Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

VEBER LUIZ BOMFIM AZEVEDO

ANÁLISE DA EXATIDÃO EM MODELOS DE GESSO APÓS DIFERENTES TÉCNICAS DE CAPTURA EM IMPLANTODONTIA

Piracicaba
2016

VEBER LUIZ BOMFIM AZEVEDO

ANÁLISE DA EXATIDÃO EM MODELOS DE GESSO APÓS DIFERENTES TÉCNICAS DE CAPTURA EM IMPLANTODONTIA

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica, na Área de Prótese Dental.

Orientador: Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo

Este exemplar corresponde à versão final da dissertação a ser defendida pelo aluno Veber Luiz Bomfim Azevedo e orientado pelo Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo.

Piracicaba
2016

Agência(s) de fomento e nº(s) de processo(s): Não se aplica.

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Marilene Girello - CRB 8/6159

Azevedo, Veber Luiz Bomfim, 1988-
Az25a Análise da exatidão em modelos de gesso após diferentes técnicas de captura em implantodontia / Veber Luiz Bomfim Azevedo. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2016.

Orientador: Mauro Antonio de Arruda Nóbilo.
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Técnica de moldagem odontológica. 2. Tensão superficial. 3. Implantes dentários. I. Nóbilo, Mauro Antonio de Arruda,1965-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Analysis of accuracy in casts after different techniques of capture in implantology
Palavras-chave em inglês:
Dental impression technique
Surface tension
Dental implants
Área de concentração: Prótese Dental
Titulação: Mestre em Clínica Odontológica
Banca examinadora:
Mauro Antonio de Arruda Nóbilo [Orientador]
José Maurício dos Santos Nunes Reis
Rafael Leonardo Xediek Consani
Data de defesa: 25-02-2016
Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica

UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 25 de Fevereiro de 2016, considerou o candidato VEBER LUIZ BOMFIM AZEVEDO aprovado.

PROF. DR. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO

PROF. DR. JOSÉ MAURÍCIO DOS SANTOS NUNES REIS

PROF. DR. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

A Ata da defesa com as respectivas assinaturas dos membros encontra-se no processo de vida acadêmica do aluno.

DEDICATÓRIA

A minha mãe pela sua história de vida e enorme esforço exercido para me proporcionar a realização de mais um sonho. Sempre a apoiar-me em todos meus trajetos, estimular a enfrentar as adversidades e nunca desistir. Com Deus no coração e nos guiando, além de muito amor, carinho, respeito, dedicação, perseverança, disciplina e estudo, tudo é possível. Por esses e muitos outros motivos que me sinto um homem seguro para enfrentar sempre novos desafios em minha vida.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A Deus em primeiro lugar por me proporcionar novos aprendizados, experiências e encontro de pessoas maravilhosas nessa jornada. Pessoas admiráveis por sua bondade, alegria, amizade, companheirismo, dedicação, motivação, comprometimento, credibilidade, paciência e disponibilidade dos conhecimentos. Pessoas que me motivam a planejar futuro e incentivam a sonhar! Pessoas que Deus colocou em minha vida em momentos difíceis e serviram como porto seguro. Muito obrigado!

Ao meu orientador **Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo**, da Área de Prótese Parcial Fixa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, pela oportunidade dada e confiança depositada no meu trabalho para realização desse sonho, compreensão e incentivo. Um grande amigo, admirável pelo seu trabalho, grande coração e sabedoria. Muito obrigado!

A Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP, na pessoa de seu Diretor **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques** e Diretor Associado **Prof. Dr. Prof. Dr. Francisco Haiter Neto.**

A **Profa. Dra. Karina Gonzalez Silvério Ruiz** Coordenadora do Programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela seriedade na condução do Programa.

A minha família, em especial aos meus irmãos **Shirley Bomfim Azevedo** e **Ives Luiz Bomfim Azevedo.** Ao **Frederico Augusto Peixoto Silva**, sim, você também faz parte da minha família. Grandes exemplos em minha vida, fonte de apoio e inspiração! Amo vocês!

A **Carin Bertoncello**, **Eliane Ribeiro** e **Gabriela Cassaro de Castro**, verdadeiras amigas que Piracicaba me proporcionou. Obrigado pelo incentivo, força, amizade!

AGRADECIMENTOS

Ao **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, da Área de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, responsável pelo Laboratório de Prótese Total, da referida instituição, que permitiu do espaço para a realização deste trabalho e outros paralelos, pelos ensinamentos e pela amizade.

A **Profa. Dra. Altair Antoninha Del Bel Curry**, da Área de Prótese Parcial Removível da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, por permitir a utilização do laboratório de Prótese Parcial Removível para a realização deste trabalho e pelos ensinamentos.

Ao **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**, **Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani**, **Prof. Dr. Valentim Adelino Ricardo Barão** e a **Profa. Dra. Célia Marisa Rizzatti Barbosa** referências em suas áreas.

A **Naiara de Paula Nóbilo**, pelas experiências, conselhos e risadas compartilhadas, além dos momentos vividos.

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, **Eduardo Pinez Campos, Eliete A. F. Lima Marim, Paulo Roberto Alcarde, Marcos Blanco Cangiani, Emílio Salles, Rachel Sacchi e Érica Sobrinho** pelo auxílio, atenção, presteza e eficiência.

Aos colegas, pela rede de cooperação, solidariedade e a **Conexão Sistemas de Próteses** por doar o material necessário para a realização da pesquisa.

"Se for possível, está feito! Se for impossível, vamos fazê-lo!; não pergunte do que sou capaz. Apenas dê-me a missão"

Marechal Alexandre Gomes de Argolo Ferrão;

RESUMO

Este estudo avaliou quatro diferentes técnicas de moldagem de captura em implantodontia quanto a exatidão dimensional dos modelos de gessos. Foram obtidos quatro grupos (n=10): PF- transferentes unidos com resina *Pattern* e fio dental; PP- transferentes unidos com barras de resina acrílica pré-fabricada e resina *Pattern*; OC- transferentes unidos com elastômero para registro de mordida de polivinilsiloxano; MP- transferentes unidos com haste metálica e resina *Pattern*. Os dados de tensões induzidas aos implantes e desadaptação marginal foram analisados individualmente para verificar a normalidade dos dados, utilizando o teste *Kolmogorov-Smirnov*, a qual não foi confirmada, optando-se, por testes não paramétricos. Os dados de deformação foram tabulados e submetidos ao teste de Kruskal-Wallis (p = 0,05) para comparação das variáveis desadaptação total, tensão total, cervical e apical entre os implantes (1, 2, 3 e 4) e, quando constatou-se diferença significativa, utilizou-se o teste de Dunn para realização da comparação múltipla. A correlação de Spearman foi utilizada para verificação da relação entre tensão total e desadaptação. Para desadaptação, houve diferenças significativas entre os grupos nos implantes 2, 3 e 4 (p=0,0018; <0,0001 e 0,0005 respectivamente). Diferenças ocorreram no implante 2 entre Grupo PF/PP (17,3 µm) e Grupo PF/OC (17,65 µm); implante 3, entre o Grupo PF/MP (19,65 µm) e Grupo PF/OC (24,8 µm); implante 4 entre o Grupo PF/MP (15,5 µm) e Grupo PF/OC (14 µm). Com relação a tensão cisalhante total, houve diferença significativa entre os grupos no implante 2 (p=0,002). As diferenças ocorreram entre o Grupo MP/PP (40.0 kgf) e Grupo MP/OC (46.4 kgf). Não foram observadas diferenças estatísticas entre os grupos para os implantes 1, 3 e 4 (p= 0,141; 0,264; 0,058 respectivamente). O Grupo MP apresentou os menores valores de tensão cisalhante e ordem de franja e o Grupo OC os maiores. Houve correlação positiva, porém fraca (0,4) entre

desadaptação e tensão. Todos os métodos de esplitangem produziram alterações no modelo de trabalho para prótese total sobre 4 implantes.
Descritores: Técnica de Moldagem Odontológica; Tensão Superficial; Implantes Dentários.

ABSTRACT

This study compared four different capture molding techniques in implant dentistry on the dimensional accuracy of plaster models. Four groups were obtained (n = 10): PF - transfer copings together with floss and Pattern resin; PP - transfer united with prefabricated acrylic resin bars and Pattern resin; OF - transfer united with polyvinylsiloxane bite registration; MP -transfer united with metal rod and Pattern resin. The data of tension induced to implants and marginal misfit was analyzed in order to verify data normality using the Kolmogorov-Smirnov test, which was not confirmed, opting, for non-parametric tests. The strain data were compiled and submitted to the Kruskal-Wallis test (p = 0,05) for comparison of the variables overall misfit, total, cervical and apical tension between the implants (1, 2, 3 and 4) and, when it was found significant difference the Dunn's test was used for multiple comparison. The Spearman correlation was used to verify the relationship between total stress and misfit. To misfit, there were significant differences between the groups in the implants 2, 3 and 4 (p = 0.0018, < 0,0001 and 0,0005 respectively). Differences happen in the implant 2 between PF/PP group (17,3 µm) and PF/OC group (17,65 µm); implant 3, between the PF/MP group (19,65 µm) and PF/OC group (24,8 µm); 4 implant between the PF/MP group (15,5 µm) and PF/OC group (14 µm) With respect to the total shear tension, there was a significant difference between the groups in the implant 2 (p = 0,002). The differences occurred between the MP/PP group (40,0 kgf) and MP/OC group (46,4 kgf). There were no statistical differences between the groups for the implants 1, 3 and 4 (p = 0,141; 0,264; 0,058 respectively). The MP group showed the lowest shear tension values and order fringe and the OC group the biggest. There was a positive but weak correlation (0,4) between misfit and tension. All splinting methods produced changes in the working model for denture on 4 implants.

Key words: Dental Impression Technique; Surface Tension; Dental implants.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO **13**

2 REVISÃO DA LITERATURA **17**

2.1 Técnica de moldagem, exatidão e passividade **17**

2.2 Fotoelasticidade **30**

3 PROPOSIÇÃO **36**

4 MATERIAL E MÉTODOS **37**

4.1 Técnica dos transferentes unidos com resina e fio dental - PF **39**

4.2 Técnica dos transferentes unidos com barras de resina acrílica pré-fabricada entre os transferentes e resina *Pattern* - PP **40**

4.3 Transferentes unidos com elastômero para registro de mordida de polivinilsiloxano - OC **41**

4.4 Técnica dos transferentes unidos com haste metálica - MP **42**

4.5 Matriz acrílica **44**

4.6 Obtenção dos modelos fotoelásticos **44**

4.6.1 Preparo da resina fotoelástica **45**

4.6.2 Análise fotoelástica **46**

4.6.3 Leitura das ordens de franjas **47**

4.7 Quantificações das desadaptações - Teste do parafuso único (Teste de Sheffield) **50**

4.8 Análise estatística **52**

5 RESULTADOS **53**

6 DISCUSSÃO **60**

7 CONCLUSÃO **64**

REFERÊNCIAS **65**

1 INTRODUÇÃO

O tratamento reabilitador com implantes na Odontologia tem apresentado maior previsibilidade e índice de sucesso, tornando essa modalidade uma opção de escolha para o tratamento do edentulismo parcial ou total, e continuam a desempenhar papel significativo na reabilitação bucal (Garber, 1995; Levi *et al*., 2003; Morr, 2004; Jovanovic, 2007; Sammartino *et al*., 2007; Al-fadda *et al*., 2007; Buser *et al*., 2009; Araújo e Silva, 2009; Hae-lyung *et al*., 2010; Azevedo e Silva, 2012). Consequentemente, aspectos biomecânicos e biológicos de tal tratamento foram investigados além de expandir e entender melhor o alcance dessa modalidade de tratamento (Al-fadda *et al*., 2007; Calderini *et al*., 2007; Bertolini *et al*., 2014).

Como os implantes osseointegrados não apresentam a mesma capacidade biomecânica dos dentes, devido a ausência do ligamento periodontal, a tensão exercida no tecido ósseo pode ser excessiva ultrapassando o limite fisiológico suportado pelo tecido ósseo, causando a reabsorção e consequentemente fracasso da reabilitação e possível falha da osseointegração (Hedkvist *et al*., 2004; Örtorp e Jemt, 2004; Kou *et al*., 2007).

Há muitos anos, estruturas de titânio são utilizadas como alternativa às estruturas fundidas em ligas de ouro, por oferecer osseointegração aos pacientes desdentados parciais ou totais, com próteses fixas implantossuportadas (Örtorp e Jemt, 2004). Embora a literatura reporte a utilização deste material com sucesso durante vários anos devido as suas características tais como: biocompatibilidade, alta resistência à corrosão, elevado módulo de elasticidade, baixa densidade e baixa condutibilidade, ainda apresentam deficiências quando se refere a adaptação das estruturas (Hjalmarsson e Smedberg, 2005). Junto com essas modalidades protéticas restauradoras, a passividade ou adaptação passiva das estruturas protéticas, passou a ser preocupação comum nas reabilitações protéticas sobre implante. Esta situação é definida como situação onde a prótese está adaptada com menor desadaptação marginal possível e sem criar tensões ao próprio implante ou tecido ósseo circundante (Millington e Leung, 1995). Alguns autores consideram que o assentamento passivo da prótese é requisito importante para a manutenção da osseointegração, e sua desadaptação pode afetar o prognóstico a longo prazo da interface osso-implante (Cobb *et al*., 2003; Hjalmarsson e Smedberg, 2005; Al-fadda *et al*., 2007; Karl *et al*., 2012).

Cobb *et al.*, (2003) afirmaram que o limiar para a adaptação ideal dos *abutments* em estrutura extensa de implantes são 10 µm, critério extremamente difícil para ser conseguido de forma consistente com estruturas fabricadas por métodos e materiais convencionais. Diversos autores reportam que o ajuste passivo da estrutura de metal pode requerer secção e solda da fabricação inicial para alcançar adaptação precisa. Entretanto, nem sempre resultam em estrutura completamente passiva. Os orifícios de acesso devem estar presentes para permitir o aperto do parafuso ou a recuperação da prótese. De outra maneira, estes podem comprometer a estética e oclusão, especialmente quando os implantes são colocados de maneira angular ou vestibular a posição do dente planejado. Além disso, as técnicas clínicas, bem como as laboratoriais são complexas e geralmente requerem tanto um clínico, quanto um técnico experiente (Al-fadda *et al.*, 2007; Alhashim *et al.*, 2012).

A literatura relata que estrutura mal adaptada é fator predisponente além de determinante na causa de complicações mecânicas e biológicas. Afrouxamento dos parafusos que conectam o componente protético ao implante, e/ou a prótese ao componente protético, fratura de vários sistemas de componentes, reações teciduais adversas, sintomatologia dolorosa, sensibilidades, reabsorção óssea marginal e falha da osseointegração tem sido listado como sequelas da desadaptação protética passiva (Hedkvist *et al.*, 2004; Hjalmarsson e Smedberg, 2005; Calderini *et al.*, 2007; Karl *et al.*, 2012).

A falha da adaptação da prótese sobre os *abutments* pode ser causada por diversos fatores durante o processo de confecção de prótese implantossuportada. Dentre estes fatores podemos citar as distorções nos seguintes itens: distorções nos procedimentos de moldagem; confecção do modelo mestre e material estético aplicado (Asvanund e Morgano, 2011).

Diversas publicações relataram que as restaurações implantossuportadas são esplintadas principalmente por ajudar na distribuição das forças oclusais e sobrecargas de flexões, já que estas originadas de maneira desarmoniosa, demonstraram possível reabsorção óssea cervical, bem como a fratura do parafuso e/ou do implante (Sadowsky e Caputo, 2000; Guichet *et al.,* 2002).

A captura e transferência precisas de posições dos implantes dentários para um modelo de trabalho é pré-requisito para obter adaptação passiva. A esplintagem dos *copings* de moldagem, ou transferentes, podem reduzir as forças oclusais transmitidas para o osso alveolar. Tensões estáticas de má adaptação das próteses

não causam diretamente reações adversas no tecido ósseo, mas restaurações não passivas podem aumentar dinamicamente as tensões aplicadas por cargas oclusais e essa ampliação induzir a reabsorção de nível ósseo ao redor dos implantes (Sadowsky e Caputo, 2004; Asvanund e Morgano, 2011).

A literatura reporta diversas variáveis que são conhecidas por influenciar na exatidão das moldagens dos implantes, como a técnica de moldagem (Santos e Nóbilo, 2008; Del'Acqua *et al.*, 2008; Braga e Henriques, 2010; Françoso e Nóbilo, 2013; Balamurugan e Manimaran, 2013; Ehsani *et al.*, 2014; Marotti *et al.*, 2014) o material de moldagem (Françoso e Nóbilo, 2013; Pujari *et al.*, 2014) material e técnica da esplintagem ou não dos transferentes (Del'Acqua *et al.*, 2010; Porto e Nóbilo, 2012; De Avila *et al.*, 2013; De Avila *et al.*, 2014; Kamrani *et al.*, 2014) e o tipo de vazamento do gesso (Del'Acqua *et al.*, 2008; Rodrigues e Henriques, 2012; Dominici e Nóbilo, 2013). Com relação ao tipo de material e técnica para a esplintagem ou união dos transferentes, não existe na literatura resultados consistentes pertinentes a exatidão da melhor técnica para proporcionar assentamento passivo das próteses implantossuportadas (Dumbrigue *et al.*, 2000; Nóbilo *et al.*, 2002; Vigolo *et al.*, 2003; Naconacy *et a.*, 2004; Windhorn e Gunnel, 2006; Choi *et al.*, 2007; Santos e Nóbilo, 2008; Odo e Nóbilo, 2009; Lee *et al.*, 2009; Mostafa *et al.*, 2010; Hariharan *et al.*, 2010; Braga e Henriques, 2010; Rodrigues e Henriques, 2012; Chang *et al.*, 2012; Porto e Nóbilo, 2012; Dominici e Nóbilo, 2013; Buzayan *et al.*, 2013).

Estudos relatam dois fatores que afetam diretamente a adaptação das próteses sobre implantes: o assentamento passivo e o ajuste marginal. A adaptação marginal corresponde ao posicionamento da infraestrutura sobre os respectivos implantes, resultando na menor distância vertical possível entre esses componentes. Existe a possibilidade de se obter prótese implantossuportada com adaptação marginal satisfatória, contudo com o assentamento passivo comprometido (Sahin e Çehreli, 2001; Porto e Nóbilo, 2012; Batson *et al.*, 2014). Há duas maneiras de se avaliar a desadaptação vertical gerado na adaptação do sistema implante prótese: por meio do aperto de todos os parafusos da infraestrutura, ou pelo teste do parafuso único, que visa avaliar a passividade de assentamento da peça nos implantes. O teste do parafuso único consiste em realizar o aperto de um retentor e mensurar a fenda formada no retentor em alça (Santos e Nóbilo, 2008; Porto e Nóbilo, 2012).

Segundo a literatura, os métodos de avaliação da distribuição de tensão mais utilizados são: análise de Elementos Finitos, Extensometria e Fotoelasticidade. Dentre

esses, a técnica da Fotoelasticidade permite a análise de tensão por meio de um modelo fotoelástico, indicando a localização de concentração de tensões, e é apropriada para sistemas complexos e cargas. A captura de carga e distribuição de tensões dentro do sistema dependerá das propriedades biomecânicas de cada um dos componentes e da sua configuração geométrica espacial. Os modelos fotoelásticos podem indicar, sob condições cuidadosamente controladas, tensões internas onde ocorrem diferenças potenciais relacionadas a tensão. Esta técnica é útil para a avaliação das tensões responsáveis pela falha de uma estrutura, principalmente com forma irregular (Kou *et al.*, 2007).

Reconhecendo a necessidade de informação científica adicional sobre a exatidão do assentamento das próteses implantossuportadas, este estudo teve por objetivo comparar diferentes técnicas de moldagem de captura para obtenção dos modelos de gesso em implantodontia.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Técnica de moldagem, exatidão e passividade

Cobb *et al.,* (2003) relatam que a incapacidade para alcançar de forma consistente um ajuste passivo com uma prótese metalocerâmica com múltiplos implantes levou ao desenvolvimento de uma prótese fixa híbrida. Embora esta técnica tenha sido utilizada com sucesso por um período de anos, ainda apresentam deficiências. O ajuste passivo da estrutura de metal pode requerer o corte e soldagem após a fabricação inicial. Entretanto, nem sempre resulta em estrutura completamente passiva, além disso, os orifícios de acesso devem estar presentes para permitir o aperto do parafuso ou a recuperação da prótese. Estes, podem comprometer a estética e oclusão, especialmente quando os implantes são colocados em ângulo ou vestibular para a posição do dente planeado como um resultado de grave. O grau de desadaptação entre as estruturas protéticas e os implantes que pode causar perda óssea ou falha na osseointegração ainda não foi determinada. Os critérios à adaptação perfeita de pilares para estrutura ampla de implantes são 10μm ou menos, o que é difícil conseguir de forma consistente através das estruturas híbridas fixas destacáveis feitos com métodos e materiais convencionais. Podem então ser feitos ajustes nas superfícies internas da estrutura a fim de elimina a ligação como das próteses convencionais. Embora exista a possibilidade de que o seccionamento, indexação e a solda possa ser necessária para obter uma infraestrutura passiva, a modificação dos aspectos internos deve ser suficiente na maioria das situações. Por outro lado, uma prótese aparafusada ou se encaixa de forma passiva ou não. Se isso não acontecer, a única alternativa é a seção e solda.

Macedo e Nóbilo (2005) através de uma revisão na literatura, buscaram o melhor método para obtenção do assentamento passivo de prótese implantossuportada. Atribuíram a adaptação adequada entre o componente protético e o implante como objetivo primário almejado durante confecção da prótese sobre implante, e isso é correlacionando com a passividade da mesma para sucesso a longo prazo. A falta de adaptação pode ser agravada a partir do momento em que se avalia próteses com 2 ou mais implantes, pois esses são dependentes da adaptação individual e entre os demais componentes das próteses. Dentre outros assuntos, os autores concluíram: o titânio é o material mais indicado devido seus valores aceitáveis de desadaptação marginal; A soldagem a laser de peças seccionadas e usinagem por

descarga elétrica (EDM), são procedimentos mais promissores para obtenção do assentamento passivo.

Santos e Nóbilo (2008) avaliaram técnicas de *index* utilizando um modelo plástico pré-fabricado, composto de 2 implantes simulando uma prótese fixa posterior sobre 3 elementos. O estudo foi dividido em 4 grupos: GI - transferentes unidos com resina *Pattern Resin* e gesso Fuji Rock GC; G II - transferentes unidos com resina e reforço metálico (dois pinos) e gesso Fuji Rock CG; G III - transferentes unidos com resina *Pattern Resin* e análogos unidos com resina *Pattern Resin* e reforços metálicos; G IV - transferentes unidos com resina *Pattern Resin* e reforço metálico (dois pinos) e análogos unidos com resina *Pattern Resin* com reforço metálico. Produziram uma estrutura metálica unindo os implantes para comparação entre modelos/ técnicas, por meio do teste do parafuso único, utilizando gesso tipo IV (FujiRock - GC Corp) e resina acrílica (*Pattern Resin - GC Corp*). Para cada técnica foi realizada quatro capturas e *index* (n = 4). As análises das distorções lineares dos modelos obtidos foram realizadas com o auxílio do microscópio ótico com magnificação de 50x (STM Olympus Optical Co) e exatidão de 0,0005 mm, medindo-se cada amostra três vezes por vestibular e lingual dos dois implantes. Os autores concluíram que apesar dos resultados das 4 técnicas apresentarem diferenças numéricas, não diferenciam estatisticamente.

Diversas técnicas de moldagens dos implantes, como tipos de esplintagem, técnicas da captura, foram introduzidos no cotidiano clínico, e alguns fatores, incluindo a angulação ou profundidade de implantes, podem afetar a exatidão das moldagens dos implantes. Lee *et al.*, (2008) realizaram uma revisão sistemática para investigar a exatidão das técnicas de moldagens dos implantes e analisaram os fatores clínicos que afetam a exatidão da moldagem. Por meio de uma busca eletrônica realizada em junho de 2008 em bancos de dados como: MEDLINE, EMBASE e Cochrane Library onde foram utilizadas as seguintes palavras-chave: implantes, moldagem e moldagens. O estudo investigou a exatidão das moldagens dos implantes que seriam publicados em um jornal prerrevisados em Inglês. Além disso, realizaram uma pesquisa manual a fim de enriquecer os resultados entre o período de janeiro de 1980 a maio de 2008. Selecionaram 41 artigos para serem incluídos no processo de avaliação. Todos os artigos selecionados eram estudos *in vitro*. Dos 17 estudos que compararam a exatidão entre esplintagem e não esplintagem, 7 defenderam a técnica de esplintagem, 3 defenderam a técnica de não esplintagem e 7 não relataram

diferença. Quatorze estudos compararam a exatidão das técnicas de captura e transferência da moldagem, 5 mostraram moldagens mais precisas com a técnica de captura, 2 com a técnica de captura, e 7 não mostraram diferença. O número de implantes afetou a comparação das técnicas com captura e esplintagem. Onze estudos compararam a exatidão de poliéter e polivinilsiloxano (VPS), sendo que 10 de 11 não relataram diferença entre os 2 materiais. Quatro estudos examinaram o efeito da angulação dos implantes na exatidão da moldagem. Destes, 2 estudos mostraram maior exatidão utilizando implantes retos, enquanto os outros 2 relataram não haver efeito utilizando implantes angulados. Os autores concluíram que a revisão a nível do pilar tanto quanto no implante para conexão interna, indicaram que os estudos relataram uma maior exatidão com a técnica de esplintagem do que com a técnica não esplintada. Para situações em que houve 3 ou menos implantes, grande parte dos estudos não mostraram nenhuma diferença entre as técnicas com captura ou transferência, enquanto que para 4 ou mais implantes, estudos mostraram maior exatidão com a técnica de captura. O poliéter e VPS foram os materiais recomendados para as moldagens dos implantes.

Del'Acqua *et al.* (2008) compararam a exatidão dimensional de um *index* de gesso e de 3 técnicas de moldagem (transferentes de moldagem cônico, transferentes de moldagens quadrados e transferentes quadrados ferulizados com resina acrílica) associados com 3 técnicas vazamento de gesso (convencional, vazamento usando tubos de látex encaixado nos análogos, e gesso vertido após união dos análogos com resina acrílica) para próteses implantossuportadas. Para isso, os autores fabricaram um modelo metálico mandibular com 4 análogos de aço inoxidável, 1 estrutura, e 2 bandejas personalizadas de alumínio sendo as moldagens realizadas com poliéter. Dez grupos foram formados (um grupo controle e 9 grupos de teste composto através da combinação de cada técnica de vazamento e moldagem). Cinco modelos feitos por grupo, com um total de 50 modelos e 200 mensurações de desadaptação (uma mensuração de desadaptação para cada análogo e estrutura). Os autores observaram um valor médio de desadaptação com a técnica do *index* de 27.07 µm. Para a técnica convencional de vazamento, os valores médios foram: 116,97 µm grupo transferente cônico; 57,84 µm grupo transferente quadrado e 73,17 µm grupo esplintado com transferente quadrado. Vertendo-se o gesso usando tubos de látex, os valores médios de desadaptação foram: 65,69 µm grupo transferente cônico; 38,03 µm grupo transferente quadrado e 82,47 µm grupo esplintado com transferente quadrado.

Vertendo-se o gesso após união dos análogos com resina acrílica, os valores médios de desadaptação foram: 141,12 µm grupo transferente cônico, 74,19 µm grupo transferente quadrado e 104,67 µm grupo esplintado com transferente quadrado. Os autores relaram que não houve diferença significativa entre o *Index*, técnica do transferente quadrado / látex, e modelo mestre (P > 0,05). Concluíram que a técnica de moldagem mais precisa foi a dos transferentes quadrados. A técnica de vazamento mais preciso para moldagens com transferentes cônicos ou quadrados foi utilizando tubos de látex. O vazamento não influenciou a exatidão do modelo de gesso ao utilizar transferentes quadrados ferulizados. Tanto a técnica do *index*, quanto utilização de transferente quadrado combinada à técnica vazamento látex-tubo são métodos preferidos para fazer restaurações fixas implantossuportadas com exatidão dimensional.

Odo e Nóbilo (2009) avaliaram cinco técnicas de captura (resinas acrílicas *Duralay* e *Pattern Resin* com e sem seccionamentos e transferentes unidos com reforço metálico). Utilizaram blocos de resina fotoelástica (Araldite GY 250), compostos de dois implantes cada, simulando uma prótese fixa posterior de 3 elementos. Os transferentes foram entrelaçados com fio dental e em seguida, unidos às resinas acrílicas, ou apenas resina e haste metálica. A análise das tensões geradas sobre os implantes foi realizada com o auxílio do polariscópio circular acoplado a uma câmera digital fotográfica. Avaliou-se as regiões cervicais e apicais dos implantes por meio das análises qualitativas e quantitativas das franjas fotoelásticas geradas após a união dos transferentes. Os autores concluíram qualitativamente que: o grupo GI - transferentes quadrados unidos com resina acrílica Duralay (Reliance MFG Co- USA) em monobloco, apresentou o maior número de tensão; seguindo por GIII - transferentes quadrados unidos com resina acrílica Pattern Resin (GC Corp) em monobloco. Para os demais grupos não foram observadas tensões, sendo que a técnica de captura com reforço metálico e seccionamento geraram menores tensões sobre o implante.

Braga e Henriques (2010) avaliaram a exatidão de quatro técnicas de moldagens para implantes osseointegrados por meio de um estudo *in vitro*. A partir da matriz metálica contendo três implantes, construíram uma estrutura simulando uma prótese. As quatro técnicas estudadas (n = 10) foram divididas em: Grupo A moldagens com transferentes cônicos (sem união) em moldeiras individuais fechadas; Grupo B moldagens com transferentes quadrados isolados em moldeiras abertas;

Grupo C moldagens com transferentes quadrados unidos com resina autopolimerizável em moldeiras individuais abertas; Grupo D moldagens com transferentes quadrados unidos com resina composta bisacrílica autopolimerizável em moldeiras individuais abertas. Para todos os grupos utilizou o silicone por adição *Honigum Mono* (DMG) como material de moldagem e o gesso utilizado para a fabricação dos modelos foi *Resin Rock* (Whip Mix-USA). Desadaptações marginais foram avaliados entre a estrutura metálica parafusada aos modelos de trabalho obtidos a partir das moldagens utilizando-se microscópio óptico (aumento de 120X), assim como as tensões induzidas a estrutura, avaliadas por extensometria. Para a comparação dos grupos, utilizaram o teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis com significância de 5% e para a verificação da diferença significativa entre os grupos com respeito às duas variáveis estudadas. Utilizaram também as comparações múltiplas não-paramétricas, para indicar qual ou quais os grupos que levaram à significância estatística. O teste de Kruskal-Wallis para a variável tensão apresentou valor de p= 0,0043, e para a variável desadaptação encontrou-se p = 0,6073. Sendo 5% o nível fixado, observou-se que apenas para a variável tensão os grupos apresentaram diferença significativa entre si. Foi calculado o coeficiente de correlação de Pearson para variáveis tensão e desadaptação, indicando correlação positiva entre as variáveis. Os autores relataram que esta correlação foi altamente significativa (p=0,0074) e os demais valores encontrados não apresentaram significância estatística. Concluindo que as quatro técnicas estudadas, apresentou maior exatidão a que utilizou os transferentes quadrados esplintados com bastões de resina pré-fabricados e houve correlação direta entre desadaptação marginal e tensões geradas à estrutura.

Del'Acqua *et al.* (2010) investigaram a exatidão dimensional em duas técnicas de moldagem (transferente quadrado para moldagem; transferente quadrado jateado e revestido com adesivo para moldagem) realizadas com polivinilsiloxano e poliéter. Os autores fabricaram um modelo principal (grupo controle) com quatro análogos de implantes paralelos, uma estrutura passiva, e uma moldeira de alumínio personalizada. Quatro grupos (n = 5) foram testados: transferente quadrado com Impregum (SI), transferente quadrado com Express (SE), transferente quadrado jateado e Impregum (ASI) e transferente quadrado jateado e Express (ASE). Para mensuração, os autores utilizaram o teste do parafuso único e estereomicroscópio para avaliação do ajuste da estrutura medindo a desadaptação entre os componentes

protéticos. Os valores médios para desadaptação pilar/estrutura foram: Modelo principal, 31,63 µm (DP 2,16); SI, 38,03 µm (SD 9,29); ASI, 46,80 µm (SD 8,47); SE, 151,21 µm (SD 22,79); e ASE, 136,59 µm (SD 29,80). Não foi observado diferença significativa entre as técnicas SI ou ASI e o modelo principal. Como também não notaram diferença significativa entre as técnicas SE e ASE. Concluíram que Impregum de consistência média é o melhor material para moldagem e a técnica não influencia a exatidão dos modelos de gesso.

Hariharan *et al.* (2010) compararam a exatidão dos modelos obtidos a partir das técnicas de moldagens esplintadas e não esplintadas, utilizando diferentes materiais para ferulização dos múltiplos implantes. Um modelo referencial com quatro réplicas de implantes *Nobel Replace Select* (Nobel Replace Regular Platform, REF 33540, Nobel Biocare) posicionados na região anterior da mandíbula foi fabricado baseado em uma prótese de resina acrílica termopolimerizável. Moldagens do modelo de referencial foram realizadas com poliéter (3M ESPE) por técnicas diretas, sem esplintagem e ferulizadas. As moldagens foram divididas em quatro grupos: Grupo A: técnica não ferulizadas; Grupo B: ferulização com resina acrílica (GC Pattern Resin); Grupo C: ferulização com polivinilsiloxano para registro de mordida (Imprint Bite, 3M ESPE); e Grupo D: ferulização com poliéter para registro de mordida (Ramitec, 3M ESPE). Quatro moldagens foram feitas para cada grupo e os moldes foram vertidos com gesso especial tipo IV (Ultrarock, Kalabhai). Os autores mensuram as diferenças das distâncias interimplantes nos eixos (X, Y e Z), e as diferenças de angulação interimplantes no eixo z foram medidas nos moldes utilizando uma máquina de medição das coordenadas. Como resultados reportaram que a distância entre implantes D1y apresentou variações significativas em todos os quatro grupos de teste (P = 0,043), enquanto os valores D3x variou significativamente entre os grupos esplintados com resina acrílica e esplintados com registros em silicone. Os modelos obtidos a partir do grupo esplintagem com poliéter foram o mais próximo do modelo de referência nos eixos x e y. No eixo z, os valores D2z variou significativamente entre os três grupos de teste (P = 0,009). Modelos a partir do grupo ferulização com resina acrílica foram os mais próximos do modelo de referência no eixo z. Além disso, um dos três ângulos medidos (ângulo 2) mostrou diferenças significativas nos três grupos de teste (P = 0,009). Modelos gerados a partir do grupo não esplintado exibiram as menores diferenças angulares. Dessa forma, concluíram que os modelos obtidos a partir de todas das quatro técnicas de moldagem apresentaram diferenças em relação

ao modelo de referência. Modelos obtidos utilizando a técnica ferulização com registro de mordida em poliéter foram os mais precisos em relação ao modelo de referência, seguido por aqueles obtidos através de técnicas esplintagem com resina acrílica sem esplintagem, ferulização com silicone de adição para registro de mordida.

Lee e Cho (2011) avaliaram o efeito da estabilidade dimensional do material de ferulização na exatidão dos modelos mestres. Utilizaram um modelo de metal de aço inoxidável com 6 implantes incorporados como modelo mestre. As moldagens dos implantes foram feitas após os transferentes de moldagens quadrados serem ferulizados usando 5 diferentes técnicas: (1) Esplintagem com resina autopolimerizável (Corp, Tokyo, Japan), secção, reunião para compensar a contração de polimerização antes da moldagem; (2) esplintagem resina acrílica autopolimerizável pouco antes da moldagem. (3) Moldagem primária feita com gesso (Snow-White plaster no.2; Kerr, Romulus, MI, USA) e moldagem secundária com poliéter. (4) esplintagem com gesso moldagem. (5) esplintagem com silicone de adição para registro de mordida (Blu-Mousse; Parkell Bio-Materials, Farmingdale, NY, USA). A partir do modelo mestre, 5 moldagens e 5 modelos experimentais, com total de 25 modelos foram feitos para cada um dos 5 métodos de esplintagem. Os autores mensuraram os valores de distorção de cada método de esplintagem usando máquina de medição coordenada, capaz de registros nos eixos X, Y e Z. ANOVA um fator com nível de confiança em 95% foi utilizado para avaliar os dados e o teste de *student* ou Tukey para determinar diferenças significativas entre os grupos. Como resultado, observaram que o grupo 1 apresentou melhor exatidão seguido pelo Grupo 3 e 4. Grupo 2 e 5 apresentaram valor de distorção relativamente maior do que outros grupos, não foi encontrado nenhuma diferença significativa entre o grupo 3, 4, 5 no eixo x, grupo 2, 3, 4 no eixo dos Y e o grupo 1, 3, 4, 5 no eixo z ($P < 0,0001$). Concluindo que ambas esplintagens dos transferentes para moldagem podem melhorar a exatidão do modelo de trabalho e o gesso para moldagem pode ser utilizado como material de esplintagem simples.

Um dos desafios da Implantodontia consiste na obtenção do assentamento das estruturas totalmente livre de tensões, tendo as técnicas de moldagem e obtenção de modelos para próteses implantossuportadas importante papel neste processo. Dessa forma, Porto e Nóbilo (2012) avaliaram quatro técnicas de obtenção dos modelos de gesso: Grupo 1) Transferentes unidos com resina; Grupo 2) Transferentes unidos com resina e reforço metálico (um pino); Grupo 3) Transferentes unidos com resina e

análogos unidos com resina e reforços metálicos; e, Grupo 4) Transferentes unidos com resina e reforço metálico (um pino) e análogos unidos com resina e reforços metálicos. Para obtenção dos modelos (n=4) foi utilizado um modelo plástico pré-fabricado, composto de dois implantes simulando uma prótese fixa posterior de três elementos. Os autores utilizaram moldeiras de plástico modificadas, gesso tipo IV (Shera Premium), silicone (Zeta Plus e Oranwash) e resina acrílica (Pattern Resin – GC Corp). A análise das distorções lineares dos *index* obtidos foi realizada com o auxílio de um microscópio óptico com magnificação de 50X (STM Olympus Optical Co) e exatidão de 0,0005 mm, sendo medido três vezes cada modelo, para obtenção da média de desadaptação. Como resultado, observaram que as médias de desadaptações dos grupos 1 a 4 foram, respectivamente: 188,46 µm, 53,63 µm, 176,88 µm, e 216,71 µm, tendo havido diferença estatística entre os grupos ($p<0,05$). Concluindo que a técnica dos transferentes unidos com resina e reforço metálico sendo que apresentou menor distorção do modelo mestre, recomendando-se sua utilização na Implantodontia.

Rodrigues e Henriques (2012) compararam diferentes técnicas de preenchimento do molde com gesso verificando uma metodologia que fosse precisa o bastante para o julgamento das técnicas. Obtiveram 40 modelos de gesso a partir da matriz metálica simulando uma situação clínica de prótese fixa implantorretida com três elementos. Os 40 modelos foram confeccionados segundo quatro técnicas de preenchimento do molde com gesso tipo IV (n = 10): Grupo 1 - modelos de trabalho a partir do preenchimento do molde com gesso em porção única; Grupo 2 - modelos de trabalho obtidos a partir do preenchimento do molde com gesso em duas porções; Grupo 3 - modelos de trabalho obtidos segundo a técnica do manguito; Grupo 4 - modelos de trabalho obtidos a partir do preenchimento do molde com gesso realizando-se a união prévia dos análogos com haste metálica. Os autores confeccionaram uma estrutura metálica em titânio utilizada para mensurar as desadaptações marginais e tensão. As desadaptações verticais foram avaliadas por meio da observação de desadaptação marginal em microscópio com aumento de 120X e 0,1 µm com exatidão segundo protocolo do parafuso único para teste de passividade em estruturas implantorretidas. A análise de tensão ocorrida sobre a barra metálica foi avaliada por extensometria pela adaptação de dois *strain gauges*. Os dados foram submetidos à análise variância (ANOVA-1 fator), seguidos de teste de Tukey ($\alpha=0,05$) para comparação entre os grupos. Avaliaram também a presença de

correlação entre tensão e desadaptação vertical através do teste de Pearson. Os autores observaram que não houve diferença estatística entre as técnicas de preenchimento do molde avaliadas quando comparados os valores de desadaptação marginal (p = 0,979), entretanto, quando se compara os valores médios de tensão sobre a barra, verificaram haver diferença estatística significante entre as técnicas do manguito e da união rígida dos análogos de implante (p = 0,027). Desta forma, concluíram que a técnica de união rígida dos análogos previamente a vazamento da moldagem, apresentou resultados similares a técnica convencional e sendo adequada para obtenção de modelos de trabalho; a utilização de *strain gauges* mostrou-se adequada à avaliação de tensões ocorridas sobre a barra, assim como comparação entre as técnicas de obtenção de modelos de gesso, além disso, não houve correlação entre desadaptação marginal e tensão ocorrida na barra.

Buzayan e Yunus (2013) revisaram a literatura com o objetivo da apresentação assim como resumo de alguns aspectos para atingir e melhorar os métodos de obtenção do ajuste passivo. A revisão foi realizada através *Science Direct, Pubmed,* e o banco de dados do Google. Os artigos foram pesquisados em Inglês utilizando as palavras-chave: ajuste passivo, desadaptação implante e estrutura desadaptada. Nos mesmo buscava-se encontrar informações suficientes relacionadas a fatores relacionados a desadaptação das estruturas, técnicas de realização e ajuste passivo, correlação entre mudança da crista marginal e desadaptação, técnicas de moldagem de implantes e conceito de esplintagem, caso contrário seriam excluídos. As referências relacionadas foram selecionadas a fim de enfatizar a importância da realização ajuste passivo e minimização desadaptação. Os autores reportaram que apesar do fato da literatura apresenta consideráveis sobre desadaptação da estrutura, não havia consistência na literatura sobre um determinado número ou mesmo intervalo para um nível aceitável de desadaptação. Por outro lado, uma revisão da literatura revelou que o ajuste passivo total continua a ser uma meta difícil de ser alcançada pelo protético. Concluíram que os procedimentos clínicos e laboratoriais em próteses implantossuportadas são variados e complexos. Cada estágio pode levar a uma distorção posicional e desadaptação. O qual, as vezes pode ser tolerado pelo osso circundante sem complicações biomecânicas adversas. No entanto, esta tolerabilidade ainda tem de ser determinada com exatidão e quantificação. Portanto, melhorar e otimizar os componentes da equação de distorção deve ajudar na redução da desadaptação final da estrutura do implante.

De Avila *et al.* (2013) compararam a exatidão dimensional do index de gesso (I) e três técnicas de moldagem: transferentes de moldagens cônicos (T), transferentes quadrados (S) e transferentes quadrados modificados (MS) para próteses implantossuportadas. Um modelo mestre, com 4 análogos de implantes paralelos e uma estrutura passiva, foram fabricadas. Utilizaram o polivinilsiloxano para todas as moldagens com moldeiras metálicas (aberta e fechada). Quatro grupos (I, T, S e MS) foram testados (n = 5). Uma estrutura metálica foi assentada em cada um dos modelos, um parafuso do pilar foi reforçado, e o desadaptação entre o análogo de implante e a estrutura foi medida com um microscópio estereoscópico. As medições dos grupos (80 valores de desadaptações) foram analisadas usando software (LeicaQWin - Leica Imaging Systems Ltd.) que recebeu as imagens de uma câmera de vídeo acoplada a um estereomicroscópio a 100x de magnificação. Os resultados foram analisados estatisticamente com Kruskal-Wallis, ANOVA um fator seguido pelo método de Dunn (p= 0,05). Os autores observaram que os valores médios das desadaptações pilar / estrutura foram: Modelo mestre = 32 µm (SD 2); Grupo I = 45 µm (DP 3); Grupo T = 78 µm (SD 25); Grupo S = 134 µm (SD 30); Grupo MS = 143 µm (SD 27). Nenhuma diferença significativa foi detectada entre index e modelo mestre (P = 0,05). Sugeriram que um modelo de trabalho mais preciso possível pode ser obtido usando a técnica de transferente cônico e index de gesso.

Buzayan *et al.* (2013) avaliaram através de um estudo *in vitro,* a exatidão dos modelos de implantes dentários obtidos a partir de técnicas moldagem ferulizados ou não ferulizados usando diversos materiais para esplintagem e esses comparados com o modelo de referência. O efeito dos dois materiais de moldagem diferentes na exatidão dos moldes de implantes foi também avaliado para impressões ao nível da moldagem. Os autores utilizaram um modelo referencial com seis réplicas dos implantes de conexão interna colocados na arcada inferior fabricada a partir da resina acrílica termopolimerizável. Realizou-se 40 moldagens sobre o modelo de referência, 20 com poliéter (PE) (Impregum Penta Soft, 3M ESPE) e 20 polivinilsiloxano (PVS) (Aquasil Ultra Monophase, Dentsply Caulk) utilizando a técnica de moldeira aberta. Os grupos PE e PVS foram subdivididos em quatro subgrupos de cinco cada sobre o tipo de esplintagem: sem ferulização, esplintagem com registro de mordida em PE, com registro de mordida PVS, ou resina acrílica autopolimerizável. A exatidão posicional das cabeças dos implantes, foi avaliada nos modelos vazados utilizando uma máquina de medição coordenada para examinar as diferenças das distâncias

lineares entre os implantes em todos os três eixos. Os dados coletados (linear e tridimensionais - 3D) foram comparadas às medidas calculadas com o modelo de resina referencial e analisados por meio dos testes não paramétricos (Kruskal-Wallis e Mann-Whitney). Os autores não encontram diferenças significativas entre os vários grupos esplintados, tanto para os materiais de moldagens PE quanto PVS em termos de distorções lineares e 3D. No entanto, foram encontradas diferenças pequenas, contudo significativas entre os dois materiais de moldagem (PVS, 91 µm; PE, 103 µm) com base nas discrepâncias em 3D, independentemente da técnica imobilizadora empregada. Concluíram que a exatidão da moldagem é mais influenciada pelo material de moldagem do que pelo tipo material utilizado para esplintagem das próteses múltiplas implantossuportadas.

Ehsani *et al.* (2014) compararam a exatidão das moldagens em implantes paralelos e não paralelos no planejamento *All-on-Four*. Os autores desenvolveram um modelo referencial contendo 4 análogos de implantes com conexão interna adequado ao protocolo *All-on-Four* (2 implantes anteriores a 0 grau e 2 implantes posteriores a 30 graus em relação à linha perpendicular). Vinte moldagens deste modelo foram realizadas utilizando a técnica da moldeira aberta. As moldagens foram vazadas com gesso pedra tipo IV preconizado pela *American Dental Association*, e a exatidão posicional das plataformas das réplicas dos implantes foram avaliadas nos eixos x, y, e z utilizando uma máquina de medição por coordenadas. Estas medidas foram comparadas com aquelas obtidas a partir do modelo de referência que serviu como controle, e os dados foram analisados por meio de teste independente ($\alpha = 0,05$). Como resultados, constataram que a exatidão das moldagens dos implantes não mostrou diferença significativa entre os inclinados e retos, exceto em coordenada y ($p = 0,012$). Concluindo que a exatidão das moldagens dos implantes não diferiu entre as diferentes angulações dos mesmos no planejamento *All-on-Four*.

De Avila *et al.* (2014) avaliaram a exatidão de 2 técnicas de moldagem para próteses implantossuportadas. Fabricaram um modelo principal com quatro análogos de pilares dos implantes paralelos e uma estrutura passiva. Dois grupos com 5 modelos foram formados: Grupo 1 (transferentes de moldagem quadrado sem esplintagem: S) e Grupo 2 (transferentes quadrados esplintados, com brocas de preparo de metal e resina Pattern: SS). Utilizaram o polivinilsiloxano como material de moldagem e moldeiras abertas para preparação padrão dos modelos. Em cada molde, a estrutura foi posicionada, e um parafuso de titânio foi apertado com torque de 10

Ncm no análogo A o qual após medições das desadaptações verticais, foram também realizados nos análogos C e D. Este processo repetiu-se para analógico D. Analisaram as mensurações utilizando o software. Empregaram a ANOVA um fator para análise estatística (p = 0.05). Os autores observaram diferenças significativas entre S e SS em relação ao modelo mestre (p < 0,05). Os valores médios de desadaptaçãos foram: modelo mestre, 39.64 µm; transferentes quadrados sem esplintagem, 205,86 µm e transferente quadrados ferulizados, 99,19 µm. Concluíram que a técnica dos transferentes quadrados esplintados, com brocas de preparo de metal e resina Pattern, produziram melhores resultados.

Gökçen-Rohlig *et al.* (2014) avaliaram a exatidão das moldagens quanto ao efeito da posição do implante, tipo de material utilizado e o tipo de moldeira em prótese implantossuportada. Quatro grupos experimentais foram produzidos, 3 grupos utilizando polivinilsiloxano (PVS) com consistência regular e 1 grupo utilizando poliéter. Nos grupos PVS, adotaram diferentes tipos de moldeiras (metálicas, individuais e plásticas pré-fabricadas). No grupo poliéter, moldeiras individuais de resina acrílica foram utilizadas. Avaliou-se as discrepâncias tridimensionais e como resultados, observou-se que os modelos obtidos apresentaram pequenas alterações (7,50 - 9,71 µm) comparado ao modelo de trabalho, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos poliéter e PVS. Igualmente, diferentes tipos de moldeiras não produziram quaisquer discrepâncias significativas dentro dos grupos PVS. Além disso, não houve diferença significativa entre os grupos quando comparado a exatidão dos implantes anteriores, contudo comparações intergrupos demonstrou que, com exceção do grupo 1, os implantes posteriores demonstraram mais exatidão do que anteriores. Concluindo que o Poliéter e PVS podem ser utilizados com segurança, para moldagens dos arcos desdentados com múltiplos implantes e diferentes tipos de moldeiras produzem precisões semelhantes.

Marotii et al. (2014) avaliaram a exatidão da moldagem de captura com moldeiras autoperfurantes. A partir de um modelo referencial mandibular, instalaram quatro implantes nas regiões dos primeiros molares e incisivos laterais numerando de 1 a 4 sequencialmente. Realizaram 10 moldagens sobre o modelo referencial com polivinilsiloxano para cada grupo, sendo o grupo controle (moldeira aberta convencional) e experimentais (moldeiras abertas autoperfurantes). Parafusaram uma barra de metal sobre implante 1, e os desadaptações gerados na face vestibular dos implantes 3 e 4 foram calculados por microscopia óptica. Para o teste estatístico os

autores utilizaram o ANOVA 2 fatores e teste de mínimos quadrados (least square post hoc) com α = 0,05. Os resultados demonstraram valores médios maiores (± SD) para o grupo teste comparado ao grupo controle, tanto para os implantes 3: 150 ± 84 µm para o grupo teste, 73 ± 63 µm para o grupo controle (P = 0,019), e implante 4: 129 ± 65 µm para o grupo teste, 62 ± 61 mm para o grupo controle (p = 0,04). Concluindo que as moldeiras abertas autoperfurantes fornecem modelos com menor exatidão comparada a moldeira aberta convencional.

Pujari, Garb e Prithviraj (2014) avaliaram por meio de um estudo *in vitro* a exatidão com três diferentes técnicas de moldagem utilizando um poliéter e silicone de adição para obtenção de um modelo preciso dos implantes múltiplos com conexão interna. Um modelo referencial de resina acrílica com 4 implantes de conexão interna foi fabricado e as moldagens realizadas. Vinte quatro amostras divididas em 6 grupos de 4 foram vazadas com gesso pedra tipo IV preconizado pela ADA; G1 - transferentes quadrados não modificados (grupo NM) e moldagem com poliéter; G2 - transferentes quadrados esplintados com resina acrílica autopolimerizável (grupo R) e moldagem com poliéter; G3 - transferentes quadrados jateadas com partícula abrasiva e revestidos com o adesivo e moldagem poliéter (grupo M); G4 - transferentes quadrados não modificados (grupo NM) e moldagem com polivinilsiloxano (PVS); G5 - transferentes quadrados esplintados com resina acrílica autopolimerizável (grupo R) e moldagem com polivinilsiloxano (PVS); G6 - transferentes quadrados jateados com partícula abrasiva e revestidos com o adesivo e moldagem com polivinilsiloxano (PVS). Todos os modelos foram avaliados quanto a exatidão posiconal das plataformas dos análogos dos implantes usando um projetor de perfil. Os autores compararam as mensurações obtidas com as calculadas no modelo referencial de resina, que serviu como um grupo controle. Os dados foram analisados com a ANOVA de 2 fatores, seguido de Bonferroni para comparação das medias dos grupos. Os resultados revelaram diferenças significativas à distância nos implantes anteriores entre os dois materiais de moldagem ($p < 0,01$) e também entre as três técnicas ($p < 0,05$). A menor variação foi encontrada com o poliéter e a técnica de esplintagem. Para implantes posteriores, os resultados demonstraram não haver diferença significativa entre os 2 materiais de moldagem ($p > 0,05$). Embora os resultados não se apresentarem estatisticamente significativos, o material de moldagem poliéter mostrou a menor variação média, em comparação com o material de moldagem PVS. No entanto, houve uma diferença significativa entre as 3 técnicas diferentes ($p < 0,05$),

onde a menor variação ocorreu entre os 2 implantes posteriores foi encontrada na técnica esplintada. Concluindo que os modelos obtidos a partir da união dos transferentes com resina acrílica autopolimerizável antes do procedimento de moldagem foram mais precisos, que os modelos obtidos através dos transferentes não modificados ou modificados com jateamento e aplicação do adesivo, além das moldagens realizadas com poliéter serem mais precisa comparadas com moldagens com PVS.

2.2 Fotoelasticidade

Sadowsky e Caputo (2000) utilizaram o método fotoelástico para avaliar o comportamento biológico de 4 implantes de fixação de uma *overdenture* mandibular, comparando as características de captura com carga, em diferentes modelos de sobredentaduras implantossuportadas, com e sem contato do rebordo alveolar. Os autores desenvolveram um modelo fotoelástico de uma mandíbula humana totalmente edêntula fabricado com 4 implantes 3,75 × 10 mm (SDCA 001, Nobel Biocare Yorba Linda, Calif.) incorporados na área região de parassínfise. Produziram uma infraestrutura dos seguintes itens: com *cantilever*, a partir da eletroerosão, infraestrutura sem *cantilever* e *O-rings*. Aplicaram uma carga vertical unilateral padronizada de 30 lb no primeiro molar em cada uma das quatro próteses, com e sem um espaçador de silicone para os tecidos moles, testando no total de 8 condições diferentes e as tensões desenvolvidas na estrutura foram registradas por uma máquina fotográfica. Como resultados, os autores observaram que, sem a simulação do contato com o tecido do rebordo posterior, a infraestrutura da barra em *cantilever* causou maiores tensões ao implante terminal, seguido por estrutura confeccionadas eletroerosão, infraestrutura sem *cantilever*, e os *O-rings*. Quando simulado a base protética sobre o rebordo alveolar, as capturas das tensões aos implantes distais foram uniformes reduzindo. Concluindo através do método fotoelástico que, o íntimo contado da base protética com o rebordo alveolar, promove baixa tensão na região mais distal do implante e tensões menores eram transferidas para o lado oposto do arco.

Guichet, Yoshinobu e Caputo (2002) analisaram o efeito da esplintagem, assim como a intensidade do contato interproximal para passividade e as características das capturas de cargas às restaurações implantossuportadas. Fabricaram um modelo fotoelástico simulando uma hemiarcada mandibular desdentada com 3 implantes

parafusados 3,75 × 10 m (Nobel Biocare, Goteborg, Sweden). Para restaurações não ferulizados, coroas individuais foram produzidas e 3 pilares de titânio customizados foram desenvolvidos. Após as coroas cimentadas, 5 níveis de tensões do contato interproximal foram avaliados: sem contato, ideal (papel carbono de 8 µm, arrastado e sem rasgar), leve (10 µm além do ideal), médio (50 µm além do ideal) e forte (90 µm além do ideal). Para restaurações esplintadas, 5 próteses parciais fixas de 3 elementos foram confeccionadas, ajustadas internamente com material evidenciador de silicone *(Fit-Checker; GC Corp)*, e cimentadas no modelo. Os autores analisaram as mudanças na distribuição das tensões sob condições simuladas de carregamento (6,8 kg) ou não carregadas, através do polariscópio. Como resultados, observaram que restaurações não ferulizados e com contatos interproximais fortes, foram associadas com o aumento tensões entre os implantes e as cargas oclusais tendiam a se concentrar ao redor do implante com carregado específico. Para as restaurações ferulizadas o compartilhamento as cargas oclusais e a distribuição das tensões foram mais uniformes entre os implantes quando uma força era aplicada. Além disso, o efeito de compartilhamento de carga foi mais evidente sobre o implante central, mas também foi visto nos pilares terminais das restaurações esplintadas. Concluindo que o contato interproximal excessivo entre as coroas individuais podem levar a uma situação não-passiva e as restaurações esplintadas apresentaram melhor compartilhamento na distribuição da carga comparado com as não ferulizadas.

Sadowsky e Caputo (2004) simularam através da fotoelasticidade o comportamento biológico de 2 ou 3 implantes na retenção dos diferentes modelos de cantilever para *overdentures* mandibulares tipo barra-clipe e compararam características das cargas. Fabricaram dois modelos fotoelásticos de uma mandíbula edêntula com 2 ou 3 implantes parafusados 3,75mm x10mm do tipo parafuso (Nobel Biocare, Yorba Linda, Calif) incorporados na área parassínfise. Confeccionaram estruturas em forma de barra com um cantilever de 7 mm para ambos os modelos, próteses retidas por clipe ou retidas por êmbolo. As cargas verticais padronizadas de aproximadamente 11 kg foram aplicadas unilateralmente ao primeiro molar e 7 kg para o primeiro pré-molar em cada uma das quatro *overdenture*s. O cantilever foi removido da estrutura de 2 implantes e a prótese foi carregada novamente de modo semelhante sobre o primeiro molar com 11 kg. Como resultados, os autores observaram que embora todas as quatro próteses demonstraram baixa captura de tensões para os implantes, a prótese retida por êmbolo causou distribuição de tensões mais uniformes

para o *abutment* terminal sobre o lado carregado em comparação com a prótese barra-clipe e forneceu retenção segura sob cargas testadas. A prótese com 2 implantes retida por êmbolo forneceu melhor compartilhamento de carga a partir do rebordo alveolar comparadas ao sistema barra-clipe com 3 implantes e as tensões resultantes menores foram vistos sobre os implantes. Concluindo que sob carga, todos as próteses demonstraram baixa captura de tensão para os *abutments*.

Kou *et al.* (2007) examinaram simultaneamente a captura de carga e distribuição de tensões por uma prótese parcial fixa implantossuportada. Uma estrutura mandibular com implantes conectados aos pilares foi incorporado em um modelo fotoelástico tridimensional. Extensômetros foram anexados na superfície superior da estrutura, e uma carga vertical de 7,5 kg, foi aplicada a sete pontos sobre da estrutura. As medidas derivadas desta simulação revelaram que houve uma proporção direta entre a distribuição de tensões na estrutura e as criadas ao redor dos implantes de metal; o modo de captura de carga e distribuição de tensões foi diretamente proporcional a distância entre os componentes do ponto de carga, e quando a extensão de suporte foi carregada, a maior parte da tensão foi distribuída dentro do cantilever no implante distal. Concluíram que a tensão foi distribuída sobre os dois, ou no máximo três, implantes mais próximos com o implante distal eram maiores.

Asvanund, Morgano (2011) compararam as características da captura de carga em uma prótese total sobre 4 implantes com conexões externas e internas, aplicando cargas em 3 posições diferentes sobre a prótese. Modelos fotoelásticas bidimensionais foram usadas para simular o osso. Dois tipos de implantes com conexão externa e interna (*Replace Select Tapered*) foram colocados em modelos fotoelásticos. Desenvolveram uma estrutura metálica para prótese total sobre os pilares e fixaram sobre a mesma, dentes artificiais. As amostras foram analisadas em dois níveis (cervical e apical dos implantes) com 3 condições de carregamento (carga em 4 pontos, 2 pontos com carga na região anterior, e carga lateral de 2 pontos) e os números de ordens de franjas foram registadas e comparados. Como resultado, os autores observaram que com a carga de 4 pontos, nenhuma diferença de tensão ocorreu entre o implante de conexão externa e interna, tanto em nível cervical, quanto em apical. Contudo, com a carga 2 pontos na região anterior, os implantes de conexão interna resultaram em tensões menores na região cervical tanto nas áreas carregadas como não-carregadas. Além disso, quando submetidos a carga lateral de 2 pontos, os

implantes de conexão interna resultaram em tensões mais baixas no nível cervical nas áreas de não-carregamento.

Torres *et al.* (2011) compararam as tensões transmitidas aos implantes de estruturas fundidas usando diferentes materiais e investigaram possível correlação entre desadaptações verticais e tensões. Fabricaram 15 estruturas fundidas em monobloco, simulando uma barra para prótese fixa sobre um modelo com 5 implantes e dispostos em 3 grupos diferentes de acordo com o material utilizado para seleção de grupo sendo eles: Ligas de CP Ti (titânio comercialmente puro), Co-Cr (cobalto-cromo) ou Ni-Cr-Ti (níquel-cromo-titânio). Cada estrutura foi instalada sobre um modelo de metal com todos os parafusos apertados com um torque de 10 Ncm e então, as desadaptações verticais foram mensuradas utilizando um microscópio ótico. As tensões transmitidas aos implantes foram mensuradas utilizando uma análise fotoelástica quantitativa em valores máximos de tensão de cisalhamento (t). Cada estrutura foi parafusada com o torque padrão de 10 Ncm e os resultados das tensões foram analisadas estatisticamente usando ANOVA um critério, além do teste de tukey, assim como o teste de correlação de Pearson (α=0,05). Os valores médios e o desvio padrão para a desadaptação vertical apresentados para CP Ti (22,40 ± 9,05 mm), Co–Cr (6,41± 5,47 mm) e Ni-Cr-Ti (32,20 ± 24,47 µm). As tensões geradas pela liga Cr-Co (t = 7,70 ± 2,16 kPa) foi significativamente mais alta comparado àqueles de CP Ti (t=5,86±1,55 kPa, p = 0,018) e liga de Ni-Cr-Ti (t = 5,74 ± 3,05 kPa, p = 0,011), que foram similares. Não foram encontradas correlações significativas entre desadaptação vertical e as tensões geradas ao redor do implante para nenhum dos materiais utilizados.

De Castro *et al.* (2013) avaliaram a passividade em três técnicas para fabricação de uma estrutura sobre implante em uma liga de Co-Cr através da fotoelasticidade. O modelo foi obtido a partir de uma matriz de aço simulando uma mandíbula edêntula com 4 implantes, hexágono externo com uma plataforma regular. Por esse modelo, 5 estruturas foram confeccionadas para cada grupo: monobloco (controle); solda a laser e fabricadas através do gás de tungstênio inerte (TIG). O modelo fotoelástico foi obtido a partir de uma resina epoxi flexível. Na análise fotoelástica, as estruturas foram aparafusadas no modelo para verificação da tensão máxima de cisalhamento em 34 pontos selecionados ao redor dos implantes e 5 pontos no meio do modelo. As tensões foram comparadas em todo modelo fotoelástico, entre as regiões central, direita e esquerda, bem como entre as regiões

cervical e apical. Os valores foram submetidos a ANOVA 2 fatores, e ao teste de Tukey (α = 0,05). Os autores perceberam que não houve diferença significativa entre os grupos e áreas estudadas (p > 0,05), concluindo que as tensões geradas em torno dos implantes foram semelhantes para todas as técnicas.

Dominici e Nóbilo (2013) avaliaram técnicas de obtenção de modelos de gesso mediante análise fotoelástica. O estudo foi divido em 3 grupos três técnicas: Grupo 1) vazamento com gesso tipo IV (FujiRock – GC Corp); Grupo 2) tubo de látex e vazamento em duas etapas; e, Grupo 3) análogos unidos por hastes metálicas e vazamento posterior. Para o experimento, utilizaram um modelo plástico pré-fabricado, composto de dois implantes simulando uma prótese fixa posterior de três elementos. A partir do referido modelo, obtiveram 3 modelos fotoelásticos com implantes incorporados. Após o aperto dos parafusos de uma estrutura metálica soldada a Laser, passiva e previamente elaborada, os autores realizaram as análises qualitativas das tensões em um polariscópio circular (PTH-A-01) e câmara digital (Sony- DCR-SX40). Observaram que o Grupo 1 apresentou tensão de ordens n = 0 e n = 1; grupo 2 n = 2; e, grupo 3, n = 0. Concluindo que o uso de haste metálica para união dos análogos gerou menor tensão ao redor dos implantes, e as técnicas de vazamento único ou em duas etapas não apresentaram grandes diferenças na geração de tensões.

Françoso e Nóbilo (2013) avaliaram as tensões sobre implantes utilizando diferentes materiais de moldagens e diferentes tipos de moldeiras. Um modelo plástico pré-fabricado, composto de dois implantes simulando uma prótese fixa posterior de três elementos foi fabricado e, a partir deste foram confeccionados, em resina fotoelástica, os modelos fotoelásticos divididos em 4 grupos: GI - moldeira plástica perfurada e silicone Elite HD+ (Zhermack SpA, Via Bovazecchino, Badia Polesine (RO), Italia), consistência densa e fluida; GII - moldeira individual e silicone Elite HD+, consistência regular; GIII: moldeira plástica perfurada e silicone Oranwash L/Zetaplus (Zhermack SpA, Via Bovazecchino, Badia Polesine (RO), Italia), consistência densa e fluida; GIV: moldeira individual e silicone Oranwash L, consistência densa e fluida. Após o aperto dos parafusos de uma estrutura metálica passiva e previamente elaborada, os autores realizaram as análises qualitativas das tensões em um polariscópio circular (PTH-A-01) e câmara digital (Sony- DCR-SX40) e observaram que a ordem das franjas dos grupos I, II, III e IV, respectivamente foram: 0 e 1; 3; 0 e 1; 3. Concluindo que o uso de moldeira individual gerou maior tensão ao redor dos

implantes independentemente do tipo silicone de moldagem utilizado e não constataram diferença entre silicone por adição e condensação na geração de tensões sobre os implantes.

Simamoto Jr *et al.* (2014) utilizaram a técnica da fotoelasticidade para avaliar a variação da tensão ao redor de implantes em próteses totais com número e diâmetro dos implantes variados. Desenvolveram duas matrizes em acrílico (21 x 21 x 9,5 mm), uma com 5 análogos de implantes hexágono externo 3,75 mm de diâmetro, e outra com 3 análogos de implantes hexágono externo com 5,0 mm. As matrizes foram divididas em 3 superfícies planas, de modo que para análise fotoelástica, a espessura do modelo se mantivesse constante e simularam 3 situações clínicas (n=3): protocolo de Brånemark inferior sobre 5 implantes de plataforma regular (C), prótese total fixa sobre 3 implantes de plataforma regular (3S); prótese parcial fixa sobre 3 implantes de plataforma larga (5,0 mm) (3W) e antes do início do teste fotoelástico, os autores verificaram a presença de tensão residual. Durante a análise fotoelástica os modelos receberam carregamento vertical de 1,33 Kgf na distal em um dos *cantilever*. Registros fotográficos foram feitos nos 3 planos do modelo, onde foram selecionados 16 pontos ao redor de cada implante para aferição da tensão cisalhante máxima, que foi realizada utilizando o programa *Fringes*® (desenvolvido em ambiente MATLAB – MathWorks Inc., Natick, MA) e os valores foram submetidos à análise estatística. Os autores relataram que a tensão foi maior no lado de aplicação da força, sendo similar nas regiões não carregadas. No implante submetido à força, a tensão foi maior no ápice. A configuração clássica C exibiu melhor distribuição e menor tensão, seguida da 3S e a 3W teve maior concentração de tensão ao redor dos implantes, concluindo que a redução do número de implantes resultou em maior concentração de tensão, bem como o aumento do diâmetro da plataforma.

3 PROPOSIÇÃO

Analisar quatro diferentes técnicas para moldagem de captura em implantodontia, quanto a exatidão dimensional de modelos em gessos por meio do teste do parafuso único e análise fotoelástica.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Neste estudo foram avaliados quatro grupos (n = 10)

1) PF - Transferentes unidos com fio dental e resina *Pattern* (*Pattern Resin* LS, GC América Inc, Alsip, EUA);

2) PP - Transferentes unidos com barras de resina acrílica pré-fabricada e resina *Pattern*;

3) OC - Transferentes unidos com elastômero para registro de mordida de polivinilsiloxano (Occlufast Rock, Zhermack SpA, RO, Itália);

4) MP - Transferentes unidos com haste metálica e resina *Pattern*.

A pesquisa foi realizada no laboratório de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP. Para a realização deste trabalho utilizou-se um modelo pré-fabricado, desdentado em acrílico (Figura 1), ao qual foram incorporados 4 implantes osseointegrados de conexão externa 4,0 por 13 mm (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil), adaptados a análogos com pilares intermediários (MicroUnit®) com torque de 20 Ncm com auxílio de um torquímetro manual (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil).

Figura 1. Mandíbula de acrílico.

Em uma miniaula foi confeccionado um index metálico (Figuras 2 e 3) e a partir deste, uma barra de titânio com três milímetros de diâmetro soldada a laser (Desktop Laser – Dentaurum, Alemanha) em cilindros de titânio para comparação entre as técnicas (Figuras 4 e 5).

Figuras 2 e 3. Index para confecção da infraestrutura.

Figuras 4 e 5. Infraestrutura visão horizontal.

Com a finalidade em obter a passividade total dos implantes, foi realizado o teste do parafuso único (teste de Sheffield), no modelo pré-fabricado em acrílico, e os implantes previamente incorporados foram removidos, reapertados e reinstalados (Figuras 6 - 10).

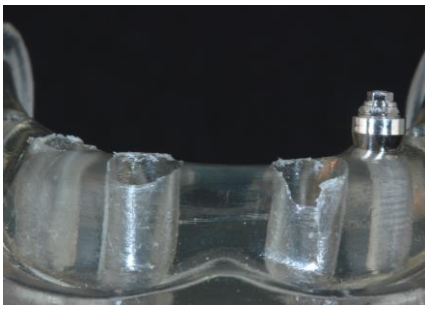


Figura 6. Remoção dos implantes para obtenção de passividade total.

Figura 7. Posicionamento dos implantes após teste de Sheffield.

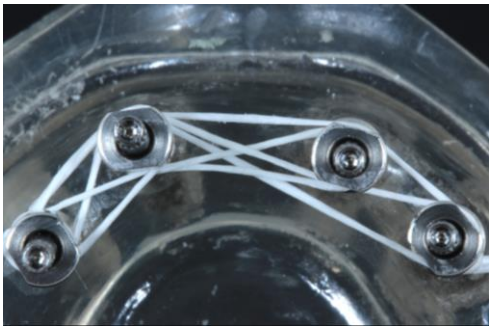
Figura 8. Infraestrutura, implantes e modelos, após o torque de 10N; notar o alívio necessário para o posicionamento dos implantes, quando comparada com a infraestrutura no index (figura 5).

Figura 9. Reinstalação dos implantes.

Figura 10. Modelo referencial.

4.1 Técnica dos transferentes unidos com resina e fio dental - PF

Os transferentes posicionados sobre o modelo referencial de acrílico foram inicialmente unidos com fio dental sem tensão (Figuras 11 e 12), e este recoberto por resina acrílica ativada quimicamente de baixa contração (*Pattern Resin*; GC América INC, Alsip, Estados Unidos). A realização da união dos transferentes foi realizada com a aplicação de resina *Pattern*, utilizando-se pincel comum, ao redor da parte retentiva dos transferentes, de acordo com a técnica de Nealon (onde se captura uma quantidade de pó de resina acrílica com pincel embebido em monômero) (Figura 13), os transferentes foram unidos até formar uma barra com 3 mm em espessura e diâmetro conferido com especímetro (Figuras 14 e 15). Após 17 minutos de polimerização, seccionou-se a barra ao meio (deixando 1 mm de espaço) (Figuras 16 e 17) utilizando-se um disco diamantado dupla face (para compensar o efeito de contração da resina acrílica) e em seguida, novamente com a técnica do pincel, uniu-se a barra (Figura 18).



Figuras 11 e 12. União dos transferentes com fio dental.

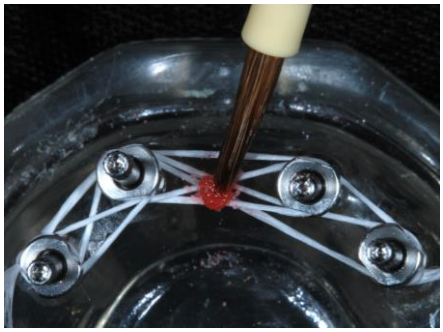


Figura 13. Aplicação da resina *Pattern*.

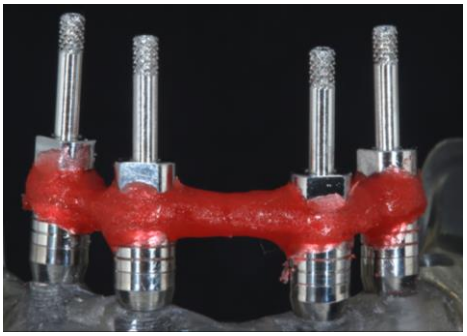


Figura 14. União dos transferentes com resina *Pattern*.

Figura 15. União dos transferentes com resina *Pattern*.

Figura 16. Secção da barra ao meio minimizando as tensões geradas durante a contração da resina acrílica.

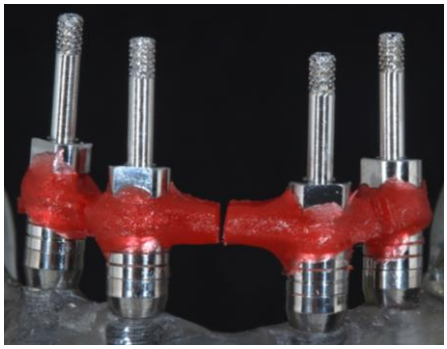


Figura 17. Secção da barra ao meio minimizando as tensões geradas durante a contração da resina acrílica.

Figura 18. União da barra de resina acrílica após secção.

4.2 Técnica dos transferentes unidos com barras de resina acrílica pré-fabricada entre os transferentes e resina *Pattern* - PP

A realização da união dos transferentes iniciou-se com a aplicação de resina acrílica *Pattern* ao redor da parte retentiva dos transferentes (Figuras 19 e 20). As barras de resina acrílica quimicamente ativada (JET, Artigos Odontológicos Clássico, Lapa - SP foram confeccionadas injetando-se resina dentro de canudos plásticos (Figura 21) com diâmetro de 3mm (Quick Ind. e Com. Ltda – Limeira-SP), com auxílio de seringa hipodérmica de plástico. Após polimerização de 20 min, removeu-se a barra de resina do canudo, conferido o diâmetro com um paquímetro e, por conseguinte foram armazenadas em água (Figura 22), para serem utilizada somente

após 24 horas aguardando a liberação do monômero residual. As barras de resina foram seccionadas em comprimentos apropriados para fechar o espaço entre transferentes adjacentes (Figura 23) e as extremidades das barras de resina foram unidas aos transferentes através da técnica de Nealon (Figura 24).

Figura 19. Posicionamento dos transferentes sobre o modelo referencial.

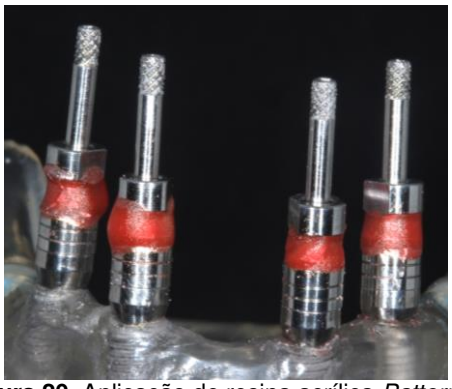


Figura 20. Aplicação de resina acrílica *Pattern* ao redor da parte retentiva dos tranferentes.

Figura 21. Confecção das barras de resina acrílica pré-frabricadas.

Figura 22. Armazenamento das barras em água por 24 horas.

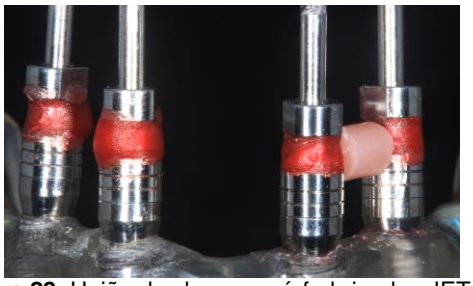


Figura 23. União das barras pré-frabricadas JET aos transferentes

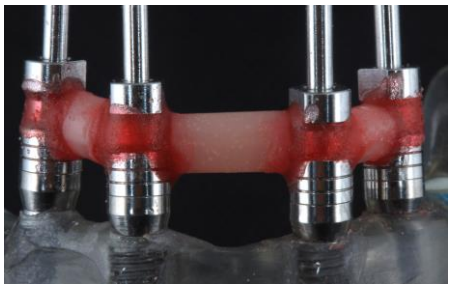


Figura 24. Aspecto final dos transferentes unidos pela técnica Nealon.

4.3 Transferentes unidos com elastômero para registro de mordida de polivinilsiloxano - OC

Para essa técnica, foi utilizado o silicone para registro de mordida Occlufast Rock (Zhermack SpA, RO, Itália). Confeccionou-se um guia de silicone Zetalabor (Zhermack SpA, RO, Itália) (Figura 25) para atuar como um batente, uniformizando a forma e quantidade de material utilizado na união dos transferentes em cada moldagem.

Após a adaptação do guia de silicone previamente vaselinado (vaselina pasta, Distribuidora Amaral Ltda - Farmax, Divinópolis, MG, Brasil) foi dispensado o material de registro, através de sistema auto mistura, nos transferentes para fazer a união do mesmo, aguardou-se o tempo de polimerização de 1 minuto (Figura 26) e por conseguinte foi realizado ajustes com lâmina de bisturi n°12 solidor® (Lamedid Comercial e Serviços Ltda, Barueri, SP, Brasil) após o ajuste (Figura 27) realizou-se o procedimento de moldagem dos transferentes no modelo de acrílico.

Figura 25. Guia de silicone para apoio do material de esplintagem.

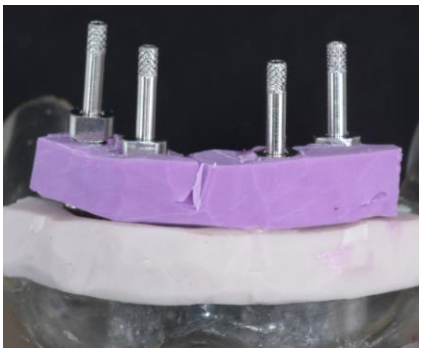


Figura 26. União dos transferentes com registro de mordida de polivinilsiloxano.

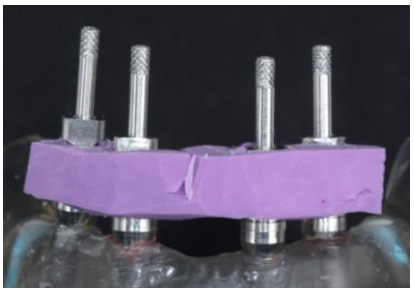


Figura 27. Ferulização após ajustes.

4.4 Técnica dos transferentes unidos com haste metálica - MP

Para esta técnica foi utilizada haste metálica achatada com 1mm em espessura previamente cortada e adaptada na forma de arco vestibular sobre os transferentes posicionados no modelo acrílico. Semelhante ao grupo PP, a haste metálica foi fixada aos transferentes com pequenos incrementos de resina acrílica *Pattern* (Figura 28) com o auxílio de pincel.

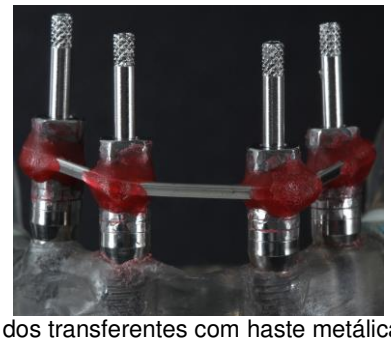


Figura 28. União dos transferentes com haste metálica e resina *Pattern*.

Após a união dos transferentes, qualquer que fossem as técnicas realizadas, procedeu-se com a moldagem utilizando o silicone por condensação de consistência densa e fluida (Zetaplus-Oranwash, Zhermack, SpA, RO, Itália) e, após 3 minutos e 30 segundos foi retirada a moldeira (Figuras 29 e 30). Com os análogos posicionados no molde e parafusados, vazou-se gesso especial tipo IV em etapa única (FujiRock EP, GC América INC, Alsip, Estados Unidos) com auxílio do dispensador de gesso e água automático *Smartbox X2* e *Smartmix X2.* (Amann Girrbach Brasil LTDA, Curitiba, PR, Brasil) (Figuras 31 e 32).

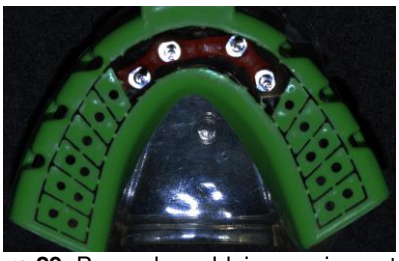


Figura 29. Prova da moldeira previamente ao procedimento da moldagem.

Figura 30. Aspecto do molde após captura dos transferentes.

Figura 31. Análogos em posição no molde.

Figura 32. Dosadora e espatuladora de gesso automáticas.

Ao final, foram obtidos 40 modelos em gesso especial com análogos de mini pilares incorporados, completando os quatro grupos de ensaios (Figuras 33, 34, 35, 36 e 37).

Figura 33. Modelo obtido após vazamento do gesso, vista frontal

Figura 34. Visão aproximada dos análogos de mini pilares

Figura 37. Modelo de gesso.

4.5 Matriz acrílica

Confeccionou-se uma matriz em acrílico incolor, simulando a posição dos implantes em um arco mandibular com dimensões de altura, comprimento e espessura em 25 X 70 X 10mm, respectivamente (Figuras 38 e 39). Esta matriz foi confeccionada por uma fresadora (F.T.V-2 Ferramenteira) e um divisor universal de transmissão, para obtenção do paralelismo. O intuito dessa matriz foi produzir um protótipo de modelo fotoelástico e molde para as etapas seguintes.

Figura 38. Matriz em acrílico incolor, guia para matriz fotoelástica.

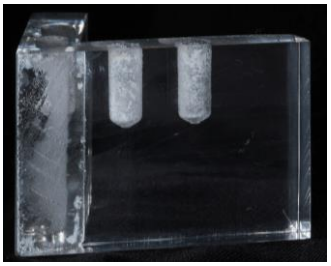


Figura 39. Matriz em acrílico incolor, vista lateral.

4.6 Obtenção dos modelos fotoelásticos

Para obtenção dos modelos fotoelásticos, inicialmente a matriz acrílica foi posicionada no centro de um recipiente acrílico aberto em sua parte superior e inferior a qual verteu-se o silicone para duplicação de modelos ASB-10 azul (Polipox® Indústria e Comércio Ltda - São Paulo). A borracha foi preparada com 5% de catalisador para borracha A/BR, o material manipulado em Becker de vidro, deixando a mistura homogênea e sem estrias com duração de 1 min, em acordo com as recomendações do fabricante. Decorridas 24 horas, removeu-se a matriz de acrílico a fim de obter um molde (Figura 40) com superfícies internas perfeitamente polidas para posterior obtenção de modelos fotoelásticos.

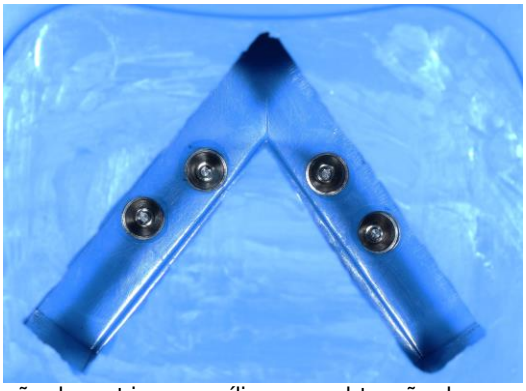


Figura 40. Duplicação da matriz em acrílico para obtenção dos modelos fotoelásticos.

Os modelos fotoelásticos foram obtidos a partir da fixação dos implantes na matriz de silicone e após o torque recomendado (20 Ncm) dos minipilares sobre os implantes, estes foram parafusados aos transferentes previamente ao vertimento da resina fotoelástica no interior da matriz de silicone ASB-10 azul (Polipox).

4.6.1 Preparo da resina fotoelástica

Para a confecção deste modelo utilizou-se resina fotoelástica flexível, composta por sistema bicomponente a base de resina epóxi e endurecedor (Resina epóxi G4 flexível e endurecedor G4; Polipox) que, após a cura, apresenta alta flexibilidade, transparência e excelente acabamento superficial. Para a eliminação de possíveis bolhas foram seguidos os seguintes passos:

- Os recipientes de Becker contendo a resina e o endurecedor separados, foram inseridos em uma câmara de pressão (70 kgf/cm^2) por 10 minutos (Figuras 41 e 42).
- Aqueceu-se a resina e endurecedor em água (banho maria) por 5 minutos, em Becker separados. Estes devem permanecer em temperatura entre 40 a 50°C;
- Após aquecimento, incorporou-se a resina e o endurecedor em único Becker e manipulou-se por 2 minutos até a mistura homogeneizar e, por conseguinte, verter-se a mistura na matriz de silicone sem o uso da seringa hipodérmica;
- Alocou-se os moldes vazados na câmara de pressão (Figura 42) (70 kgf/cm^2) em um recipiente fechado para proteger o material contra impurezas em suspensão durante o período de polimerização por 24 horas;
- Decorrido as 24 horas, removeram-se os modelos fotoelásticos da câmara de pressão e, após separação do modelo e molde, lixou-se a parte externa

destes para remoção dos nódulos com lixas d'água com granulação 400, 600 e 1200, respectivamente;

- Armazenou-se os modelos em estufa térmica a 37°C (Figura 43) para eliminação das tensões residuais por um período de 72 horas, antes das avaliações fotoelásticas;
- Previamente as avaliações, utilizou-se óleo mineral para melhor observação das franjas geradas no modelo fotoelástico.

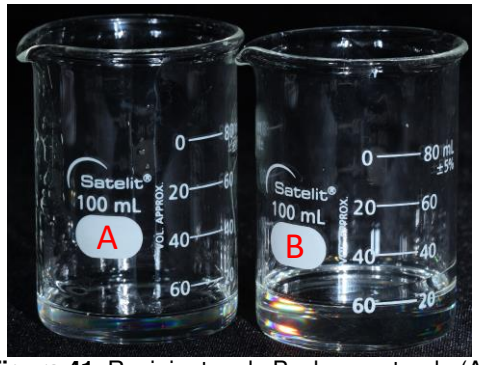


Figura 41. Recipientes de Becker contendo (A) endurecedor e (B) base da Resina Epóxi G4.

Figura 42. Câmara de pressão

Figura 43. Estufa térmica a 37^0C.

4.6.2 Análise fotoelástica

Para realizar a análise fotoelástica o modelo foi previamente avaliado quanto a presença dos gradientes de tensões, denominado "efeito de borda" (Figura 44), por meio do polariscópio circular (Figuras 45, 46, 47) desenvolvido no Laboratório de Projetos Mecânicos Henner Alberto Gomide, da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia (LPM/FEMEC/UFU). Este polariscópio é dotado de uma parte óptica e mecânica. Na parte óptica este aparelho possui fonte de luz branca, filtro polarizador, difusor e filtro analisador. Na parte mecânica, interposta entre os conjuntos polarizador e analisador, o aparelho apresenta um instrumento, que possibilita posicionar o modelo a ser analisado no centro geométrico dos filtros.

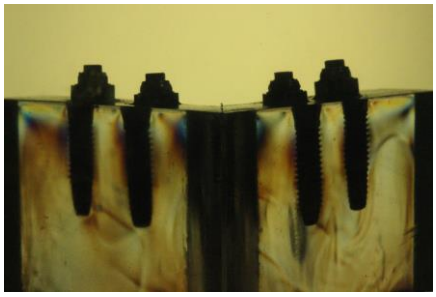


Figura 44. Análise fotoelástica do modelo, quanto ao "efeito de borda".

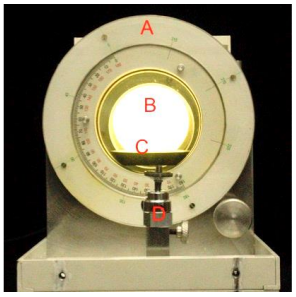


Figura 45. Polariscópio circular, vista frontal, e seus constituintes: A- Filtro polarizador; B- Refletor de luz; C- Base para posicionamento do modelo fotoelástico; D- Suporte para máquina fotográfica.

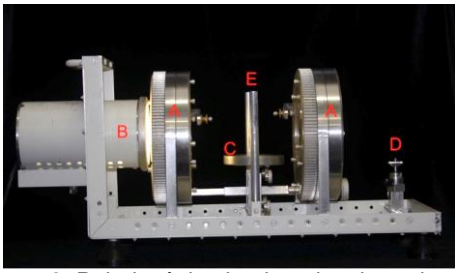


Figura 46. Polariscópio circular, vista lateral e seus constituintes: E- Suporte para aplicação de carga.

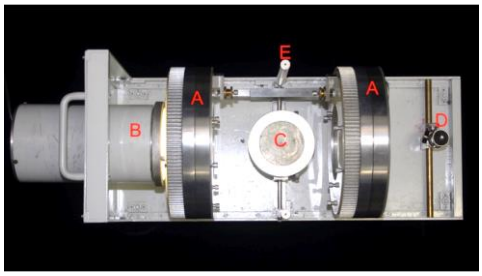


Figura 47. Polariscópio circular.

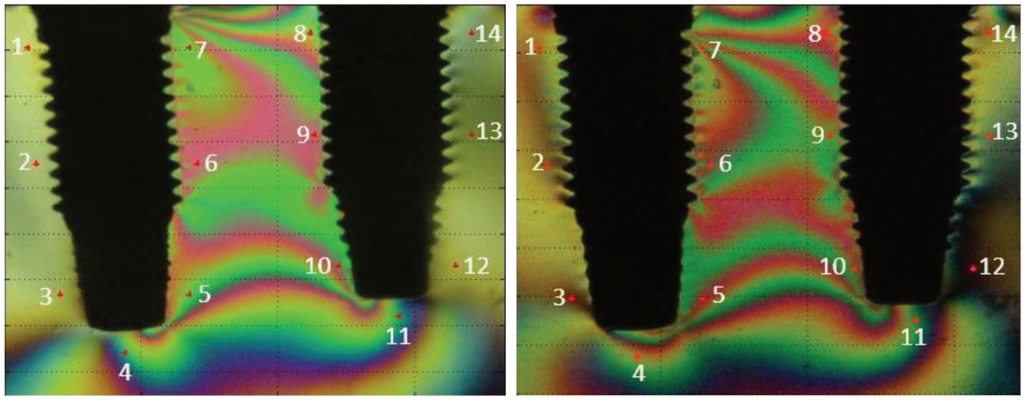
A análise fotoelástica utilizou a técnica de transmissão plana, realizada com auxílio do polariscópio circular (PTH-A-01/LPM-UFU-MG), acoplado a uma câmera digital Canon EOS Rebel T3i®; Lente Objetiva macro 100 Canon® (Canon U.S.A., Inc., Melville, NY) permitindo registrar as imagens em fotografias digitais. Todas as fotografias foram padronizadas pela distância focal e posicionamento perpendicular ao longo eixo da objetiva.

Para se caracterizar a resina fotoelástica e determinar valores numéricos as franjas, foi calculado a tensão cisalhante máxima ($\tau = KN_f/2b$) em N/mm^2, onde *K* é a constante óptica e "b" a espessura do modelo fotoelástico. Para isso, foi necessário obter o valor das ordens da franja (N_f), espessura do modelo (b), e determinar a constante óptica do material fotoelástico utilizado (K). O valor da constante óptica foi determinado utilizando um processo de calibração em modelo de disco, com 30mm de diâmetro, confeccionado a partir da mesma resina usada no modelo fotoelástico, sob compressão.

4.6.3 Leitura das ordens de franjas

As tensões representadas pelas franjas foram analisadas e comparadas, onde foi possível identificar magnitude e concentração das tensões ao redor dos implantes. Para padronização da leitura das ordens de franjas escolheu-se pontos ao longo do corpo dos quatro implantes. Estes pontos foram mapeados em imagens do modelo

(Figuras 48 e 49), para cada plano, obtidas pela máquina digital acoplada ao polariscópio, e analisadas em um programa, *Fringes®,* na plataforma MATLAB do LPM/ FEMEC/UFU.



Figuras 48 e 49. Pontos mapeados em imagens do modelo.

As análises foram iniciadas após torque de 10Ncm, com torquímetro digital (*Torque Meter, model* 8800, *LUTRON ELECTRONIC ENTERPRISE CO., LTD.*, Taipei, Taiwan) (Figura 50) da infraestrutura metálica mestra de forma alternada da esquerda para direita seguindo a sequência de aperto 4/2/3/1 (Damaceno e Nóbilo, 2005) (Figuras 51 e 52). As ordens de franjas foram determinadas pelo método da compensação de Tardy. Utilizando a constante óptica do material, os valores medidos das ordens de franjas e espessura do modelo, foi possível determinar a tensão cisalhante nos pontos desejados, por meio do programa *Fringes®*.

Figura 50. Torquímetro digital.

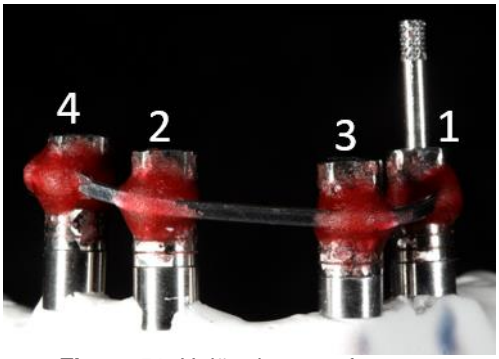


Figura 51. União dos transferentes.

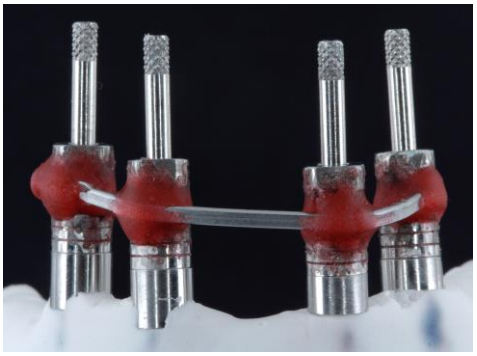


Figura 52. União dos transferentes.

Utilizando as imagens obtidas pela máquina digital acoplada ao polariscópio e analisadas pelo programa, realizou-se a determinação dos padrões das ordens de franja (Nf) isocromáticas (coloridas), em cada ponto selecionado, usando a escala de cores da resina fotoelástica (Figura 53).

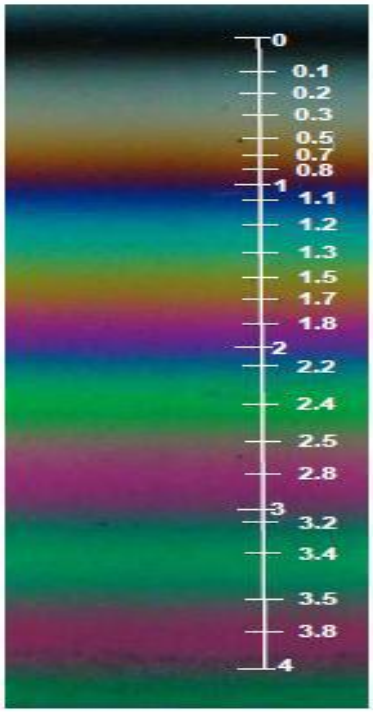


Figura 53. Escala de cores das ordens de franjas inteiras (Nf) e transições (Castro *et al*., 2012)

Franja de ordem **Nf** = 0 (Preta)

Franja de ordem **Nf** = 1 (Transição violeta/ azul)

Franja de ordem **Nf** = 2 (Transição vermelho/ verde)

Franja de ordem **Nf** = 3 (Transição vermelho/ verde)

Franja de ordem **Nf** = 4 (Transição vermelho/ verde)

Os valores da escala de cor foram ajustados visualmente pelo padrão com cor específica, por meio da função de minimização e tabela de calibração do programa. O padrão de cor específico foi convergido para o valor final das ordens de franja (Nf) e tensão cisalhante (Ƭ), em uma grade de dados. Quando o programa não conseguiu convergência dos valores, em caso de baixa qualidade da imagem, realizou-se ajustes manuais, a partir da escala.

4.7 Quantificações das desadaptações - Teste do parafuso único (Teste de Sheffield)

As infraestruturas foram colocadas sobre o modelo de gesso obtidos por diferentes técnicas de moldagem, e comparadas com o modelo referencial de acrílico para quantificação das desadaptações verticais em microscópio óptico comparador (UHL VMM-100-BT; Reino Unido) (Figura 54).

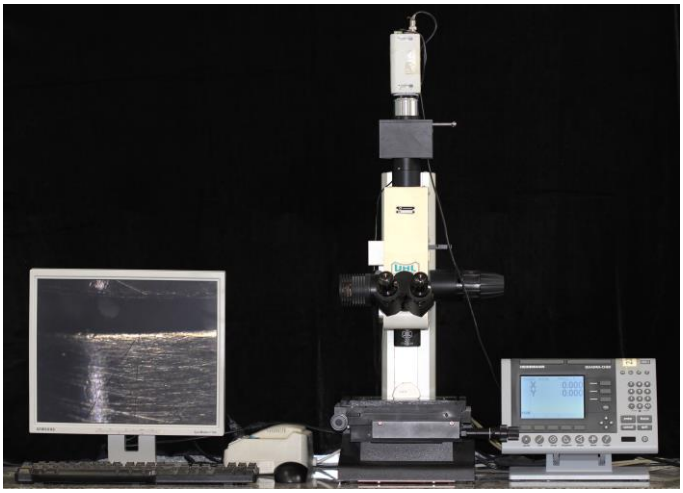


Figura 54. Microscópio óptico comparador.

A quantificação das desadaptações seguiu o protocolo referenciado pelo teste do parafuso único (Teste de Sheffield) onde um parafuso de trabalho foi apertado (10 Ncm) em um pilar de extremidade (Figuras 55 e 56). Por meio desse procedimento determinou-se os valores de desadaptação vertical entre plataforma do pilar e borda inferior do cilindro da infraestrutura na região mais distal (implante em alça), em um ponto previamente determinado na face vestibular e a leitura repetida por 3 vezes de ambos os lados. A leitura foi feita por um operador devidamente calibrado. A média dos valores obtidos foi denominada como desadaptação vertical da infraestrutura aos pilares.

Figura 55. Protocolo do teste de Sheffield.

Figura 56. Protocolo do teste de Sheffield.

4.8 Análise estatística

A análise inferencial foi realizada considerando nível de significância de 5%, utilizando-se o programa βioƐstat 5.3® (Belém, Pará, Brasil). Os dados de tensões induzidas aos implantes e desadaptação marginal foram analisados individualmente para aplicação do teste mais apropriado sobre os resultados obtidos, além da verificação de quais foram as diferenças estatísticas dentro dos grupos estudados. Posteriormente esses dados também foram correlacionados entre si.

Anteposto a escolha do teste mais apropriado, utilizou-se o teste de Kolmogorov-Smirnov para verificar a normalidade dos dados, a qual não foi confirmada, optando-se, assim, por testes não paramétricos para realização de comparações. Dessa forma, os dados de tensões foram tabulados e submetidos ao teste de Kruskal-Wallis para comparação das variáveis desadaptação total, tensão total, cervical e apical entre os implantes (1, 2, 3 e 4) dos 4 grupos experimentais. Quando houve diferença significativa, utilizou-se o teste de Dunn para realização da comparação múltipla. Como houve opção por testes não paramétricos, utilizou-se a correlação de Spearman para verificação da relação entre tensão total e desadaptação.

5 RESULTADOS

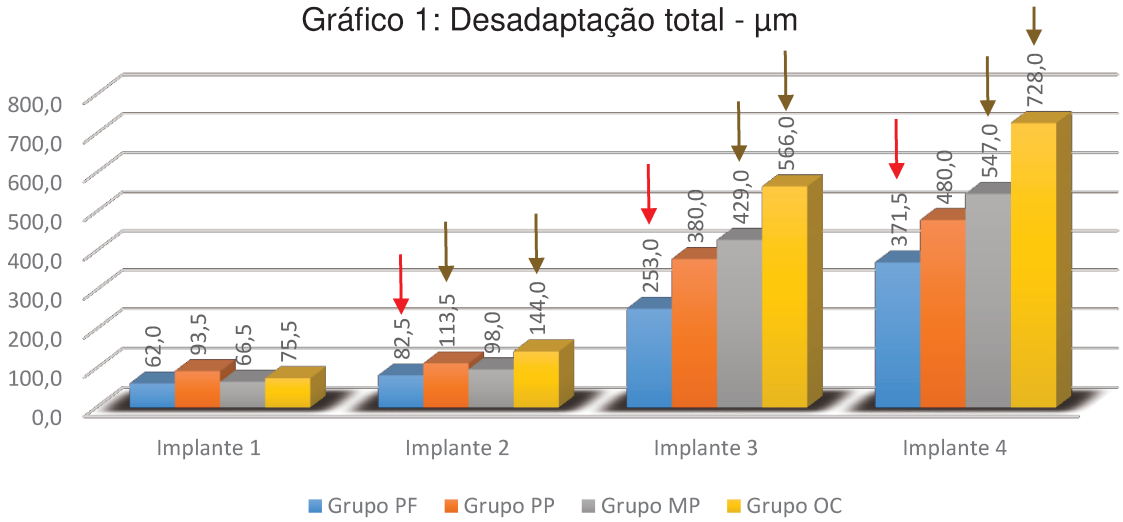
Análise Quantitativa

A Tabela 1 apresenta descrição da variável desadaptação marginal (teste de Sheffield), exposta na pesquisa em cada implante (Figuras 57, 58, 59, 60). Os testes Kruskal-Wallis e Dunn evidenciaram haver diferenças significativas entre os grupos nos implantes 2, 3 e 4 (p=0,0018; <0,0001 e 0,0005 respectivamente). As diferenças ocorreram no implante 2 entre Grupo PF/PP (17,3 µm) e Grupo PF/OC (17,65 µm); implante 3, entre o Grupo PF/MP (19,65 µm) e Grupo PF/OC (24,8 µm); implante 4 entre o Grupo PF/MP (15,5 µm) e Grupo PF/OC (14 µm). Não foram observadas diferenças entre os grupos para o implante 1 (p= 0,130) e a maior desadaptação ocorreu no implante 3 entre o Grupo PF/OC (Gráfico 1).

Tabela 1: Análise descritiva dos dados de desadaptação (µm)

Grupos		Implante 1	Implante 2	Implante 3	Implante 4
PF	Mediana	62,0	82,5 a	253,0 a	371,5 a
	Média	77,1 (53,0)	80,1 (17,1)	253,2 (73,1)	395,4 (99,2)
PP	Mediana	93,5	113,5 bc	380,0 abc	480,0 abc
	Média	97,4 (38,9)	125,6 (45,8)	380,1 (17,5)	475,9 (49,3)
MP	Mediana	66,5	98,0 abc	429,0 bc	547,0 bc
	Média	79,6 (30,1)	101,2 (10,8)	423,9 (36,1)	551,5 (63,2)
OC	Mediana	75,5	144,0 bc	566,0 bc	728,0 bc
	Média	105,8 (96,4)	171,1 (92,9)	587,3 (229,9)	694,3 (202,9)

Medianas seguidas por letras minúsculas diferentes na mesma coluna diferem entre si (p < 0,05).
Números entre parênteses correspondem ao desvio-padrão.



Setas com cores diferentes sinalizam diferença estatística (p < 0,05).

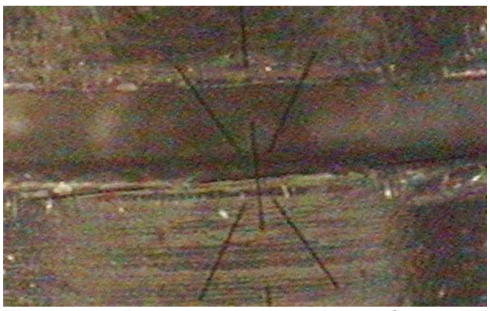


Figura 57. Desadaptação vertical – Grupo PF

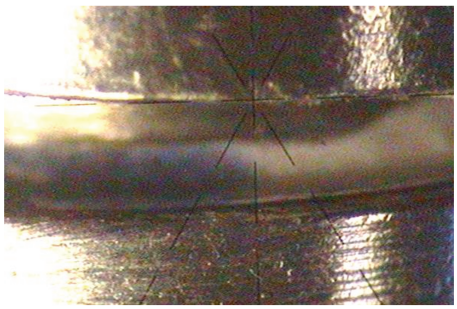


Figura 58. Desadaptação vertical – Grupo PP

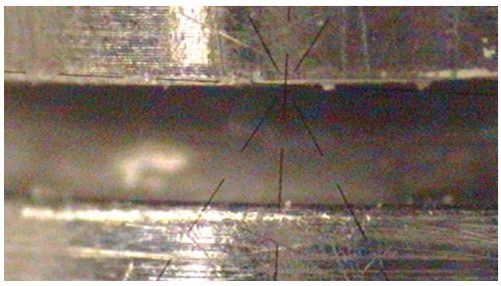


Figura 59. Desadaptação vertical – Grupo MP

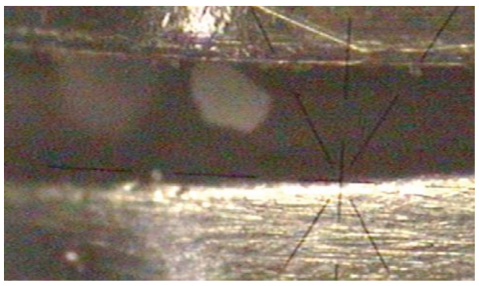
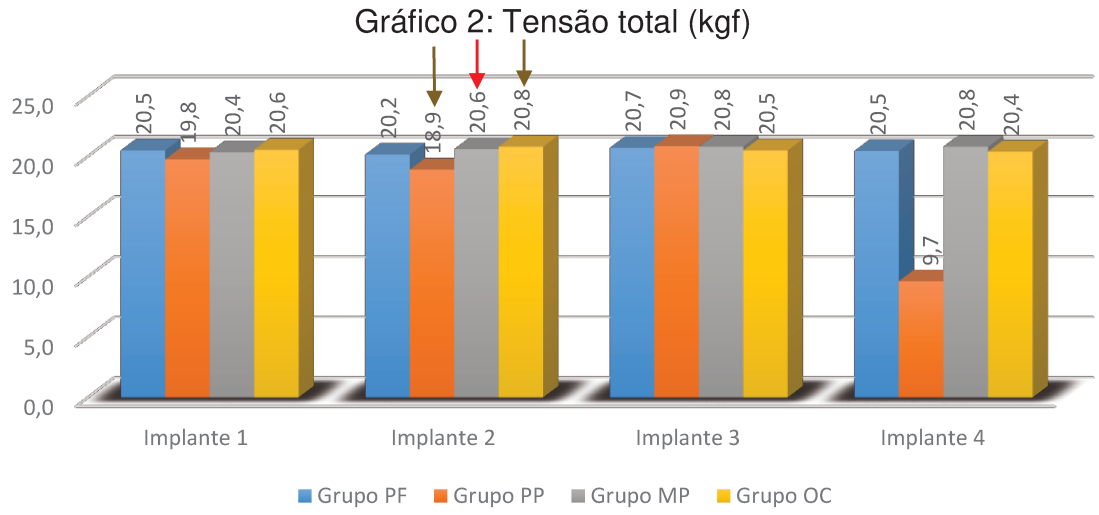


Figura 60. Desadaptação vertical – Grupo OC

A Tabela 2 apresenta a descrição da variável tensão total, revelada na pesquisa em cada implante. A tensão total foi calculada somando todos os pontos (1 – 7) ao redor dos implantes. O teste Kruskal-Wallis, seguido do teste de Dunn evidenciou haver diferença significativa entre os grupos no implante 2 (p=0,002). As diferenças ocorreram entre o Grupo MP/PP (40,0 kgf) e Grupo MP/OC (46,4 kgf). Não foram observadas diferenças estatísticas entre os grupos para os implantes 1, 3 e 4 (p= 0,141; 0,264; 0,058 respectivamente) (Gráfico 2).

Tabela 2: Análise descritiva dos dados de tensão total (kgf)					
Grupos		Implante 1	Implante 2	Implante 3	Implante 4
PF	Mediana	20,5	20,2 abc	20,7	20,5
	Média	23,3 (9,8)	18,1 (12,3)	20,8 (11,4)	19,6 (11,1)
PP	Mediana	19,8	18,9 ab	20,9	9,7
	Média	18,2 (9,9)	17,1 (10,0)	20,4 (12,9)	16,1 (11,2)
MP	Mediana	20,4	20,6 ac	20,8	20,8
	Média	19,7 (7,0)	21,4 (10,3)	24,7 (11,9)	22,0 (11,9)
OC	Mediana	20,6	20,8 ab	20,5	20,4
	Média	19,4 (8,7)	22,0 (8,7)	19,7 (11,3)	20,8 (11,3)

Medianas seguidas por letras minúsculas diferentes na mesma coluna diferem entre si (p < 0,05). Números entre parênteses correspondem ao desvio-padrão.



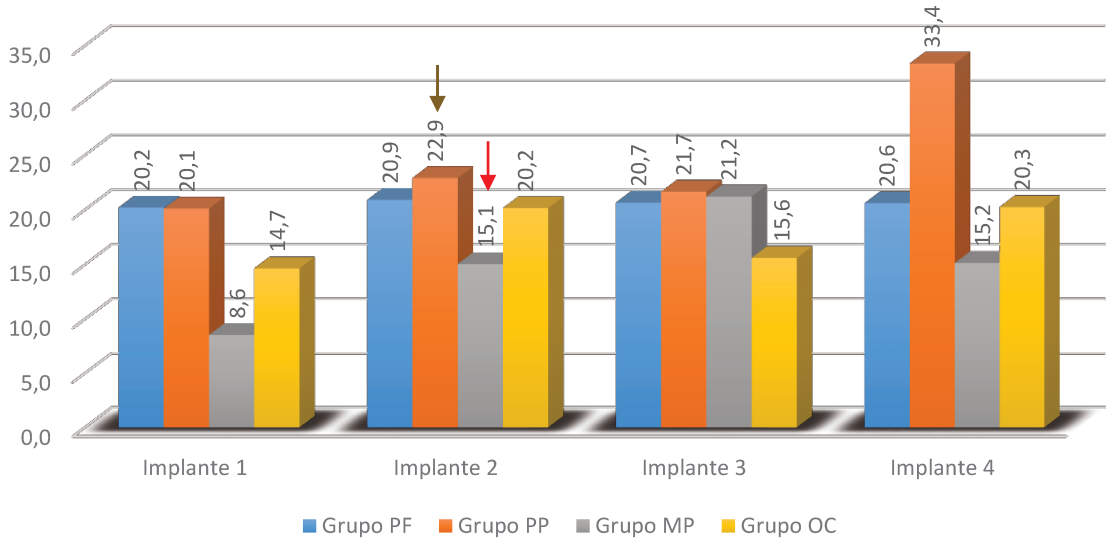
Setas com cores diferentes sinalizam diferença estatística (p < 0,05).

A Tabela 3 apresenta descrição da variável tensão cervical, revelada na pesquisa em cada implante. A tensão cervical foi calculada somando os pontos 1 e 7; 8 e 14 ao redor dos implantes. O teste Kruskal-Wallis, seguido do teste de Dunn evidenciou haver diferença significativa entre os grupos no implante 2 (p=0,006). A diferença ocorreu entre o Grupo PP/MP (24,5 kgf). Não foram observadas diferenças estatísticas entre os grupos para os implantes 1, 3 e 4 (p= 0,132; 0,082; 0,276 respectivamente) (Gráfico 3).

Tabela 3: Análise descritiva dos dados de tensão cervical (kgf)					
Grupos		Implante 1	Implante 2	Implante 3	Implante 4
PF	Mediana	20,2	20,9 ab	20,7	20,6
	Média	22,9 (10,4)	21,1 (11,6)	22,2 (9,7)	19,8 (14,2)
PP	Mediana	20,1	22,9 a	21,7	33,4
	Média	20,2 (8,6)	25,4 (9,6)	26,7 (12,9)	25,0 (12,6)
MP	Mediana	8,6	15,1 b	21,2	15,2
	Média	16,3 (11,7)	14,9 (7,0)	21,1 (11,2)	17,6 (14,3)
OC	Mediana	14,7	20,2 ab	15,6	20,3
	Média	15,2 (7,6)	18,6 (9,8)	16,7 (11,9)	18,3 (7,3)

Medianas seguidas por letras minúsculas diferentes na mesma coluna diferem entre si ($p < 0,05$).
Números entre parênteses correspondem ao desvio-padrão.

Gráfico 3: Tensão cervical (kgf)



Setas com cores diferentes sinalizam diferença estatística ($p < 0,05$).

A Tabela 4 apresenta descrição da variável tensão apical, exposta na pesquisa em cada implante. A tensão cervical foi calculada a partir da média dos pontos 3 – 5; 10 - 12 dos implantes nas amostras. O teste Kruskal-Wallis demonstrou não haver

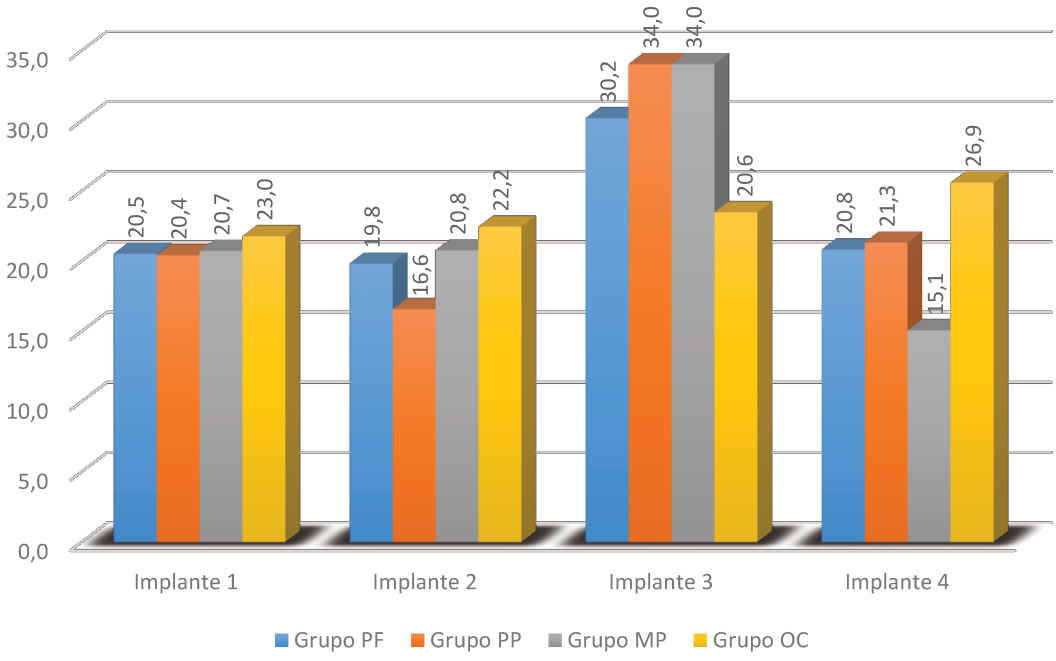
diferença entre grupos avaliando-se as tensões geradas no terço apical dos implantes 1, 2, 3 e 4 (p= 0,607; 0,169; 0,600 e 0,095, respectivamente) (Gráfico 4).

Tabela 4: Análise descritiva dos dados de tensão apical (kgf)

Grupos		Implante 1	Implante 2	Implante 3	Implante 4
PF	Mediana	20,5	19,8	30,2	20,8
	Média	22,2 (14,2)	16,3 (14,2)	29,3 (12,6)	17,8 (6,7)
PP	Mediana	20,4	16,6	34,0	21,3
	Média	21,7 (4,1)	15,9 (5,5)	30,3 (14,3)	26,8 (12,1)
MP	Mediana	20,7	20,8	34,0	15,1
	Média	24,9 (9,8)	26,2 (13,0)	28,2 (14,3)	16,4 (8,7)
OC	Mediana	23,0	22,2	20,6	26,9
	Média	21,8 (8,5)	22,5 (9,2)	23,5 (13,4)	25,6 (14,2)

Medianas seguidas por letras minúsculas diferentes na mesma coluna diferem entre si (p < 0,05). Números entre parênteses correspondem ao desvio-padrão.

Gráfico 4: Tensão apical (kgf)

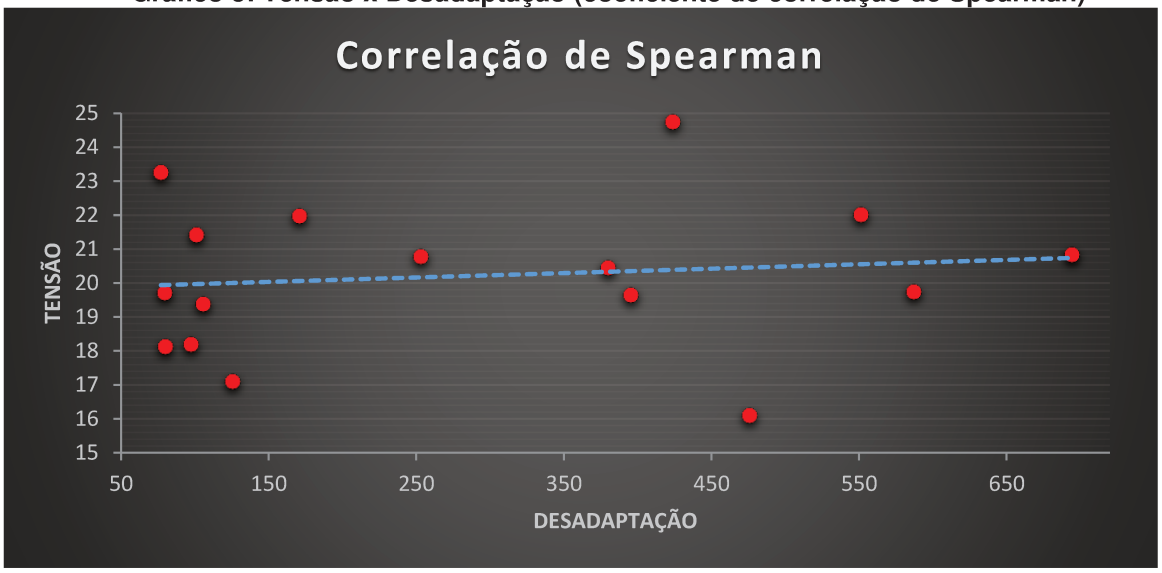


Setas com cores diferentes sinalizam diferença estatística quando houver (p < 0,05).

A Tabela 5 exibe correlação de Spearman realizada para averiguar a relação entre desadaptação e tensão total entre os grupos. A correlação observada é considerada positiva, porém fraca (p > 0,05) (Gráfico 5).

Tabela 5: Relação entre tensão e desadaptação pelo coeficiente de correlação de Spearman				
	Grupo PF	Grupo PP	Grupo MP	Grupo OC
Coeficiente de correlação	-0.4	-0.4	0.8	0.4
Valor-p	0.600	0.600	0.200	0.600

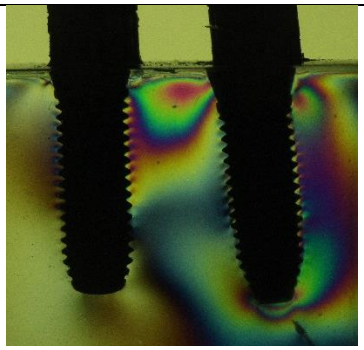
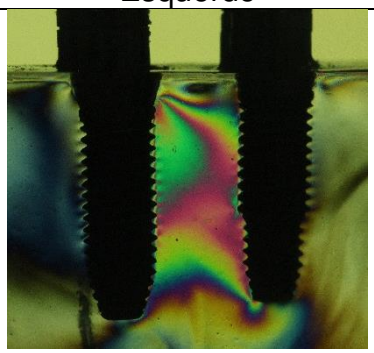
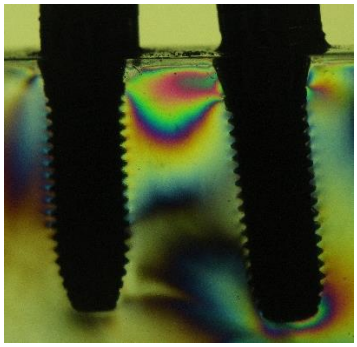
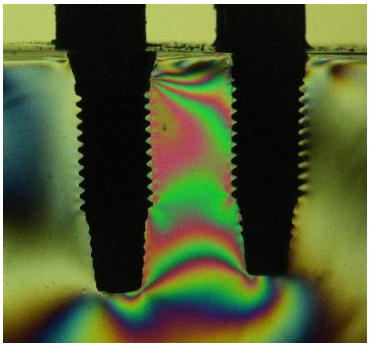
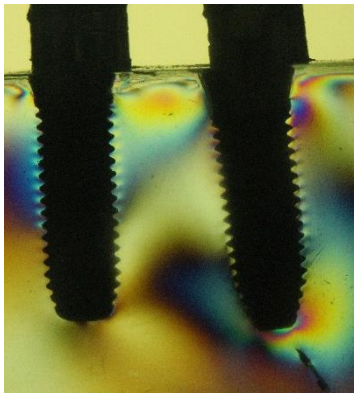
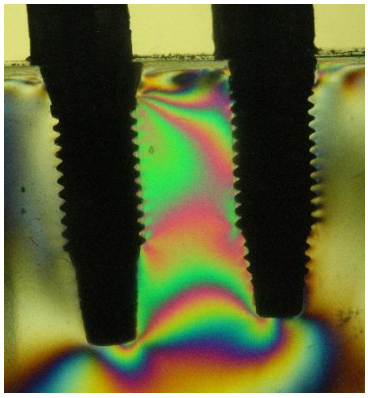
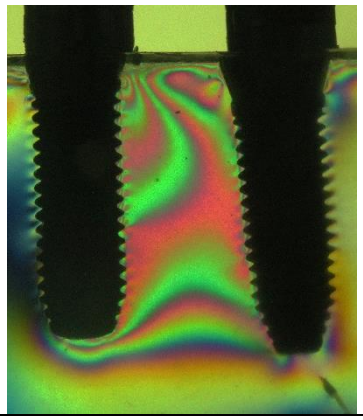
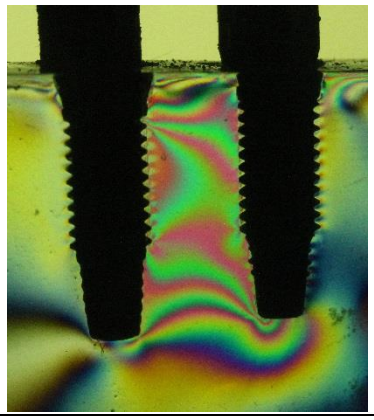
Gráfico 5: Tensão x Desadaptação (coeficiente de correlação de Spearman)



A Tabela 6 apresenta imagens das ordens de franjas para análise qualitativa exposta na pesquisa em cada implante. As imagens demonstram que, para o Grupo PF, ordens de franjas se concentraram no terço cervical e médio entre o implante 1 e 2 (1.8; 1.7 respectivamente), o terço apical do implante 3 concentrou maior franja (2.3). Com relação ao Grupo PP, as tensões se dissiparam de modo semelhante ao grupo anterior, contudo observou-se maiores ordens de franjas (2.0; 2.1), o terço apical do implante 3 concentrou maior franja (2.4). No Grupo MP, observou-se que as franjas concentraram no terço apical, demonstrando um direcionamento das tensões e forças ao longo eixo do implante e concentrada na região mais apical, o terço apical do implante 2 concentrou maior franja (2.0). O Grupo OC foi o que apresentou maiores ordens de franjas em todos os implantes, franjas que variaram entre 3 e 4 e com altas concentrações na região cervical, evidenciando sobrecarga de tensão para esta técnica de esplintagem.

Análise Qualitativa

Tabela 6: Análise Fotoelástica

	Direito	Esquerdo
Grupo PF		
Grupo PP		
Grupo MP		
Grupo OC		

6 DISCUSSÃO

Um dos fatores que provocam distorção da peça protética é o procedimento de moldagem. Ao se realizar este procedimento erroneamente, junto à expansão dimensional do gesso durante sua fase de cristalização, pode haver distorções, em efeito cascata, em todas as fases subsequentes para finalização do tratamento protético. Vários protocolos foram criados a fim de minimizar essas distorções e que influenciam comprovadamente a exatidão das moldagens dos implantes (Santos e Nóbilo, 2008; Del'Acqua *et al.*, 2008; Braga e Henriques, 2010; Rodrigues e Henriques, 2012; Françoso e Nóbilo, 2013; Pujari *et al.*, 2014; Kamrani *et al.*, 2014). Contudo, não existe consenso na literatura acadêmica sobre a melhor técnica a ser utilizada. Observando essa esfinge, este estudo avaliou 4 tipos de técnicas de esplintagem, com intuito de encontrar e/ou expor a melhor técnica para obtenção de modelos precisos, minimizando distorções e tensões geradas no mesmo, obtendo-se assim passividade da infraestrutura protética sobre 4 implantes.

Todos modelos obtidos a partir das quatro técnicas de moldagem apresentaram diferenças em relação ao modelo referencial, observação que se assemelha ao estudo realizado por Hariharan *et al.*, 2010. Com relação a falta de passividade, consequentemente desadaptação marginal, o estudo demonstrou que o grupo PF (Resina *Pattern* e Fio dental) apresentou menor desadaptação marginal (Tabela 1; Gráfico 1). Este estudo observou resultado semelhante aos de Braga e Henriques (2010); Lee e Cho (2011); Pujari *et al.*, (2014). O grupo OC apresentou os maiores valores de desadaptação nos implantes 2, 3 e 4. Observação também reportada por Hariharan *et al.*, (2010); Lee e Cho (2011) e Pujari *et al.* (2014).

Macedo e Nóbilo (2005) relataram que a desadaptação pode aumentar nas próteses com 2 ou mais implantes, pois esses são dependentes da adaptação individual e entre os demais componentes das próteses. Fato também relatado no estudo realizado por Lee *et al.* (2008), no qual o número de implantes influenciou a comparação das técnicas com captura e esplintagem. Além disso, o tipo de conexão protética poderia aumentar a desadaptação, pela falta de paralelismo entre os implantes. Estas afirmações podem corroborar o alto valor de desadaptação entre os implantes 1 e 2, quando comparados com os implantes 3 e 4 (Tabela 1; Gráfico 1), pois após a remoção e reposicionamento dos implantes no modelo referencial

(Figuras 6 - 10), estes não se encontravam paralelos, o que pode ter causado o aumento desses valores.

Existe a possibilidade de se obter uma prótese implantossuportada com adaptação marginal satisfatória, contudo com o assentamento passivo comprometido (Sahin e Çehreli, 2001; Porto e Nóbilo, 2012; Batson *et al.*, 2014). A análise da desadaptação vertical para moldagem tipo protocolo é muita utilizada para verificar desadaptação entre os componentes protéticos, contudo, tão importante quanto a desadaptação, é a forma como as forças serão distribuídas para o implante, preservando a longevidade do uso clínico. Logo, estudo (Lee *et al.* 2008) defendem que as restaurações implantossuportadas devem ser esplintadas principalmente por ajudar na distribuição das forças oclusais e sobrecargas de flexões, já que estas originadas de maneira desarmoniosa, demonstraram possível reabsorção óssea coronal, bem como fratura do parafuso e/ou do implante (Sadowsky e Caputo, 2000). Aspecto corroborado por Guichet *et al.* (2002) no qual reportaram-se que as restaurações esplintadas apresentaram melhor compartilhamento na distribuição da carga comparando-se com as não ferulizadas. Partindo destes aspectos, este estudo além de analisar as desadaptações das peças protéticas ocorridas devido ao procedimento de moldagem, analisou também o comportamento dessas distorções através das análises de tensões quando todas as peças se encontravam unidas para verificação da técnica de moldagem mais indicada para este tipo de tratamento.

No presente experimento, pode-se constatar que as tensões totais se apresentaram de forma semelhante em todos os grupos, com exceção do implante 2 onde houve diferença estatística entre os Grupos MP/PP e MP/OC. A falta do paralelismo entre implantes e o *design* dos componentes podem gerar toques pré-maturos sendo possíveis percussores de tensões. Seguindo a sequência preconizada por Damaceno e Nóbilo (2005), logo após apertar o parafuso 1 e, por conseguinte o parafuso 3, que se encontrou desadaptado, gerou uma tensão entre essa região onde se localizava o implante 2. Desta forma, mesmo após aperto do parafuso 2, as tensões previamente originadas não foram totalmente dissipadas para os outros implantes. Este aspecto pode explicar diferenças estatísticas ocorrente no implante 2 entre os grupos deste estudo.

As forças incididas sobre a prótese, devem ser direcionadas e transmitidas ao implante em seu longo eixo axial, para melhor preservação do sistema implante-prótese. Este pensamento é confirmado no estudo de Zaparolli e Matos (2014) onde

reportaram que sobrecargas, nas regiões da crista óssea são consideradas como críticas no tratamento e proservação de reabilitações bucais implantossuportadas. Em contrapartida, as tensões concentradas na região apical são as melhores para este tipo de tratamento. No presente estudo o Grupo PP apresentou maiores valores de tensões cervicais, indicando maior concentração de tensão, seguido pelos Grupos PF; OC e MP. Com os dados do presente experimento, sugere-se que o Grupo MP seja a técnica mais indicada para moldagens de próteses implantossuportadas, pois este apresentou os menores valores, com exceção do implante 3.

Observando as concentrações das tensões originadas na região apical, pode-se observar os Grupos MP e OC apresentaram os maiores níveis de tensões. Entretanto todos os grupos demonstraram valores próximos, não demonstrando diferenças estatísticas entre eles. Diante dessas constatações, o estudo demonstrou que a técnica de esplintagem com Haste Metálica e Resina *Pattern* é a mais indicada técnica de moldagem de capturas para próteses implantossuportadas. Esse fato se dá provavelmente pela maior rigidez e estabilidade dimensional imposta pela associação haste metálica e resina acrílica de baixa contração. Essa técnica pode ser especialmente indicada em situações clínicas com maior número de implantes, divergências angulares e grandes distâncias entre os mesmos. Outro fato positivo relevante da técnica, é o menor tempo de trabalho clínico e baixo custo em comparação às demais técnicas (Odo e Nóbilo (2009); Rodrigues e Henriques (2012); Dominici e Nóbilo (2013).

A análise fotoelástica permite estudos quantitativos, através da medição das tensões cisalhantes, quanto qualitativos, por meio da verificação das ordens de franjas (Lee *et al.*, 2008; Asvanund e Morgano, 2011; Bertolini *et al.*, 2014). Idealmente, sempre que possível, deve-se realizar os dois tipos de análises. Contudo, quando não se constatam diferenças significativas através do método quantitativo, a única opção que se torna viável é o estudo qualitativo (Odo e Nóbilo, 2009; Dominici e Nóbilo, 2013; Françoso e Nóbilo, 2013). Além disso, somente a análise qualitativa é muito subjetiva, dependendo da interpretação do operador e os dados quantitativos são indispensáveis para ensaios de correlação entre desajustes verticais e valores de tensão (Torres *et al.*, 2011).

No presente estudo, os dados obtidos por meio da análise qualitativa corroboraram os resultados observados na análise quantitativa. O grupo OC apresentou maiores valores de tensões na região cervical e o grupo MP concentrou

as tensões para região apical. Contudo, no grupo MP as tensões se concentraram nos primeiros implantes parafusados, dados também observados no estudo por Kou *et al.* (2007). Quando verificada a correlação entre desadaptação vertical e valores de tensão, o presente experimento apresentou correlação considerada positiva, porém fraca. Esta constatação difere dos resultados achados por Braga e Henriques (2010); Rodrigues e Henriques (2012); Torres *et al.* (2011).

7 CONCLUSÃO

Baseado nos resultados obtidos, pode-se concluir que:

1. Todos os métodos de esplintagem produziram tensões/desajustes no modelo de trabalho para prótese total fixa sobre 4 implantes.

2. A técnica de esplintagem com haste metálica e resina acrílica produziu menores valores de tensões;

3. Existe fraca correlação entre tensão ao redor dos implantes e desadaptação da infraestrutura protética;

REFERÊNCIAS*

Al-Fadda SA, Zarb GA, Finer Y. A Comparison of the Accuracy of Fit of 2 Methods for Fabricating Implant-Prosthodontic Frameworks. Int J Prosthodont. 2007;20:125-131.

Alhashim A, Kamel M, Brackett WW. Four-year follow-up of the rehabilitation of a mandibular arch with a cementable zirconia-reinforced fixed dental prosthesis: a clinical report. J Prosthet Dent. 2012 Sep;108(3):138-42.

Araújo FP, Silva FAP. Planejamento estético em implantodontia na região anterior [dissertação]. [Salvador]: Faculdade de Tecnologia e Ciências; 2009. 57 p.

Asvanund P, Morgano SM. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. J Prosthet Dent. 2011 Oct;106(4):266-71.

Azevedo VLB, Silva FPA. Utilização do índice estético de Belser na reabilitação estética de implante anterior - caso clínico. Rev assoc paul cir dent. 2012;66(4):280-5.

Balamurugan T, Manimaran P. Evaluation of accuracy of direct transfer snapon impression coping closed tray impression technique and direct transfer open tray impression technique: an in vitro study. J Indian Prosthodont Soc. 2013 Sep;13(3):226-32.

Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonça G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. J Prosthet Dent. 2014 Jun 28:(14)232-7.

Bertolini MM, Kempen J, Lourenço EJV, Telles DM. The use of CAD/CAM technology to fabricate a custom ceramic implant abutment: A clinical report. J Prosthet Dent. 2014;May;111(5):362-6.

Braga FP, Henriques GEP. Avaliação in vitro da exatidão de técnicas de moldagens para implantes osseointegrados [tese]. [Piracicaba]: Faculdade de Odontologia de Piracicaba-UNICAMP; 2010. 114 p.

Buser D, Halbritter S, Hart C, Bornstein MM, Grütter L, Chappuis V, Belser C. Early Implant Placement with Simultaneous Guided Bone Regeneration Following Single-Tooth Extraction in the Esthetic Zone: 12-Month Results of a Prospective Study with 20 Consecutive Patients. J Periodontol. 2009;80(1):152-62.

* De acordo com as normas da UNICAMP/FOP, baseadas na padronização do International Committee of Medical Journal Editors - Vancouver Group. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o PubMed.

Buzayan M, Baig MR, Yunus N. Evaluation of Accuracy of Complete-Arch Multiple-Unit Abutment-Level Dental Implant Impressions Using Different Impression and Splinting Materials. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013;28:1512-1520.

Buzayan MM, Yunus NB. Passive Fit in Screw Retained Multi-unit Implant Prosthesis Understanding and Achieving: A Review of the Literature. J Indian Prosthodont Soc. (Jan-Mar 2014) 14(1):16-23.

Calderini A, Maiorana C, Garlini G, Abbondanza T. A Simplified Method to Assess Precision of Fit Between Framework and Supporting Implants: A Preliminary Study. Int J Oral Maxillofac Implants 2007;22:831-838.

Castro GC, Silva, MD, Pereira BM, Pimentel MJ, Odo CH, Consani RLX, Nóbilo MAA. Análise das tensões ao redor de implantes após aparafusamento de infraestruturas soldadas a Laser e a Tig. Odonto, v. 20, p. 81-87, 2012.

Chang W, Vahidi F, Bae K, Lim B. Accuracy of three implant impression techniques with impression materials and stones. Int J Prosthodont. 2012;25:44-47.

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;22:761-768.

Cobb GW Jr, Metcalf AM, Parsell D, Reeves GW. An alternate treatment method for a fixed-detachable hybrid prosthesis: a clinical report. J Prosthet Dent. 2003 Mar;89(3):239-43.

Damaceno ARD, Nóbilo MAA. Analise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros [tese]. [Piracicaba]: Faculdade de Odontologia de Piracicaba-UNICAMP; 2005. 112p.

De Avila ED, Barros LAB, Del'Acqua MA, Castanharo SM, Mollo Jr FA. Comparison of the accuracy for three dental impression techniques and index: An in vitro study. Journal of Prosthodontic Research. 2013;57: 268-274.

De Avila ED, Moraes FM, Castanharo SM, Del'Acqua MA, Mollo Jr FA. Effect of Splinting in Accuracy of Two-Implant Impression Techniques. Journal of Oral Implantology. 2014; 15(6): 633-639.

De Castro Gc, De Araújo Ca, Mesquita Mf, Consani Rl, Nóbilo MAA. Stress distribution in Co-Cr implant frameworks after laser or TIG welding. Braz Dent J. 2013;24(2):147-51.

Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Compagnoni MA, Mollo Jr FA. Accuracy of Impression and Pouring Techniques for an Implant-Supported Prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2008;23:226-236.

Del'Acqua MA, Chávez AM, Amaral ÂLC, Compagnoni MA, Mollo Jr, FA. Comparison of Impression Techniques and Materials for an Implant-Supported Prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010;25:771-776.

Dominici LA, Nóbilo MAA. Análise fotoelástica das tensões induzidas por diferentes técnicas de obtenção de modelos de gesso em implantodontia [dissertação]. [Piracicaba]: Faculdade de Odontologia de Piracicaba-UNICAMP; 2013. 28 p.

Dumbrigue, HB, Gurun, DC, Javid, NS. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. J Prosthet Dent. 2000(1);84:108-10.

Ehsani S, Siadat H, Alikhasi M. Comparative evaluation of impression accuracy of tilted and straight implants in All-on-Four technique. Implant Dent. 2014 Apr;23(2):225-30.

Françoso VF, Nóbilo MAA. Análise fotoelástica das tensões sob influência do tipo de moldeira e material de moldagem na exatidão de captura em implantodontia [dissertação]. [Piracicaba]: Faculdade de Odontologia de Piracicaba-UNICAMP; 2013. 33 p.

Garber DA. The esthetic dental implant: letting restoration be the guide. J Am Dent Assoc. 1995;126:319-25.

Gökçen-Rohlig B, Öngül D, Sancakli E, Sermet B. Comparative Evaluation of the Effects of Implant Position, Impression Material, and Tray Type on Implant Impression Accuracy. Implant Dent. 2014;23:283-288.

Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. J Prosthet Dent. 2002 May;87(5):528-35.

Hae-Lyung C, Jae-Kwan L, Heung-Sik U, Beom-Seok C. Esthetic evaluation of maxillary single-tooth implants in the esthetic zone. J Periodontal Implant. 2010;40:188-93.

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;25:38-44.

Hedkvist L, Mattsson T, Hellden LB. Clinical Performance of a Method for the Fabrication of Implant-Supported Precisely Fitting Titanium Frameworks: A Retrospective 5- to 8-Year Clinical Follow-Up Study. Clin Implant Dent Relat Res. 2004;6(3):174-80.

Hjalmarsson L, Smedberg JI. A 3-year retrospective study of Cresco frameworks: preload and complications. Clin Implant Dent Relat Res. 2005;7(4):189-99.

implant abutment impressions. J Prosthet Dent. 2003;83(2):186-192.

Jovanovic SA. Bone Rehabilitation To Achieve Optimal Aesthetics. Pract Proced Aesthet Dent. 2007;19(9):569-76.

Kamrani FA, Namazi AH, Hamedy R, Ghadiri P. Accuracy of an open-tray implant impression technique with 3 splinting materials: an in vitro study. Gen Dent. 2014 Mar-Apr;62(2):62-6.

Kanat B, Cömlekoğlu EM, Dündar-Çömlekoğlu M, Hakan SB, Ozcan M, Güngör MA. Effect of Various Veneering Techniques on Mechanical Strength of Computer-Controlled Zirconia Framework Designs. J Prosthodont. 2014 Jan 13.

Karl M, Graef F, Wichmann M, Beck N. Microfractures in metal-ceramic and all-ceramic implant-supported fixed dental prostheses caused by superstructure fixation. Dent Mater J. 2012;31(3):338-45.

Karl M, Graef F, Wichmann M, Krafft T. Passivity of fit of CAD/CAM and copy-milled frameworks, veneered frameworks, and anatomically contoured, zirconia ceramic, implant-supported fixed prostheses. J Prosthet Dent. 2012 Apr;107(4):232-8.

Kou W, Kou S, Liu H, Sjögren G. Numerical modeling of the fracture process in a three-unit all-ceramic fixed partial denture. Dent Mater. 2007 Aug;23(8):1042-9.

Lee H, Joseph S, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: A systematic review. J Prosthet Dent. 2008;100:285-291.

Lee Y, Heo S, Koak J, Kim S. Accuracy of different impression techniques for internal connection implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24:823-830.

Levi A, Psoter WJ, Agar JR, Resine ST, Taylor TD. Patient Self-reported Satisfaction with Maxillary Anterior Dental Implant Treatment. Int j oral maxillofac Implants. 2003;18(1):103-20.

Macedo MGC, Nóbilo MAA. Assentamento passivo de próteses implanto suportadas [Monografia]. [Piracicaba]: Faculdade de Odontologia de Piracicaba-UNICAMP; 2005. 32p.

Marotti J, Tortamanop, Castilho TR, Steagall WJR, Wolfart S, Haselhuhn K. Accuracy of a self-perforating impression tray for dental implants. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2014 Apr 28.

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 Nov-Dec;8(6):511-6.

Morr T. Understanding the esthetic evaluation for success. J Prosthet Dent. 2004;32(2):153-60.

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;23:525-528.

Naconacy 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.

Nóbilo MAA, Henriques GEP, Mesquita MF. Influência dos materiais de moldagem e de técnicas de captura em implantes osseointegrados na exatidão dimensional linear de modelos de gesso. RPG. 2002; 9(4):349-357.

Odo CH, Nóbilo MAA. Análise fotoelástica das tensões geradas por captura em implantes osseointegrados [dissertação]. [Piracicaba]: Faculdade de Odontologia de Piracicaba-UNICAMP; 2009. 28 p.

Örtorp A, Jemt T. Clinical experiences of computer numeric control-milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: a 5-year prospective study. Clin Implant Dent Relat Res. 2004;6(4):199-209.

Porto C, Nóbilo MAA. Avaliação da exatidão de técnicas de obtenção de modelos de gesso em implantodontia [dissertação]. [Piracicaba]: Faculdade de Odontologia de Piracicaba-UNICAMP; 2012. 36 p.

Pujari M, Garg P, Prithviraj DR. Evaluation of accuracy of casts of multiple internal connection implant prosthesis obtained from different impression materials and techniques: an in vitro study. J Oral Implantol. 2014 Apr;40(2):137-45.

Rodrigues MA, Henriques GEP. Avaliação da exatidão de diferentes técnicas para obtenção de modelos de trabalho de próteses implantorretidas [tese]. [Piracicaba]: Faculdade de Odontologia de Piracicaba-UNICAMP; 2012. 80 p.

Sadowsky SJ, Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. J Prosthet Dent. 2000 Sep;84(3):327-34.

Sadowsky SJ, Caputo AA. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. J Prosthet Dent. 2004 Oct;92(4):328-36.

Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. Implant Dent. 2001;10(2):85-90.

Sammartino G, Marenzi G, Lauro AE, Paolantoni G. Aesthetics in Oral Implantology: Biological, Clinical, Surgical, and Prosthetic Aspects. Implant dent. 2007;16(1):54-65.

Santos CAP, Nóbilo MAA. Avaliação da exatidão das técnicas de captura e de index sobre implantes osseointegrados [dissertação]. [Piracicaba]: Faculdade de Odontologia de Piracicaba-UNICAMP; 2008. 21 p.

Simamoto Jr PC, Silva-Neto JP, Novais VR, Nóbilo MAA, Neves FD, Araujo CA. Photoelastic Stress Analysis of Mandibular Fixed Prostheses Supported by 3 Dental Implants. Implant Dent. 2014;0:1-6.

Torres EM, Barbosa GAS, Bernardes SR, Mattos MGC, Ribeiro RF. Correlation between vertical misfits and stresses transmitted to implants from metal frameworks. Journal of Biomechanics. 2011;44:1735-1739.

Vigolo P, Majzouc Z, Cordioli G. Evaluation of three techniques used for multiple

Windhorn RJ, Gunnel TR. A simple open-tray implant impression technique. J Prosthet Dent 2006;96:220-221.

Zaparolli D, Mattos, MGC. Avaliação fotoelástica de tensões transmitiras por próteses protocolos com barras confeccionadas em diferentes materiais [tese]. [Riberão Preto]: Faculdade de Odontologia de Riberão Preto-USP; 2014. 103p.