6 c - Produção das réplicas do guia multifuncional.



Fonte: Arquivo pessoal do autor

4.5 Métodos de união dos transferentes

1. Transferentes quadrados sem união;
2. Transferentes quadrados unidos com resina acrílica Pattern;
3. Transferentes quadrados unidos com bastão metálico e resina acrílica Pattern;
4. Transferentes quadrados (Método 2 e Método 3) e o conjunto unido ao guia multifuncional com de resina acrílica Pattern.

Os transferentes quadrados foram parafusados com a chave digital de hexágono externo de 1,17 mm até sentir-se resistência e então receberam um torque de 10 N.cm com um torquímetro protético (Ivanhoe et al.³⁷, 1991) para uma melhor padronização.

Para a obtenção dos bastões de resina acrílica Pattern, foi realizada (Dumbrigue et al.²⁰, 2000) injeção desta resina acrílica dentro de canudos com 3 mm de diâmetro (Moon et al.⁵⁴, 1978), com o auxílio de seringa de plástico. Após pelo menos 17 minutos, foi removida a barra de resina do canudo, a qual foi utilizada somente após 24 horas para serem eliminados os efeitos de sua contração de polimerização (Mojon et al.⁵³, 1990).

4.5.1 Descrição dos Métodos de união dos transferentes

Método 1: Transferentes quadrados sem união: não existe união entre os transferentes (Figura 7);

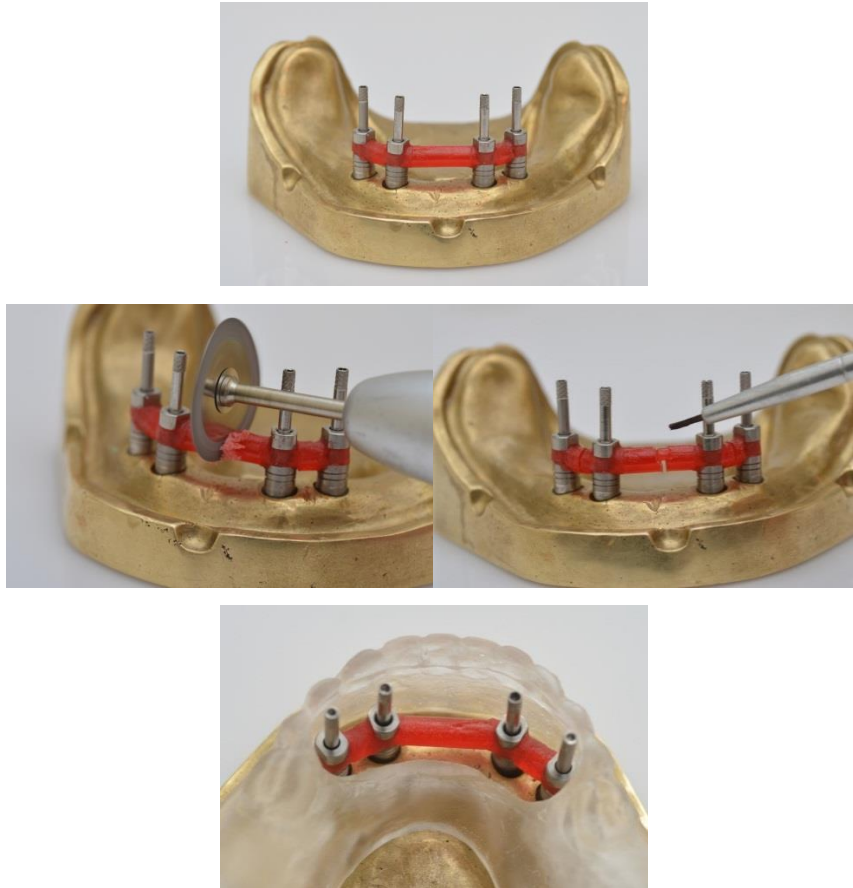
Figura 7- Transferentes quadrados sem união



Fonte: Arquivo pessoal do autor

Método 2: Transferentes quadrados unidos com resina acrílica Pattern. Para a união dos transferentes, inicialmente foi aplicada resina acrílica ao redor da parte retentiva dos transferentes quadrados. As barras de resina foram cortadas em comprimentos apropriados para fechar o espaço entre os transferentes adjacentes. Utilizando-se a técnica do pincel, as extremidades das barras de resina foram unidas aos transferentes. Após a aplicação da resina aguardou-se aproximadamente 17 minutos antes de seu seccionamento e nova união. Apesar de Ivanhoe et al.³⁷ (1991) deixarem 1 mm de espaço entre cada transferente, foi deixado somente o espaço criado pelo corte da barra de resina acrílica com um disco diamantado dupla face com 150 µm de espessura. Assim, existe uma minimização das forças causadas pela contração da resina (De La Cruz et al.¹⁴ 2002). Após o corte, as barras foram unidas novamente com resina acrílica e aguardados 17 min (Figura 8). Semelhante ao que fizeram Inturregui et al.³⁶ (1993) e Al-Abbas et al.¹ (2002).

Figura 8 – União dos transferentes quadrados com resina acrílica Pattern; corte com disco diamantado e nova união com resina acrílica.



Fonte: Arquivo pessoal do autor

Método 3: Transferentes quadrados unidos com bastão metálico e resina acrílica Pattern. Os transferentes foram inicialmente fixados pela união de um bastão metálico de corte circular de 2,3 mm (simulando fragmentos de brocas de peça reta em micromotor) com cianoacrilato de baixa resistência ao cisalhamento de 100 kgf/cm² (Super-Bonder) e, posteriormente, esta união foi reforçada com resina acrílica pela técnica do pincel (Figura 9).

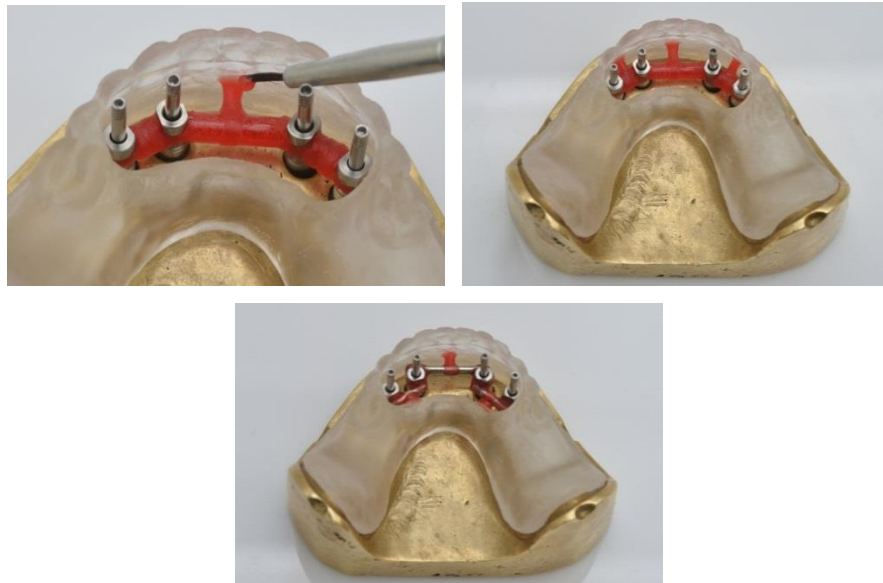
Figura 9 – União dos transferentes quadrados com bastão metálico.



Fonte: Arquivo pessoal do autor

Método 4: Após a união dos transferentes quadrados (**Método 2 e Método 3**) o conjunto foi unido ao guia multifuncional, centralmente aos quatro transferentes instalados, com pequenas porções de resina acrílica Pattern pela técnica do pincel (Figura 10).

Figura 10 – União dos transferentes quadrados Método 2 e 3; conjunto unido ao guia multifuncional



Fonte: Arquivo pessoal do autor

4.5.2 Técnicas de moldagem com guia multifuncional

Para realização das moldagens foram utilizados os guias multifuncionais confeccionados em resina acrílica autopolimerizável incolor (JET Clássico - São Paulo – Brasil) simulando situações clínicas de transmissão de forças durante a técnica de moldagem.

Foram utilizados como materiais de moldagem o silicone de polimerização por adição (Express, 3M/ESPE – Califórnia – USA) e o poliéter (Impregum Soft, 3M/ESPE – Califórnia – USA).

Para o silicone de polimerização por adição (Express™, 3M/ESPE – Califórnia – USA); o material de consistência pesada, com as pastas (base e catalisadores), foi proporcionado em quantidade iguais (proporcionadores fornecidos pelo fabricante) e manipulado manualmente pelo tempo recomendado pelo fabricante. O material de consistência leve foi aplicado com a utilização de pistola e pontas auto-misturadoras fornecidas pelo mesmo fabricante do material de moldagem. O material de consistência leve foi injetado ao redor dos transferentes e em seguida o material pesado foi inserido em pequenas porções nas aberturas do guia multifuncional sob pressão digital, mantendo-se quantidades similares de material de moldagem na obtenção dos corpos de prova. Para padronizar a pressão durante a moldagem foi colocada sobre o guia multifuncional uma carga de 1,25 kg, suficiente para mantê-lo em posição, deixando o material de moldagem confinado sob pressão constante (Goiato et al.³⁰, 1998; Pinto et al.⁶², 2001). Para isto foi utilizado uma placa de vidro (225 g) na posição horizontal, permitindo assim a colocação do peso de 1020 g sobre ela, neste caso, foi utilizado um prumo metálico (Figura 11).

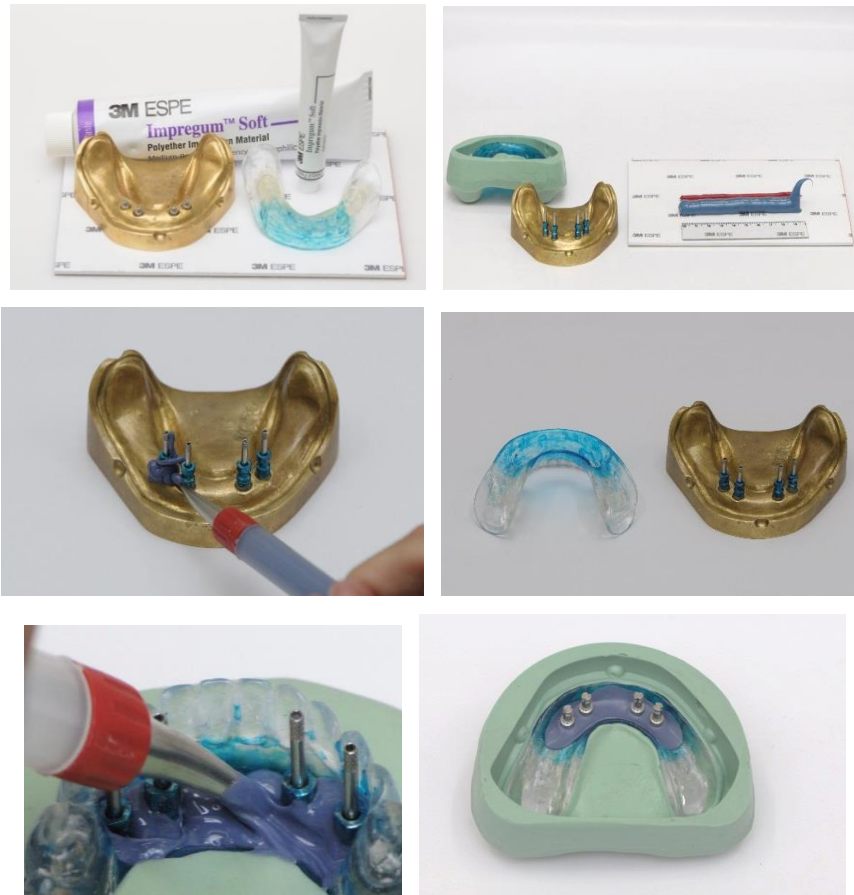
Figura 11 – Técnica de moldagem com guia multifuncional e silicone de adição (3M/ESPE – Califórnia – USA); conjunto mantido sobre um peso metálico de 1020 g.



Fonte: Arquivo pessoal do autor

Para o material poliéter (Impregum Soft, 3M ESPE, St Paul, MN, EUA), o modelo mestre recebeu uma fina camada de vaselina sólida e o guia multifuncional de adesivo para poliéter. O material de moldagem foi dosado seguindo-se as recomendações do fabricante, sendo colocado sobre a superfície em medidas iguais (pasta base e catalisadora), e manipulado manualmente com espátula 36, sendo, após, inserido nas aberturas do guia multifuncional com auxílio de uma seringa de moldagem (Figura 12).

Figura 12 – Técnica de moldagem com guia multifuncional e poliéster (Impregum Soft, 3M ESPE, St Paul, MN, EUA).



Fonte: Arquivo pessoal do autor

Todos os procedimentos foram realizados com temperatura ambiente controlada ($23^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$) e umidade relativa de $50\% \pm 10\%$. O tempo de presa, de acordo com o fabricante, foi dobrado para compensar o retardo do tempo de polimerização pelo fato de a moldagem ser feita à temperatura de 23°C , ao invés da temperatura bucal (Burawi et al.⁷,1997; Nissan et al.⁵⁷,2002).

4.5.3 Método de produção do modelo

Uma matriz para vazamento do gesso foi confeccionada com silicone de polimerização por condensação (Zetaplus – Labordental Ltda.) para preenchimento da superfície interna do duplicador. Esta matriz foi utilizada em todas as moldagens, permitindo uma padronização do formato dos modelos e da quantidade de gesso empregada para o vazamento (Figura 13).

Figura 13 – Matriz confeccionada no formato do modelo.



Fonte: Arquivo pessoal do autor

Após a realização da moldagem, o molde foi vazado sob vibração constante proporcionada pelo vibrador de gesso (VH), com gesso pedra tipo IV, Durone (Indústria e Comércio Petrópolis-RJ-Brasil). O gesso foi manipulado (120 g de gesso, 24 ml de água destilada) e, após, misturado manualmente por 15 segundos para que haja a incorporação do gesso pela água destilada e, em seguida, foi espatulado mecanicamente a vácuo por mais 30 segundos no espatulador Turbomix – EDG (Figura 14).

Figura 14 - Espatulador a vácuo Turbomix (EDG)



Fonte: Arquivo pessoal do autor

Para separação do molde do modelo, foi aguardado o tempo de presa de 2 horas. Os modelos de gesso obtidos foram armazenados à temperatura ambiente por no mínimo 120 horas até que as medidas das fendas em microscopia fossem realizadas (Figura 15) (Inturregui et al.³⁶, 1993; Burawi et al.⁷, 1997 e Nissan et al.⁵⁷, 2002).

Figura 15 - Obtenção do modelo de gesso



Fonte: Arquivo pessoal do autor

Quadro 1 - Grupos Amostrais

LEGENDA:	
SA – Silicone de Adição (Express™ – 3M/ESPE)	
PL – Poliéter (Impregum Soft - 3M/ESPE)	
SU – Transferentes quadrados sem união	
RP – Transferentes quadrados unidos com resina acrílica Pattern	
MET – Transferentes quadrados unidos com bastão metálico, cianoacrilado e resina acrílica Pattern	
RP* – RP unido ao guia multifuncional	
MET* – MET unido ao guia multifuncional	
GRUPOS	DESCRIÇÃO
G0	MODELO MESTRE
G1	SA + SU
G2	SA + RP
G3	SA + RP*
G4	SA + MET
G5	SA + MET*
G6	PL + SU
G7	PL + RP
G8	PL + RP*
G9	PL + MET
G10	PL + MET*

Fonte: Elaboração própria.

Os procedimentos de moldagem e produção dos modelos foram realizados pelo pesquisador 1 (que não participou dos eventos de aferição das fendas encontradas).

4.6 MENSURAÇÕES

4.6.1 Mensurações por meio de microscopia óptica (LEICA QWin - Leica Microsystems, Wetzlar, Germany):

A estrutura metálica foi parafusada com um parafuso de titânio manualmente até sentir um leve toque no análogo denominado **A**. Em seguida, um torque de 10 N.cm com um torquímetro manual (Cheshire, Hobkirk11, 1996) foi dado para manter a estrutura em uma posição constante enquanto as medições foram feitas nos análogos contralaterais denominados **C** e **D**. Da mesma forma, o processo foi repetido no análogo **D**. No momento em que o parafuso foi fixado com torque de 10 N.cm ao análogo **D**, as desadaptações foram mensuradas para os análogos **A** e **B** (Figura 16) (Shiau et al.⁶⁸, 1994; Romero et al.⁶⁶, 2000; Wise⁷⁶ 2001; Waskewicz et al.⁷⁴, 1994).

Este procedimento está de acordo com Shiau et al.⁶⁸ (1994), Romero et al.⁶⁶ (2000), Wise⁷⁶ (2001) e Del'Acqua et al.^{15,17,18,16} (2008, 2010, 2012) que utilizaram a fixação de um parafuso em um pilar terminal para examinar a formação de fendas entre o pilar e a estrutura nos pilares opostos.

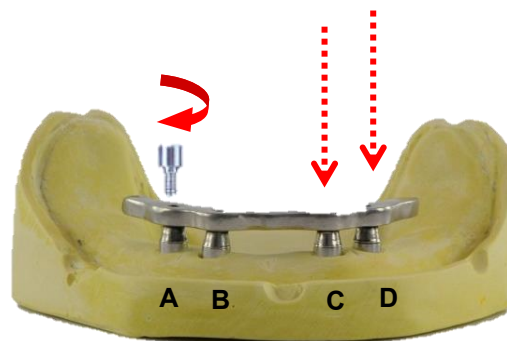
Para a realização das mensurações das fendas foi utilizado o programa LEICA QWin (Leica Imaging Systems Ltda., Cambridge, England) que transmitiu as imagens para um vídeo acoplado ao microscópio Leica (Leica Microsystems, Wetzlar, Germany) (Figura 17). Antes de se iniciar as capturas das imagens das fendas, houve a necessidade de calibrar o programa com uma régua própria da LEICA que possui divisões de 100 em 100 μm .

O modelo foi posicionado com o lado vestibular para a objetiva da lupa, devido à impossibilidade de focalizar a fenda caso o modelo estivesse disposto com a face lingual voltada para a objetiva. Foram realizadas marcações no centro do lado vestibular de cada anel de titânio da estrutura, para padronizar a região de captura das imagens. A estrutura metálica foi centralizada partindo-se de maneira gradual, de um menor aumento até o maior (100 vezes), para facilitar a centralização da imagem sem prejudicar o posicionamento da marcação existente no centro do lado vestibular.

Para cada fotografia obtida foram realizadas leituras lineares da fenda (interface análogo/estrutura) em três regiões: esquerda, central e direita. A média aritmética desses três valores determinou o valor da fenda.

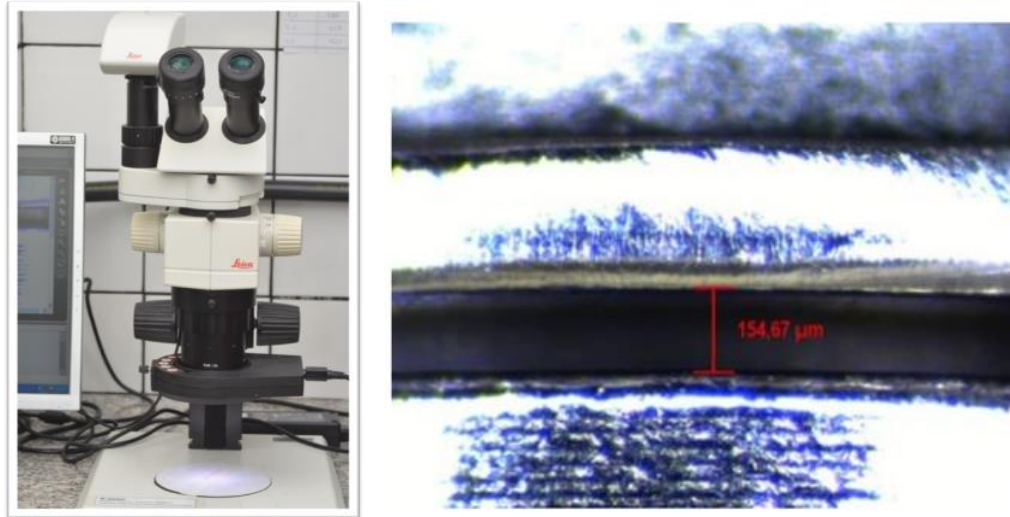
As leituras das fendas dos diferentes grupos amostrais foram realizadas pelo pesquisador 2 (duplo cego) e os grupos amostrais foram renomeados aleatoriamente por cores sem que o pesquisador 2 conhecesse o grupo analisado.

Figura 16 – Método de aferição das fendas.



Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 17- Microscópio LEICA QWin (Leica Microsystems, Wetzlar, Germany) e a imagem da fenda formada em micrometros entre a estrutura metálica e os análogos.



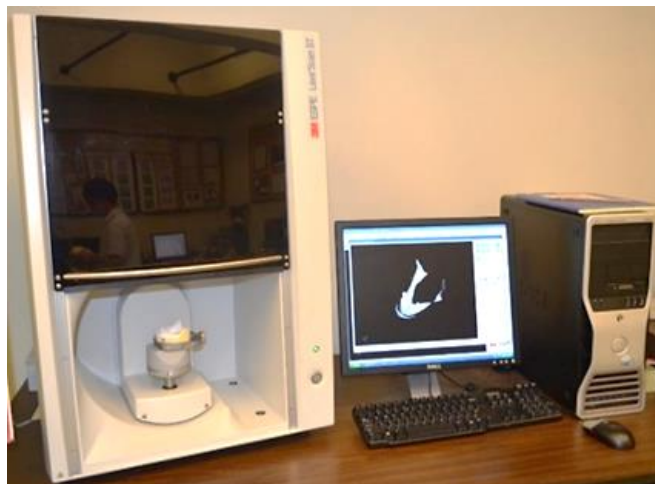
Fonte: Arquivo pessoal do autor

Após obtidos os dados pela tabulação dos valores de fendas (μm) nos diferentes grupos amostrais, foi adotado o seguinte procedimento para caracterização da desadaptação: uma média aritmética das três leituras realizadas em cada análogo foi produzida, em seguida uma média aritmética das leituras dos quatro análogos foi registrada para caracterizar a desadaptação do corpo de prova e, em seguida, as médias foram submetidas a resultados parciais para posterior realização da estatística para estabelecimento das conclusões.

4.6.2 Tecnologia de escaneamento 3D (*scanner* Lava Scan ST, 3M ESPE, St. Paul, USA):

A tecnologia de escaneamento pelo *scanner* Lava Scan ST (Figura 18), utiliza um sistema de vídeo que avalia o modelo através de um sensor 3D e captura 20 quadros por segundo em imagem tridimensional, sendo registrados em tempo real. Esta tecnologia avalia o modelo utilizando um sensor de luz branca que mensura a distância da superfície do objeto e, após, converte o resultado em um modelo 3D. Após a digitalização, é necessário realizar o procedimento de pós-processamento para que haja o recálculo do registro e compensação de possíveis erros, resultando em um modelo de alta resolução. O princípio técnico do *scanner* Lava Scan ST, utiliza uma amostragem ativa por meio de onda para calcular o modelo 3D. Para isso, a imagem refletida a partir dos modelos são conduzidas através de um sistema de lentes e projetada em um sensor.

Figura 18 - Equipamento Lava Scan ST (*scanner* Lava Scan ST, 3M ESPE, St. Paul, USA).



Fonte: Arquivo pessoal do autor

Previamente à digitalização dos 40 modelos de gesso com o Lava Scan ST (3M ESPE) (Figura 18), os modelos receberam um jato com pó de óxido de titânio Lava Powder (3M ESPE, St. Paul, EUA) (Figura 19). As partículas do pó sobre o modelo foram utilizadas para registrar as imagens em 3D obtidas durante a varredura assim como, para reduzir a reflexão dos análogos metálicos no modelo. Foi realizada a calibração da unidade de varredura, de acordo com o protocolo de digitalização do fabricante, para a obtenção de imagens de alta resolução.

Figura 19- Modelo posicionado para aplicação do pó de óxido de titânio Lava Powder (3M ESPE, St. Paul, EUA).



Fonte: Arquivo pessoal do autor

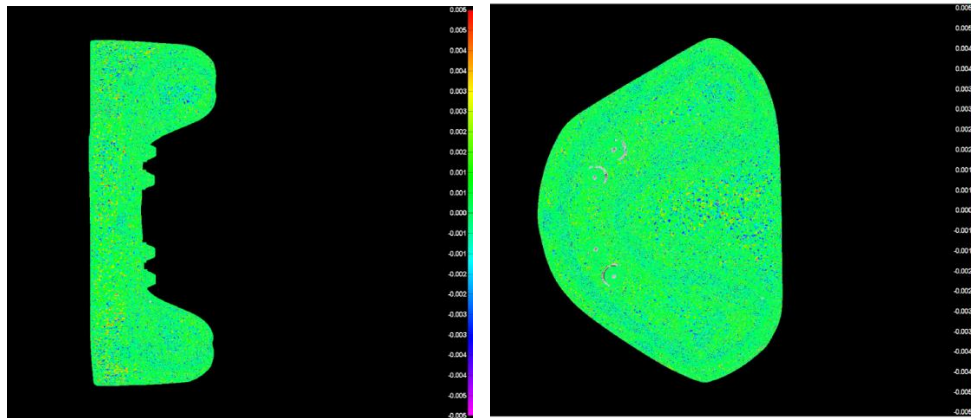
Seguindo todas as especificações recomendadas pelo fabricante, os modelos de gesso com os análogos, obtidos por meio dos grupos amostrais (Quadro 1; grupos G1, G2, G3, G4 e G5), foram escaneados e, após, as imagens obtidas em 3D ficaram armazenadas. Da mesma forma, foi realizado o escaneamento do modelo mestre para posterior comparação (Tópico 5.3).

4.6.3 Processamento digital por escaneamento 3D.

O modelo mestre (G0), por ser confeccionado totalmente em metal, não foi submetido ao escaneamento pelo Lava Scan ST. Dessa forma, foi necessário o emprego de um sistema de escaneamento a laser de alta precisão (QC group, In. Minnetonka, Mn, USA) (Figura 20). Esta tecnologia utiliza uma sonda de Perfil de Digitalização Rápida (PDR) de alta-precisão, que captura mais de 14.400 pontos por segundo. O *scanner* a laser PDR é integrado totalmente ao sistema de escaneamento *Laser Design's Surveyor 3D*. Após, o modelo mestre foi editado para incluir apenas os quatro análogos e a região definida ao redor dos análogos (Figura 21). A resolução dos resultados do modelo mestre nos eixos X, Y e Z foi dada em 50 μm , 60 μm e 80 μm , respectivamente. O ponto de melhor precisão foi melhor que $\pm 5 \mu\text{m}$.

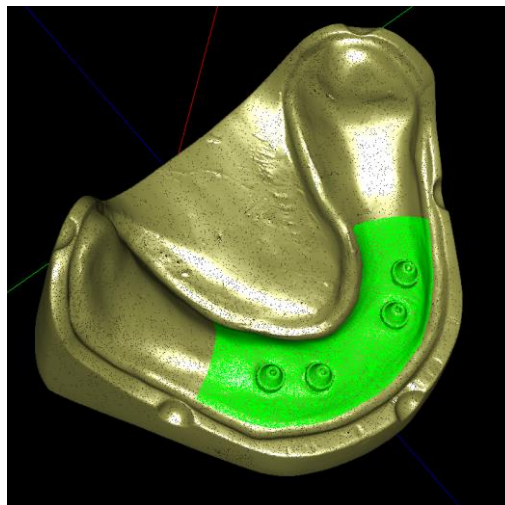
Os modelos de gesso foram digitalizados com o *scanner* Lava Scan ST (3M ESPE). Os dados para os eixos X, Y e Z utilizaram uma resolução de 50 μm , 40 μm e 30 μm , respectivamente. O ponto com melhor precisão foi melhor que $\pm 5\mu\text{m}$.

Figura 20 - Digitalização do modelo mestre com um *scanner* a laser de alta precisão (QC group, In. Minnetonka, Mn, USA).



Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 21 - Modelo mestre digitalizado com *scanner* a laser de alta precisão (QC group, In. Minnetonka, Mn USA); área em verde representa a região dos análogos utilizada para posterior comparação com os modelos de gesso digitados.



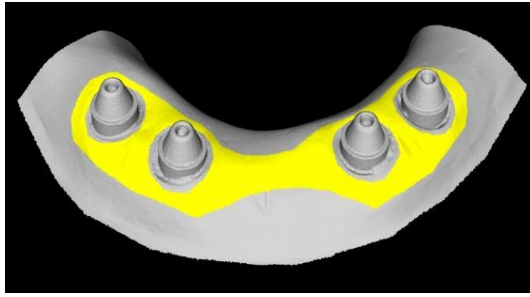
Fonte: Arquivo pessoal do autor

4.6.4 Mensurações por meio de captura de imagens 3D.

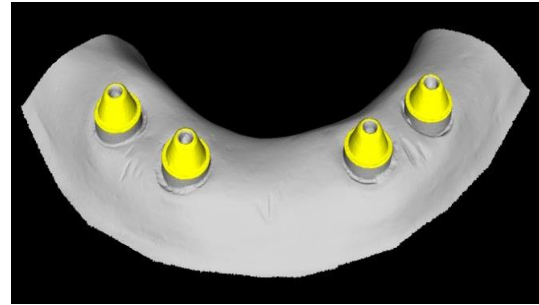
As imagens digitalizadas pelo Lava Scan ST foram processadas por meio de um software (Cumulus, Alpha Build Version 0.8; University of Minnesota, MN., USA), o qual alinha e combina cada imagem em uma única imagem sobre modelo mestre. O software Cumulus foi desenvolvido pela Universidade de Minnesota e converte o resultado da imagem em formato STL e micrometros (μm). A medida padrão estabelecida foi de 0 - 15 μm .

As imagens digitalizadas dos modelos obtidos foram superpostas sobre a imagem do modelo mestre, utilizando o software Cumulus. Em seguida, foi calculada a diferença entre as duas imagens por meio de um gráfico de contorno que permite a superposição de cada imagem. Esta tecnologia permite fácil visualização das diferenças entre as duas imagens (Figura 22 a; Figura 22 b). O software Cumulus, neste estudo, permitiu utilizar ferramentas que calculam a distância tridimensional entre três pontos selecionados. Foram mensuradas as distâncias entre o modelo mestre e os modelos de gesso obtidos nos 5 grupos (8 modelos de gesso obtidos em cada grupo). A calibração durante a superposição foi realizada de maneira que houvesse 95% de coincidência dos pontos na região de adaptação de cada imagem do modelo de gesso com o modelo mestre. A superposição entre o modelo mestre e cada modelo de gesso gerou uma imagem que permitiu avaliar as discrepâncias entre eles (total de 40 imagens; *images distances points*).

Figura 22 a - Delimitações (pontos em amarelo) das regiões utilizadas para o alinhamento dos modelos de gesso e o modelo mestre. A: região do arco; B: região dos análogos.



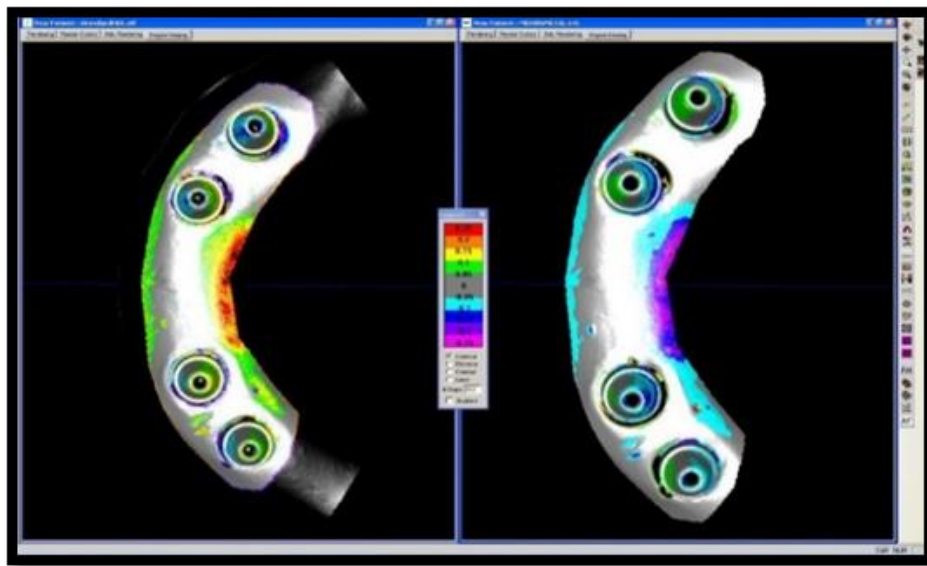
A



B

Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 22 b – Alinhamento por superposição do modelo mestre e o modelo de gesso (Cumulus software; Cumulus, Alpha Build Version 0.8; University of Minnesota, MN., USA.). As cores representam, a magnitude da distância absoluta entre as duas imagens. Demarcações das cores são de 50 μm ($\pm 25 \mu\text{m}$). Indicação das cores: preto $> \pm 250 \mu\text{m}$; cinza $< +50 \mu\text{m}$. A imagem do lado esquerdo mostra as diferenças existentes entre os dois modelos em relação ao modelo mestre; o lado direito mostra as diferenças existentes em relação ao modelo de gesso.



Fonte: Arquivo pessoal do autor

4.7 METODOLOGIA ESTATÍSTICA

4.7.1 Microscopia óptica.

Para avaliar as extensões das fendas foi utilizada uma análise de variância com três fatores: material de moldagem, técnica de moldagem e medição das fendas como fator de blocos. Considerou-se também um grupo controle isolado definido pelo modelo mestre (G0). Esta análise foi complementada por comparações múltiplas de médias pelo teste de Tukey. Adotou-se o nível de significância de 5% para a tomada de decisão.

4.7.2 Escaneamento 3D.

Para cada valor obtido, a análise de variância one-way (ANOVA; $p < 0,05$) e a Média Absoluta das Distancias (MAD) foram utilizadas para se verificar a diferença estatística entre os grupos. O valor de 95% dos pontos na região de superposição foi utilizado para eliminar *outliers*. O método ANOVA também permitiu a mensuração de erros e aferiu o desvio padrão de variação entre os modelos dentro de cada grupo.

5 RESULTADO

5.1 Microscopia óptica

Na Tabela 1 são mostradas as médias e desvios padrão de extensões de fendas (μm), de acordo com o material de moldagem: silicone de polimerização por adição (SA) e poliéster (PL); e as diferentes técnicas de união de acordo com os grupos experimentais, além do grupo controle determinado pelo modelo mestre. A Figura 23 mostra as médias amostrais e os intervalos de confiança (95%) para as extensões de fenda (μm), de acordo com o material de moldagem (SA e PL) e a técnica de moldagem (grupos), em relação aos análogos A, B, C, D e global.

A análise de variância, cujo sumário é dado no apêndice (Apêndice A - Tabela 1), indicou diferença significativa entre os análogos, incluídos na análise apenas como um fator de controle local. O resultado mostrou-se relevante com evidência de significância da interação entre material de moldagem e técnica de moldagem ($p < 0,001$). O teste de Tukey foi aplicado na comparação das médias desta interação, ou seja, das médias globais independentes do análogo onde ocorreram as fendas (Tabela 1).

Em relação ao silicone de polimerização por adição (SA), a união com resina Pattern (G2) apresentou a maior média de fenda ($138,94 \mu\text{m}$); em relação às médias dos outros grupos, mostraram-se equivalentes entre si e em relação ao controle (G0). Para o material de moldagem poliéster (PL), a união com resina acrílica Pattern (G7) apresentou média significativamente menor ($49,15 \mu\text{m}$) em relação aos outros grupos, inclusive em relação ao controle (G0) ($79,49 \mu\text{m}$).

Tabela 1 – Médias e desvios padrão de fendas (μm).

Material	Grupo Técnica	Desadaptação (μm) Média (DP)	Global
Modelo mestre	G0	79,49 (6,49)	
Silicone de adição (SA)	G1 (SA + SU)	61,18 (24,60)	A+
	G2 (SA + RP)	138,94 (37,17)	B*+
	G3 (SA + RP*)	81,71 (24,81)	A+
	G4 (SA + MET)	56,15 (27,02)	A+
	G5 (SA + MET*)	74,40 (18,41)	A
Poliéster (PL)	G6 (PL + SU)	94,96 (32,72)	bc+
	G7 (PL + RP)	49,15 (14,21)	a*+
	G8 (PL + RP*)	120,14 (32,16)	c*+
	G9 (PL + MET)	83,09 (30,23)	b+
	G10 (PL + MET*)	98,36 (28,46)	bc

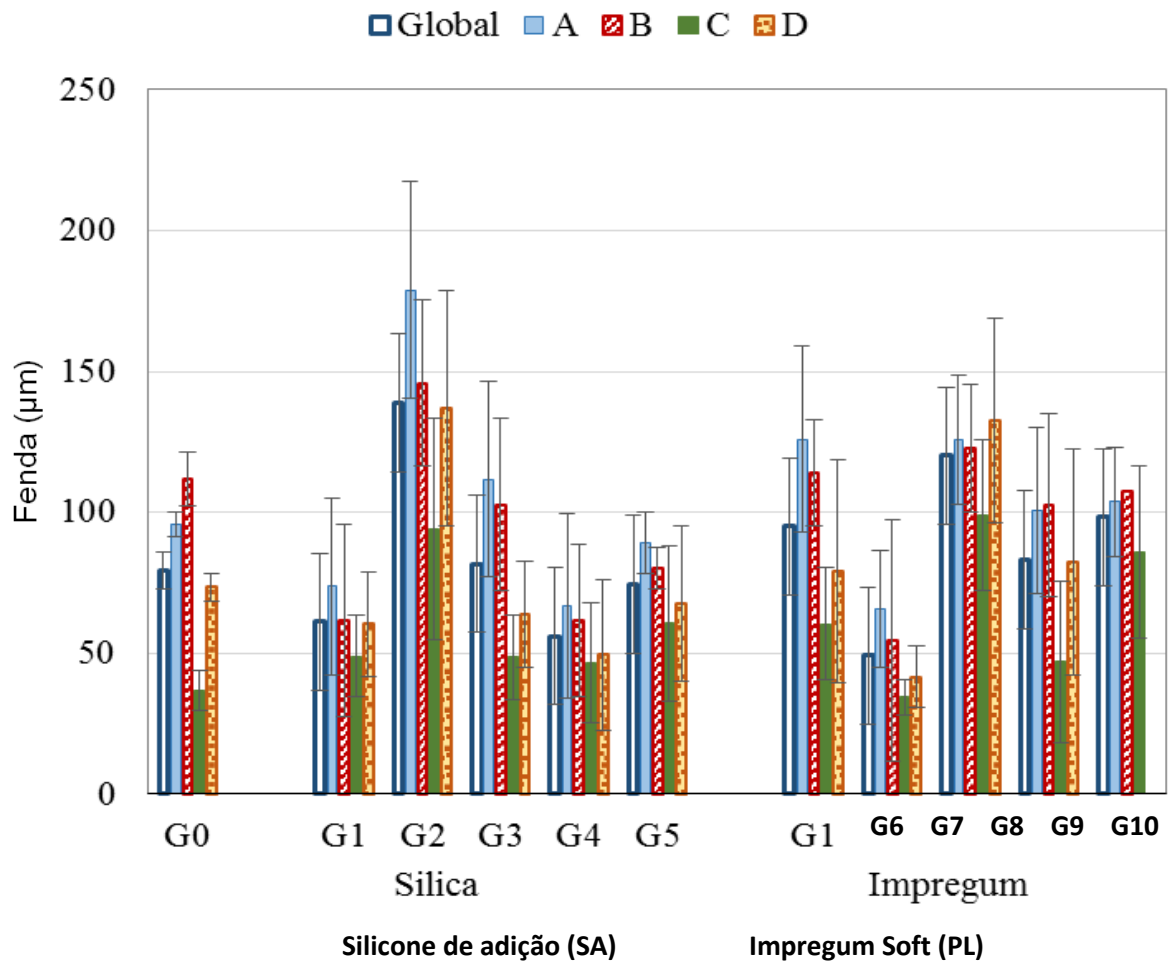
Médias globais acompanhadas de letras iguais (maiúsculas para a silicone de adição e minúsculas para poliéster) não são significativamente diferentes ($p > 0,05$).

*médias de mesma técnica e materiais distintos diferentes significativamente ($p \leq 0,05$)

* média significativamente diferente da média do modelo mestre ($p \leq 0,05$)

Fonte: Elaboração própria

Figura 23– Médias amostrais e intervalos de confiança (95%). Extensões de fenda (μm), de acordo com o material de moldagem (SA e PL) e a técnica de moldagem (grupos), em relação aos análogos A, B, C, D e global.



Fonte: Elaboração própria

5.2 Escaneamento 3D.

As hipóteses nulas testadas foram: Hipótese 1: não há diferença entre as imagens digitais dos modelos de gesso alinhadas ao modelo mestre utilizando-se os pontos representando o arco mandibular. Hipótese 2: não há diferença na qualidade dos alinhamentos realizados utilizando-se os pontos da região selecionada no arco mandibular e nos análogos. Hipótese 3: não há diferenças na qualidade dos alinhamentos realizados utilizando-se a região selecionada do arco mandibular somente nos pontos dos análogos.

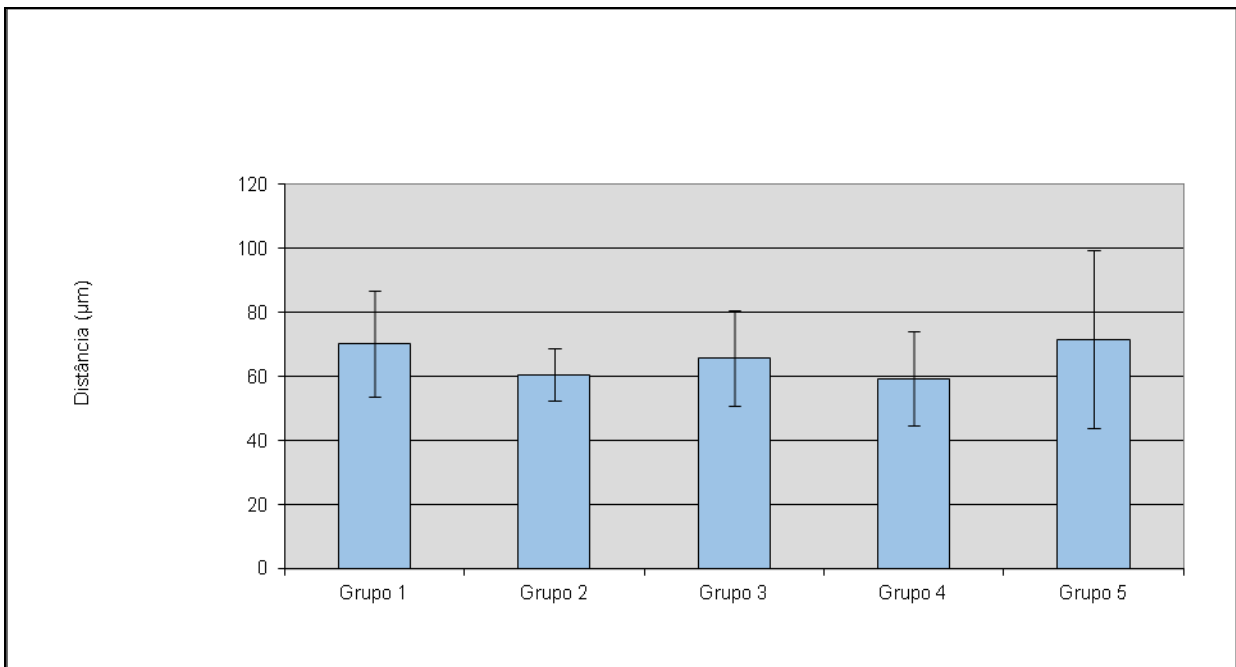
A qualidade dos alinhamentos nos modelos digitalizados foi determinada utilizando-se a distância média absoluta, e 95% da distância absoluta entre o modelo mestre e os modelos de gesso para os alinhamentos na região selecionada do arco mandibular (125594 pontos foram utilizados para o alinhamento dos modelos). A precisão do estudo foi de $17 \pm 10 \mu\text{m}$ para a distância média absoluta e $52 \pm 34 \mu\text{m}$ para 95% da distância absoluta (Apêndice A Tabelas 2 a, 2 b; 3 a, 3 b).

O método ANOVA fator único não encontrou diferenças estatisticamente significantes entre a qualidade do alinhamento dos grupos avaliados (G1, G2, G3, G4 e G5) – a distância média absoluta $p=0,16$; distancia absoluta de 95% $p=0,57$. Desta maneira, a Hipótese 1 foi aceita; a qualidade dos alinhamentos é a mesma para os 5 grupos estudados.

A qualidade dos alinhamentos, quando avaliado a região dos análogos e o arco mandibular, foi significativamente diferente; distância média absoluta: $25 \pm 6 \mu\text{m}$, $p < 0,001$ e 95% distância absoluta: $65 \pm 17 \mu\text{m}$, $p=0,013$. No entanto, a Hipótese 2 foi rejeitada, pois houve diferença significativa entre os modelos de gesso obtidos e o modelo mestre.

O método ANOVA fator único comparou a qualidade dos alinhamentos utilizando a região selecionada dos análogos (69706 pontos foram utilizados para o alinhamento dos modelos) e não houve diferença significativa entre os 5 grupos estudados (média absoluta $p=0,089$; 95% distancia absoluta $p=0,49$). Logo, a Hipótese 3 foi aceita; não houveram diferenças nos 5 grupos estudados (Figura 24).

Figura 24 – Distância média absoluta 95% entre o modelo mestre e o modelo de gesso região dos análogos.



Fonte: Elaboração própria

6 DISCUSSÃO

Os problemas relatados na literatura relacionados à precisão das próteses implanto-suportadas são inúmeros. Além da técnica utilizada, os autores ressaltam a modalidade da moldeira (como moldeiras plásticas, metálicas e personalizadas), e a modalidade dos materiais de moldagem, como poliéster e silicone de adição. Sabe-se que uma relação precisa entre as técnicas de moldagens e os procedimentos utilizados deve existir para promover o correto posicionamento dos implantes da cavidade oral para os modelos de trabalho.

A utilização de resina acrílica foi descrita por Assunção et al.³ (2004) como a técnica com resultados mais homogêneos, mas com valores de desadaptação discrepantes em relação ao grupo controle, não havendo associação entre técnica e material de moldagem com resultados precisos. Os resultados do presente estudo (avaliados por microscopia óptica) indicam uma discrepância quando se utilizou a técnica de união com resina acrílica. O grupo G2 apresentou a maior média de fenda, já o grupo G7, apresentou média significativamente menor e em relação aos outros grupos, inclusive em relação ao controle (G0). Mesmo utilizando a mesma técnica, os dois grupos apresentaram comportamentos distintos.

Por meio destes achados, deve-se salientar o emprego e a fundamental importância do material de moldagem e da distorção do molde, sendo ocasionados por diversos fatores como a composição, espessura para acomodação do material de moldagem entre moldeira e componentes, técnica de impressão empregada e tempos de vazamento, fluidez e rigidez para a imobilização dos transferentes (Laufer et al.⁴⁶, 1996; Eames et al.²¹, 1979).

O presente estudo pode indicar um possível benefício no emprego do material de moldagem poliéster (PL) em relação ao material silicone de adição (SA) somente para o grupo (G7). Apesar de esta técnica ter apresentado resultado de fenda menor (49,15 μm) do que quando utilizado silicone de adição (G2) (138,94 μm) (SA) e, até mesmo, inferior ao do próprio modelo mestre (G0), este resultado deve ser interpretado com cautela, uma vez que isso não significa que não houve movimentação dos análogos durante o procedimento de moldagem, mas sim que a possível

movimentação ocorreu de maneira a minimizar a fenda ao invés de amplificá-la, uma vez que, neste, estudo, os resultados de adaptação foram, de maneira geral, melhores quando do emprego do silicone de adição (SA).

O estresse gerado durante a moldagem é uma característica inerente aos materiais de moldagem (poliéter e polivinilsiloxano). Vários fatores afetam a precisão das moldagens, como a contração de polimerização, a capacidade de recuperação elástica do material, a evaporação dos componentes voláteis e a continuidade do processo de polimerização após a remoção da moldagem. A associação destes fatores pode influenciar o resultado de estudos e pesquisas, produzindo variabilidade dos dados. Desvios-padrões altos também foram observados no presente estudo, tal qual ocorrera previamente em estudos realizados com materiais de moldagem (Cayouette, et al.⁹, 2003; Fusayama et al.²⁷, 1974; Franco et al.²⁶, 2011).

Os diversos fatores descritos na literatura como expansão do gesso, a distorção da moldagem e a contração do material de moldagem (Cayouette et al.⁹, 2003), podem gerar a alteração dimensional dos modelos, como observadas nos resultados apresentados no estudo, como consequência da presença de diferenças reais existentes entre o modelo mestre (G0) e os modelos resultantes.

Uma vez que a moldagem realizada é apenas um dos primeiros passos de um protocolo laboratorial, é muito provável que a restauração indireta final não se adapte corretamente, devido a imprecisões na etapa da moldagem. Após uma incorreta moldagem, ocorrerá um desajuste para confecção da infraestrutura, que acarretará, por sua vez, problemas já descritos. Portanto, a seleção da técnica de impressão adequada é o primeiro passo na obtenção de melhores resultados.

Em uma tentativa de minimizar a desadaptação, causada durante o procedimento da moldagem, o desenvolvimento da técnica pela utilização do guia multifuncional apresenta como vantagem, o posicionamento estático durante a moldagem, o que poderia evitar o deslocamento dos componentes, e assim, minimizaria a deformação ou alteração de posicionamento dos transferentes. Além disso, o guia multifuncional funciona como uma moldeira aberta, proporcionando assim melhor transferência e inserção do material de moldagem.

Alterações em reabilitações com implantes e pilares Multi-Unit podem ser resultado de uma combinação de diversos fatores, tanto clínicos como laboratoriais, levando a uma adaptação insatisfatória nas próteses finais (Baig⁴ 2014). Alguns estudos (Galucci et al.²⁸, 2011; Del'Acqua et al.¹⁶, 2012) avaliaram a preferência pelo uso de moldeira fechada ou moldeira aberta, aplicadas para técnicas de moldagens implantossuportadas e correlacionaram com implantes angulados, sendo que nenhuma associação foi encontrada.

No entanto, Galluci et al.²⁹ (2005) mostraram que a técnica de moldagem com moldeira aberta é preferível quando comparada com a técnica de moldagem com moldeira fechada, especialmente para angulações desfavoráveis na posição de implantes. Em estudos prévios, os autores salientaram que, ao utilizar técnica de moldeira aberta e transferentes quadrados, ocorreu uma menor distorção e rotação no interior do molde ao se reposicionar os componentes (Del'Acqua et al.^{15,17,18,16}, 2008, 2010,2012; Tarib et al.⁷¹, 2012).

As discrepâncias podem ser resultado não apenas da precisão em técnicas de moldagem, materiais e gesso, mas também pelas tolerâncias causadas pela usinagem entre implantes e os transferentes de moldagem, e pilares; todos estes fatores devem ser considerados (Kurtulmus-Yilmaz et al.⁴⁵, 2014; Lee et al.⁴⁷, 2008)

Qualquer movimentação dos componentes deve ser evitada durante a fabricação dos modelos (Martinez, Fraunhofer⁵¹, 1998; Vigolo, Millstein⁷², 1993; Piwowarczvk et al.⁶³, 2001; Tarib et al.⁷¹, 2012). Por outro lado, quando o guia multifuncional é utilizado, alterações podem ser evidenciadas durante a moldagem, já que a janela de acesso confeccionada para a inserção do material (somada ao posicionamento dos transferentes e as diferentes técnicas de moldagem utilizadas, como metal, resina e ou união ao guia multifuncional) fez com que ocorressem lacunas, gerando uma incompleta inserção do material de moldagem ao redor dos transferentes e do acrílico, o que pode ter ocasionado imprecisão e diferença de resultados.

Além disso, o guia multifuncional confeccionado com resina acrílica, pode apresentar fragilidade, gerar flexões e torções durante a remoção do molde. Os autores ressaltam ainda, que, após a fixação e a remoção da moldagem, devido à alta consistência, o material sofre uma recuperação elástica, retomando a posição original e,

assim, poderá resultar em matrizes e modelos finais alterados (Boulton et al.⁵, 1996; Hung et al.³⁵, 1992; Johnson, Craig⁴⁰, 1986; Fusayama et al.²⁷, 1974; Petersen, Asmussen⁶¹, 1974).

Embora alguns materiais de moldagem apresentem elevada dureza e alta viscosidade (características desejáveis), não foi possível evitar alterações dimensionais e de posicionamento, indicadas pela discrepância existente entre os resultados obtidos tanto para os grupos com moldagens com poliéter, assim como para a silicone de adição (Figura 1; Tabela 1).

Verificou-se que as médias dos grupos que utilizaram a técnica sem união (G1, G6) e unidos com bastão de metal e ao guia multifuncional (G5, G10) apresentaram-se como equivalentes entre si e às médias do grupo unido com bastão metálico (G4, G9), unidos com resina acrílica Pattern e unidos ao guia multifuncional (G8, G3), inclusive em relação ao controle (G0).

A variabilidade de dados pode estar relacionada, também, com a metodologia utilizada para a mensuração das desadaptações, de acordo com a metodologia do estudo, a medição do *gap* e desadaptação foi realizada apenas na face vestibular da interface análogos/infraestrutura, avaliando-se a fenda verticalmente entre dois pontos (análise bidimensional), o que pode sugerir erros metodológicos, já que se busca avaliar uma superfície tridimensional, com diferenças que devem ser consideradas tanto para os eixos horizontal e vertical, assim como para todas as faces dos análogos.

Imprecisões nos eixos horizontal e vertical são amplificadas a cada etapa, tanto nos procedimentos clínicos como laboratoriais, na fabricação dos modelos de gesso e de trabalhos finais (Nicoll et al.⁵⁶, 2013).

Diversos autores (Linke et al.⁴⁹, 1985; Davis, Preble.¹³, 1986;), relatam que mensurações por meio de microscopia e paquímetros são técnicas de fácil utilização e apresentam ampla disponibilidade, mas consomem tempo e proporcionam maior fadiga ao operador. Além disso, métodos de medição bidimensionais avaliam medições lineares apenas entre dois pontos, induzindo alterações dimensionais existentes em uma superfície tridimensional.

Alguns vieses durante o procedimento podem ocorrer, tais como: processamento de inúmeras imagens (quando a avaliação ocorre em apenas alguns pontos da superfície), distorções na superfície dos modelos ou torções ou flexões da moldeira durante a moldagem (Brosky et al.⁶, 2002).

Com o objetivo de aprimoramento metodológico, por meio de instrumentos confiáveis e precisos, estudos e análises tridimensionais são extremamente importantes na obtenção de resultados altamente precisos.

A literatura relata a insuficiência de estudos (Stimmelmayer et al.⁷⁰, 2012; Karl et al.⁴³, 2012; Eliasson, Ortorp²³, 2012) que utilizam scanners intra-orais ou laboratoriais para gravação e avaliação da posição de implantes dentais e ou pilares codificados digitalmente (Baig⁴, 2014).

A tecnologia digital 3D pode promover maior precisão e o sistema de escaneamento digital tem melhorado significativamente o padrão de produção e processamento. Atualmente, a tecnologia CAD/CAM e o processamento digital, utilizando softwares e hardwares, poderão favorecer a precisão do planejamento e instalação dos implantes dentais, proporcionando assim, uma maior exatidão (Voitik⁷³, 2002).

Além disso, o sistema de escaneamento tem aprimorado significativamente a padronização do processamento digital. Alguns estudos confirmam que a metodologia de análise digital promove resultados mais precisos.

Holst et al.³⁴ (2012), investigaram a precisão de um *scanner* a laser de “não-contato” para verificar a orientação espacial dos implantes. Neste estudo in vitro, os autores concluíram que esta tecnologia é uma opção válida para a digitalização laboratorial de modelos mestres em implantes com valores-limites aceitáveis de 5 μm .

No presente estudo, a tecnologia digital proporcionou resultados precisos aplicados ao sistema tridimensional para criar modelos e imagens de alta resolução. A resolução dos resultados do modelo mestre nos eixos X, Y e Z foi dada em 50, 60 e 80 μm , respectivamente, e para as réplicas (modelos de gesso) foi de 50, 40 e 30 μm , respectivamente. O ponto de melhor precisão foi melhor que $\pm 5 \mu\text{m}$, tanto para o modelo mestre, como para os modelos em gesso. O uso desta tecnologia proporciona várias vantagens: além de incluir a avaliação 3D dos modelos anatômicos, pode prover

a localização exata dos implantes/análogos no modelo mestre e réplicas e, além disso, transfere as informações, fazendo uso de software e hardware para melhorar a precisão dos resultados.

O presente estudo, por meio da análise tridimensional pelo escaneamento dos modelos, evidenciou que a hipótese 2 foi rejeitada, dada a avaliação da região do arco mandibular e análogos, podendo sugerir que houve alterações no conjunto, somando-se os erros, tanto para a moldagem do rebordo, quanto para a técnica empregada de moldagem com os transferentes quadrados, devido aos fatores já mencionados (como expansão do gesso, material de moldagem e técnicas). Já as hipóteses 1 e 3 foram aceitas, pois não mostraram diferenças estatisticamente significantes para os grupos (G1, G2, G3, G4 e G5) e a qualidade dos alinhamentos foram as mesmas para os grupos estudados.

A estabilidade do guia multifuncional pode ter sido influenciada pelo posicionamento paralelo dos 4 implantes/análogos na mandíbula, mantendo o conjunto estável no modelo mestre, fator a ser considerado por se tratar de um estudo in vitro. Em contraste, em situações clínicas, a adaptação do guia multifuncional poderá não ser rígida, em função da resiliência da mucosa gengival, presença de saliva e outros tecidos orais, assim como, alterações em função da temperatura oral. Além disso, durante a moldagem podem ocorrer lacunas durante a injeção do material de moldagem, como citado anteriormente, criando espaços ao redor dos transferentes, além da geração de flexões e torções durante a remoção do molde, fatores que podem ampliar as discrepâncias entre as técnicas utilizadas.

Observa-se que grande parte das pesquisas na área, utilizando técnicas de moldagem, são estudos in vitro e a maioria não utilizam a avaliação 3D (Baig⁴, 2014). Algumas limitações do presente estudo podem ser elucidadas por tratar-se de estudo in vitro e não comparável com resultados de estudos clínicos. Contudo, resultados positivos observados nos estudos laboratoriais, direcionam avaliações a serem realizadas em pacientes, para confirmar desta forma, a possibilidade de se utilizar o guia multifuncional como uma moldeira individual aberta. Estudos adicionais utilizando pacientes em condições clínicas são necessários e poderão assim, validar os resultados obtidos a partir dos estudos laboratoriais.

7 CONCLUSÃO

De acordo com o presente estudo, pôde-se concluir que:

- Os valores de desadaptação bidimensionais, avaliados por meio de microscopia óptica, podem sofrer alterações de acordo com os materiais utilizados e técnicas de moldagem, sendo que, os grupos com a técnica transferentes unidos com resina acrílica G2 e G7, apresentaram diferenças estatisticamente significantes. O material silicone de adição (SA), de maneira geral, apresentou melhores resultados em relação ao poliéter (PL).

- Para as avaliações tridimensionais, por meio da tecnologia de escaneamento 3D, não existiram diferenças entre os grupos estudados com o material silicone de adição (SA), exceto quando avaliado o conjunto análogo e arco mandibular.

- Os resultados mostraram-se diferentes, de acordo com as metodologias utilizadas (microscopia óptica e escaneamento 3D).

REFERÊNCIAS*

1. Al-Abbas H, Al-Ajmi, M, Pipko DJ. A positioning jig to verify the accuracy of implant pilares. *J Prosthet Dent.* 2002; 87(1): 115-6.
2. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(2):216-22.
3. Assunção WG, Gennari Filho H, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent.* 2004; 13 (4): 358-66.
4. Baig MR. Multi-unit implant impression accuracy: a review of the literature. *Quintessence Int.* 2014;45(1):39-51.
5. Boulton JL, Gage JP, Vincent PL, Basford KE. A laboratory study of dimensional changes for three elastomeric impression materials using custom and stock trays. *Aust Dent J.* 1996; 41(6):398–404.
6. Brosky ME, Pesun IJ, Lowder PD, DeLong R, Hodges JS. Laser digitization of casts to determine the effect of tray selection and cast formation technique on accuracy. *J Prosthet Dent.* 2002; 87(2):204-9
7. Burawi G, Houston F, Byrne D, Claffey N. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. *J Prosthet Dent.* 1997; 77(1): 68-75.
8. Cabral LM, Guedes CG. Comparative analysis of 4 impression techniques for implants. *Implant Dent.* 2007; 16(2): 187-94.
9. Cayouette MJ, Burgess JO, Jones RE, Yuan CH. Three-dimensional analysis of dual-arch impression trays. *Quintessence Int.* 2003; 34(3): 189-98.
10. Chang WG, Bae KH. Accuracy of three implant impression techniques with different impression materials and stones. *Int J Prosthodont* 2012; 25(1):44-7.
11. Cheshire PD, Hobkirk JA. An in vivo quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. *J Oral Rehabil.* 1996; 23(11): 782-9.

*De acordo com o manual da FOAR/UNESP, adaptadas das normas Vancouver. Disponível no site: <http://www.foar.unesp.br/#!/biblioteca/manual>

12. Conrad HJ, Pesun IJ, Delong R, Hodges JS. Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent.* 2007; 97(6): 349-56.
13. Davis DR, Preble JS. Accuracy of a hydrophilic irreversible hydrocolloid/silicone impression material. *J Prosthet Dent.* 1986;55(3):304-8.
14. De La Cruz, JE, Funkenbusch PD, Ercoli C, Moss ME, Graser GN, Tallents RH. Verification jig for implant-supported prostheses: a comparison of standard impressions with verification jigs made of different materials. *J Prosthet Dent.* 2002; 88(3): 329-36.
15. Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Compagnoni MA, Mollo JR F A. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008, 23(2): 226-36.
16. Del'Acqua MA, Avila ED, Amaral ALC, Pinelli LA, Mollo JR F. Comparison of the accuracy of plastic and metal stock trays for implant impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(3):544-50.
17. Del'Acqua MA, Chaves AM, Castanharo SM, Compagnoni MA, Mollo JR FA. The effect of splint material rigidity in implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010; 25(6): 1153-8.
18. Del'Acqua MA, Chaves AM, Compagnoni MA, Amaral ALC, Mollo JR FA. Comparison of impression techniques and materials for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010; 25(4): 771-6.
19. Del'Acqua MA, Chaves AM, Compagnoni MA, Mollo JR FA. Accuracy of impression techniques for an implant-supported prosthesis and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int. J Oral Maxillofac Implants.* 2010; 25(4): 715-21.
20. Dumbrigue HB, Gurun DC, Javid N.S. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *J Prosthet Dent.* 2000; 84(1): 108-10.
21. Eames WB, Wallace SW, Suway NB, Rogers LB. Accuracy and dimensional stability of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent.* 1979; 42(2): 159-62.
22. Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15(5):662-7.

23. Eliasson A, Ortorp A. The accuracy of an implant impression technique using digitally coded healing abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012; 14 Suppl 1:e30-8. doi: 10.1111/j.1708-8208.2011.00344.x.
24. Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions--an in-vitro study. *Int J Comput Dent.* 2011 ;14 (1):11-21.
25. Francischone CE, Vasconcelos LW, Branemark P. Osseointegration and esthetics - in single tooth rehabilitation. São Paulo: Quintessence; 2000. 206 p
26. Franco EB, da Cunha LF, Herrera FS, Benetti AR. Accuracy of Single-Step versus 2-Step Double-Mix impression technique. *ISRN Dent.* 2011;2011:341546. doi: 10.5402/2011/341546.
27. Fusayama T, Iwaku MT, Daito K, Kurosaki N, Takatsu T. Accuracy of the laminated single impression technique with silicone materials. *J Prosthet Dent.* 1974; 32(3): 270-6.
28. Gallucci GO, Papaspyridakos P, Ashy LM, Kim GE, Brady NJ, Weber HP. Clinical accuracy outcomes of closed-tray and open-tray implant impression techniques for partially edentulous patients. *Int J Prosthodont.* 2011; 24(5):469-72.
29. Gallucci GO, Bernard JP, Belser UC. Treatment of completely edentulous patients with fixed implant-supported restorations: three consecutive cases of simultaneous immediate loading in both maxilla and mandible. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2005; 25(1):27-37.
30. Goiato MC, Domitti SS, Consani S. Influência dos materiais de moldagem e técnicas de transferência em implante, na precisão dimensional dos modelos de gesso. *Jbc: J Bras Odontol Clín.* 1998; 2(8): 45-50.
31. Güth Jf, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Invest.* 2013; 17(4):1201-8.
32. Hariharan R, Shankar C, Rajan M, Baig M R, Azhagarasan NS. Evaluation of accuracy of multiple dental implant impressions using various splinting materials. *Quintessence.* 2010; 25(1): 38-44.

33. Hinckfuss S, Conrad HJ, Lin L, Lunos S, Seong WJ. Effect of surgical guide design and surgeon's experience on the accuracy of implant placement. *J Oral Implantol.* 2012; 38(4):311-23.
34. Holst S, Persson A, Wichmann M, Karl M. Digitizing implant position locators on master casts: comparison of a noncontact scanner and a contact-probe scanner. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012; 27(1):29-35.
35. Hung SH, Purk JH, Tira DE, Eick JD. Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique. *J Prosthet Dent.* 1992; 67(5):583-9.
36. Inturregui JA, Aquilino SA., Ryther JS, Lund PS. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent.* 1993; 69(5): 503-9.
37. Ivanhoe JR, Adrian ED, Krantz WA, Edge MJ An impression technique for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent.* 1991; 66(3): 410-1.
38. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11(5): 620–5.
39. Jo SH, Kim KI, Seo JM, Song KY, Park JM, Ahn SG. Effect of impression coping and implant angulation on the accuracy of implant impressions: an in vitro study. *J Adv Prosthodont.* 2010; 2(4): 128-33.
40. Johnson GH, Craig RG. Accuracy of addition silicones as a function of technique. *J Prosthet Dent.* 1986; 55(2): 197-203.
41. Kaiser DA, Nicholls JI. A study of distortion and surface hardness of improved artificial stone casts. *J Prosthet Dent.* 1976; 36(4):373-81.
42. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent.* 1999 ;81(1):7-13.
43. Karl M, Graef F, Schubinski P, Taylor T. Effect of intraoral scanning on the passivity of fit of implant-supported fixed dental prostheses. *Quintessence Int.* 2012; 43(7):555-62.
44. Kim S, Nicholls JI, Han CH, Lee KW. Displacement of implant components from impressions to definitive casts. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006; 21(5): 747-55.

45. Kurtulmus-Yilmaz S1, Ozan O2, Ozcelik TB3, Yagiz A4. Digital evaluation of the accuracy of impression techniques and materials in angulated implants. *J Dent.* 2014; 42(12):1551-9. doi: 10.1016/j.jdent.2014.10.008.
46. Laufer BZ, Baharav H, Ganor Y, Cardash HS. The effect of marginal thickness on the distortion of different impression materials. *J Prosthet Dent.* 1996; 76(5):466-71.
47. Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2008; 100(4):285-91. doi: 10.1016/S0022-3913(08)60208-5.
48. Lee SJ, Cho SB. Accuracy of five implants impression technique: effect of splinting materials and methods. *J Adv Prosthodont.* 2011; 3(4):177-85.
49. Linke BA, Nicholls JI, Faucher RR. Distortion analysis of stone casts made from impression materials. *J Prosthet Dent.* 1985; 54(6):794-802.
50. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent.* 2005; 26 (7):507–8.
51. Martinez LJ, Von Fraunhofer JA. The effects of custom tray material on the accuracy of master casts. *J Prosthodont.* 1998; 7(2):106-10.
52. Miyazaki T1, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mat J.* 2009; 28(1):44-56
53. Mojon, P, Oberholzer JP, Meyer JM., Belser UC. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J Prosthet Dent.* 1990; 64(6): 684-8.
54. Moon PC, Eshleman JR, Douglas HB, Garrett, SG. Comparison of accuracy of soldering indices for fixed prostheses. *J Prosthet Dent.* 1978; 40(1): 35-8.
55. Mostafa TMN, Elgendy MNM, Kashef NA, Halim MM. Evaluation of the precision of three implant transfer impression techniques using two elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont.* 2010; 23(6): 525-8.
56. Nicoll RJ, Sun A, Haney S, Turkyilmaz I, DDS, Precision of fit between implant impression coping and implant replica pairs for three implant systems. *J Prosthet Dent.* 2013; 109(3):37-43.

57. Nissan J, Gross M, Shifman A, Assif D. Effect of wash bulk on the accuracy of polyvinyl siloxane putty-wash impressions. *J Oral Rehabil.* 2002; 29(4): 357-61.
58. Ortorp A, Jemt T, Bäck T. Photogrammetry and conventional impressions for recording implant positions: a comparative laboratory study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005; 7(1):43-50.
59. Papaspyridakos P, Benic GI, Hogsett VL, White GS, Lal K, Gallucci GO. Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: an optical scanning study. *Clin Oral Impl Res.* 2012; 23(6): 676–81.
60. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent.* 2006; 95(3):194-200.
61. Petersen GF, Asmussen E. Distortion of impression materials used in the double-mix technique. *Scand J Dent Res.* 1991; 99(4):343-8.
62. Pinto JHN, Valle AL, Scolaro JM., Bonfante G, Pegoraro LF. Estudo comparativo entre técnicas de moldagem para implantes odontológicos. *Rev Fac Odontol Bauru.* 2001; 9(3/4): 167-72.
63. Piwowarczyk A, Ottl P, Buchler A, Lauer HC, Hoffmann A. In vitro study on the dimensional accuracy of selected materials for monophasic elastic impression making. *Int J Prosthodont.* 2002; 15(2):168-74.
64. Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent.* 2007; 35(12): 903-8.
65. Rashidan N, Alikhasi M, Samadzadeh S, Beyabanaki E, Kharazifard MJ. Accuracy of implant impressions with different impression coping types and shapes. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012; 14(2):218-25.
66. Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Caterburry AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent.* 2000; 84(6): 602-7
67. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001;10(2):85-92.

68. Shiau JC, Chen LL, Wu CT. An accurate impression method for implant prosthesis fabrication. *J Prosthet Dent.* 1994; 72(1): 23-5
69. Sorrentino R, Gherlone EF, Calesini G, Zarone F. Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010; 12 Suppl 1:e63-76. doi: 10.1111/j.1708-8208.2009.00167.x
70. Stimmelmayer M, GÜth JF, Erdelt K, Happe A, Schlee M, Beuer F. Clinical study evaluating the discrepancy of two different impression techniques of four implants in an edentulous jaw. *Clin Oral Investig.* 2013; 17(8):1929-35. doi: 10.1007/s00784-012-0885-z.
71. Tarib NA, Seong TW, Chuen KM, Kun MS, Ahmad M, Kamarudin KH. Evaluation of splinting implant impression techniques: two dimensional analyses. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2012; 20(1):35-9.
72. Vigolo P, Millstein PL. Evaluation of master cast techniques for multiple abutment implant prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993; 8(4):439-46.
73. Voitik AJ. CT data and its CAD and CAM utility in implant planning: part I. *J Oral Implantol.* 2002;28(6):302-3.
74. Waskewics GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994; 9(4): 405-11.
75. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont.* 1999; 12(2):167-78.
76. Wise M. Fit of implant-supported fixed prostheses fabricated on master casts made from a dental stone and a dental plaster. *J Prosthet Dent.* 2001; 86(5): 532-8.
77. Wostmann B, Rehamann P, Balkenhol M. Influence of impression technique and material on the accuracy of multiple implant impressions. *Int J Prosthodont.* 2008; 21(4): 299-301.

APÊNDICE A

Tabela 1 – Análise de variância sobre medidas de fenda

Fonte de variação	Graus de liberdade	Média quadrática	F	p
Material	1	3552,4	3,274	0,071
Técnica	4	9896,9	9,121	<0,001 *
Análogo	3	32754,0	30,187	<0,001 *
Material*Técnica	4	47031,3	43,346	<0,001 *
Resíduo	338	1085,0		

* significativo ao nível de 5% (o resultado da aplicação do teste de Tukey)

Fonte: Elaboração própria

Tabela 2 a– Qualidade do alinhamento utilizando a região do arco mandibular. Distância Media Absoluta com todos os pontos na região de adaptação.

Amostras	Group 1	Group 2	Group 3	Group 4	Group 5
1	24	9	19	14	7
2	10	17	14	16	7
3	7	13	8	11	31
4	16	11	10	6	19
5	17	15	12	15	31
6	9	7	12	39	22
7	6	29	12	25	56
8	22	27	21	25	7
Média	14	16	13	19	23
DP	7	8	4	10	17
Media	17				
Total					
DP Total	10				

valores em micrometros (μm)

Fonte: Elaboração própria

Tabela 2 b – Qualidade do alinhamento utilizando o arco mandibular.

Distância Média Absoluta com 95% dos pontos na região de adaptação

Amostras	Group 1	Group 2	Group 3	Group 4	Group 5
1	57	25	50	46	19
2	33	46	47	48	21
3	136	34	21	30	71
4	42	33	25	18	47
5	42	45	33	41	71
6	27	22	37	123	57
7	134	91	34	59	167
8	55	68	61	63	18
Média	66	46	39	53	59
DP	44	23	13	31	49
Media	52				
Total					
DP Total	32				

valores em micrometros (μm)

Fonte: Elaboração própria

Tabela 3 a – Distância Média Absoluta para região dos análogos

Distância Média Absoluta de 95% dos pontos na região de adaptação

Amostras	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4	Grupo 5
1	53	58	79	46	54
2	49	60	59	58	60
3	92	64	69	43	96
4	68	63	54	57	19
5	79	64	75	66	97
6	71	44	52	51	89
7	58	59	48	90	95
8	92	72	90	63	63
Média	70	61	66	59	72
DP	17	8	15	15	28
Media	65				
Total					
DP Total	17				

valores em micrometros (μm)

Fonte: Elaboração própria

Tabela 3 b - Qualidade da precisão dos alinhamentos utilizando região dos análogos.

Distância Média Absoluta de todos os pontos na região de adaptação

Amostras	Grupo 1	Grupo 2	Grupo3	Grupo 4	Grupo5
1	21	21	29	23	23
2	19	22	26	22	22
3	33	25	25	17	36
4	27	25	17	23	24
5	25	26	29	28	36
6	23	16	20	20	36
7	21	23	18	32	37
8	34	29	33	22	25
Média	25	23	25	23	30
DP	6	4	6	5	7
Media	25				
Total					
DP Total	6				

valores em micrometros (μm)

Fonte: Elaboração própria

APÊNDICE B

Tabela 1- Teste-t (*t-Test: Paired Two Sample for Means*) para região arco mandibular (Variável 1) e análogos (Variável 2), em milímetros (mm).

	Variable 1	Variable 2
Mean	0,052345	0,065473
Variance	0,001182	0,000302
Observations	40	40
Pearson Correlation	0,38156	
Hypothesized Mean Difference	0	
df	39	
t Stat	-2,589638	
P(T<=t) one-tail	0,006719	
t Critical one-tail	1,684875	
P(T<=t) two-tail	0,013438	
t Critical two-tail	2,022691	

	Variable 1	Variable 2
Mean	0,017031378	0,025332
Variance	0,000105053	3,24E-05
Observations	40	40
Pearson Correlation	0,516320449	
Hypothesized Mean Difference	0	
df	39	
t Stat	-5,97462634	
P(T<=t) one-tail	2,80838E-07	
t Critical one-tail	1,684875122	
P(T<=t) two-tail	5,61677E-07	
t Critical two-tail	2,02269092	

valores em milímetros (mm)

Fonte: Elaboração própria