

## CONCORDÂNCIA DO ORIENTADOR

Declaro que o (a) aluno (a) Vecidiana Liras Franca RA 104258  
esteve sob minha orientação para a realização do Trabalho de Conclusão de  
Curso intitulado Análise estatística dos testes sob influência do tipo no ano de  
2012. de moldura e material de moldagem na produção  
de transparência em implantodontia

Concordo com a submissão do trabalho apresentado à Comissão de Graduação  
pelo aluno, como requisito para aprovação na disciplina DS833 - Trabalho de  
Conclusão de Curso.

Piracicaba, 13 de agosto de 2013

Mauro A. A. Nobilo

(nome e assinatura do orientador)



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DAS TENSÕES SOB  
INFLUÊNCIA DO TIPO DE MOLDEIRA E MATERIAL  
DE MOLDAGEM NA PRECISÃO DE  
TRANSFERÊNCIA EM IMPLANTODONTIA**

Veridiana Frias Françaço

Outubro, 2012

Piracicaba

Veridiana Frias Françoso

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DAS TENSÕES SOB  
INFLUÊNCIA DO TIPO DE MOLDEIRA E MATERIAL  
DE MOLDAGEM NA PRECISÃO DE  
TRANSFERÊNCIA EM IMPLANTODONTIA**

Orientador: Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo

Piracicaba, 2013

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR  
MARILENE GIRELLO – CRB8/6159 - BIBLIOTECA DA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

Françoso, Veridiana Frias, 1988-

F856a      Análise fotoelástica das tensões sob influência do tipo de moldeira e material de moldagem na precisão de transferência em implantodontia / Veridiana Frias Françoso. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2013.

Orientador: Mauro Antonio de Arruda Nóbilo.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) –  
Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba.

1. Osseointegração. 2. Próteses e implantes. 3.  
Reabilitação bucal. I. Nóbilo, Mauro Antonio de Arruda,  
1965- II. Universidade Estadual de Campinas.  
Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

## Resumo

O procedimento de moldagem de transferência do implante ou do intermediário é uma das etapas mais importantes para a obtenção da passividade do conjunto prótese/implante. A proposta deste trabalho foi avaliar as tensões sobre implantes com a utilização das diferentes técnicas de moldagem (moldeira plástica perfurada ou moldeira individual, e silicone por adição ou por condensação). Utilizou-se um modelo plástico pré-fabricado, composto de dois implantes simulando uma prótese fixa posterior de três elementos, a partir do qual foram confeccionados, em resina fotoelástica, os modelos dos grupos: **Grupo I:** moldeira plástica perfurada e silicona Elite HD+, massa densa e leve; **Grupo II:** moldeira individual e silicona Elite HD+, massa regular; **Grupo III:** moldeira plástica e silicona Oranwash L/Zetaplus, massa densa e leve; **Grupo IV:** moldeira individual e silicona Oranwash L, massa leve. Após o aperto dos parafusos de uma estrutura metálica passiva e previamente elaborada, realizaram-se as análises qualitativas das tensões em um polariscópio circular (PTH-A-01) e câmara digital (Sony- DCR-SX40). A ordem das franjas dos grupos I, II, III e IV, respectivamente foram: 0 e 1 (baixas); 3 (alta); 0 e 1 (baixas); 3 (alta). Concluiu-se que o uso de moldeira individual gerou maior tensão ao redor dos implantes independente do silicone de moldagem utilizado, não havendo diferença entre silicone por adição e condensação na geração de tensões sobre os implantes.

**Palavras-chave:** implante dentário, técnica de moldagem odontológica, tensão

**Abstract:**

The process of transfer molding the implant or the intermediate is one of the most important steps to obtain passivity joint prosthesis / implant. The purpose of this study was to evaluate the stresses implant with the use of different molding techniques (perforated plastic tray or individual tray, and silicon by addition or condensation). We used a prefabricated plastic model, consisting of two implants simulating a fixed prosthesis subsequent three elements from the which were made in resin photoelastic models of groups: Group I: perforated plastic tray and silicone Elite HD +, dense mass and light; Group II: individual tray and silicone Elite HD +, regular pasta, Group III: plastic tray and silicone Oranwash L / Zetaplus, dense mass and light; Group IV: individual tray and silicone Oranwash L, light mass. After tightening the screws of a metal structure previously and passive established, the qualitative analysis of the stresses in a circular polariscope (PTH-01-A) and digital camera (Sony-DCR-SX40) were realized. The order of the fringes of Groups I, II, III and IV, respectively, were 0 and 1 (low), 3 (high); 0 and 1 (low), 3 (high). It was concluded that the use of larger individual tray generated tension around the implants independent of silicone molding used, there was no difference between addition and condensation silicone for the generation of tension on the implants.

**Keywords:** bone integration; prosthesis and implants; oral rehabilitation.

## Sumário

Introdução .....	1
Materiais e Métodos .....	6
Resultados e Discussão.....	14
Conclusões.....	20
Referências .....	21

## Introdução

Em face do envelhecimento populacional pelo qual passa a população mundial, é notório o aumento da necessidade da reabilitação bucal, visando ao restabelecimento da função e estética desses pacientes que se tornam desdentados ao longo da vida.

Atualmente, a reabilitação com implantes osseointegrados é uma alternativa de tratamento extremamente vantajosa aos pacientes. Desde a descoberta da osseointegração, a Odontologia atingiu alta previsibilidade em seus tratamentos. Para tanto diversos princípios, desde os protocolos cirúrgicos, a escolha do material e até a técnica para confecção das próteses implantossuportadas ou implantorretidas, influenciam num bom prognóstico de caso (Faverani *et al.*, 2010)

Como a situação biomecânica para um implante é fundamentalmente diferente daquela de um dente natural, o qual é circundado por um ligamento periodontal, a possibilidade de se transferir carga excessiva ao implante e deste ao osso adjacente pode acabar ultrapassando o limite fisiológico e provocar a perda da osseointegração (Kenney & Richards, 1998). Assim, torna-se necessário a otimização da distribuição de carga mastigatória por meio das próteses e implantes para o osso suporte.

Para isso a existência de uma excelente adaptação entre o implante e o *abutment* e deste com a infraestrutura metálica são necessárias na determinação do sucesso de uma prótese implanto-suportada (Watanabe *et al.*, 2000; Wee, 2000; Waskewicz *et al.*, 1994; Clelland & van Putten, 1997). Por isso, uma adaptação não passiva de uma infraestrutura ao implante/*abutment* tem sido sugerida como razão para complicações biológicas e/ou falha dos componentes protéticos.

A falha da adaptação da prótese sobre os *abutments* é causada por diversos fatores durante o processo de confecção de uma prótese implanto-suportada, os quais acabam promovendo a distorção da peça. Dentre estes fatores podemos citar os procedimentos de moldagem e transferência, a confecção do modelo mestre, o padrão de cera da infraestrutura, o processo de fabricação da infraestrutura, e o material estético aplicado.

Diversos estudos compararam a precisão dos modelos de trabalho para próteses implantorretidas em função de diferentes técnicas de moldagem para transferência (Fenton *et al.*,1991; Ivanhoe *et al.*,1991; Rodney *et al.*, 1991). Além da comparação de diferentes materiais de moldagem - onde o silicone por adição é soberano (Hung *et al.*,1992; Carr & Master, 1996; Phillips *et al.*, 1994), viu-se que mais precisão se consegue utilizando-se transferentes quadrados ante os cônicos.

Os trabalhos desenvolvidos por Gilmore *et al.* (1959), Mc Lean (1961), Mansfield & Wilson (1975) e Myers & Stockman (1960) mostraram haver instabilidade dos materiais de moldagem elastoméricos (polissulfeto, poliéter, e silicona por condensação) quando expostos à temperatura ambiente por períodos prolongados.

Alterações dimensionais acontecem, segundo McCabe & Storer (1980), por várias razões, como a perda de álcool nas siliconas por condensação, perda de substâncias voláteis nos polissulfetos e absorção de água nos poliéteres. Além desses fatores, que provocam instabilidade dimensional, todos os materiais de moldagem estão sujeitos à alterações dimensionais por variações técnicas (Willians *et al.*, 1984; Braden, 1992).

Na Implantodontia, Spector *et al.* (1990) avaliaram com medições múltiplas três técnicas de moldagem de transferência para implantes osseointegrados. Como simulação clínica, foi utilizada uma matriz metálica reproduzida por meio de três técnicas de transferência diferentes (Branemark, 1985): 1) moldeira individual, componente de transferência, unidos com resina acrílica (duralay), através do método de confecção por pincelamento no fio dental e moldagem com polissulfeto; 2) moldeiras de estoque, transferentes quadrados e moldagem com silicone por adição; e, 3) moldeira de estoque, transferentes quadrados e moldagem com silicona por condensação. O modelo foi obtido com gesso melhorado. Para cada técnica foram realizados medições nos sentidos horizontais, através de um microscópio com capacidade de 0,001mm e no vertical com transformador linear. Os autores concluíram que as alterações dimensionais lineares foram similares ao comparar todas as técnicas nos modelos produzidos.

Goiato *et al.* (1998) conduziram estudo cujo propósito foi verificar a alteração dimensional linear em reproduções da matriz metálica com quatro

implantes osseointegráveis, efetuadas com três materiais de moldagem e três técnicas de moldagem de transferência. Os materiais de moldagem foram silicona por adição (Express); silicona por condensação (Optosil-Xantopren); e, poliéter (Impregum F). As técnicas de moldagem de transferência adotadas foram transferentes quadrados adaptados com resina acrílica de baixa contração esculpida em forma quadrada, com a finalidade de reter os transferentes no ato da remoção do molde; técnica com os transferentes quadrados unidos com resina acrílica de baixa contração pela técnica do fio dental; e, técnica com transferentes cônicos. As medições foram feitas com um microscópio comparador Carl Zeiss. Todos os materiais de moldagem reproduziram os pontos referenciais da matriz, com valores sem diferença estatística significativa entre si, em todas as técnicas de transferência, exceto o silicone de condensação na técnica do transferente quadrado e na técnica do transferente cônico. A técnica dos transferentes unidos com resina acrílica ativada quimicamente não mostrou diferença estatística significativa, sugerindo condições lineares estáveis nos três tipos de materiais de moldagem elastoméricos. Todas as técnicas de transferência produziram alterações dimensionais lineares nos modelos sem diferenças estatísticas significativas, independente dos materiais de moldagem.

Ressalta-se que no sistema Bränemark existem transferentes cônicos e quadrados utilizados para transferências e que se adaptam aos intermediários e suas réplicas. Porém, existem variações de técnicas para a utilização dos mesmos, as quais devem ser investigadas para identificar a superioridade de uma técnica sobre a outra.

Fenton *et al.* (1991), Assif *et al.* (1996), Vigolo *et al.* (2003), Assunção *et al.* (2004) e Naconecy *et al.* (2004), preconizaram a união dos transferentes quadrados com resina acrílica para a realização das moldagens de transferência. No entanto, Humphries *et al.* (1990), Spector *et al.* (1990), Hsu *et al.* (1993), Inturregui *et al.* (1993), Phillips *et al.* (1994), Burawi *et al.* (1997), Goiato *et al.* (1998), Herbst *et al.* (2000), e Del'Acqua (2005), demonstraram que a união dos transferentes é desnecessária.

De la Cruz *et al.* (2002) concluíram que a precisão promovida por jigs de verificação (Index) não foi superior a procedimentos de moldagem comuns (transferentes cônicos ou quadrados), não melhorando a precisão dos modelos

de gesso. Já em 2007, Munõz-Chaves concluiu que a técnica do Index obteve maior precisão, assim como a moldagem com os transferentes quadrados com prolongamentos em forma de hélice – elucidando a divergência existente na literatura sobre as técnicas de transferência em Implantodontia.

Nóbilo *et al.*, em 2000, avaliou a influência de alguns modelos de moldagem e três diferentes técnicas de transferência em implantes orais. Sobre uma matriz metálica representando uma mandíbula humana desdentada, foram implantados 5 cilindros de titânio osseointegrados dispostos simetricamente na região inter-forames. Foram utilizados os seguintes materiais de moldagem: silicone por adição (Aquasil), silicone por condensação (Speedex) e poliéter (Impregum F). As técnicas de moldagem de transferência foram: técnica com transferentes quadrados unidos com resina acrílica Duralay; técnica com transferentes quadrados esculpados e separados; e, técnica de transferentes cônicos. As leituras dos valores das alterações dimensionais lineares foram realizadas no microscópio Carl Zeiss (Alemanha) com precisão de 0,05 mm, e em seguida submetidas a análises de variância e teste de Tukey ao nível de 5% de significância. Os resultados indicaram que nas distâncias A-E a técnica dos transferentes quadrados unidos associada aos materiais silicone de adição e poliéter evidenciou os menores valores de alteração dimensional linear. Para a distância A-C, todos os três materiais de moldagem apresentaram valores não significantes estatisticamente entre si, nas três técnicas de transferência. Na distância B-D, os melhores resultados foram para os transferentes quadrados unidos e separados associados ao material poliéter. Assim, concluíram que o material poliéter apresentou maior estabilidade dimensional e a técnica de transferentes unidos foi a mais fiel na transferência dos análogos.

Muitos dos agravos aos implantes podem ser amenizados por meio da maior precisão das técnicas de confecção da prótese, como: confecção e vazamento do molde, fundição da peça, recobrimento cerâmico e cimentação. Entretanto, muito do sucesso da reabilitação com implantes reside no registro correto das estruturas que constituem a base de suporte das próteses. A movimentação dos transferentes dentro do material de moldagem durante as fases clínicas e laboratoriais pode causar imprecisão na transferência do posicionamento espacial dos implantes da cavidade oral para o modelo, repercutindo na exatidão da prótese sobre ele confeccionada (Vígolo

*et al.*, 2003).

Embora seja reconhecida a importância dos procedimentos de moldagem e transferência, a literatura ainda necessita de estudos que investiguem o custo *versus* benefícios das diferentes técnicas utilizadas na Implantodontia. Dessa forma, o objetivo deste trabalho foi avaliar as tensões sobre implantes com a utilização das diferentes técnicas de moldagem (moldeira plástica ou individual, e utilização de silicone de adição ou condensação) utilizadas.

## **Materiais e Métodos**

### *Materiais Utilizados*

- Modelo pré-fabricado em acrílico
- Transferentes e análogos para implantes de plataforma regular e hexágonos externos (Conexão Sistemas de Prótese);
- Estrutura metálica com barra de titânio de três milímetros de diâmetro soldada a laser em anéis de titânio apropriados (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo);
- Resina acrílica quimicamente ativada (Pattern Resin LS, GC América Inc, EUA);
- Silicone por condensação (Oranwash L/Zetaplus – Zhermack);
- Moldeira plástica número 5, perfurada
- Gesso especial tipo IV (FujRock –GC);
- Chave digital de hexágono externo de 1,17mm;
- Fio dental para união dos tranferentes;
- Potes plásticos para a realização da moldagem final;
- Borracha Silicone ASB-10 azul (Polipox® Indústria e Comércio Ltda – SP – Brasil);
- Implantes HE 4.0x10mm (Suporte Signo Vinces);
- Recipiente de vidro para a manipulação da Borracha Silicone ASB-10;
- Resina fotoelástica flexível composta por sistema bicomponente, à base de resina epóxi e endurecedor (Resina Flexível GIII CMR-201 e endurecedor CME-252/ Polipox® Indústria e Comércio Ltda);
- Seringa plástica descartável de 20mL;

- Polariscópio circular desenvolvido no LPM/FEMEC/UFU (Modelo PTH-A-01);
- Máquina filmadora digital (Sony – DSR-SX40), permitindo registrar as imagens e filmes digitais;

### *Procedimentos metodológicos*

Para a realização deste trabalho foi utilizado um modelo pré-fabricado em acrílico (Nacional – [www.ossos.com.br](http://www.ossos.com.br)), composto de dentes e regiões desdentadas nos quais foram incorporados réplicas de implantes osseointegrados. Sobre essa matriz acrílica foram realizadas as etapas experimentais da pesquisa relacionada à transferência e obtenção de modelos em implantodontia, descritas a seguir.

Com uma barra de titânio de três milímetros de diâmetro soldada a laser em anéis de titânio apropriados, confeccionou-se uma estrutura metálica para comparação entre as técnicas e controle da precisão (Figura 1). Como se constatou falta de passividade pelo teste do parafuso único (teste de Sheffield), um dos implantes previamente incorporado foi retirado e recimentado. Assim, foi obtida uma infraestrutura metálica com alto grau de passividade sobre os implantes que serviu na avaliação da precisão dimensional das amostras experimentais.



Figura1. Barra de titânio soldada a laser confeccionada para comparação entre as técnicas

Para a realização das técnicas de transferência foram utilizados transferentes quadrados para implantes de plataforma regular e hexágono externo (Conexão Sistema de Próteses). Os transferentes de moldagem foram unidos por resina acrílica autopolimerizável (Pattern Resin – GC – Corp) (Figura 2).



Figura 2. Transferentes unidos com resina Pattern no modelo.

Este experimento foi dividido em quatro grupos, descritos a seguir:

**GI:** moldeira plástica perfurada e silicona Elite HD+ (massa densa e leve);

**GII:** moldeira individual e silicona Elite HD+ (massa leve);

**GIII:** moldeira plástica e silicona Oranwash L/Zetaplus (massa densa e leve);

**GIV:** moldeira individual e silicona Oranwash L (massa leve).

## Confecção da moldeira individual

Sobre o modelo mestre, após o alívio com duas lâminas de cera rosa nº 7 (Epoxyglass), garantindo alívio de 3mm de espessura para o material de moldagem, foi realizada uma moldagem com hidrocolóide irreversível. Sobre a réplica deste modelo aliviado foi confeccionada a moldeira individual em resina acrílica autopolimerizável com orifícios na superfície oclusal para acesso aos parafusos dos transferentes quadrados.

Os transferentes foram parafusados com chave digital de hexágono externo de 1,17mm até sentir resistência e então receberam um torque de 10 Ncm com um torquímetro protético manual para uma melhor padronização.

Sobre as moldeiras individuais foram aplicados adesivos para elastômero com extensão de 3mm para as bordas. Após a secagem do adesivo por no mínimo 15 minutos as siliconas foram manipuladas de acordo com a técnica da moldagem simultânea, ou seja, a massa densa foi inserida na moldeira e a leve injetada ao redor dos dentes e sistema de transferência juntos. Em seguida, a moldeira foi assentada aplicando-se pressão bidigital até que suas bordas fossem posicionadas na base do modelo mestre, permanecendo nesta posição até a presa inicial do material de moldagem. E em seguida, foi utilizado um peso de 1000g durante a polimerização completa do material elastomérico.

Tendo o molde em mãos, os análogos foram adaptados e parafusados aos transferentes quadrados que permaneceram no interior do molde.

Após aguardar-se pelo menos uma hora da realização da moldagem, foi realizado o vazamento sob vibração constante e gesso pedra melhorado tipo IV (FujiRock). Foi esperado o tempo de presa final de 2 horas antes de separar cada modelo (Figura 3).



Figura 3. Imagem de um modelo confeccionado

### Moldagens com moldeira plástica

Para as moldagens com moldeira plástica (grupos I e III) foi necessária a individualização das mesmas por meio de desgastes na sua superfície para que os transferentes pudessem ser adaptados (Figura 4).



Figura 4. Moldeira plástica individualizada

Para o posicionamento dos transferentes, os mesmos foram parafusados com chave digital de hexágono externo de 1,17mm até que uma pressão pudesse ser sentida, e, então, receberam um torque de 10 Ncm com um torquímetro protético manual para uma melhor padronização.

Em seguida, a moldeira foi assentada aplicando-se pressão bidigital até que suas bordas fossem posicionadas na base do modelo mestre, permanecendo nesta posição até a presa inicial do material de moldagem. Em seguida, foi utilizado um peso de 1000g durante a polimerização completa do material elastomérico.

No grupo I a moldagem foi realizada com silicona Elite HD+ (massa densa e leve); e no grupo III a moldagem foi feita com silicona Oranwash L/Zetaplus (massa densa e leve). As siliconas foram manipuladas de acordo com a técnica da moldagem simultânea, ou seja, a massa densa foi inserida na moldeira e a leve injetada ao redor dos dentes e sistema de transferência juntos.

Após aguardar-se pelo menos uma hora da realização da moldagem, foi realizado o vazamento sob vibração constante e gesso pedra melhorado tipo IV (FujiRock), sendo esperado o tempo de presa final de 2 horas antes de separar cada modelo.

### Confecção do Modelo Fotoelástico

Para a confecção do modelo fotoelástico foi utilizado um recipiente plástico para proporcionar um molde de superfície mais regular e lisa. Sobre os análogos dos modelos de gesso obtidos foram parafusados transferentes e unidos com hastes metálicas e resina acrílica quimicamente ativada (Pattern Resin LS, GC América Inc, EUA).

O conjunto implantes/transferentes unidos por resina acrílica foi posicionado em um recipiente plástico com a função de suporte e confinamento do material de moldagem, Borracha Silicone ASB-10 azul (Polipox® Indústria e Comércio Ltda –SP – Brasil).

### Preparo da Resina Fotoelástica

Para a confecção do modelo fotoelástico foi utilizada resina fotoelástica flexível composta por sistema bicomponente, à base de resina epóxi e endurecedor (Resina Flexível GIII CMR-201 e endurecedor CME-252/ Polipox® Indústria e Comércio Ltda.).

Foram utilizadas duas partes em volume da base para uma parte em volume do catalisador, correspondente a 100g da resina para 37g do endurecedor. Em seguida, o molde foi preenchido lentamente com a resina fotoelástica, usando uma seringa descartável de 20mL e ponta metálica.

Após a inclusão da resina, o molde foi armazenado em um recipiente fechado para proteger o material de impurezas, em suspensão, durante o período de polimerização de 72 horas, recomendado pelo fabricante. Desse modo, foram obtidos 4 modelos fotoelásticos, representando cada grupo do experimento.

### Análise Fotoelástica

Os modelos fotoelásticos, após cura e desinclusão da resina, foram previamente avaliados quanto à presença de gradientes de tensões, denominado “efeito de borda” através de um polariscópio circular desenvolvido no LPM/FEMEC/UFU (Modelo PTH-A-01).

A análise fotoelástica utilizada neste experimento foi a técnica quasitridimensional, realizada com auxílio do polariscópio circular, citado acima, acoplado a uma máquina filmadora digital (Sony – DSR-SX40), permitindo registrar as imagens e filmes digitais.

As tensões representadas pelas franjas foram analisadas e comparadas sendo possível identificar a ordem e concentração das tensões ao redor dos implantes.

A técnica utilizada neste estudo foi uma das formas mais comuns de se determinar a ordem de franja, que é o método qualitativo, onde se utiliza registros fotográficos das amostras para verificação da ordem de franja (N) e da direção de propagação das tensões.

Em seguida, as imagens coletadas foram avaliadas e tratadas com o

auxílio do software Adobe Photoshop 7.0®, com o intuito de facilitar a visualização, compreensão e interpretação tanto da localização como da intensidade/concentração das tensões distribuídas ao redor dos implantes.

## Resultados e Discussão

Um dos principais desafios em próteses implantorretidas é a confecção de uma prótese aceitável que não comprometa a longevidade do tratamento, e, neste sentido, o ajuste passivo é um dos pré-requisitos mais significativos para a manutenção da interface osso/implante. Para prover ajuste passivo ou uma supra-estrutura livre de tensões, a estrutura deve, teoricamente, induzir tensão zero nos componentes do implante e no osso circunvizinho. Assim, a melhor técnica de moldagem deve levar idealmente o menor tempo, ser de fácil realização, baixo custo, confortável para o paciente e apresentar os melhores resultados segundo (Phillips *et al.*, 1994).

Para a avaliação do comportamento das tensões foi utilizado no presente estudo a técnica experimental da fotoelasticidade de transmissão plana, assim como em diversos trabalhos envolvendo sistemas de prótese sobre implante (Markarian *et al.*, 2007; Celik & Uludag, 2007). A técnica fotoelástica possui algumas vantagens na sua utilização, a saber: determinação de tensões em modelos com formas complicadas, tais como as estruturas bucais; determinação de tensões resultantes de condições de carregamento complexas, tais como forças da mastigação; possibilidade de se observar as tensões em todo o modelo, permitindo assim que se localizem as concentrações das mesmas (Barbosa *et al.*, 2007).

O modelo fotoelástico utilizado neste estudo foi gerado a partir de resina epóxi flexível (Barbosa *et al.* 2007), com baixo módulo de elasticidade quando comparada a outras resinas disponíveis no mercado, apresentando alta sensibilidade ao carregamento. Optou-se pelo uso desta resina devido à propriedade de não acumular tensão residual após as análises. Apesar do módulo de elasticidade ser próximo aos encontrados nos tecidos ósseos, o mesmo ainda apresenta limitações, como a não diferenciação do osso cortical e medular, bem como em outras resinas, dificultando a precisão da região de maior concentração de tensão clinicamente.

Assim, por este estudo utilizar-se de modelo fotoelástico anatômico, a sobreposição de imagens que ocorre nessas condições pode ser uma

importante limitação do trabalho. Além, de impossibilitar a quantificação mais precisa das tensões cisalhantes máximas, que método de Compensação de Tardy fornece. Ressalta-se, porém, que na execução do mesmo havia o interesse de se avaliar as diferenças de moldeiras em uma situação clínica clássica. De tal forma, para a determinação da tensão gerada em cada tipo de técnica de transferência foi utilizada a escala de cores da transição das ordens de franjas (Figura 5).



### ESCALA DE CORES

- Nf=0 (preta)
- Nf=1 (Transição violeta/azul)
- Nf=2 (Transição vermelho/verde)
- Nf=3 (transição vermelho/verde)
- Nf=4 (transição vermelho/verde)

Figura 5. Visualização das cores das ordens de franjas inteiras e suas transições.

A ordem das franjas observadas em cada grupo é explicitada na Tabela 1.

Grupo	Técnica	Ordem das franjas
GI	moldeira plástica perfurada e silicona Elite HD+ (massa densa e leve)	Nf=0 e Nf=1
GII	moldeira individual e silicona Elite HD+ (massa leve)	Nf=3
GIII	moldeira plástica e silicona Oranwash L/Zetaplus (massa densa e leve);	Nf=0 e Nf=1
GIV	moldeira individual e silicona Oranwash L (massa leve).	Nf=3

Tabela 1. Ordem das franjas segundo técnica de cada grupo.

As franjas observadas no GI (Figura 6), indicam que a técnica de transferência utilizada gera tensões baixas sobre os implantes. Esse resultado pode ser justificado pelo fato da presença do silicone pesado, que consegue estabilizar no momento da remoção do modelo o possível deslocamento do silicone leve, conseguindo dessa forma um modelo final mais fiel.

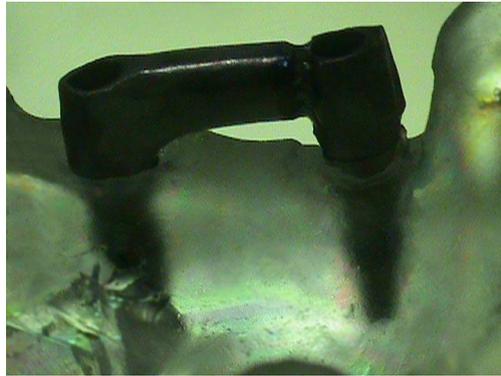


Figura 6. GI - moldeira plástica perfurada e silicona Elite HD+ (massa densa e leve)

Em contrapartida, a técnica utilizada no GII gerou tensão mais elevada sobre os implantes (Figura 7). A presença destas tensões pode ter ocorrido devido a ausência do material denso para conferir estabilidade e resistência no momento da moldagem. Outra possibilidade seria ter acontecido uma contração excessiva da resina acrílica para confecção da moldeira individual, fugindo do controle estabelecido no experimento, tornando dessa forma, uma moldeira desadaptada ao modelo mestre, não obtendo uma cópia final fidedigna.

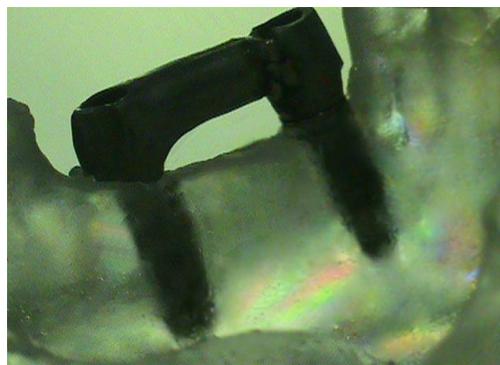


Figura 7. GII: moldeira individual e silicona Elite HD+ (massa leve).

No GIII, embora fosse esperado menor estabilidade dimensional por provável obtenção de subprodutos como o álcool, por se tratar de silicone polimerizado por condensação, foram registradas baixas concentrações de tensões ao redor dos implantes, sendo a ordem das franjas idênticas aos do GI (Figura 8).



Figura 8. GIII: moldeira plástica e silicone Oranwash L/Zetaplus (massa densa e leve).

Por fim, no GIV também foram encontradas franjas que indicaram maior tensão no ápice do implante (Figura 9), com predominância da mesial, possivelmente em decorrência da utilização de apenas o silicone leve.



Figura 9. GIV: moldeira individual e silicone Oranwash L (massa leve).

Considerando-se o tipo de moldeira, grande parte dos estudos (Gordon *et al.*, 1990; Wassell & Ibbetson, 1991; Milstein *et al.*, 1998; Rueda *et al.*, 1996; Burns *et al.*, 2003; Castilho *et al.*, 2007; Silva *et al.*, 2008) com dentes

preparados mostraram que a moldeira individual produz moldagens mais precisas, devido à espessura uniforme do material, quando comparadas às moldeiras de estoque.

Assim, é particularmente curioso o fato de que os grupos com moldeira individual apresentaram piores resultados. Obviamente, deve-se considerar a possível contração continuada de polimerização da resina acrílica da moldeira individual, carregando alteração dimensional do molde. Porém, os achados presentes podem aventar a possibilidade de se justificar tal fato em decorrência do material de moldagem, embora os grupos I e IV (silicone de adição e silicone de condensação, respectivamente) tenham apresentado resultados similares, descartando-se, assim, a justificativa da diferença dos materiais.

O material de moldagem utilizado para transferir a posição do implante na boca é um fator importante, principalmente no que diz respeito à fidelidade de moldagem, rigidez, fluidez e estabilidade dimensional. A rigidez deve ser suficiente para manter o transferente e evitar o deslocamento acidental quando parafusado a um análogo proporcionando mínima distorção do posicionamento dos mesmos. Para Vigolo *et al.* (2003), a precisão dimensional na transferência do posicionamento dos implantes da cavidade oral para os modelos de trabalho é um fator a ser considerado como determinante para o sucesso do tratamento.

Martins *et al.* (2011) verificaram a alteração dimensional linear de materiais de moldagem elastoméricos (silicone de adição, silicone de condensação, poliéter e mercaptana) utilizados na transferência de posicionamento de implantes. Verificaram que o poliéter e a silicone de adição são os materiais que menos sofreram alterações, sendo os mais indicados para a transferência do posicionamento de implantes.

Os achados do presente trabalho indicaram a possibilidade de diferenças dos resultados quando se utilizada massa leve e densa das siliconas, independente de serem de adição ou condensação. Os grupos que utilizaram apenas a massa leve (GI e GIII) apresentaram piores resultados.

É possível que a ausência de um material mais rígido possa gerar maiores distorções no molde, mesmo com a moldeira acrílica padronizada. Uma hipótese plausível é a falta de resistência do silicone fluido para suportar os esforços de retirada da moldeira no ato da desmoldagem.

Assim, os dados aqui apresentados reforçam as conclusões obtidas por Accetta & Poubel (2010), que, após uma revisão de literatura, indicaram que a melhor moldagem é obtida mediante a dominação do profissional sob o material utilizado e técnica escolhida. Por esta razão, não há na literatura consenso em relação a melhor técnica de moldagem, pois independente do material de moldagem selecionado, o clínico operador deve indicar adequadamente a técnica específica para o procedimento e ter domínio suficiente para obtenção de molde satisfatório (Pieralini *et al.*, 2008).

Considerando as limitações encontradas no desenvolvimento deste trabalho, quais sejam de natureza operacional-técnica e/ou metodológicas (estas já anunciadas na presente seção), recomenda-se a ampliação do número dos modelos de testes de cada grupo e maior rigor metodológico em estudos futuros para confirmar os achados ou dirimir as dúvidas ainda existentes.

## **Conclusão**

Neste estudo, as técnicas de moldagem que utilizaram de moldeiras de estoque (plásticas) apresentaram menores tensões, independente do tipo de silicone utilizado (adição ou condensação).

## Referências

1. Accetta DF, Poubel LAC. Importância do conhecimento das propriedades de três materiais de moldagem (siliconas e poliéter): revisão. *Rev Flum Odontol* 2010; 16(34):55-9.
2. Assif D, Marshark B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11:216-22.
3. Assunção WG, Gennari Filho H, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent* 2004;13(4):358-366.
4. Barbosa GAS, Bernardes SR, Mattos MGC, Neves FD, Ribeiro RF. Estudo comparativo dos métodos de avaliação do desajuste vertical na interface pilar/implante. *Cienc Odontol Bras* 2007;10(1):84-89.
5. Braden M. Dimensional stability of condensation silicone rubbers. *Biomaterials* 1992;13(5):333-336.
6. Branemark PI, Zab GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses. *Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1985;11(12):253-7.
7. Burawi G, Houston F, Byrne D, Claffey N. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implants system. *J Prosthet Dent* 1997;77(1):68-75.
8. Burns J, Palmer R, Howe L, Wilson R. Accuracy of open tray implant impressions: an in vitro comparison of stock versus custom trays. *J Prosthet Dent* 2003;89(3):250-255.
9. Carr AB, Master J. The accuracy of implant verification casts compared with casts produced from a rigid transfer coping techniques. *J Prosthodont* 1996; 5:248-52
10. Castilho AA, Kojima AN, Pereira SM, de Vasconcellos DK, Itinoche MK, Faria R, Bottino MA. In vitro evaluation of the precision of working casts for implant-supported restoration with multiple abutments. *J Appl Oral Sci*. 2007;15(3):241-6.

11. Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent* 200;97:229-235.
12. Clelland NL, van Putten MC. Comparison of strains produced in a bone simulant between conventional cast and resin-luted implant frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997 Nov-Dec;12(6):793-9.
13. De la Cruz JE, Funkenbusch PD, Ercoli C, Moss ME, Graser GN, Tallents RH. Verification jig for implant-supported prostheses: A comparison of standard impression with verification jigs made of different material. *J Prosthet Dent* 2002; 88:329-36
14. Del'Acqua MA. Precisão das técnicas de moldagem e vazamento para próteses implantossuportadas [dissertacao]. Araraquara: UNESP/FOAR, 2005.
15. Faverani LP, Pastori CM, Ramalho-Ferreira G. Análise da hipovolemia e necessidade de transfusão sanguínea em pacientes submetidos às cirurgias ortognáticas. Monografia apresentada para obtenção do certificado de conclusão de Residência em Cirurgia e Traumatologia Buco Maxilo Facial, promovido pela Associação Hospitalar de Bauru – Hospital de Base da 7ª Região, Bauru, 2010.
16. Fenton AH, Assif D, Zarb GA, Schmitt A. The accuracy of implant impression procedures, [abstract 1065]. *J Dent Res*. 1991(2); 70:399.
17. Gilmore WH, Schnell RJ, Phillips RW. Factors influencing the accuracy of silicone impression materials. *J Prosthet Dent*; 1959;9(2):304.
18. Goiato MC, Domitti SS, Consani S. Influência dos materiais de moldagem e técnicas de transferência em implante, na precisão dimensional dos modelos de gesso. *J Brás Odontol Clin* 1998; 2:45-50
19. Gordon GE, Johnson GH, Drennon DG. The effect of tray selection on the accuracy of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* 1990;63(1):12-5.
20. Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent*. 2000(5); 3:555-61.
21. Hsu CC, Millstein PL, Stein S. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent* 1993; 69:588-93.

22. Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5:331-6.
23. Hung SH, Purk JH, Tira DE, Eick JD. Accuracy of one step versus two step putty wash addition silicone impression technique. *J Prosthet Dent*. 1992; 67:583-9.
24. Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, Lund PS. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1993; 69:503-9
25. Ivanhoe JR, Adrian ED, Krantz WA, Edge MJ. An impression technique for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1991;66(3):410-1.
26. Kenney,R.; Richards, M.W. Photoelastic stress patterns by implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent*, 1998;80:559-564
27. Mansfield MA, Wilson HJ. Elastomeric impression materials. A method of measuring dimensional stability. *Br Dent J* 1975;139(75):267-72.
28. Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Laganá D, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: A photoelastic analysis. *J Prosthodont* 2007;16:117-122.
29. Martins F, Machado RMP, Martins EOB, Almeida JRV, Santos N, Lima GDN. Alteração dimensional de materiais de moldagem utilizados na implantodontia. *Rev APCD* 2011;65(3):214-217.
30. McCabe JF, Storer R. Elastomeric impression materials. The measurement of some properties relevant to clinical practice. *Br Dent J* 1980;149(3):73-9.
31. McLean JW. Physical properties influencing the accuracy of silicone and Thiokol impression materials. *Br Dent J* 1961;110(3):85-91.
32. Milstein P, Maya A, Segura C. Determining the accuracy of stock and custom tray impression/casts. *J Oral Rehabil* 1998;25:8,645-648.
33. Munõz-Chaves A. Avaliação da precisão das técnicas de moldagem para próteses implantossuportadas sobre implantes alinhados e implantes não-alinhados. [Dissertação]. Araraquara, UNESP, 2007.

34. Myers GE, Stockman DG. Factors that affect the accuracy and dimensional stability of the mercaptan rubber-base impression materials. *J Prosthet Dent* 1960;10(3):525-35.
35. Naconacy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri 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.
36. Nóbilo MAA, Henriques GEP, Mesquita MF. Influência dos materiais de moldagem e de técnicas de transferência em implantes osseointegrados na precisão dimensional linear de modelos de gesso. *RPG* 2002; 9(4):349-357.
37. Phillips KM, Nicholls JI, Ma T, Rubenstein J. The accuracy of three implant impression techniques: A three-dimensional analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9:533-40.
38. Pieralini ARF, Lazarin AA, Segalla JCM, Silva RHBT, Pinelli LAP. Técnica de moldagem para implante. *Salusvita* 2008;27(2):169-178.
39. Rodney J, Johansen R, Harris W. Dimensional accuracy of two implant impression copings. *J Dent Res* 1991;70:385.
40. Rueda LJ, Sy-Muñoz JT, Naylor WP, Goodacre CJ, Swartz ML. The Int *J Prosthodont*. 1996;9(4):367-73.
41. Silva MM, Mima EGO, Del'Acqua MA, Segalla JCM, Silva RHBT, Pinelli LAP. Técnicas de moldagem em prótese sobre implantes. *Rev Odontol UNESP* 2008; 37(4):301-8.
42. Spector MR, Donavan TE, Nicholls JI. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1900;63(4):444-7.
43. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent* 2003;89(2):186-192.
44. Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(4):405- 411.

45. Wassel RW, Ibbetson RJ. The accuracy of polyvinyl siloxane impressions made with standard and reinforced stock trays. *J Prosthet Dent* 1991;65(6):748-757.
46. Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15(2):209-18.
47. Wee AG. Comparison of impression materials for direct multimplant impressions. *J Prosthet Dent* 2000;83(3)323-331.
48. Williams PT, Jacksonm DG, Bergman W. An evaluation of time- dependent stability of eleven elastomeric impression materials. *J. Prosthet. Dent* 1984;52(1):120-125.

**PROGRAMA DE BOLSAS DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA – QUOTA INSTITUCIONAL  
UNICAMP**

(quota de agosto de 2011 a julho de 2012)

**PARECER SOBRE RELATÓRIO FINAL DE ATIVIDADES**

**Bolsista:** VERIDIANA FRIAS FRANÇOSO – RA 104258

**Orientador(a):** Prof.(a) Dr.(a) MAURO ANTONIO DE ARRUDA NOBILO

**Projeto:** Análise fotoelástica das tensões sob influência do tipo de moldeira e material de moldagem na precisão de transferência em implantodontia.

**PARECER**

O estudo avaliou tensões sobre implante produzidas por diferentes tipos de moldeira (plástica ou individual) com diferentes silicones usados para moldagem (Adição e condensação). O modelo com os implantes e os transferentes foram confeccionados de forma rotineira, assim como as moldeiras. Foi confeccionado um modelo fotoelástico e a análise fotoelástica foi feita com um polariscópio circular usando a técnica quasitrimensional. Usou-se o método qualitativo com registros fotográficos para determinar as ordens das franjas e a direção da propagação das tensões. Um software Adobe Photoshop foi usado para interpretação da concentração/intensidade das tensões distribuídas ao redor dos implantes. De acordo com os resultados a moldeira de estoque (plástica) apresentou menor tensão, independente do material de moldagem. Assim, o trabalho foi finalizado e o relatório final requereu algumas modificações sugeridas pelos assessores. Mesmo assim, algumas sugestões ainda devem ser consideradas pelo orientador e estudante.

1. O orientador relata que o estudante apresentou bom desempenho durante o período da IC. Porém, o orientador também ficou preocupado com a condução do trabalho. Explica que talvez a aluna precisasse de mais treinamento para realização da parte experimental e, isso comprometeu os resultados; acrescenta que o tempo disponibilizado precisaria ser maior. Critica também a assiduidade da aluna. Acredita que faltou mais iniciativa da aluna para o aprendizado; e, menciona que houve atrasos na aquisição de materiais de consumo. Todos esses fatores comprometeram qualquer chance de repetições da fase experimental do estudo.

2. Em relação ao trabalho, pontos básicos como a justificativa do estudo na introdução do trabalho, qualificação da descrição dos resultados e atualização da discussão na questão científica, são sugestões que se aceitas pelo orientador iriam melhorar o aprendizado do aluno no comprimento dos objetivos da Iniciação Científica.

Levando em conta que essas ponderações e sugestões sejam acatadas tanto pelo orientador como pelo aluno, consideramos aprovado relatório.

**Conclusão do Parecer:**

APROVAR (SIM)  
REFORMULAR (NÃO)  
REJEITAR (NÃO)

Pró-Reitoria de Pesquisa, 12 de setembro de 2013.

  
**Mirian Cristina Marcançola**  
PRP / PIBIC - Unicamp  
Matr. 299062