

UNESP- UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA

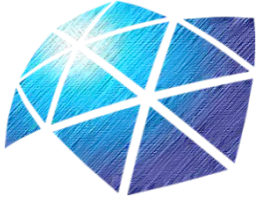


GUSTAVO HENRIQUE DINIZ PIMENTEL

ANÁLISE *IN VITRO* DA PRECISÃO DE TÉCNICAS DE
ESPLINTAGEM NA MOLDAGEM DE IMPLANTES NO
ESQUEMA *ALL-ON-FOUR*

Araraquara

2014



UNESP- UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA



GUSTAVO HENRIQUE DINZ PIMENTEL

ANÁLISE *IN VITRO* DA PRECISÃO DE TÉCNICAS DE ESPLINTAGEM NA
MOLDAGEM DE IMPLANTES NO ESQUEMA *ALL-ON-FOUR*

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação
em Reabilitação Oral, Área de Prótese, da
Faculdade de Odontologia de Araraquara, da
Universidade Estadual Paulista para título de
Doutor em Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Júnior

Araraquara

2014

Pimentel, Gustavo Henrique Diniz

Análise in vitro da precisão de técnicas de esplitagem na moldagem de implantes no esquema All-on-four / Gustavo Henrique Diniz Pimentel.-- Araraquara: [s.n.], 2014.

70 f. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Odontologia

Orientador: Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Junior

1. Implantes dentários 2. Técnicas de moldagem odontológica
3. Prótese dentária fixada por implante I. Título

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marley C. Chiusoli Montagnoli, CRB-8/5646

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Araraquara / UNESP

GUSTAVO HENRIQUE DINIZ PIMENTEL

ANÁLISE *IN VITRO* DA PRECISÃO DE TÉCNICAS DE ESPLINTAGEM NA
MOLDAGEM DE IMPLANTES NO ESQUEMA *ALL-ON-FOUR*

COMISSÃO JULGADORA
TESE PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE DOUTOR

Presidente e Orientador: Prof Dr. Francisco de Assis Mollo Jr

2º examinador: Prof. Dr. Marco Antônio Compagnoni

3º examinador: Profa. Dra. Janaína Habib Jorge

4º examinador: Prof. Dr. Estevam Augusto Bonfante

5º examinador: Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro

Araraquara, 15 de outubro de 2014

DADOS CURRICULARES

GUSTAVO HENRIQUE DINIZ PIMENTEL

NASCIMENTO: 29/04/1979 - Manaus/AM

FILIAÇÃO: Paulo Roberto Brandão Pimentel

Maria das Graças Diniz Pimentel

1999 - 2003 Curso de Graduação em Odontologia pela Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Amazonas - UFAM

2003 - 2005 Curso de Especialização em Prótese Dentária pela Sociedade de Promoção Social do Fissurado Labio Palatal - Bauru

2007 - 2009 Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral - Curso Mestrado – Faculdade de Odontologia de Bauru - USP

2011 - 2014 Programa de Doutorado Interinstitucional Novas Fronteiras - UNESP/UFAM. Pós-Graduação em Reabilitação Oral - Áreas de Prótese. Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista- UNESP.

DEDICATÓRIA

Ao meu filho Paulo. O nosso Paulinho.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao **Professor Doutor Francisco de Assis Mollo Jr**, meu orientador.

Obrigado pela oportunidade de termos trabalhado juntos, e obrigado, principalmente, pela paciência com que conduziu tudo. A ti, meu mais sincero agradecimento.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A **Deus**.

À minha esposa, companheira e amiga **Adriana**. Sem ti eu não teria nada do que tenho, não seria nada do que sou.

Ao meu amor maior, meu filho **Paulinho**. Desde que tu chegaste, nunca foi tão bom voltar pra casa depois de um dia cansativo.

À minha família. Meus pais **Paulo** e **Graça**, pela vida e pelo amor! Minha vó **Nely**, nosso anjo da guarda. Meus irmãos **Paulo André** e **João Paulo**. Minhas cunhadas **Lilian** e **Lorena**. Meus sobrinhos **Carol**, **Luke**, **Bia** e **Joãozinho**. Obrigado por tudo. Amo vocês.

À minha segunda família. **Paulo**, **Célia**, **Ana Paula**, **Tati**, **Fernando**, **Ornan**, **Pedrinho** e **Laurinha**. Obrigado.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Amazonas FAO/UFAM. Minha segunda casa.

À **profa. Dra. Nikeila Chacon de Oliveira Conde**, diretora da Faculdade de Odontologia da UFAM; **Profa. Dra. Flávia Cohen Carneiro**, coordenadora acadêmica da FAO-UFAM; **Prof. Dr. Emílio Carlos Sponchiado Junior**, coordenador do DINTER; **Prof. Dra. Maria Augusta Bessa Rebelo**, ex-diretora da Faculdade de Odontologia da UFAM e ex-coordenadora do PPGO/FAO-UFAM. Obrigada pelo apoio, confiança, incentivo e, acima de tudo, pela amizade.

Aos **professores e funcionários da FAO/UFAM**, meus amigos e colegas de trabalho.

Aos meus **alunos queridos**, meus melhores professores.

A todos os **amigos**.

Aos colegas do DINTER. **José Eduardo, Carina, Ary, Aida, Pollyanna, Simone, Giorge, Daniel e Max**.

Aos colegas da FOAr/UNESP. Da pós-graduação, **Sabrina, Maria Silvia, Érica e Juliano**; e da iniciação científica, **Camila e Nicole**. Vocês foram fundamentais. Obrigado.

A todos os **funcionários da Faculdade de Odontologia de Araraquara FOAr/UNESP**.

A todos os **Docentes do Programa de Doutorado Interinstitucional**, pelo carinho e ensinamentos fundamentais para o meu crescimento profissional.

Ao **Programa de Doutorado Interinstitucional Novas Fronteiras – UNESP -UFAM**.

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

À Universidade Federal do Amazonas e Faculdade de Odontologia da UFAM.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado do Amazonas (FAPEAM) pela bolsa de estudos, conforme Decisão N.0274/2012 do Conselho Diretor da Fapeam, por meio do Programa de apoio à formação de recursos humanos pós-graduados do estado do Amazonas – RH-Interinstitucional – Fluxo contínuo, concedida para o desenvolvimento deste estudo.

À Secretaria do Estado de Ciência e Tecnologia do Amazonas.

Ao Governo do Estado do Amazonas.

A todos que contribuíram neste doutorado, meus sinceros agradecimentos

Pimentel GHD. Análise *in vitro* da precisão de técnicas de esplintagem na moldagem de implantes no esquema *all-on-four* [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2014.

RESUMO

O assentamento passivo de próteses sobre implantes é fundamental para que o sucesso da reabilitação seja alcançado. A precisão na moldagem de transferência é um dos principais fatores responsáveis por assegurar a adaptação dos componentes. Dentre as várias técnicas propostas, não existe consenso sobre qual é a mais eficaz. O objetivo do presente estudo foi avaliar "*in vitro*" a precisão de diferentes métodos de união de transferentes quadrados na moldagem de implantes paralelos e angulados instalados em curva. Para a obtenção do modelo mestre, matrizes metálicas em alumínio foram confeccionadas, apresentando quatro perfurações, em forma de curva, paralelas (prótese protocolo convencional) e anguladas (esquema "All-on-four"). Foram fixados os análogos e, sobre eles, foram confeccionadas estruturas metálicas. Para os implantes retos, os grupos foram divididos em GSU-R: transferentes quadrados sem união; GUR-R: transferentes quadrados unidos com bastões de resina acrílica autopolimerizável pré-fabricados e GUM-R: transferentes quadrados unidos com haste metálica, cianoacrilato e resina acrílica autopolimerizável. Para os implantes angulados, as mesmas técnicas foram comparadas: GSU-A, GUR-A, GUM-A. A moldagem foi realizada com silicone de adição e moldeira rosqueada para controlar variáveis. Os modelos foram vazados em matriz padronizada com gesso pedra tipo IV. Os modelos obtidos foram armazenados à temperatura ambiente por no mínimo 120 horas até que as medidas das fendas fossem realizadas. Foi utilizada uma lupa LEICA acoplada a uma câmera de vídeo colorida e as mensurações das fendas foram realizadas no programa LEICA QWin. Foi aplicado o teste de Kruskal-Wallis, complementando pelo teste de Dunn, com nível de significância de 5%. Para os implantes retos, foi observada diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p < 0,001$; Teste de Kruskal-Wallis). O teste de Dunn mostrou que a diferença estava entre GUR-R (186,71 μm) e modelo mestre (110,40 μm) e entre GUR-R e os demais grupos (GSU-R: 108,27 μm e GUM-R: 92,98 μm). Para os implantes angulados, não foi encontrada diferença estatisticamente significativa ($p = 0,492$) entre os grupos (MM-A: 68,52 μm ; GSU-A: 60,80 μm ; GUR-A: 56,54 μm ; GUM-A: 69,33 μm). Em implantes instalados paralelamente e em curva, simulando prótese protocolo convencional, a união dos transferentes com bastão de resina acrílica levou a produção de modelos de trabalho com maior desajuste em relação ao modelo mestre, demonstrando menor precisão de moldagem. Já para os implantes angulados, simulando esquema *All-on-four*, não houve diferenças entre as técnicas de moldagem testadas.

Palavras-chave: implantes dentários, técnicas de moldagem odontológica, prótese dentária fixada por implante

Pimentel GHD. *In vitro* analysis of the accuracy of splinting impression techniques using *all-on-four* system [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2014.

ABSTRACT

Passively fitting superstructures are a prerequisite for long-lasting osseointegration of dental implants. Accurate transfer of the implant positions from the mouth to a definitive stone cast is a crucial step for ensuring the adaptation of components. Among the various techniques proposed, there is no consensus on which one is the most effective. The aim of this study was to evaluate "in vitro" the accuracy of different splinting methods in the impression of implants under standardized laboratory conditions. To obtain the master model, an aluminum metal matrix was developed, presenting four perforations, parallel (simulating conventional prosthesis and angled (simulating "All-on-four" system). Analogs were fixed and, on them, metal structures were fabricated. For straight implants, the groups were divided into GSU-R: non-splinted square transfers; GUR-R: transfers splinted acrylic resin; GUM R: transfers splinted with metal rod, cyanoacrylate and acrylic resin. For angled implants, the same techniques were compared: GSU-A, GUR-A, GUM-A. The impression was performed with polyvinyl siloxane impression material and a standardized tray to control variables. The models were cast in standardized matrix with type IV plaster stone. For the measurements, a software (Leica QWin) received the images from a video camera coupled to a Leica stereomicroscope. The Kruskal-Wallis test, associated with Dunn's test, with significance level of 5%, was applied. For straight implants, statistically significant difference between groups (Kruskal-Wallis test; $p < 0.001$) was observed. The difference was between GUR-R (186.71 μm) and master model (110.40 μm) and between GUR-R and the other groups (GSU-R: 108.27 μm and GUM-R: 92.98 μm). For angled implants, no statistically significant difference ($p = 0.492$) was found between the groups (MM-A: 68.52 μm ; GSU-A: 60.80 μm ; GUR-A: 56.54 μm ; GUM-A: 69.33 μm). For parallel implants, the union of the transfer copings with acrylic resin led to working casts with greatest misfit in relation to the master cast, demonstrating lower accuracy. For angled implants, simulating All-on-four scheme, there were no differences between groups.

Keywords: dental implants, dental impression techniques, implant-supported dental prosthesis.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	14
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	17
3	PROPOSIÇÃO.....	32
4	MATERIAL E MÉTODO.....	33
4.1	Obtenção do modelo mestre.....	33
4.2	Variáveis do estudo.....	35
4.2.1	Posição dos implantes e inclinação dos Implantes.....	35
4.2.2	Método de União dos transferentes de Moldagem.....	36
4.3	Moldagem.....	40
4.4	Produção dos modelos.....	42
4.5	Registro dos Desajustes Verticais (Adaptação Cervical).....	45
4.6	Análise Estatística.....	46
5	RESULTADO.....	47
6	DISCUSSÃO.....	50
7	CONCLUSÃO.....	56
	REFERÊNCIAS.....	57

1 INTRODUÇÃO

Em implantodontia, todos os passos, clínicos ou laboratoriais, tem influência direta no resultado final do trabalho reabilitador. Minimizar os erros acumulados nessas etapas pode garantir a longevidade do tratamento. Mesmo após a osseointegração dos implantes, falhas de natureza tanto mecânica quanto biológica podem acontecer. Mecanicamente, pode haver desde o afrouxamento de parafusos até a fratura de componentes. Biologicamente, as falhas resultam na perda óssea ao redor dos implantes. Biologicamente, as falhas resultam na perda óssea ao redor dos implantes^{56, 61, 67}.

O assentamento da prótese sobre os implantes, sem exercer tensões ou pressões, é o que se entende por adaptação passiva⁵⁰. Essa adaptação é de fundamental importância, visto que os implantes, diferentemente do que acontece com dentes, não apresentam a resiliência dada pelas fibras do ligamento periodontal que agem como um amortecedor para as tensões existentes^{45, 57}. Clinicamente, é impossível que uma adaptação completamente passiva seja alcançada na construção de uma prótese sobre múltiplos implantes, devido ao grande número de fatores relacionados. Por mais avançadas que sejam as tecnologias empregadas na elaboração de técnicas e na confecção de materiais, pequenos erros, que vão desde a moldagem inicial até a instalação da prótese, estão frequentemente presentes no tratamento. Fatores como distorção do material de moldagem, movimentação dos componentes de moldagem, expansão do gesso e do revestimento e contração da liga metálica e da resina acrílica, associados à destreza do operador, são os principais responsáveis por esses erros⁴³.

A moldagem de transferência talvez seja o principal fator a ser respeitado. É desse procedimento que os demais serão diretamente dependentes. Um molde

fiel, que reproduz a condição clínica da melhor forma, tem grandes chances de resultar uma prótese bem adaptada. Embora a tecnologia atual reconheça que reconstruções imperfeitas são uma realidade clínica, o nível de imperfeição é controlado pela aplicação inteligente da ciência dos materiais⁴⁵. A escolha do material empregado nesse processo é de grande importância. Em geral, utiliza-se o silicone de adição ou o poliéter, pois são os materiais que agregam as melhores características físicas, dentre os disponíveis^{21, 42, 62}.

Dentro do procedimento de moldagem de transferência, não é só a escolha do material que pode influenciar diretamente no resultado final do trabalho protético. O tipo e a forma como os componentes de transferência são utilizados também pode interferir. Esses transferentes podem ser, em linhas gerais, do tipo cônicos, utilizados na técnica de moldeira fechada, e do tipo quadrado, utilizados na técnica do moldeira aberta^{19, 34, 38}. Nessa última, é possível realizar a união dos componentes antes da moldagem. Desta forma, pode-se melhorar a estabilização dos componentes durante a inserção e remoção da moldeira, a polimerização do material de moldagem e também na fase de cristalização do gesso, na obtenção do modelo de trabalho⁴.

Quando se opta pela união, em geral, esses transferentes podem ser unidos com bastões de resina acrílica ou hastes metálicas. A literatura diverge quanto a definição da melhor forma de realizar essa união. Alguns autores sugerem que a estabilização dos transferentes deve ser feita com resina acrílica^{2, 19, 55, 64}, enquanto outros preconizam o uso de hastes metálicas e resina acrílica^{18, 19}. Porém, outros trabalhos afirmam ser desnecessária essa união^{19, 34, 31, 51}.

Dos tipos de prótese sobre implantes, a prótese protocolo é a que mais sofre influência com relação à estabilização de componentes de moldagem e

consequente adaptação passiva. Isso porque nesse tipo de reabilitação há um maior número de implantes envolvidos, abrangendo grande parte da arcada do paciente; a barra metálica, por consequência, também é extensa, sofrendo assim maiores influências no processo de confecção (contração da liga metálica, por exemplo); a disposição dos implantes é em curva e, muitas vezes, com inclinações diferentes. Assim, todos esses fatores são contribuintes para uma maior possibilidade de falhas de adaptação nesse tipo de prótese, o que leva à necessidade de um cuidado maior na sua realização. O sistema *All-on-four* consiste em uma prótese protocolo em que quatro implantes são utilizados, dispostos em curva, e os dois implantes das extremidades são inclinados para a distal. Para a instalação desses implantes, um guia cirúrgico pré-fabricado orienta o cirurgião quanto à instalação. Esse procedimento visa diminuir o braço do cantiléver formado, permitindo uma reabilitação protética total, sobre apenas quatro implantes ^{40, 46-48}.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Aparício³ (1994) relata que, pelo fato do sistema osso-implante ter menor capacidade que o sistema periodonto-dente em absorver e distribuir as forças mastigatórias através do osso alveolar, uma impossibilidade de adaptação passiva produzirá uma sobrecarga aos elementos mecânicos do sistema, podendo resultar em soltura ou fratura dos parafusos de ouro. Em casos mais graves pode também afetar os elementos biológicos, causando a completa perda da osseointegração ou a diminuição da altura do osso marginal peri-implantar. O autor apresenta uma técnica de cimentação para favorecer o assentamento passivo, avaliado por meio de três parâmetros clínicos: ausência de sensações de tensão ou dor; fechamento dos parafusos com volta máxima de um terço; teste de ajuste da armação com parafuso único na posição distal seguido de exame visual do assentamento dos pilares ou por radiografias intraorais. Foram analisadas 64 próteses, por até 2 anos, com resultados clínicos satisfatórios.

Hussaini, Wong³⁵ (1997) descreveram um método para confecção de um modelo de trabalho preciso e compararam os resultados com os obtidos através da técnica convencional. O objetivo dos autores foi minimizar as desadaptações de infra-estruturas sobre implantes, decorrentes dos erros resultantes da transferência de moldagem dos implantes, que frequentemente levam a procedimentos repetidos de secção e soldagem das infra-estruturas. Após análises microscópicas das interfaces entre a infra-estrutura e os *abutments* dos implantes, os resultados mostraram para o modelo testado desajustes de 20µm a 36µm e para o modelo convencional os desajustes variaram de 82µm a 139µm. Segundo os autores, a precisão do modelo de trabalho possibilita ao clínico a decisão de indicar ao

laboratório de prótese que realize os procedimentos de secção e soldagem utilizando o modelo como guia, diminuindo, dessa forma, tempo clínico e minimizando os inconvenientes ao paciente.

Dumbrigue et al.²⁴ (2000) preconizaram a utilização de bastões de resina acrílica pré-fabricados para a união de transferentes de implantes, com o objetivo de diminuir a contração da polimerização da resina. Os autores descreveram a técnica em que a resina acrílica deve ser injetada dentro de canudos de 3 mm de diâmetro com o auxílio de seringa de plástico. Após pelo menos 17 minutos, é removida a barra de resina do canudo, que somente deve ser utilizada após 24 horas.

Sahin, Çehreli⁵⁹ (2001) realizaram uma revisão de literatura sobre o significado clínico de adaptação passiva em infra-estruturas sobre implantes e os fatores que afetam o resultado final desta adaptação. Segundo os autores, o assentamento passivo é um dos pré-requisitos mais importantes na manutenção da osseointegração. Entretanto, os métodos clínicos e laboratoriais utilizados para fabricação de infra-estruturas são inadequados para obtenção de uma adaptação passiva absoluta.

Malo et al.⁴⁸ (2003) propuseram um protocolo para a reabilitação simples da mandíbula edêntula em até 2 horas, o chamado conceito “*All-on-four*”. Foram instalados 176 implantes em 44 pacientes com carga imediata utilizando próteses em acrílico. Além dos implantes que receberam carga, 24 dos 44 pacientes tiveram 62 implantes “reserva” instalados, não incorporados nas próteses imediatas mas sim nas próteses definitivas. Dos implantes instalados, 45 foram colocados em alvéolos de extração frescos. Cinco implantes foram perdidos em cinco pacientes antes de 6 meses, com uma taxa de sobrevivência de 96,7% de sucesso. Não houve insucesso em próteses e a perda óssea marginal foi pequena.

Naconecy et al.⁵² (2004) avaliaram a deformação de uma estrutura metálica conectada a quinze modelos de gesso tipo IV (GC FujiRock EP), fabricados usando três técnicas de transferência para determinar o procedimento de moldagem mais preciso. O material de moldagem utilizado foi o poliéster (Impregum F). Para o grupo 1, modelos foram criados pela técnica direta esplintada (transferentes quadrados unidos com pinos de aço carbono com 2,5 mm de diâmetro e resina acrílica GC Pattern Resin); para o grupo 2, modelos foram feitos pela técnica direta não esplintada (transferentes quadrados); e para o grupo 3, foram fabricados modelos usando a técnica indireta (transferentes cônicos). Os autores concluíram que a técnica direta esplintada foi o método de transferência mais preciso para múltiplos pilares comparada às técnicas direta não esplintada e indireta.

Kim et al.⁴¹ (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 realizados cinco modelos de trabalhos por técnica de moldagem e 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 31,3µm. O menor deslocamento ocorreu no grupo não esplintado em comparação ao grupo esplintado durante a realização da moldagem. Já 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.

Khatami, Smith⁴⁰ (2008) relataram um caso clínico no qual utilizaram a metodologia *All-on-four*, introduzindo uma estrutura metálica de reforço torneada por sistema CNC. Após o controle clínico de um ano, não houve complicações relatadas pelo paciente.

Dullabh, Sykes²³ (2008) relatam que o tipo de material utilizado e a técnica empregada em moldagens de prótese implanto-suportadas têm papel fundamental na precisão e conseqüentemente na transferência de estresse. No estudo, a confiabilidade e previsibilidade de três métodos de transferência foram avaliados. Um modelo mestre metálico foi produzido para controle dos eventos de moldagem. As leituras foram realizadas em microscópio Reflex e os dados foram avaliados estatisticamente para efeito de comparação com o controle. Os resultados sugerem que as técnicas de transferência direta são iguais ou superiores que as técnicas indiretas. Não foi observada diferença estatisticamente significativa na precisão de transferência entre a técnica com transferentes quadrados unidos e não-unidos.

Assunção et al.⁶ (2008) avaliaram 3 técnicas moldagem de transferência para próteses sobre implantes: 1 – Transferentes quadrados unidos com resina acrílica autopolimerizável, 2 – Transferentes quadrados unidos com resina composta fotopolimerizável e 3 – Transferentes quadrados submetidos a ar-abrasão com óxido de alumínio. As moldagens foram realizadas com poliéter e os dados obtidos foram comparados com o grupo controle, caracterizado por uma matriz metálica com implantes instalados com inclinação compreendida entre 65 e 90 graus em relação à

superfície da matriz, instalados aleatoriamente com auxílio de Auto CAD. Não foram observadas diferenças significativas entre os grupos esplintados com resina acrílica e com resina composta fotopolimerizável, os quais foram mais precisos que o grupo não esplintado e com os componentes submetidos a ar-abrasão com óxido de alumínio, que apresentou resultados inferiores.

Del'Acqua et al.¹⁹ (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). Foi obtido um total de cinquenta modelos, sendo cinco por técnica. Pode-se concluir em relação às técnicas estudadas que: 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.

Gennari Filho et al.²⁸ (2009) compararam técnicas de esplintagem na moldagem de transferência de implantes com diferentes angulações. 24 réplicas de uma matriz metálica contendo dois implantes em 90° e 65° em relação à superfície horizontal foram submetidas a quatro técnicas de moldagem de transferência: T1- transferentes quadrados sem união; T2- transferentes quadrados unidos com fio dental e resina acrílica autopolimerizável; T3- transferentes quadrados unidos com fio dental e resina acrílica autopolimerizável, seccionada e unidos novamente; T4- transferentes quadrados unidos com barras de resina acrílica pré-fabricadas. As moldagens foram realizadas com poliéster e as réplicas analisadas individualmente, através de captura de imagens e análise gráfica em *software*. As imagens foram comparadas com a matriz (controle) e as diferenças de angulações das imagens foram calculadas. Todos os grupos apresentaram diferenças estatisticamente significativas nos implantes angulados quando comparados com o grupo controle ($p < 0.05$). O grupo T1 apresentou a maior discrepância, seguido por T2, T3 e T4, que mostrou a menor alteração angular em relação ao controle. Houve diferenças estatisticamente significativas entre implantes inclinados e retos em todos os grupos, exceto no grupo T4.

Aguilar et al.¹ (2010) compararam a distorção de poliéster misturado mecanicamente e silicones de adição na moldagem de transferência de implantes dentais. Vinte moldagens (10 com silicone e 10 com poliéster) foram feitas a partir de uma mandíbula fundida com cinco análogos de pilares instalados. Para as moldagens, foi utilizada a técnica de impressão direta e a mistura mecânica. Foram analisadas as coordenadas espaciais da precisão da moldagem, aferindo distâncias

lineares (concentricidade) e inclinações angulares (paralelismo) para análise da distorção dos modelos em relação matriz metálica. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os materiais de impressão para o paralelismo ($P=0,91$) e concentricidade ($P=0,85$). Para perpendicularidade, o grupo moldado com silicone teve uma média de 0,643 graus menos distorção ($P=0,004$). Os autores concluíram que o silicone de adição e o poliéter têm efeitos de distorção similares para procedimentos de transferência quando se utiliza a técnica de impressão direta e máquina de mistura.

Hariharan et al.³⁰ (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. O estudo envolveu quatro grupos: grupo A- não-esplitada; grupo B- esplitada com resina pattern GC, cortada e reunida; grupo C- esplitada com silicone de adição (Imprint Bite, 3M ESPE) e grupo D: esplitada com poliéter (Ramitec, 3M ESPE). Quatro moldagens 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 de coordenadas. Os modelos obtidos a partir de todas as quatro técnicas de moldagem apresentaram diferenças em relação ao modelo mestre. A técnica de união com registro de mordida de poliéter foi a mais precisa, seguida do grupo unido com resina acrílica, o não unido e o unido com registro de mordida de silicone de adição.

Del'Acqua et al.²¹ (2010), utilizando um modelo mestre metálico, com quatro análogos paralelos de minipilar, compararam três técnicas de transferência

para implantes: Index (Grupo I), Transferentes para moldeira aberta (Grupo S) e Transferentes para moldeira aberta modificados (Grupo SM). Nas moldagens, utilizou-se o silicone de adição. Sobre o modelo mestre, foi encerada e fundida uma barra metálica adaptada passivamente sobre os análogos. Para as medições, a barra metálica foi parafusada sobre cada modelo obtido de cada grupo. As fendas foram avaliadas e medidas através de uma lupa e um programa de computador. Os resultados foram: Controle = 31,63 μm ; Grupo I = 45,25 μm ; Grupo S = 96,14 μm ; e Grupo SM = 51,20 μm . Após a análise estatística, os autores concluíram que os grupos I e SM não apresentaram diferenças significantes entre si, mostrando os melhores resultados.

Del'Acqua et al.²⁰ (2010) avaliaram a precisão de modelos obtidos a partir de duas técnicas de moldagem (transferentes para moldeira aberta e transferentes de moldeira aberta jateados e revestidos com adesivo), utilizando dois materiais de moldagem (silicone de adição e poliéster). Para tal, um modelo mestre metálico, com quatro análogos de minipilar dispostos paralelamente foi utilizado. De acordo com as variáveis, quatro grupos foram formados: transferente quadrado/poliéster (SI); transferente quadrado/silicone de adição (SE); transferente quadrado/adesivo/poliéster (ASI); e transferente quadrado/adesivo/silicone de adição (ASE). As fendas formadas entre os análogos e a barra metálica foram avaliadas e medidas com uma lupa e um programa de computador. Os resultados foram: Controle = 31,63 μm ; SI = 38,03 μm ; ASI = 46,80 μm ; SE = 151,21 μm ; ASE = 136,59 μm . Não houve diferenças estatísticas entre os grupos SE e ASE. Segundo os autores, o poliéster foi o melhor material de moldagem e a técnica de moldagem não interferiu nos resultados dos modelos obtidos.

Mostafa et al.⁵¹ (2010) utilizaram um modelo mestre, simulando uma mandíbula humana, feito de poliuretano e com quatro implantes instalados para avaliar três técnicas de moldagem de transferência. Das combinações de materiais e técnicas, foram obtidos seis grupos: G1- moldeira fechada/silicone de adição; G2- moldeira fechada/poliéter; G3- moldeira aberta/sem união/silicone de adição; G4- moldeira aberta/sem união/poliéter; G5- Moldeira aberta/unidos com resina acrílica/silicone de adição; e G6- Moldeira aberta/unidos com resina acrílica/poliéter. De cada grupo, obtiveram-se 10 modelos em gesso tio IV, totalizando 60 corpos de prova. As distâncias entre os implantes foram medidas com a utilização de um microscópio. Após a análise estatística, os autores concluíram não haver diferenças estatisticamente significantes com relação à esplintagem de transferentes, nem com relação ao material de moldagem. A técnica de moldeira fechada com silicone de adição foi superior à moldeira fechada com poliéter e à moldeira aberta sem união com poliéter.

Jo et al.³⁸ (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, na moldagem de dois implantes (Osstem GS III, Korea) paralelos e um implante com inclinação mesial de 10° em relação ao adjacente. As moldagens foram realizadas com silicone de adição em moldeira plásticas (Lightplast, DreveDentamid, Germany), adaptadas ao dispositivos mestre, 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 pesado (Imprint III, PentaTM, 3M ESPE, Germany) acomodado na moldeira e realizada a moldagem. Foram produzidos 10 moldagens para cada grupo avaliado.

Não foi observado diferença estatisticamente significativa com relação ao comprimento dos transferentes. A técnica de moldeira aberta produz 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 angulados mesial.

Lee et al.⁴³ (2011) utilizaram um modelo mestre metálico com seis implantes instalados, com o objetivo de avaliar a estabilidade dimensional de materiais de moldagem na obtenção de modelos para prótese sobre implante. Cinco grupos foram formados de acordo com a união dos transferentes: G1- unidos com resina acrílica, seccionados após 24 horas e unidos novamente; G2- unidos com resina acrílica, seccionados após 17 minutos e unidos novamente; G3- gesso de moldagem e nova moldagem com poliéter; G4- gesso de moldagem com fio dental; G5- silicone de adição para registro de mordida. As moldagens dos grupos 1 a 4 foram realizadas com poliéter. Uma máquina de medidas de coordenadas foi utilizada para avaliar as alterações nos três diferentes eixos (x, y e z). Segundo os autores, G1 apresentou-se melhor que G3 e G4, respectivamente. Não houve diferença entre os grupos G3, G4 e G5 no eixo x, G2, G3 e G4 no eixo y e G1, G3, G4 e G5 no eixo z.

Papaspyridakos et al.⁵⁵ (2011) avaliaram *in vitro* a precisão de duas diferentes técnicas de moldagem de implantes, ferulizados e não ferulizados, a partir de moldagens realizadas em pacientes que receberam próteses totais fixas. Todos os pacientes foram submetidos a cirurgia guiada por computador. 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 poliéter (Impregum - 3M ESPE). Os modelos foram produzidos com gesso tipo IV (Silky Rock, Whip Mix) sob espatulação à vácuo. Todos os pacientes foram definitivamente reabilitados com uma infraestrutura fabricada em zircônia. A precisão do ajuste de cada prótese foi avaliada indiretamente através de análise clínica e radiográfica, onde a infraestrutura era parafusada por apenas um parafuso, seguido da obtenção de radiografias paralelas a um cone longo e panorâmicas. As análises das fendas foram realizadas por dois examinadores que não participaram do tratamento. Houve diferença estatisticamente significativa entre o grupo ferulizado e o não ferulizado ($p < 0.05$). Das 13 infraestruturas obtidas a partir dos transferentes ferulizados, 12 apresentaram-se com ajuste clínico preciso. Apenas 6 das 13 infraestruturas obtidas a partir de transferentes não ferulizados mostraram-se precisas.

Del'Acqua et al.²² (2012) compararam a precisão de duas técnicas de união de transferentes: com resina acrílica (D) e com metal e resina acrílica (M). Em um modelo mestre metálico, foram instalados quatro análogos de minipilar, dispostos paralelamente, em curva, simulando implantes para uma prótese protocolo. Sobre esse modelo, foi confeccionada uma barra metálica adaptada passivamente. A barra metálica foi parafusada sobre os modelos obtidos e a fenda formada com os análogos foi medida com a utilização de uma lupa e um programa de computador. Os resultados foram: Grupo Controle = 32 μm ; Grupo D = 160 μm ; Grupo M = 69 μm . Os grupos D e M apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre si. Os autores concluíram que o método de transferência utilizando bastões metálicos e resina acrílica é o mais preciso.

Avila et al.⁸ (2012) compararam duas técnicas de esplintagem utilizando um modelo com quatro análogos de minipilar, paralelos, dispostos em curva,

simulando o que se deveria ter para uma prótese protocolo. Para o grupo 1, os transferentes foram instalados com um torque de 10Ncm, sem nenhum tipo de união. Já no grupo 2, os transferentes foram instalados com um torque de 10Ncm e unidos com bastões metálicos e resina acrílica. A moldagem de transferência foi feita com silicone de adição e moldeiras de estoque. Os resultados mostraram que os dois métodos de transferência geraram diferença em relação ao modelo mestre, e que o grupo 2 foi estatisticamente superior em relação ao grupo 1.

Avila et al.¹⁷ (2013) compararam a utilização de um index de transferência (Grupo I) com três técnicas de moldagem de transferência: transferentes para moldeira fechada (Grupo T), transferentes para moldeira aberta (Grupo S) e transferentes para moldeira aberta modificados com prolongamentos de resina acrílica (Grupo SM). Para a comparação, um modelo metálico similar a uma mandíbula e uma infraestrutura metálica passiva foram utilizados. Todos os procedimentos de moldagem foram realizados com silicone de adição e moldeiras de estoque metálicas. Para cada grupo, 5 espécimes foram fabricadas em gesso tipo IV. A infraestrutura metálica foi então posicionada e parafusada sobre os análogos de cada modelo obtido. As fendas formadas entre a infraestrutura e os análogos foram medidas com a utilização de uma lupa e um programa de computador. Após a análise estatística, os autores concluíram que a melhor forma de transferência dos implantes foi utilizando o index e os transferentes com moldeira fechada.

Baig⁹ (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 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 graus e sem diferenças estatisticamente significantes com angulações entre 5 e 15 graus 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; implantes com angulações entre 20 e 25 graus interferem na precisão da transferência.

Avila et al.⁷ (2014) utilizaram uma matriz confeccionada em alumínio, desenvolvida por AutoCAD, com quatro análogos de minipilar, sendo que os dois análogos mais distais eram angulados para a distal. A matriz possuía um sistema de moldagem com encaixes e roscas que elimina a força exercida no ato de inserção e remoção da moldeira. Uma infraestrutura passiva foi confeccionada sobre essa matriz. Seis grupos experimentais foram formados, variando-se o gesso dos modelos, o tipo de moldeira e o tipo de união dos transferentes. Após parafusar a infraestrutura sobre os modelos obtidos, as fendas formadas com os análogos foram medidas com

a utilização de uma lupa e um programa de computador. Os autores não acharam diferenças estatísticas em seus resultados.

Balouch et al.¹⁰ (2013) compararam moldagem aberta e moldagem fechada, utilizando matriz com três implantes, sendo o central reto e os outros dois com inclinação de 15 graus. Foi utilizado poliéster como material de moldagem e produzidos modelos com gesso tipo IV. Uma máquina de medição por coordenadas (CMM) foi utilizada para comparação das técnicas. Os resultados revelaram diferenças estatisticamente significantes entre a técnica de moldeira fechada e aberta. Segundo os autores, as desadaptações foram $129 \pm 37\mu\text{m}$ e $143,5 \pm 43,67\mu\text{m}$ para moldeira fechada e aberta, respectivamente, apontando a técnica de moldeira fechada como melhor.

Ehsani et al.²⁵ (2014) compararam a precisão de moldagem em implantes paralelos e inclinados, simulando um plano de tratamento do tipo *All-on-four*. Uma matriz com dois implantes centrais retos e os das extremidades com inclinação de 30 graus foi utilizada para moldagens abertas. O material de moldagem de escolha foi o silicone de adição e os transferentes não foram unidos. Os resultados foram avaliados por meio do sistema CMM. A precisão de moldagem não mostrou diferenças estatisticamente significantes entre os implantes inclinados e os retos. É importante destacar que uma reprodução exata da posição dos implantes na matriz não foi alcançada em nenhuma das medições, evidenciando que 100% de passividade clínica ainda não pode ser alcançada.

Geramipanh et al.²⁹ (2014) realizaram estudo com o objetivo de comparar a moldagem dos *abutments* e diretamente dos implantes, além de comparar o uso de moldeiras totais e moldeiras parciais. Uma matriz com 4 implantes angulados (20 e 30 graus) foi fabricada e 40 moldagens foram realizadas,

sendo 20 com moldeiras totais e 20 com moldeiras parciais. Os grupos foram subdivididos e em cada um deles 10 moldagens foram realizadas diretamente nos implantes e 10 moldaram os *abutments*. Os autores concluíram que moldeiras parciais não apresentaram vantagens em comparação às moldeiras totais. A moldagem dos *abutments* mostrou-se tão precisa quanto à moldagem dos implantes.

3 PROPOSIÇÃO

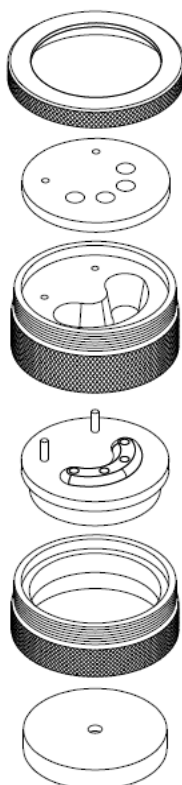
O objetivo do presente estudo foi avaliar in vitro a precisão de diferentes métodos de união de transferentes quadrados na moldagem de implantes paralelos, simulando prótese protocolo convencional, e com os implantes distais angulados, simulando o esquema de reabilitação *all-on-four*, utilizando-se uma matriz metálica obtida em CAD/CAM.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Obtenção do modelo mestre

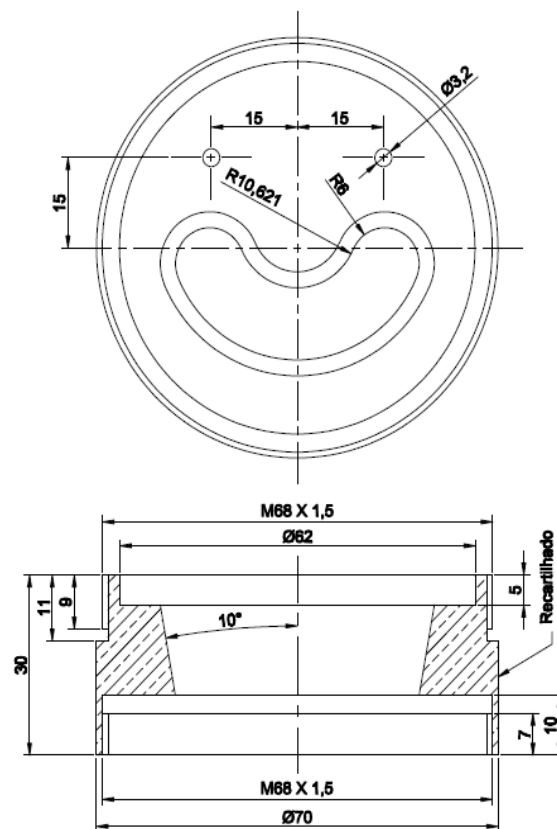
Para a obtenção do modelo mestre, matrizes metálicas em alumínio foram confeccionadas em torno CNC, a partir de um projeto desenvolvido em AutoCAD. As matrizes apresentavam quatro perfurações, sendo estas em forma de curva, paralelas (prótese protocolo convencional) e anguladas (esquema “All-on-four”). Nestas perfurações, foram fixados análogos (Micro-Unit - Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP/Brasil), denominados A, B, C e D. Sobre os análogos, foram confeccionadas estruturas metálicas enceradas sobre cilindros calcináveis, com base de Cr-Co, pré-fabricados (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP/Brasil).

Figura 1 - Esquema da matriz metálica em AutoCAD



O modelo mestre (MM) oferece um sistema integrado de moldagem que suprime os efeitos indesejados de forças extrínsecas aplicadas no ato da remoção da moldeira, devido a um sistema de rosca infinita e de travas (pinos de inox – Figura 1 e 3) deslizantes entre a matriz e a moldeira. Apresenta ainda moldeiras com válvulas para escoamento do excesso de material utilizado na moldagem e modelagem (Figura 2). Essas moldeiras apresentam também volume interno idêntico em suas diferentes apresentações quanto ao alinhamento e inclinação dos implantes instalados, permitindo moldagens com a mesma quantidade de material de moldagem e produzindo modelos idênticos, possibilitando comparações entre os diferentes sistemas.

Figura 2 - Esquema da moldeira utilizada na moldagem demonstrando volumes idênticos da área interna.



4.2 Variáveis do Estudo

4.2.1 Posição dos implantes e inclinação dos Implantes

- ✓ Implantes em curva e paralelos entre si, simulando prótese protocolo convencional (Figura 4);
- ✓ Implantes em curva e inclinados no sentido mesio-distal, simulando prótese “All-on-four” (Figura 5).

Figura 3 – Esquema de inclinação dos implantes.

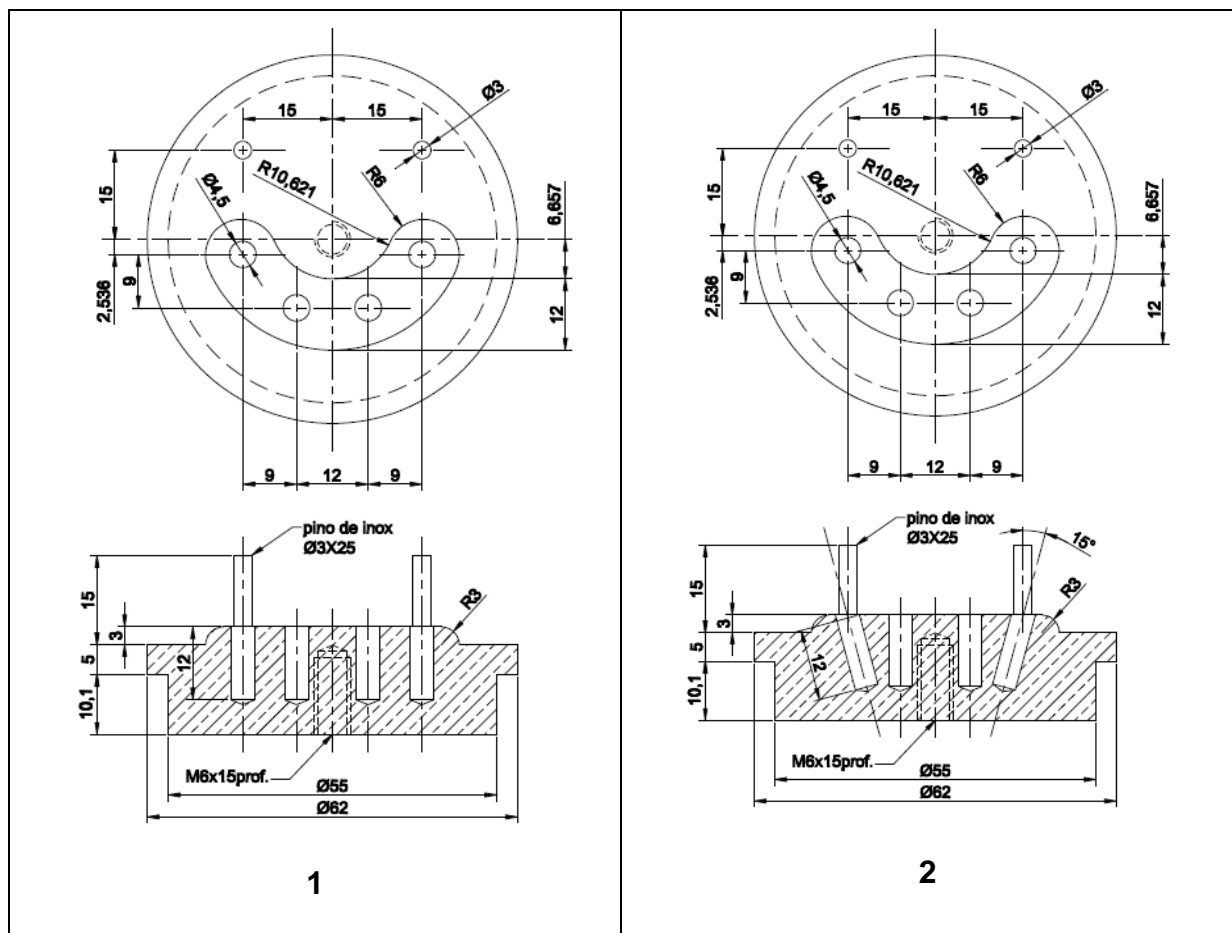


Figura 4 – Aspecto da matriz metálica com análogos paralelos;



Figura 5 – Aspecto da matriz metálica com análogos distais angulados



4.2.2 Método de União dos transferentes de Moldagem

- ✓ Transferentes quadrados sem união (GSU);
- ✓ Transferentes quadrados unidos com bastões de resina acrílica autopolimerizável pré-fabricados (GUR);
- ✓ Transferentes quadrados unidos com haste metálica, cianoacrilato e resina acrílica autopolimerizável (GUM).

Os transferentes quadrados (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo-SP, Brasil) foram parafusados com a chave digital hexagonal de 1,17 mm até sentir-se resistência e, então, receberam um torque de 10 Ncm com um torquímetro protético (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo-SP, Brasil) para uma melhor padronização³⁶ (Figuras 6 a 8).

Figura 6 – Matriz de análogos retos com transferentes posicionados;



Figura 7 – Matriz de análogos distais angulados com transferentes posicionados



Figura 8 – Torquímetro protético (torque de 10Ncm)



Barras de resina acrílica (Pattern GC-GC America Inc.,USA) foram feitas com resina acrílica injetada dentro de canudos de 3 mm de diâmetro (Quick Ind. e Com.Ltda – Limeira-SP, Brasil), com o auxílio de seringa de plástico (Figura 9). Após pelo menos 17 minutos, foi removida a barra de resina do canudo, que foi utilizada somente após 24 horas²⁴.

Figura 9 – Bastões de Resina Acrílica



No método B, para união dos transferentes, foi inicialmente aplicada resina acrílica (Pattern GC-GC America Inc./USA) ao redor da parte retentiva dos transferentes quadrados. As barras de resina foram cortadas em comprimentos apropriados para fechar o espaço entre transferentes adjacentes. Usando a técnica do pincel, as extremidades das barras de resina foram unidas aos transferentes. Foi permitido que a resina aplicada polimerizasse por pelo menos 17 minutos antes de

seu seccionamento e nova união. Apesar de Ivanhoe et al.³⁶ deixarem 1 mm de espaço entre cada transferente, foi deixado somente o espaço criado pelo corte da barra de resina com um disco diamantado de dupla face com 150 µm de espessura (Intensiv S.A. – Grancia Switzerland, Swiss). Isso permite uma minimização das forças causadas pela contração da resina¹⁸. Após o corte, as barras foram unidas novamente com resina acrílica e aguardados 17 minutos. O conjunto dos transferentes esplintados foi removido e parafusado aos análogos com um torque de 10 Ncm (Figuras 10 a 17).

Figura 10 - Matriz de análogos paralelos com resina acrílica;



Figura 11 – Matriz com análogos distais angulados com resina acrílica;



Figura 12 – Aspecto da matriz de análogos retos após a união com os bastões de resina acrílica;

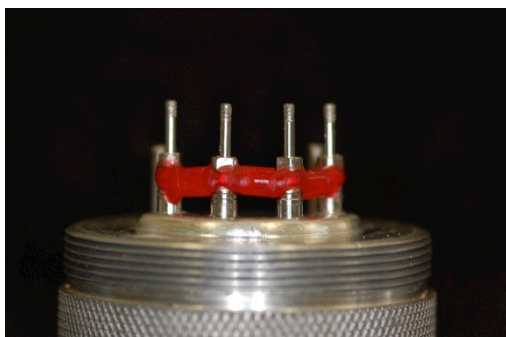


Figura 13 – Aspecto da matriz de análogos distais angulados após a união com os bastões de resina acrílica.

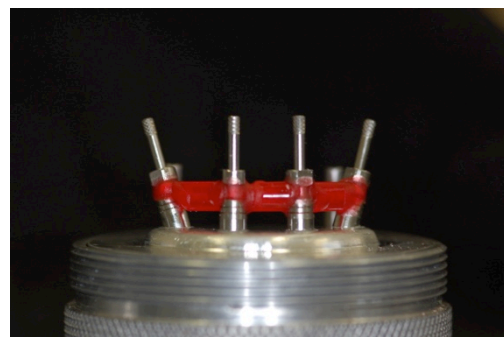


Figura 14 – Vista superior da matriz de análogos retos com os transferentes unidos com resina acrílica



Figura 15 - Vista superior da matriz de análogos em curva com os transferentes unidos com resina acrílica



Figura 16 – Aspecto da resina após o seccionamento com disco diamantado

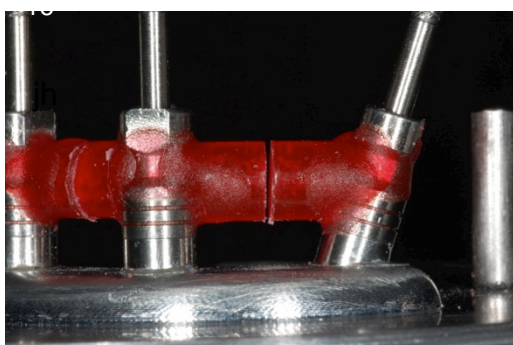
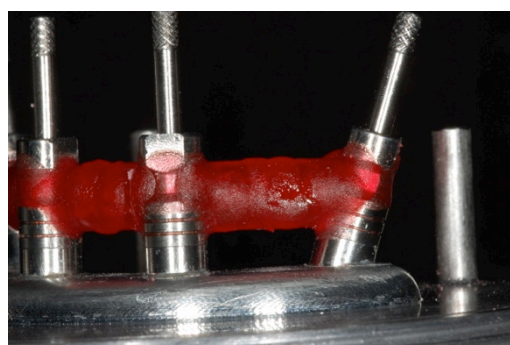


Figura 17 – Aspecto da resina após ser unido novamente com resina, pela técnica do pincel



Para o método C, os transferentes foram fixados com uma haste metálica de corte circular de 1,5 mm e cianoacrilato de baixa viscosidade (Super Bonder – Locite), com resistência ao cisalhamento de 100 kgf.cm^2 , e reforçado com resina acrílica Pattern pela técnica do pincel (Figuras 18 a 20).

Figura 18 – Bastões metálicos sendo posicionados com resina acrílica

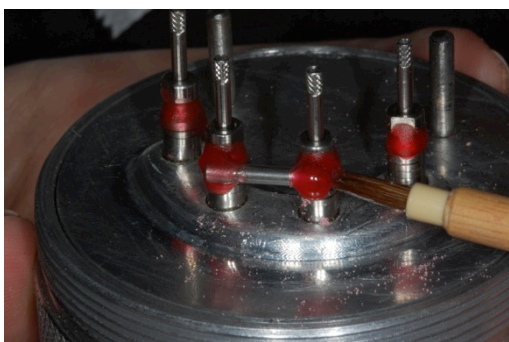


Figura 19 – Aspecto da matriz com análogos unidos com bastões metálicos e resina acrílica autopolimerizável (vista frontal)

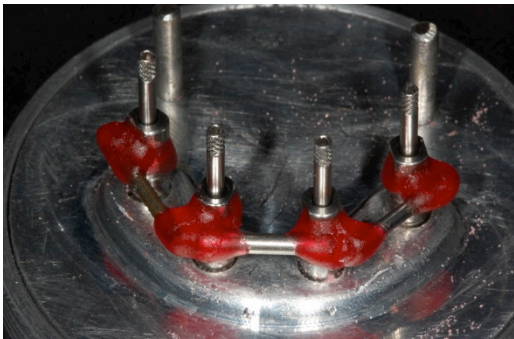


Figura 20 – Aspecto da matriz com análogos unidos com bastões metálicos e resina acrílica autopolimerizável (vista oclusal)



4.3 Moldagem

Todos os procedimentos foram realizados com temperatura ambiente controlada ($23^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$) e umidade relativa de $50\% \pm 10\%$. Foram realizadas 7 moldagens para cada variável analisada. O tempo de presa, de acordo com o fabricante, foi dobrado para compensar o retardo do tempo de polimerização pelo fato da moldagem ser feita à temperatura de 25°C ao invés da temperatura bucal⁴⁶,⁴⁷. A moldagem foi realizada com silicone de polimerização por adição (Express 3M/ESPE – Califórnia, USA). O material pesado foi manipulado manualmente pelo tempo recomendado pelo fabricante. O material leve, apresentado em forma de cartucho, com pasta base e pasta catalisadora, foi proporcionado por dispositivo com ponteiros de auto mistura. O material de moldagem foi injetado ao redor dos transferentes com auxílio de pistola de moldagem (Polidental Indústria e Comércio LTDA, São Paulo-SP, Brasil), e, em seguida, o material denso foi inserido na área interna da moldeira. Assim, o material foi pressionado pela aplicação da tampa até o completo travamento, permanecendo nesta posição até sua polimerização final (Figuras 21 a 27).

Figura 21 – ponteira de auto mistura inserindo o silicone fluido – transferentes sem união;

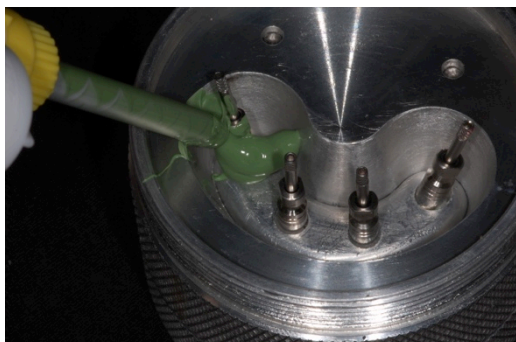


Figura 22 – ponteira de auto mistura inserido silicone fluido – transferentes unidos com resina acrílica



Figura 23 – ponteira de auto mistura inserido silicone fluido – transferentes unidos com bastões metálicos e resina acrílica

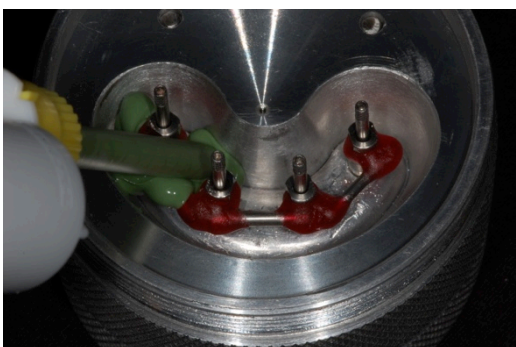


Figura 24 – Silicone fluido cobrindo os transferentes

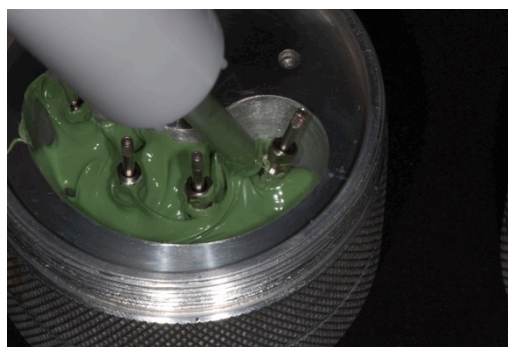


Figura 25 – Silicone denso inserido, expondo os parafusos dos transferentes

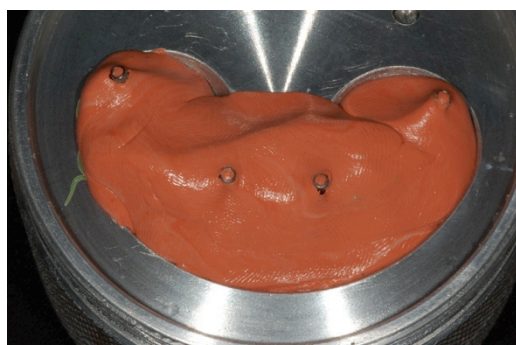


Figura 26 – Tampa da moldeira posicionada, pressionando o silicone denso

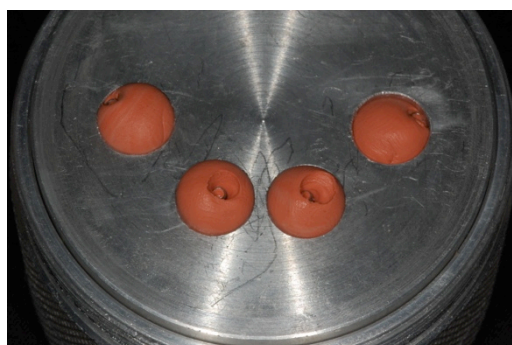
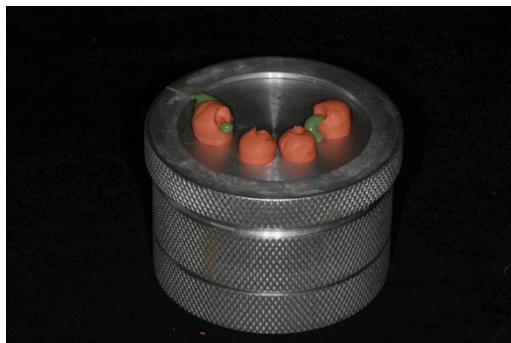


Figura 27 – Aspecto da matriz com a moldeira completamente rosqueada



4.4 Produção dos modelos

Uma matriz para vazamento do material de modelagem foi projetada em AutoCAD (Figura 34), apresentando volumes internos idênticos em suas diferentes apresentações quanto ao alinhamento e inclinação dos implantes instalados, permitindo produção de modelos com a mesma quantidade de material de modelagem, possibilitando comparações entre as variáveis do estudo. Os parafusos passantes dos transferentes foram desrosqueados e em seguida o conjunto moldeira/matriz foi separado. No molde, os análogos foram aparafusados aos transferentes e foram, então, aguardados 60 minutos para o vazamento do gesso pedra tipo IV (Fuji Rock EP – América Inc, USA) e esperado a presa final do gesso (60 minutos). Os parafusos passantes dos transferentes foram desrosqueados e, em seguida, o conjunto moldeira/modelo foi separado, proporcionando a obtenção das réplicas da matriz de alumínio (Figuras 28 a 33).

Figura 28 – Aspecto da matriz separada da “moldeira”, após a polimerização do material de moldagem



Figura 29 – Vista aproximada dos transferentes no material de moldagem



Figura 30 – Análogos parafusados nos transferentes



Figura 31 – Aspecto da “moldeira” com análogos parafusados e dispositivo para vazamento posicionado;

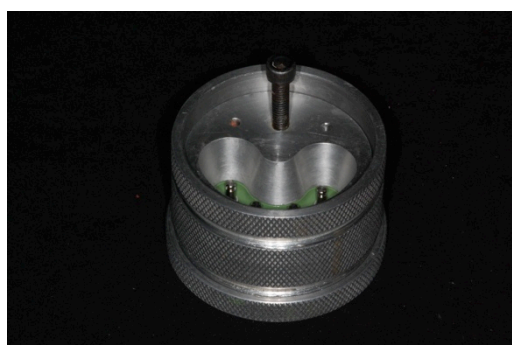


Figura 32 – Dispositivo para vazamento preenchido com o gesso tipo IV;

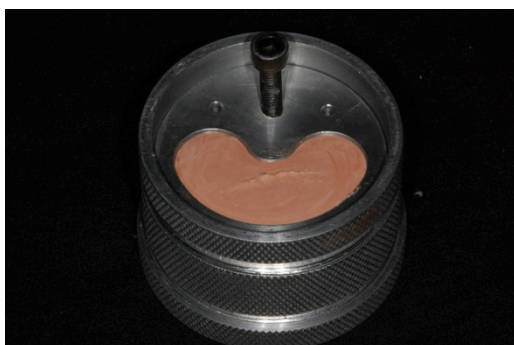
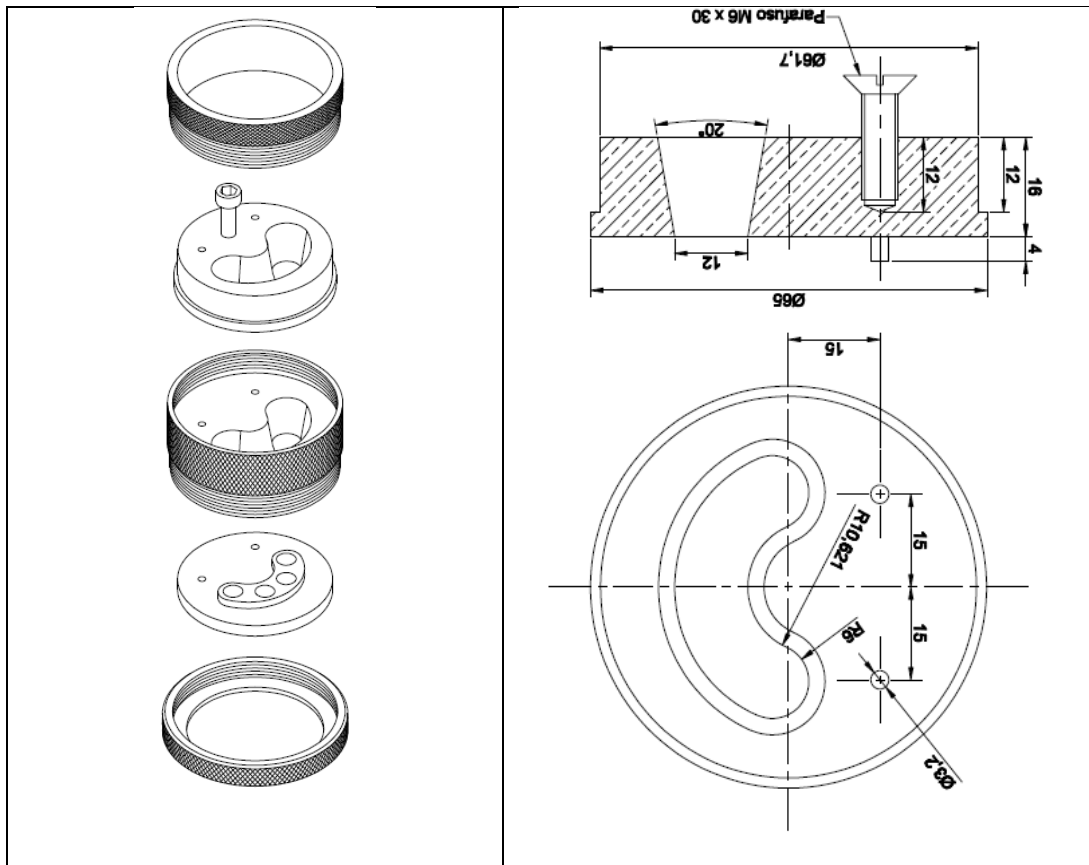


Figura 33 – Aspecto do corpo de prova, ao lado da matriz, após ser removido do dispositivo para vazamento.



De posse dos modelos de gesso obtidos a partir dessas diferentes técnicas de moldagens, e após um mínimo de 120 horas da produção do corpo de prova, foi parafusada a infraestrutura metálica padrão sobre os análogos e analisada a adaptação cervical entre a estrutura metálica e os análogos dos modelos.

Figura 34 - Esquema da moldeira utilizada na obtenção dos modelos.



4.5 Registro dos Desajustes Verticais (Adaptação Cervical)

Os modelos obtidos foram armazenados à temperatura ambiente por no mínimo 120 horas até que as medidas das fendas fossem realizadas.

A estrutura metálica foi parafusada aos modelos com um parafuso de titânio manualmente até sentir um leve toque no análogo **A**. Em seguida, foi dado um torque de 10 Ncm com um torquímetro manual para manter a estrutura em uma posição constante enquanto as medições foram feitas nos análogos **C** e **D**. Depois, foi retirado o parafuso do análogo **A** e repetido o processo no análogo **D** enquanto as medições foram feitas nos análogos **A** e **B**^{6, 48-50} (Figuras 35 e 36).

Figura 35 – Análogo D sendo rosqueado para aferição dos análogos A e B



Figura 36 – Fenda formada no análogo A



Foi utilizada uma lupa LEICA acoplada a uma câmera de vídeo colorida JVC com CCD de ½ pol. (modelo TK-C1380, Japão) para ampliar e gravar a imagem da fenda formada entre a estrutura metálica e cada um dos 4 análogos. Para a realização das mensurações das fendas foi utilizado o programa LEICA QWin (Leica Imaging Systems Ltd, Cambridge, England – Figuras 37 a 39).

Figura 37 – lupa LEICA acoplada a uma câmera de vídeo colorida JVC com CCD de ½ pol. (modelo TK-C1380, Japão);



Figura 38 – Modelo posicionado para avaliação na lupa

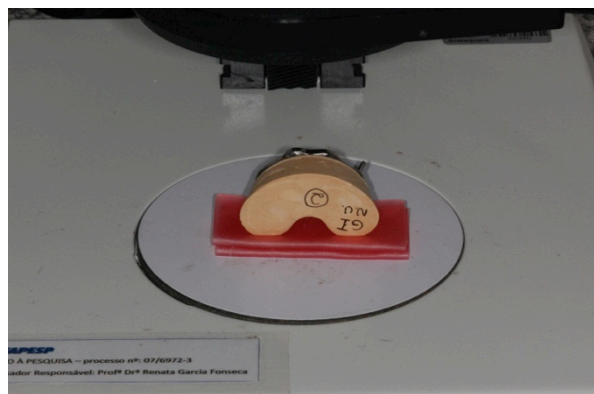
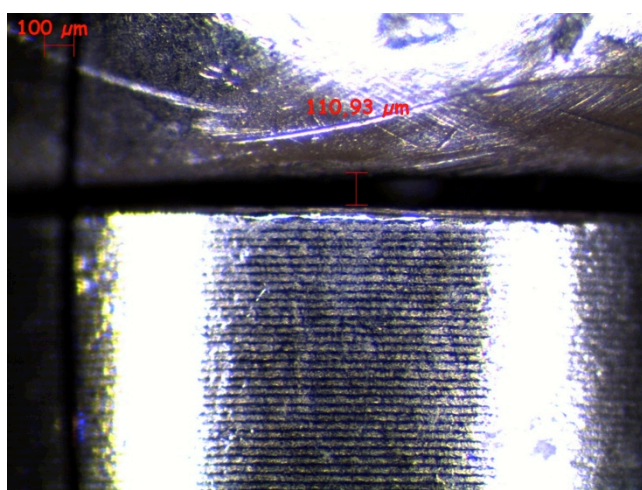


Figura 39 – Imagem gerada e captada pelo programa LEICA QWin (Leica Imaging Systems Ltd, Cambridge, England), ilustrando a medida da fenda formada



4.6 Análise Estatística

Os dados obtidos foram tabulados e submetidos à teste de normalidade, que indicou que os dados eram não-normais. Foi aplicado o teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis (Kruskal–Wallis one-way analysis of variance by ranks), com nível de significância de 5%. Quando detectada diferença estatisticamente significativa, foi aplicado o teste de Dunn (*post-hoc test*), para realizar comparações múltiplas e identificar entre quais grupos havia diferenças.

5 RESULTADO

Os resultados obtidos estão descritos nas tabelas abaixo. Na Tabela 1 e Figura 40, estão os dados dos modelos que simulavam prótese protocolo convencional (implantes retos). Foi observada diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p < 0,001$; Teste de Kruskal-Wallis). O teste de Dunn mostrou que a diferença estava entre o grupo unido por bastão de resina (GUR-R) e modelo mestre e do GUR-R e os demais grupos (grupo sem união – GSU-R e grupo unido por haste metálica – GUM-R).

Tabela 1 - Comparação entre as fendas encontradas nos modelos com implantes retos.

Grupo	Média (μm)	DP	Mediana (μm)	Q1	Q3
MM-R	119,16	30,08	110,40 ^a	94,93	130,14
GSU-R	120,18	61,95	108,27 ^a	80,89	148,64
GUR-R	168,82	59,05	186,71 ^b	127,73	211,90
GUM-R	102,79	42,65	92,98 ^a	62,49	144,00
Valor de P			<0,001*		

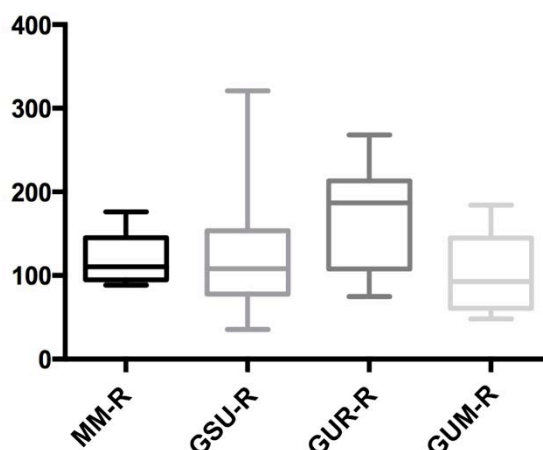
DP: desvio-padrão; Q1: quartil 1; Q3: quartil 3

* Teste de Kruskal-Wallis

MM-R: modelo mestre para implantes retos; GSU-R: grupo sem união dos transferentes para implantes retos; GUR-R: grupo com transferentes unidos por bastão de resina para implantes retos; GUM-R: grupo com transferentes unidos por haste metálica para implantes retos.

^{a,b}Teste de Dunn; letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,001$).

Figura 40 – Gráfico da comparação entre as fendas encontradas nos modelos com implantes retos.



Na Tabela 2 e Figura 41, estão os dados dos modelos que simulam o sistema *All-on-four* (implantes angulados). As diferenças nos valores entre os grupos de tratamento não são grandes o suficiente para excluir a possibilidade de que a diferença é devido ao acaso. Não há uma diferença estatisticamente significativa ($p=0,639$) entre os grupos experimentais.

Tabela 2 - Comparação entre os *gaps* encontrados nos modelos com implantes angulados.

Grupo	Média (μm)	DP	Mediana (μm)	Q1	Q3
MM-A	67,97	20,26	68,52 ^a	47,37	87,47
GSU-A	70,94	32,68	60,80 ^a	45,87	80,54
GUR-A	59,71	23,50	56,54 ^a	40,00	79,21
GUM-A	67,73	32,25	69,33 ^a	37,60	87,74
Valor de P			0,639		

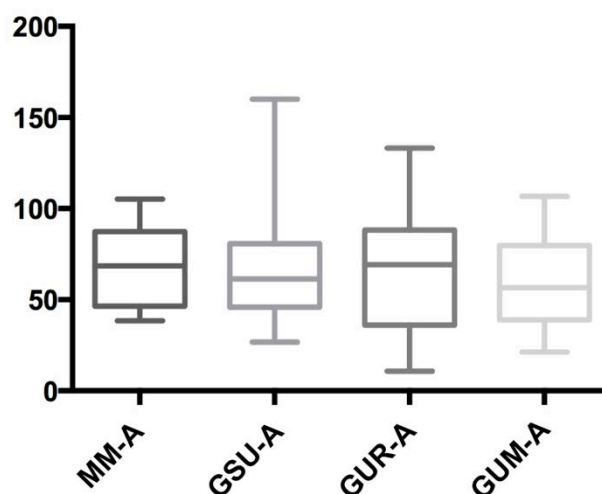
DP: desvio-padrão; Q1: quartil 1; Q3: quartil 3

* Teste de Kruskal-Wallis

MM-A: modelo mestre para implantes retos; GSU-R: grupo sem união dos transferentes para implantes angulados; GUR-A: grupo com transferentes unidos por bastão de resina para implantes angulados; GUM-A: grupo com transferentes unidos por haste metálica para implantes angulados.

^aTeste de Dunn; letras iguais indicam não há diferenças estatisticamente significantes

Figura 41 – Gráfico da comparação entre as fendas encontradas nos modelos com implantes angulados.



Na Tabela 3, observam-se as comparações entre os resultados obtidos para os implantes retos e para os implantes angulados.

Tabela 3 - Comparação das fendas entre implantes retos e implantes angulados

Grupo	Mediana (μm)	Valor de P
MM-R	110,40	
MM-A	68,52	<0,001*
GSU-R	108,27	
GSU-A	60,80	<0,001*
GUR-R	186,71	
GUR-A	56,54	<0,001*
GUM-R	92,98	
GUM-A	69,33	NS

6 DISCUSSÃO

A confecção de próteses sobre implantes tem como um dos princípios a obtenção de uma infraestrutura metálica rígida que se adapte passivamente sobre os implantes osseointegrados. Até a instalação final, várias etapas clínicas e laboratoriais são necessárias. Os trabalhos têm demonstrado que quanto mais preciso for um molde, mais preciso será o modelo de gesso e, conseqüentemente, maiores as chances de se obter uma prótese adaptada, assentada passivamente sobre os implantes.

Para que as falhas de moldagem diminuam, algumas técnicas de transferência e materiais de moldagem vêm sendo utilizados. Em relação ao material de escolha, em 2010, Sorrentino et al.⁶² compararam a precisão de moldagem dos implantes considerando diferentes tipos de materiais (silicone de adição e poliéter), além da posição dos implantes. Os resultados mostraram haver relação direta com a posição dos implantes e o material de moldagem. Para os grupos onde os implantes estavam dispostos de forma paralela, o poliéter foi mais preciso; por outro lado, para o grupo dos implantes angulados, foi o silicone de adição. Possivelmente, isso ocorreu devido às características mais fluidas do material, que levaram a uma redução do estresse sobreposto nos implantes no momento da moldagem. Assim, pode-se sugerir que o material de moldagem silicone de adição utilizado neste estudo pode ter favorecido a adaptação entre os componentes protéticos e reduzido, desta forma, a diferença entre os grupos. Aguilar et al.¹ (2010) compararam a distorção de poliéter misturado mecanicamente e silicones de adição na moldagem de transferência de implantes dentais. Os autores concluíram que o silicone de adição e o poliéter têm efeitos de distorção similares para procedimentos de transferência. Outros estudos observaram não haver diferenças na precisão de

moldagem entre silicone de adição e poliéter^{5, 14, 32, 45, 51, 58}. Em recente revisão da literatura, Baig et al.⁹ (2014) concluíram que os dois materiais (silicone de adição e poliéter) apresentam características indicadas para serem eleitos como material de escolha na moldagem de implantes múltiplos. No presente estudo, foi utilizado apenas o silicone de adição como material de moldagem e a adaptação foi mais precisa pro grupo de implantes inclinados, o que está de acordo com o que Sorrentino et al.⁶² relataram.

A técnica de união dos transferentes surgiu com o objetivo de estabilizar os componentes para que, ao se inserir e remover a moldeira, os transferentes não sofram grandes movimentações e, por consequência, não causem erros nos procedimentos subsequentes e no resultado final⁴². No presente trabalho, uma matriz metálica com sistemas de encaixes e roscas foi utilizada com o objetivo de reduzir a força exercida no ato de inserir e remover a moldeira. Para isso, a matriz contava com uma “moldeira” rosqueável, onde o material de moldagem era inserido e removido de maneira mais passiva que o método tradicional. Esse cuidado, portanto, teve como intenção isolar a variável “união dos transferentes”, garantindo que possíveis falhas fossem originadas da técnica de união, permitindo a comparação entre elas. Avila et al.⁷ (2014) compararam a utilização da matriz adotada nesse trabalho com o uso de moldeiras convencionais de estoque. Os autores não encontraram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos ($p=0,99$), concluindo que talvez a força aplicada na inserção e remoção da moldeira não seja um fator determinante na ocorrência de falhas de moldagem. Convém ressaltar, porém, que tanto o estudo de Avila et al.⁷ quanto o presente estudo são estudos in vitro, sem as interferências inerentes ao procedimento clínico. Ademais,

os autores utilizaram uma moldeira de estoque metálica rígida, o que também pode justificar a pouca interferência da moldeira nos resultados.

O objetivo desse estudo foi comparar três técnicas de transferência dos componentes protéticos: sem união (GSU), unidos com bastões de resina acrílica (GUR) e unidos com hastes metálicas e resina acrílica autopolimerizável (GUM). Essas técnicas foram testadas para implantes posicionados em curva, tanto dispostos de maneira reta e paralelos entre si quanto com os implantes distais angulados. A literatura ainda é controversa em relação à necessidade de união dos transferentes, uma vez que essa união aumentou a precisão de moldagem observada em alguns estudos^{4, 5, 52, 64, 66}, enquanto em outros não houve diferenças significativas entre transferentes unidos e não-unidos^{19, 31}.

Em se tratando do grupo dos implantes retos, os resultados concordam com a literatura científica^{8, 20, 55, 63}, que mostra haver diferenças entre os grupos quando a união dos transferentes é considerada, desde que realizada com barra de metal e resina acrílica autopolimerizável. Contudo, quando a união foi efetuada apenas com a resina, os valores apresentaram-se inferiores às demais técnicas. No estudo de Ongul et al.⁵⁴ (2012), os autores compararam a precisão de diferentes técnicas de impressão direta de implantes para arcos edêntulos com implantes múltiplos. Em dois modelos, os transferentes foram unidos com barras de resina acrílica, e para os outros dois modelos, a união foi realizada com barras de resina composta fotopolimerizável. Os autores concluíram que para moldagens de vários implantes, a união entre os transferentes com material rígido (resina acrílica) leva a resultados superiores comparados às demais técnicas, provavelmente devido à maior rigidez e maior estabilidade. Embora, este estudo tenha apresentado resultados favoráveis, é importante ressaltar que os autores não testaram outros

métodos de união. Os resultados inferiores observados neste estudo no grupo unido por bastões de resina acrílica (GUR-R) podem ser justificados pelo fato de que a precisão da moldagem depende diretamente da resistência à deformação sob as forças exercidas no material de moldagem e cristanização do gesso. Assim, teoricamente, quando mais rígido o material de união, mais preciso o modelo obtido⁴⁹. Além disso, um dos principais fatores que influenciam o resultado esperado é a contração de polimerização. Quanto maior o volume de resina acrílica utilizada para a união, maior a contração⁶⁶. Assim, mesmo com todos os cuidados para minimizar esse efeito, com controle do volume de resina, método de manipulação e respeito ao tempo de polimerização, a contração pode ter influenciado negativamente o GUR-R.

Em relação aos implantes inclinados, este trabalho não achou diferenças estatisticamente significantes entre nenhum dos grupos avaliados. Resultados contraditórios foram relatados na literatura sobre o efeito dos métodos de união na precisão da moldagem dos implantes e muitos estudos indicaram que a união é desnecessária. Burawi et al.¹² (1997) compararam a precisão dimensional entre duas técnicas de moldagem: transferentes quadrados unidos e não unidos, e observaram maior desvio, em relação ao modelo mestre, quando os transferentes eram unidos. Os autores concluíram que esse resultado estava principalmente associado com a rotação dos transferentes em torno dos eixos longitudinais dos implantes. Nesse sentido, os trabalhos de Ferreira et al.²⁶ (2012); Chang et al.¹⁴ (2012); Stimmelmayer et al.⁶³ (2012); Hariharan et al.³⁰ (2010); Mostafa et al.⁵¹ (2010); Lee et al.⁴⁴ (2009); Del'Acqua et al.¹⁹ (2008); Choi et al.¹⁵ (2007); Kim et al.⁴¹ (2006); Herbst et al.³¹ (2000); Hsu et al.³³ (1993); Barrett et al.¹¹ (1993); Humphries et al.³⁴ (1990) concluíram que a união dos transferentes é desnecessária,

o que está de acordo com este estudo, quando se trabalhou com implantes inclinados.

Em relação a influência da angulação dos implantes na precisão de moldagem, em 2014, Ehsani et al.²⁵ compararam implantes paralelos e inclinados, simulando um plano de tratamento do tipo *All-on-four*, sem adotar qualquer tipo de união entre os transferentes. A precisão de moldagem não mostrou diferenças estatisticamente significantes entre os implantes inclinados e os retos. É importante destacar que uma reprodução exata da posição dos implantes na matriz não foi alcançada em nenhuma das medições, evidenciando que 100% de passividade clínica ainda não pode ser alcançada. Esses achados estão de acordo com os trabalhos de Gallucci et al.²⁷ (2011), Jo et al.³⁸ (2010), Choi et al.¹⁵ (2010), Conrad et al.¹⁶ (2007), Carr¹³ (1992). Porém, os trabalhos Jang et al.³⁷ (2011), Gennari Filho et al.²⁸ (2009) e Assunção et al.⁶ (2008) mostraram haver diferenças entre retos e angulados. Rutkunas et al.⁵⁸ (2012) avaliaram a precisão de três técnicas e três tipos de materiais de moldagem em um modelo com implantes de duas angulações diferentes (5 e 25 graus) e verificaram maior precisão de adaptação entre os componentes protéticos quando os transferentes eram unidos. Esse estudo foi realizado em modelo com apenas dois implantes, sendo que a quantidade de implantes pode interferir no resultado final. Contudo, os autores concordaram que, dependendo do tipo de moldeira, a escolha do material com determinada técnica de moldagem influencia diretamente na relação da prótese com os implantes. Uma revisão de literatura⁹ concluiu, avaliando doze estudos, que houve diferenças estatisticamente significantes com entre implantes retos e implantes com angulações entre 20 e 25 graus e não houve diferenças estatisticamente significantes com implantes com angulações entre 5 e 15 graus para a maioria dos trabalhos, exceto

dois. Quando se comparou, no presente trabalho, implantes retos com implantes angulados, houve diferenças estatisticamente significantes em todas as comparações, exceto para as uniões feitas com bastões metálicos e resina acrílica. Do ponto de vista estatístico, essa comparação é bastante contraditória pois estamos comparando situações diferentes, com matrizes diferentes, barras metálicas diferentes e, principalmente, desajustes iniciais diferentes. No grupo de implantes retos, os valores iniciais de desajuste já eram superiores quando comparados com os inclinados. Mesmo considerando essa limitação, podemos observar que, independente dos implantes estarem ou não inclinados, a utilização de barras metálicas e resina acrílica apresentou-se como maneira eficaz de se estabilizar os transferentes.

7 CONCLUSÃO

Em implantes instalados paralelamente e em curva, simulando prótese protocolo convencional, a união dos transferentes com bastão de resina acrílica levou a produção de modelos de trabalho com maior desajuste em relação ao modelo mestre, demonstrando menor precisão de moldagem. Já para os implantes angulados, simulando esquema *All-on-four*, não houve diferenças entre as técnicas de moldagem testadas.

REFERÊNCIAS*

1. Aguilar ML, Elias A, Vizcarrondo CE, Psoter WJ. Analysis of three-dimensional distortion of two impression materials in the transfer of dental implants. *J Prosthet Dent.* 2010; 103(4): 202-9.
2. Al Quran FA, Rashdan BA, Zomar AA, Weiner S. Passive fit and accuracy of three dental implant impression techniques. *Quintessence Int.* 2012; 43(2): 119-25.
3. Aparicio C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Branemark osseointegrated implants: a two-year report. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1994; 14(5): 405-20.
4. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996; 11(2): 216-22.
5. Assuncao WG, Filho HG, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent.* 2004; 13(4): 358-66.
6. Assuncao WG, Tabata LF, Cardoso A, Rocha EP, Gomes EA. Prosthetic transfer impression accuracy evaluation for osseointegrated implants. *Implant Dent.* 2008; 17(3): 248-56.
7. Avila ED, Barros LA, Del'Acqua MA, Castanharo SM, Mollo Fde A, Jr. Comparison of the accuracy for three dental impression techniques and index: an in vitro study. *J Prosthodont Res.* 2013; 57(4): 268-74.
8. Avila ED, Castanharo SM, Casalle N, Vasconcelos JA, Mollo Jr FA. Effect of the association between the tray and impression techniques on angulated implants using the All-on-Four system. *J Oral Implantol.* 2014 Mar 18. [Epub ahead of print].
9. Avila ED, Moraes FD, Castanharo SM, Del Acqua MA, Mollo Junior FA. Effect of splinting in accuracy of two implant impression techniques. *J Oral Implantol.* 2012 Oct 26. [Epub ahead of print].

* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/#biblioteca/manual>

10. Baig MR. Multi-unit implant impression accuracy: a review of the literature. *Quintessence Int.* 2014; 45(1): 39-51.
11. Balouch F, Jalalian E, Nikkheslat M, Ghavamian R, Toopchi SH, Jallalian F, et al. Comparison of dimensional accuracy between open-tray and closed-tray implant impression technique in 15 degrees angled implants. *J Dent (Shiraz)*. 2013; 14(3): 96-102.
12. Barrett GR, Line LL, Jr., Shelton WR, Manning JO, Phelps R. The Dacron ligament prosthesis in anterior cruciate ligament reconstruction. A four-year review. *Am J Sports Med.* 1993; 21(3): 367-73.
13. 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.
14. Carr AB. Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992; 7(4): 468-75.
15. Chang WG, Vahidi F, Bae KH, Lim BS. Accuracy of three implant impression techniques with different impression materials and stones. *Int J Prosthodont.* 2012; 25(1): 44-7.
16. Choi JH, Lim YJ, Yim SH, Kim CW. Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal-connection implant prostheses in parallel and divergent models. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007; 22(5): 761-8.
17. Conrad HJ, Pesun IJ, DeLong R, Hodges JS. Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent.* 2007; 97(6): 349-56.
18. 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.
19. Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Compagnoni MA, Mollo Fde A, Jr. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008; 23(2): 226-36.
20. Del'Acqua MA, Chavez AM, Amaral AL, Compagnoni MA, Mollo Fde A, Jr. Comparison of impression techniques and materials for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010; 25(4): 771-6.

21. Del'Acqua MA, Chavez AM, Compagnoni MA, Molo Fde A, Jr. Accuracy of impression techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010; 25(4): 715-21.
22. Del'acqua MA, de Avila ED, Amaral AL, Pinelli LA, de Assis Mollo F, Jr. Comparison of the accuracy of plastic and metal stock trays for implant impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012; 27(3): 544-50.
23. Dullabh HD, Sykes LM. The accuracy of three impression transfer techniques for implant supported prostheses. *SADJ*. 2008; 63(8): 458-65.
24. Dumbrigue HB, Gurun DC, Javid NS. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *J Prosthet Dent*. 2000; 84(1): 108-10.
25. Ehsani S, Siadat H, Alikhasi M. Comparative evaluation of impression accuracy of tilted and straight implants in All-on-Four technique. *Implant Dent*. 2014; 23(2): 225-30.
26. Ferreira VF, Barboza EP, Gouvea CV, Bianchini GM, Mussallem F, Carvalho WR. Comparative study of the polyvinyl siloxane technique with resin-splinted transfer copings used for multiple implant abutment impressions. *Implant Dent*. 2012; 21(1): 72-6.
27. 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.
28. Gennari Filho HG, Mazaro JV, Vedovatto E, Assuncao WG, dos Santos PH. Accuracy of impression techniques for implants. Part 2 - comparison of splinting techniques. *J Prosthodont*. 2009; 18(2): 172-6.
29. Geramipanah F, Sahebi M, Davari M, Hajimahmoudi M, Rakhshan V. Effects of impression levels and trays on the accuracy of impressions taken from angulated implants. *Clin Oral Implants Res*. 2014 Jun 17. [Epub ahead of print].
30. Hariharan R, Shankar C, Rajan M, Baig MR, Azhagarasan NS. Evaluation of accuracy of multiple dental implant impressions using various splinting materials. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010; 25(1): 38-44.
31. Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent*. 2000; 83(5): 555-61.

32. Holst S, Blatz MB, Bergler M, Goellner M, Wichmann M. Influence of impression material and time on the 3-dimensional accuracy of implant impressions. *Quintessence Int* 2007; 38(1): 67-73.
33. Hsu CC, Millstein PL, Stein RS. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent*. 1993; 69(6): 588-93.
34. Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990; 5(4): 331-6.
35. Hussaini S, Wong T. One clinical visit for a multiple implant restoration master cast fabrication. *J Prosthet Dent*. 1997; 78(6): 550-3.
36. Ivanhoe JR, Adrian ED, Krantz WA, Edge MJ. An impression technique for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1991; 66(3): 410-1.
37. Jang HK, Kim S, Shim JS, Lee KW, Moon HS. Accuracy of impressions for internal-connection implant prostheses with various divergent angles. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011; 26(5): 1011-5.
38. 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.
39. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9(2): 169-78.
40. Khatami AH, Smith CR. "All-on-Four" immediate function concept and clinical report of treatment of an edentulous mandible with a fixed complete denture and milled titanium framework. *J Prosthodont* 2008; 17(1): 47-51.
41. 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.
42. Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2008; 100(4): 285-91.
43. Lee SJ, Cho SB. Accuracy of five implant impression technique: effect of splinting materials and methods. *J Adv Prosthodont*. 2011; 3(4): 177-85.
44. Lee YJ, Heo SJ, Koak JY, Kim SK. Accuracy of different impression techniques for internal-connection implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009; 24(5): 823-30.

45. Lorenzoni M, Pertl C, Penkner K, Polansky R, Sedaj B, Wegscheider WA. Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit-2 system. *J Oral Rehabil.* 2000; 27(7): 629-38.
46. Malo P, Nobre Mde A, Petersson U, Wigren S. A pilot study of complete edentulous rehabilitation with immediate function using a new implant design: case series. *Clin Implant Dent Relat Res* 2006; 8(4): 223-232.
47. Malo P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003; 5 Suppl 1: 2-9.
48. Malo P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005; 7 Suppl 1: S88-94.
49. Martinez-Rus F, Garcia C, Santamaria A, Ozcan M, Pradies G. Accuracy of definitive casts using 4 implant-level impression techniques in a scenario of multi-implant system with different implant angulations and subgingival alignment levels. *Implant Dent.* 2013; 22(3): 268-76.
50. Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont.* 1995; 8(6): 511-6.
51. Mostafa TM, Elgendy MN, 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.
52. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004; 19(2): 192-8.
53. Nissan J, Barnea E, Krauze E, Assif D. Impression technique for partially edentulous patients. *J Prosthet Dent.* 2002; 88(1): 103-4.
54. Ongul D, Gokcen-Rohlig B, Sermet B, Keskin H. A comparative analysis of the accuracy of different direct impression techniques for multiple implants. *Aust Dent J.* 2012; 57(2): 184-9.

55. Papaspyridakos P, Lal K, White GS, Weber HP, Gallucci GO. Effect of splinted and nonsplinted impression techniques on the accuracy of fit of fixed implant prostheses in edentulous patients: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011; 26(6): 1267-72.
56. Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent*. 1997; 78(6): 596-604.
57. Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent*. 2000; 84(6): 602-7.
58. Rutkunas V, Sveikata K, Savickas R. Effects of implant angulation, material selection, and impression technique on impression accuracy: a preliminary laboratory study. *Int J Prosthodont*. 2012; 25(5): 512-5.
59. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent*. 2001; 10(2): 85-92.
60. Shiau JC, Chen LL, Wu CT. An accurate impression method for implant prosthesis fabrication. *J Prosthet Dent*. 1994; 72(1): 23-5.
61. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983; 49(6): 843-8.
62. 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.
63. Stimmelmayer M, Erdelt K, Guth JF, Happe A, Beuer F. Evaluation of impression accuracy for a four-implant mandibular model--a digital approach. *Clin Oral Investig*. 2012; 16(4): 1137-42.
64. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent*. 2003; 89(2): 186-92.
65. 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.
66. Yamamoto E, Marotti J, de Campos TT, Neto PT. Accuracy of four transfer impression techniques for dental implants: a scanning electron microscopic analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25(6): 1

67. Zarb GA, Schmitt A. Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. *J Oral Rehabil.* 1995; 22(8): 661-71.

Autorizo a reprodução deste trabalho
(Direitos de publicação reservados ao autor)

Araraquara, 15 de outubro de 2014

Gustavo Henrique Diniz Pimentel