

**UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM IMPLANTODONTIA**

Rodrigo Lopes Cruz

**ESTUDO COMPARATIVO DE DOIS MATERIAIS DE MOLDAGEM PARA
OBTENÇÃO DE MODELOS DE TRABALHO UTILIZADOS NA
TRANSFERÊNCIA DE IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS**

**São Paulo
2009**

Rodrigo Lopes Cruz

**ESTUDO COMPARATIVO DE DOIS MATERIAIS DE MOLDAGEM PARA OBTENÇÃO
DE MODELOS DE TRABALHO UTILIZADOS NA TRANSFERÊNCIA DE IMPLANTES
OSSEOINTEGRADOS**

Dissertação apresentada para obtenção do título de Mestre em Implantodontia do Programa de Pós-Graduação em Implantodontia da Universidade de Santo Amaro, sob a orientação do Prof. Dr. Rogério Adib Kairalla.

**São Paulo
2009**

Rodrigo Lopes Cruz

**ESTUDO COMPARATIVO DE DOIS MATERIAIS DE MOLDAGEM PARA OBTENÇÃO
DE MODELOS DE TRABALHO UTILIZADOS NA TRANSFERÊNCIA DE IMPLANTES
OSSEOINTEGRADOS**

Dissertação apresentada para obtenção do título de Mestre em Implantodontia do Programa de Pós-Graduação em Implantodontia da Universidade de Santo Amaro, sob a orientação do Prof. Dr. Rogério Adib Kairalla.

APROVADA EM __/__/__

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Rogério Adib Kairalla
Titulação: Doutor em Prótese Dentária pela FOU SP

Prof. Dr. Roberto Stegun
Titulação: Doutor em Materiais Dentários pela FOU SP

Prof^a. Dr^a. Regina Tamaki
Titulação: Doutora em Prótese Dentária pela FOU SP

Conceito Final: _____

Aos meus pais, Rubens e Neusa, pelo apoio e confiança em todos os momentos da minha vida. Agradeço toda a dedicação e sacrifício para que eu pudesse crescer e chegar até aqui. Sem vocês nada seria possível.

À minha noiva Fernanda por estar sempre ao meu lado quando precisei, pela confiança e incentivo em todas as etapas da minha vida e por acreditar em mim. Você é tudo para mim.

AGRADECIMENTO MUITO ESPECIAL

Ao estimado Prof. Dr. Rogério Adib Kairalla, pelo exemplo de profissionalismo e de integridade, a concretização deste trabalho somente foi possível devido a sua vasta sabedoria na orientação. Agradeço por me aceitar como seu orientado e por depositar em mim sua confiança. Ao longo deste ano ganhei mais que um orientador ou um mestre, ganhei uma amizade na qual detém minha profunda admiração e respeito.

Obrigado por tudo.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À Luciana Cristina Costa Marangoni, bibliotecária da UNISA, que me ajudou muito na realização desta dissertação estando sempre a disposição quando precisei.

Ao Prof. Isaac Jamil Sayeg, responsável pelo laboratório de Petrografia Sedimentar da faculdade de Geociências da USP, por ter me ajudado na obtenção dos resultados do meu trabalho.

Ao laboratório CRUDO em especial ao Sr. Carlos Alberto Crudo, por ter me ajudado na confecção das moldeiras individuais e obtenção dos modelos em gesso.

Ao Prof. Casemiro, por ter me ajudado na análise estatística do meu trabalho.

Ao meu grande amigo Ronaldo, pelo companheirismo e amizade durante todo o curso.

Ao Prof. Wilson Roberto Sendyk, coordenador do curso de mestrado em implantodontia da UNISA, pela amizade, dedicação e significativa contribuição na minha formação.

Ao Prof. Claudio Sendyk, por dado dicas importantes para concretização deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

Aos meus colegas da turma de mestrado: Nelson, Marna, Erica, Carol, Guilherme, Mauro e Alessandro pela amizade durante todo o curso.

À 3M por ter gentilmente cedido todos os materiais de moldagem da minha pesquisa.

Aos professores da disciplina de prótese sobre implante, Maria Helena e Fábio Gastaldo pela atenção e amizade durante o curso.

Ao Dr. Danilo Lourenço por ter me ajudado na correção ortográfica do meu trabalho.

A todos que contribuíram direta e indiretamente para realização deste trabalho.

RESUMO

Erros na confecção de uma prótese implanto-suportada parecem quase inevitáveis em razão das diversas etapas envolvidas no procedimento. Entretanto, como primeiro passo na elaboração de uma supra-estrutura protética para implantes, a execução de uma moldagem confiável e a escolha do material de moldagem é de fundamental importância para minimizar tais erros e evitar a necessidade de correções futuras. Com base nas informações coletadas na literatura foi realizado um estudo com objetivo de avaliar a precisão de dois materiais de moldagem, utilizando a técnica de transferência direta com transferentes quadrados unidos com barra de resina Duralay. Todos os implantes e componentes protéticos utilizados foram da empresa Conexão (Conexão Sistemas de Prótese) e os materiais de moldagem foram da 3M (3M ESPE – Seefeld - Alemanha). Foi construído um modelo mestre de resina epóxica simulando um arco inferior totalmente desdentado onde se fixaram 4 implantes hexágono externo 3,75mm x 11,5mm. Para as moldagens foram confeccionadas 10 moldeiras individuais de resina acrílica com 2mm de alívio, sendo 5 para moldagem com silicone por adição e 5 para poliéter. Para o preenchimento dos moldes foi utilizada a técnica dos tubos de silicone. O gesso de escolha foi o resinoso do tipo IV (Resin Rocket), obtendo-se um total de dez modelos, sendo 5 para poliéter e 5 para silicone por adição. Tanto o modelo mestre quanto os modelos de silicone por adição e poliéter foram submetidos à leitura das distâncias entre os parafusos dos transferentes pelo programa (Leica Qwin 550) que recebia as imagens de uma câmera 3 CCD Sony XC 003P fixada na macroviewer KAISER e ligada no monitor. Os resultados foram submetidos a testes estatísticos ANOVA e Tukey-Kramer, onde se pode concluir que tanto o silicone por adição quanto o poliéter, produziram modelos de trabalho com alterações dimensionais estatisticamente significantes quando comparados com o modelo mestre. Os modelos de silicone por adição apresentaram uma menor alteração dimensional do que os modelos de poliéter em relação ao modelo mestre.

Palavras-chave: Implantes dentários, osseointegração, prótese dentária.

ABSTRACT

Errors in the making of an implant-supported dentures seem almost inevitable result of the various steps involved in the procedure. However, as a first step in developing a supra-structure for prosthetic implants, the implementation of a reliable casting and choice of impression material is extremely important to minimize such errors and avoid the need for future fixes. Based on the information collected on the literature a study was conducted to evaluate the accuracy of two impression materials using the technique of direct transfer with squared copings linked with Duralay resin bar. All implants and prosthetic components used were from Conexão company (Connection Implant Systems). The molding materials were from 3M (3M ESPE - Seefeld - Germany). It was built a master model epoxy resin simulating a completely toothless lower arch where stood 4 implants hexagonal 3.75mm x 11.5 mm. For the moldings were made 10 trays of acrylic resin with 2mm of relief, 5 for molding with addition reaction silicone and 5 for molding with polyether. The technique of silicone tubes was used to fill the molds. The plaster was the choice of resin type IV (Resin Rocket), resulting in a total of ten models, 5 for polyether and 5 for addition reaction silicone. Both the master as the addition reaction silicone and polyether model were submitted to reading the distances between the transferor screws by the program (Leica Qwin 550) which received images from a 3 CCD Sony XC 003P camera set on a KAISER macroview and connected to the monitor. Results were submitted to ANOVA and Tukey-Kramer statistic tests, which concluded that both the addition reaction silicone as the polyether produced working models with dimensional changes when compared to the master model. The models of addition reaction silicone had less dimensional change than the models of polyether over the previous master.

Keywords: Dental implants, osseointegration, dental prosthesis.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Modelo.....	42
Figura 2: Retenções no Modelo.....	42
Figura 3: Transferentes quadrados.....	43
Figura 4: Alivio em cera.....	43
Figura 5: Vista oclusal da moldeira individual.....	44
Figura 6: Moldeira individual mostrando o acesso aos parafusos dos transferentes...	45
Figura 7: Duralay ao redor da parte retentiva dos transferentes quadrados.....	46
Figura 8: Confecção das barras de Duralay.....	47
Figura 9: Transferentes quadrados unidos com Duralay.....	48
Figura 10: Corte com o disco diamantado.....	49
Figura 11: Após o corte com o disco diamantado.....	49
Figura 12: Após a nova união com Duralay.....	50
Figura 13: Moldeira com adesivo para Poliéter.....	51
Figura 14: Moldeira com adesivo para Silicone por adição.....	51
Figura 15: Peso de 1,50kg sobre a moldeira individual (Poliéter).....	52
Figura 16: Peso de 1,50kg sobre a moldeira individual (Silicone por adição).....	53
Figura 17: Análogo parafusado com torque 10Ncm (Poliéter).....	54
Figura 18: Análogo parafusado com torque de 10Ncm (Silicone por adição).....	55
Figura 19: Tubos de silicone encaixados nos análogos.....	56
Figura 20: Início da presa do gesso.....	56
Figura 21: Após a remoção dos tubos de silicone.....	57
Figura 22: Modelo de gesso após o preenchimento.....	57
Figura 23: Modelo Mestre durante a leitura das variáveis.....	58
Figura 24: Sistema macroviewer Kaiser.....	59
Figura 25: Modelo do grupo P durante a leitura das variáveis.....	60

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Valores observados para P1 – P2.....	62
Gráfico 2: Valores observados para P2 – P3.....	63
Gráfico 3: Valores observados para P3 – P4.....	63
Gráfico 4: Valores observados para P4 – P1.....	64
Gráfico 5: Valores observados para Área.....	65
Gráfico 6: Valores observados para C – P1.....	66
Gráfico 7: Valores observados para C – P2.....	66
Gráfico 8: Valores observados para C – P3.....	67
Gráfico 9: Valores observados para C – P4.....	67

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Medidas descritivas das variáveis.....	69
Tabela 2: Teste de Tukey-Kramer.....	70

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

% -	porcentagem
°C –	grau(s) Celsius
µm –	micrometro(s)
Anova –	análise de variância
g –	grama(s)
Kg –	quilograma(s)
min –	minuto(s)
ml –	mililitro(s)
mm –	milímetro(s)
N –	newton(s)
Ncm –	newton x centímetro

SUMÁRIO

RESUMO	
ABSTRACT	
1 INTRODUÇÃO.....	14
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	16
3 PROPOSIÇÃO	39
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	40
4.1 Material.....	40
4.2 Métodos.....	41
4.2.1 Grupos.....	41
4.2.2 Modelo mestre.....	42
4.2.3 Moldeiras individuais.....	43
4.2.4 Moldagem.....	45
4.2.4.1 União dos transferentes quadrados.....	45
4.2.4.2 Execução das moldagens.....	50
4.2.4.3 Moldagem com Poliéter (Impregum Soft).....	52
4.2.4.4 Moldagem com Silicone por adição (Express XT).....	53
4.2.4.5 Separação dos conjuntos molde/modelo.....	54
4.2.4.6 Preenchimento dos moldes.....	55
4.2.5 Leitura do modelo mestre e dos modelos dos grupos (SA e P).....	58
5 RESULTADOS.....	61
5.1 Descrição das variáveis.....	61
5.2 Análise Estatística.....	68
6 DISCUSSÃO	71
7 CONCLUSÕES.....	77
REFERÊNCIAS	78

1 INTRODUÇÃO

A Implantodontia osseointegrada viabiliza inúmeras soluções clínicas, dentre as quais podemos destacar a confecção de pilares de sustentação de próteses fixas unitárias, múltiplas e totais e pilares para retenção de próteses parciais removíveis e próteses totais.

Os benefícios oriundos dessa terapêutica são incontestáveis, podendo-se destacar o reparo de um ou mais dentes perdidos sem o desgaste dos dentes vizinhos e a obtenção de maior retenção e estabilidade para as próteses parciais removíveis e totais. Sendo assim, permitem melhorar a qualidade de vida, eliminando muitas das inseguranças e os constrangimentos associados a dentaduras convencionais ou próteses parciais removíveis, além de aumentarem a eficiência mastigatória.

Apesar do alto índice de sucesso dos tratamentos com implantes, uma pequena porcentagem de insucessos tem sido relatada. Uma das causas de insucesso em Implantodontia é a falha na moldagem dos implantes, que pode levar: 1) afrouxamento ou fratura do parafuso de fixação da prótese; 2) inflamação dos tecidos Peri-implantares; 3) perda total da osseointegração (em casos extremos); 4) fratura da estrutura metálica; 5) fratura do revestimento estético da prótese; 6) fratura do implante (raramente) e 7) problemas biológicos como perda óssea da crista alveolar ao redor dos implantes.

O uso correto de materiais de impressão é essencial para a fabricação consistente e confiável de moldes e modelos fiéis às estruturas copiadas. Materiais inadequados podem causar pobre reprodutibilidade, falta de detalhes na superfície e bolhas no molde definitivo, o qual pode resultar em um modelo impreciso e deficiente adaptação das próteses. Outros fatores também influenciam a precisão das impressões, entre eles, a escolha da técnica de moldagem, seja ela dupla ou simples e o uso de moldeiras, sejam elas individuais ou de estoque. Embora todos estes fatores afetem o resultado, a escolha do material de impressão ainda é o fator mais importante (BUTTA et al., 2005).

Atualmente existem muitos tipos de materiais de impressão elásticos para o uso odontológico. Podendo ser divididos em dois grandes grupos:

1 - Materiais de impressão elastoméricos sintéticos: polissulfeto, silicone por condensação, silicone por adição e poliéter.

2 - Materiais de impressão hidrocolóides: Agar Agar e alginato. Os materiais elastoméricos são os mais populares e aceitos pelos dentistas, devido a sua precisão e estabilidade (GARCIA et al., 2006).

A moldagem em implantodontia tem uma grande importância na obtenção de uma prótese sobre implante com boa adaptação, já que ela é usada para a confecção do modelo de trabalho sobre o qual os procedimentos laboratoriais são executados.

Uma falha na moldagem resultará em uma desadaptação de difícil detecção clínica. Entretanto é preciso salientar que algumas distorções são inerentes a esse processo, e não podem ser eliminadas. Alguns fatores que levam a essas distorções inevitáveis são: a flexibilidade mandibular e defeitos de fabricação dos transferentes.

A literatura nos mostra que existe duas técnicas de moldagem de transferência em implantodontia com algumas variações, sendo a moldagem indireta e direta. No método direto o *coping* de transferência permanece na moldagem, o que gera uma menor deformação do material de impressão. Para isto, são utilizados transferentes quadrados, os quais para muitos autores como (ASSUNÇÃO et al., 2008; DUMBRIGUE; GURUN; JAVID, 2000; IVANHOE et al., 1991) necessitam ser unidos com resina acrílica nos casos de implantes múltiplos. Já no método indireto o *coping* de transferência é reposicionado no molde e os transferentes cônicos são requisitados para esta técnica.

Diferentes técnicas de moldagem para implantes ósseo-integrados são citadas e comparadas entre si. Entretanto, não há um consenso em relação qual é o melhor material de reprodução a ser empregado em cada uma delas. Daí a motivação para realizar o presente estudo onde foi utilizada a técnica de moldagem direta com transferentes quadrados ferulizados com resina acrílica, comparando dois materiais de impressão (silicone por adição e poliéter) para verificar seu comportamento numa situação específica.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Gordon; Johnson e Drennon (1990) estudaram o efeito da escolha moldeira na eficácia dos elastômeros de moldagens. Foram produzidos modelos de gesso a partir de um modelo mestre, usando diferentes moldeiras e materiais de moldagem. As moldeiras usadas foram individuais de resina acrílica e de estoque. Os materiais de moldagem foram silicone por adição, poliéster e polissulfeto. As moldeiras individuais de resina acrílica produziram modelos clinicamente aceitáveis, as moldeiras de estoque plásticas produziram modelos com alterações dimensionais maiores do que a do outro tipo.

Craig; Urquiola e Liu (1990) em seus estudos avaliaram silicones por adição, condensação, poliésteres e polissulfetos, onde concluíram que os silicones por adição e os poliésteres são superiores. Os autores ressaltaram, que existem diferenças significantes nas propriedades de produtos do mesmo tipo e classe. Assim, a seleção de um produto para uma aplicação em particular deveria ser baseada em dados reais sobre as propriedades do material e não no tipo ou classe do mesmo.

Humphries; Yaman e Blloem (1990) avaliaram a precisão de modelos de trabalho para implantes obtidos a partir de três técnicas de moldagem. Pontos posicionados numa base metálica e sobre réplicas de intermediários fixados nesta mesma placa serviram como referência. A posição dos intermediários era transferida para modelos de gesso obtidos a partir de técnicas empregando *copings* quadrados, unidos ou não, e *copings* cônicos não unidos. As moldagens foram realizadas com moldeiras individuais de resina e silicone por adição. Embora os autores não encontrassem diferenças estatisticamente significantes entre as técnicas, os *copings* cônicos permitiriam uma melhor correlação com o modelo mestre.

Mojon et al. (1990) informaram a inadequada estabilidade dimensional causada pela contração de polimerização relativa às várias aplicações de resinas acrílicas. O objetivo do estudo foi avaliar e comparar alterações dimensionais de duas resinas acrílicas autopolimerizáveis comercializadas como materiais para padrão e registro (*index*) e analisar a influência da proporção pó-líquido. Alterações volumétricas iniciais (2 min até 17 min após o início da mistura) foram medidas com um dilatômetro e

alterações lineares tardias (de 17 min até 24 horas ou mais) foram registradas com um transdutor indutivo. O tempo dos dois experimentos foi determinado baseado em ensaios preliminares. Depois de 24 horas a contração volumétrica foi de 7,9% para resina Duralay e 6,5% para resina Palavit G; 80% das alterações apareceram antes de 17 minutos à temperatura ambiente; 95% antes de 3 horas para a resina Duralay e de 2 horas para a resina Palavit G. Nenhuma diferença estatística foi encontrada até 17 min entre os dois materiais. Até 24 horas, a contração linear da resina Palavit G foi significativamente menor do que a da resina Duralay para misturas de consistências similares (Contração linear em função da consistência da resina espessa, padrão e fluida para Palavit G: 0,29%, 0,34% e 0,41% e para Duralay: 0,37%, 0,47% e 0,49% respectivamente). A contração foi significativamente aumentada quando a proporção de pó na mistura foi diminuída. Os resultados sugerem que estas resinas devem ser usadas com algum método para compensar a contração, quando utilizadas como material de registro (*index*). É aconselhável unir novamente os *index* quando quase toda a contração de polimerização tiver ocorrida. O uso de uma mistura tão espessa quanto possível também minimizará os piores efeitos da polimerização. Porém, a alteração dimensional poderia proporcionar vantagens significativas para moldagens intracoronárias.

Spector; Donovan e Nicholls (1990) testaram a precisão de três técnicas de moldagem e os componentes usados para fazer o registro da transferência. As técnicas foram às seguintes: 1) *copings* de transferência quadrados unidos com fio dental e resina Duralay, moldeira individual e polissulfeto; 2) *copings* cônicos, moldeira de estoque e silicone por adição; 3) *copings* cônicos, moldeira de estoque e silicone por condensação. Em todas as técnicas de moldagem os análogos dos implantes foram inseridos nos *copings* de transferência e as moldagens foram preenchidas com gesso melhorado. Os autores apontam a grande quantidade de resina acrílica utilizada na ferulização como causa para a distorção gerada na união dos transferentes, já para as técnicas indiretas, o reposicionamento do conjunto análogo transferente dentro do molde pode ser uma causa para a distorção desta técnica, concluindo que nenhuma das técnicas apresentou diferença estatisticamente significativa.

Tam e Brown (1990) avaliaram a resistência ao rasgamento de dois polissulfetos, três poliéteres e dez silicones por adição. Não foi observado nenhum padrão que permitisse determinar qual a classe de material apresenta uma maior resistência ao rasgamento. Entretanto, o polissulfeto Coe-Flex foi o material mais resistente, cerca de 25% mais que o segundo colocado (Baysilex, um silicone por adição) e 320% mais que o último colocado (Permadyne, um poliéter).

Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment (1990) elaborou um relatório a respeito dos silicones por adição, confirmando que as mesmas produzem moldes altamente precisos, possuem excelente recuperação elástica, mínima deformação permanente e uma resistência à ruptura adequada.

O trabalho citou as principais vantagens do uso das siliconas de adição:

1. Possibilidade do molde ser preenchido após uma hora ou um dia e, para alguns produtos, após uma semana sem a perda significativa da sua precisão.
2. Possibilidade do molde ser reproduzido uma segunda vez e produzir um modelo preciso.
3. Disponibilidade do material em diversas viscosidades, o que permite flexibilidade na escolha da técnica de moldagem.
4. Possibilidade de imersão em solução desinfetante sem afetar a precisão do molde.
5. Sistemas de auto-mistura facilitam o uso, sem afetar a qualidade da moldagem.

E também as desvantagens.

1. Dificuldade de aumentar o tempo de trabalho sem o uso de retardadores.
2. Alta tensão superficial, o que dificulta o escoamento do gesso.

O relatório ressaltou que, como todos os materiais de moldagem elastoméricos, um manuseio correto é necessário para assegurar os melhores resultados. E concluiu afirmando que os silicones por adição parecem ser uma excelente opção de material de moldagem para as diversas situações clínicas.

Carr (1991) em seus estudos avaliou a precisão de modelos de trabalho fabricados por moldagens utilizando dois diferentes transferentes Nobelpharma. Um modelo de gesso representando uma mandíbula com cinco pilares de implantes localizados na região anterior foi usado para produzir sete modelos para ambas às técnicas de transferência indireta e direta. Os ângulos de divergência entre pilares foram todos menores que 15°. Para a realização das moldagens foi utilizada uma moldeira individual de resina acrílica (Formatray, Kerr) com poliéter (Polygel, LD Caulk/Dentsply). A variabilidade das repetidas fixações dos parafusos para os componentes de transferência indireta e direta foi $\leq 20 \mu\text{m}$. A comparação foi feita usando uma estrutura metálica adaptada para o modelo mestre. Diferenças nas distâncias medidas entre cada grupo e o modelo mestre foram analisadas. Para o modelo utilizado, a técnica direta produziu modelos de trabalho mais precisos. A inexatidão vista com o método de transferência indireto pareciam estar relacionada com o não paralelismo entre os pilares ($< 15^\circ$) e com a deformação aparente do material de moldagem.

Goll (1991) comentou os procedimentos clínicos e laboratoriais envolvidos na produção de supra-estruturas protéticas, fazendo sugestões para melhorar sua adaptação e reduzir possíveis erros. No aspecto relacionado à técnica de moldagem, o autor não demonstrou predileção por nenhum material de reprodução, citando que podem ser usados hidrocolóide reversível, alginato ou elastômeros. Por outro lado, ele enfatizou a necessidade de atenção a pequenos detalhes para obter-se uma réplica exata da configuração bucal. É essencial que a superfície superior do intermediário esteja completamente limpa, o que pode ser conseguido pelo uso rotineiro de protetores. Adicionalmente, todas as vezes que um procedimento de moldagem for realizado, deve-se checar se o parafuso do intermediário está corretamente apertado.

Ivanhoe et al. (1991) descreveram uma técnica de moldagem de transferência para implantes com transferentes quadrados unidos. Foi realizada uma moldagem preliminar com transferentes cônicos e hidrocolóide irreversível, em um paciente com cinco implantes fixados na mandíbula. Após a obtenção do modelo os transferentes cônicos foram substituídos por transferentes quadrados. Fez-se uma rígida conexão entre eles com resina fotopolimerizável, deixando 1mm de espaço entre cada

transferente. Após este procedimento os transferentes com resina foram removidos do modelo e adaptados aos implantes intra-orais, recebendo um torque de 10 Ncm e então unidos com resina fotopolimerizável de consistência gel, antes da realização da moldagem. Os autores concluíram que esta técnica reduziu o tempo clínico pela eliminação da necessidade da armação de fio dental e resina Duralay, minimizou alterações durante a polimerização pela diminuição da quantidade de resina e reduziu o desconforto para o paciente.

Pratten e Novetsky (1991) baseados no pressuposto de que a capacidade de um material de moldagem em reproduzir detalhes é influenciada por fatores como viscosidade, molhamento e propriedades de manuseio, realizaram um estudo clínico para avaliar a potencialidade de diversos materiais de moldagem em registrar tecidos moles. Foram realizadas trinta moldagens do palato duro de um único paciente onde foi utilizada uma moldeira individual metálica e seis materiais de moldagem. No que se refere à reprodução dos detalhes do tecido mole, poliéter e silicona de adição foram os melhores materiais, enquanto que a pasta de óxido de zinco e eugenol e o polissulfeto foram os piores.

Assif et al. (1992) afirmaram que os dois objetivos primários de uma moldagem sobre implante são: 1) registrar o relacionamento preciso dos transferentes, e 2) preservar este registro durante a construção dos modelos de gesso com os análogos dos implantes orais. Através de um experimento *in vitro* em um modelo com cinco implantes, os autores estudaram se estes objetivos são alcançados com o emprego das quatro técnicas mais populares para transferência em prótese sobre implante, concluindo que quando é realizada a ferulização dos transferentes, tanto associada ao alginato, como associada ao poliéter, todos os modelos são clinicamente aceitáveis com média de movimentação de 4,17 μ m não havendo diferença estatística entre o alginato e poliéter. Quando foi realizada a transferência sem a união de resina, somente com o poliéter pela técnica indireta a desadaptação foi de 11 μ m, a técnica direta sem a férula levou a uma desadaptação de 21,6 μ m. A referência utilizada para avaliar a precisão das técnicas foi a adaptação da estrutura padrão em relação aos análogos. Com apenas um parafuso apertado (o intermediário) foi mensurada a desadaptação marginal e registrada como posição frouxa, depois um parafuso de uma das

extremidades e feita nova mensuração e registrada como posição apertada, a diferença entre estas posições foi calculada e usada como referência para comparação.

Carr (1992) relatou que quando se trabalha com implantes, é necessário entender a importância da exatidão e precisão de todas as fases de fabricação e união para conseguir uma supra-estrutura que se ajuste passivamente aos implantes. O autor avaliou a exatidão de modelos de trabalho produzidos a partir de moldagens utilizando dois diferentes transferentes (cônicos e quadrados). Para isso, foi construído um modelo mestre parcialmente desdentado, com dois implantes posicionados na região posterior esquerda, separados 11mm de centro a centro, sendo o anterior paralelo ao 1o pré-molar adjacente e o posterior com 15° de inclinação lingual. Um alívio de 2mm foi realizado ao redor dos dentes e transferentes dos implantes para a confecção das moldeiras individuais. O material de moldagem utilizado para as duas técnicas foi o poliéster (Polygel - Caulk/Dentsply). Foram feitos dez modelos para cada técnica. A transferência foi efetiva na produção de modelos, se a distância entre pontos específicos concordasse com a distância correspondente do modelo mestre. O valor absoluto da diferença nas distâncias entre modelos experimentais e mestre foi comparado para as duas técnicas. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi notada. Ambas as técnicas fornecem resultados comparáveis com um valor médio de discrepância de 36µm e 35µm para a transferência direta e indireta, respectivamente. Isto sugere que não existe nenhuma vantagem clara na utilização do método direto em situações clínicas semelhantes às estudadas.

Hsu; Millstein e Stein (1993) fizeram uma análise comparativa de quatro técnicas de transferência para implantes, avaliando a precisão com que as posições dos intermediários eram reproduzidas. Um modelo mestre de aço inoxidável com dois implantes e intermediários na região anterior e dois na região posterior foi utilizado. Poliéster e transferentes quadrados foram utilizados nas moldagens para todas as técnicas: 1) transferentes não esplintados, 2) transferentes esplintados com fio dental e resina Duralay, 3) transferentes esplintados com fio ortodôntico e resina Duralay e 4) transferentes esplintados apenas com resina Duralay. As réplicas dos intermediários em cada modelo obtido foram medidas vertical e horizontalmente com um projetor de perfis. Os autores concluíram que não foram encontradas diferenças estatisticamente entre as

quatro técnicas e o volume de massa de resina acrílica Duralay usada para unir os transferentes é um fator insignificante na precisão das moldagens de transferência.

Inturregui et al. (1993) investigaram a produção de tensão na estrutura metálica mestre quando ela foi parafusada e apertada sobre os modelos de gesso obtidos por três técnicas de moldagem de transferência. Uma estrutura metálica mestre foi fundida em uma liga de prata-paládio. A estrutura consistia de dois cilindros de ouro conectados por uma barra de 30mm de comprimento. Duas réplicas de latão associadas aos pinos guia foram apertadas com 10Ncm na estrutura metálica. Esta estrutura foi fixada numa base de gesso pedra melhorado. Um total de trinta moldeiras individuais de resina acrílica com uma janela na oclusal foram feitas (dez para cada técnica). O material de moldagem utilizado foi o poliéter. As moldagens foram separadas do modelo mestre 6 minutos após o posicionamento da moldeira. Foram utilizadas três técnicas de moldagens: 1) transferentes quadrados não unidos; 2) transferentes quadrados unidos com gesso de moldagem; 3) transferentes quadrados unidos com resina acrílica Duralay. Para a técnica 3, um molde de polivinilsiloxano foi construído para padronizar o esplinte. O esplinte foi seccionado com um disco de carburundum. Os segmentos foram novamente assentados no modelo mestre, reapertados com um torque de 10Ncm e reunidos com resina acrílica. A resina acrílica polimerizou por 15 minutos antes de a moldagem ser feita. O aperto do conjunto pino guia, transferente e análogo do pilar foram feitos somente com pressão digital. A força de 10Ncm aplicada com torquímetro causou rotação dos transferentes nas moldagens com poliéter (técnica 1). Portanto, pressão digital foi usada para apertar os análogos de latão para todas as técnicas de moldagem. As moldagens foram vertidas em conjuntos de cinco dentro do período de tempo menor que 3½ hs da primeira e pelo menos 30 min da última moldagem que foi feita. Os modelos obtidos com gesso pedra melhorado tipo IV (Die-Keen) foram espatulados manualmente por 30s e à vácuo por mais 30s. Após um tempo mínimo de 2 horas foram separados da moldagem e armazenados à temperatura ambiente por duas semanas até que as medidas fossem feitas. A estrutura metálica foi parafusada com parafusos de ouro e apertada com 10Ncm em cada modelo de gesso obtido. As mensurações no plano horizontal e vertical foram realizadas, através de um indicador de tensão digital modelo P-3500 (Measurements Group Inc.). Os autores concluíram

que não houve diferença estatística significativa entre as três técnicas utilizadas, baseado nos valores de tensão registrados e no ajuste subjetivo da estrutura nos modelos, quaisquer das técnicas de moldagem investigadas deveriam ser clinicamente aceitáveis.

Hondrum (1994) em seus estudos comparou um polissulfeto, um poliéter e um silicone por adição, avaliando algumas propriedades como resistência à ruptura, deformação permanente sob tração, energia absorvida num ponto de deformação e a quantidade de deformação permanente durante a ruptura do material. O polissulfeto apresentou a maior resistência à ruptura, porém o silicone por adição, seguido pelo poliéter, apresentou melhores propriedades em relação à energia absorvida num ponto de deformação permanente durante a ruptura do material.

McCartney e Pearson (1994) sugeriram um procedimento para obtenção do modelo de trabalho em implantes que possibilitasse ao mesmo tempo um registro preciso do relacionamento tri-dimensional dos implantes, a verificação da precisão do modelo mestre e um guia para o correto procedimento de obtenção do modelo. Esta técnica trabalha sobre um modelo preliminar obtido com os abutments em posição na boca. Os análogos são fixados ao molde e com exceção de um central, são aliviados com polivinilsiloxano de média viscosidade ao redor dos ápices, antes da inclusão no gesso. Sobre novos abutments no modelo é feita a ferulização e posterior segmentação da férula, permitindo que estes sejam levados a boca para substituírem os abutments iniciais. Do modelo preliminar são removidos os análogos aliviados, mantendo-se apenas o que estava em contato direto com o gesso. Em posição na boca os abutments são unidos com resina acrílica, retirados e conectados a novos análogos com exceção do correspondente ao análogo guia mantido no modelo para fixar os transferentes em posição. A fixação dos novos análogos com gesso define o modelo de trabalho.

Phillips et al. (1994) compararam a precisão de três técnicas de transferências: técnica indireta com transferentes cônicos, técnica direta com transferentes quadrados e uma terceira ferulizando transferentes quadrados e moldando pela técnica direta. Os transferentes foram fixados com um torque de 10N. Para a confecção da férula, fio dental foi preso ao redor dos transferentes e resina acrílica (GC pattern resin) foi colocada sobre este, utilizando uma forma para padronizar a quantidade de resina

acrílica aplicada. Das três técnicas somente a técnica direta sem ferulização foi semelhante à tolerância de fabricação mensurada, entretanto não houve diferença significativa entre a técnica direta sem férula e a com férula. As distorções foram avaliadas através de uma análise tridimensional de posição eixos, x, y, z.

Para obtenção de um modelo mais preciso, foi apresentada por Shiao; Chen e Wu (1994), uma técnica na qual, sobre um modelo preliminar obtido com transferentes cônicos pela técnica indireta, substituem-se estes transferentes por outros quadrados, ferulizando-os com resina acrílica. Confecciona-se uma moldeira individual e depois se secciona a férula de resina entre os transferentes para então reposicioná-los intra-oralmente. A férula é unida com resina pela técnica incremental. Os transferentes são removidos e os análogos são fixados a eles para serem incluídos em um *index* de gesso. Os transferentes são novamente levados a boca para uma nova moldagem com a moldeira individual. Sobre o molde final os análogos unidos pelo *index* de gesso são posicionados e fixados, e uma nova camada de gesso é vertida definindo o modelo mestre.

Bindra e Heath (1997) avaliaram a força de união do adesivo para moldeira de dois silicones por adição (Provil da Bayer Dental e Express da 3M) e um poliéter (Impregum F da 3M). Utilizaram moldeiras metálicas de latão, de resina acrílica autopolimerizável e de resina fotopolimerizável. Os pares de placas (cl clinicamente seriam as moldeiras) mediam 45 X 45mm cada e ficavam separadas (por meio de um jig) 3 mm para assegurar uma uniforme espessura do material de moldagem. As superfícies das placas foram limpas com clorofórmio. Para remover os restos de adesivo das moldagens anteriores, as placas de resina foram lixadas com granulação 150. O adesivo foi aplicado durante 1 min e deixado secar a 23°C por 15 min. Após a aplicação do material de moldagem, deixou-se tomar presa numa estufa a 37°C com 100% de umidade. Concluíram que o uso de adesivo foi significativo para o Provil e Express, não sendo para o Impregum. Pode-se usar o adesivo do Provil no Express e vice-versa (o adesivo do Provil é até melhor). A falha dos silicones ocorreu na interface adesivo-material de moldagem, ficando adesivo na “moldeira”. Com o Impregum, a maioria das falhas ocorreu na interface adesivo-moldeira (portanto aconselha-se usar moldeiras perfuradas ou asperizadas). Alguns corpos de prova com Impregum exibiram

falha coesiva. Provil e Express aderiram mais fortemente a moldeira de latão, enquanto a combinação Impregum com moldeira de resina fotopolimerizável proporcionou a união mais forte. De fato, as moldeiras de resina fotopolimerizável proporcionaram maior adesão do que as moldeiras de resina acrílica. Nenhuma correlação foi estabelecida entre a velocidade de separação durante os testes e a resistência de união. Baseados nos resultados obtidos, os autores concluem que a aplicação do adesivo resulta num aumento significativo da união entre material de moldagem e moldeira.

Burawi et al. (1997) avaliaram a precisão entre a técnica de moldagem esplintada e não-esplintada. Em um modelo mestre de gesso tipo IV com cinco implantes foi construída uma estrutura metálica em ouro. Como ficou mal adaptada, ela foi seccionada entre os pilares e unida com cianoacrilato para a realização da soldagem. Marcações foram feitas e esta estrutura foi seccionada novamente em quatro pontos com um disco diamantado de 0,45mm de espessura. Trinta moldeiras individuais (com espessura de 3mm) perfuradas de resina acrílica com abertura na região dos pilares foram utilizadas. Três depressões localizadoras no modelo foram feitas para padronizar o posicionamento dessas moldeiras durante as moldagens. O adesivo foi aplicado em toda superfície interna da moldeira e também se estendeu 2mm em sua parte externa, com o tempo de espera de 15 min para a secagem do mesmo. As moldagens foram feitas com silicone por adição (Elite) pela técnica de um passo. Injetou-se o material leve com uma seringa misturadora automática ao redor dos pilares e imediatamente a moldeira com o material pesado foi assentada até os stops contatarem a base do modelo mestre. Foram aguardados 15 min do início da mistura (o dobro da recomendação do fabricante para compensar a polimerização à temperatura ambiente) para poder separar o molde do modelo mestre. A técnica não esplintada utilizada foi a seguinte: os transferentes plásticos tinham esquemas localizadores anti-rotacionais interna e externamente. Eles foram removidos junto com a moldagem. Os transferentes metálicos foram desparafusados dos pilares do modelo mestre e fixados com parafusos de conexão aos análogos de laboratório. Cada conjunto montado de transferente metálico e análogo foi então pressionado para dentro da posição marcada com guias no transferente plástico dentro da moldagem. A técnica esplintada utilizada foi a seguinte: 24 horas antes da moldagem, uma esplintagem com fio dental e Duralay foi

confeccionada. Foram feitos cortes para deixar uma fenda de 2mm entre cada par de transferentes. Secções na resina acrílica foram feitas 15 min antes de a moldagem ser realizada. A mesma esplintagem de resina acrílica foi usada para transferir os componentes de moldagem do modelo mestre para todos os 15 moldes feitos com a técnica esplintada. Quando necessário, o esplinte foi seccionado e rejuntado como descrito acima. Os parafusos de conexão foram apertados manualmente. As superfícies de assentamento de todos os componentes foram limpas com álcool isopropílico antes de cada procedimento de conexão para todas as técnicas. Todas as moldagens foram mantidas à temperatura ambiente (25° C) por 1 hora. As superfícies das moldagens foram preparadas com spray redutor de tensão superficial. O gesso foi misturado manualmente por 15s para incorporar a água e então misturado mecanicamente à vácuo por 30s. Esperou-se 1 hora antes da separação da moldagem. Os fragmentos da estrutura metálica foram apertados em cada um dos trinta modelos com um torque constante de 10Ncm. Um microscópio de mensuração com precisão de 0,001mm foi utilizado para a realização das leituras das distâncias entre as linhas marcadas sobre a estrutura. Os autores concluíram que os maiores erros ocorreram no plano horizontal anteroposteriormente para a técnica esplintada (0,26 a 0,85mm). Erros desta magnitude poderiam certamente evitar o preciso assentamento da estrutura metálica, necessitando sua secção e soldagem. No plano horizontal mesiodistalmente ambas as técnicas reproduziram estas dimensões com erro mínimo e talvez tolerável clinicamente (0,021 a 0,052mm). Os erros no plano vertical pareceram ser similares em ambas às técnicas (0,0006 a 0,134mm) sendo necessárias medidas corretivas em algumas situações.

Federick e Caputo (1997) realizaram um estudo comparativo para verificar a precisão de dois silicões por adição, um poliéter e dois hidrocolóides reversíveis. Buscando maior confiabilidade nos resultados do seu trabalho, os autores procuraram usar metodologias que simulassem condições clínicas, incluindo temperatura superficial e umidade do modelo mestre, espessura do material moldador e procedimentos de moldagem. Embora todos os materiais demonstrassem precisão e boa aceitação clínica, o poliéter e os dois hidrocolóides reversíveis foram significativamente mais precisos, enquanto os dois silicões por adição não apresentaram equivalência entre si em termos de precisão.

Hussaini e Wong (1997) descreveram um procedimento clínico e laboratorial para obter um modelo mestre mais preciso, na tentativa de diminuir os erros devido à contração e expansão durante a criação do modelo de trabalho. Para isso transferentes quadrados são posicionados na boca e unidos com fio dental e resina acrílica (GC pattern resin). Fora da boca, a barra formada por resina é seccionada para então os transferentes serem reassentados na boca. Com mínima quantidade de resina acrescida pela técnica incremental, os transferentes são ferulizados novamente para uma moldagem de transferência pela técnica direta. Com os análogos em posição dentro do molde, suas porções apicais são unidas com gesso e após a presa a férula é seccionada e unida novamente com quantidade menor de gesso, permitindo agora completar o preenchimento do gesso. Dois modelos foram confeccionados, um seguindo esta técnica e o outro sem a união dos análogos por gesso. Através da avaliação clínica e laboratorial, os autores encontraram fendas entre 20 e 36 μ m para um modelo confeccionado com a férula de gesso, e 82 a 139 μ m para o modelo sem união dos análogos com gesso.

Goiato; Domitti e Consani (1998) relataram que para muitos pacientes edêntulos tem sido indicada a utilização de implantes osseointegráveis no rebordo alveolar remanescente, com o propósito de aumentar a retenção e estabilidade da prótese total. Entretanto um dos motivos de insucesso dessa prótese reside na falta de precisão da adaptação do seu sistema de conexão. Este fato é dependente do tipo de material de moldagem e das técnicas de transferências dos componentes protéticos utilizados para obtenção do modelo de trabalho, onde a moldagem deve reproduzir precisamente os detalhes anatômicos e estabelecer a transferência corretamente. Sendo assim, no sistema Brånemark existem transferentes quadrados e cônicos que se prestam para transferência e se adaptam aos intermediários e suas réplicas. Porém, existem variações de técnicas para utilização dos mesmos, resultando em pesquisas que procuram identificar a superioridade de uma técnica sobre a outra. O propósito deste estudo 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: silicone por adição (Express); silicone por condensação (Optosil-Xantropen) e poliéter

(Impregum F). As técnicas de moldagem de transferência adotadas foram: transferentes quadrados adaptados com resina Duralay esculpida em forma quadrada, com finalidade de reter os transferentes no ato da remoção do molde; técnica com transferentes quadrados unidos com resina Duralay com fio dental; técnica com transferentes cônicos. Para padronizar a pressão da moldagem, foi colocada uma carga de 1500g sobre a moldeira, suficiente para manter o material confinado em pressão constante. Os transferentes protéticos foram desrosqueados do modelo de gesso e sobre estes foram rosqueados os transferentes cilíndricos referenciais com as extremidades demarcadas com um ponto central geométrico. 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 Optosil-Xantopren na técnica do transferente quadrado e na técnica do transferente cônico. Todas as técnicas de transferência produziram alterações dimensionais lineares nos modelos sem diferenças estatisticamente significativas, independente dos materiais de moldagem.

Assif et al. (1999) avaliaram a precisão de três técnicas de moldagem de implantes, usando três diferentes materiais de união dos transferentes. Para isso foi contruída uma matriz metálica de laboratório com cinco implantes que simulava a prática clínica. Foram utilizados os seguintes materiais: no grupo A, resina acrílica autopolimerizável (Duralay), no grupo B, resina acrílica de dupla polimerização (Accuset, EDS) e no grupo C, gesso de moldagem (Kerr Snow White Plaster nº 2 Kerr USA), que também foi o material de impressão nesse grupo. Sobre a matriz foi construída uma supra-estrutura metálica com assentamento passivo nos implantes e esta foi empregada para verificar a precisão da posição dos análogos dos implantes nas réplicas. Para os grupos A e B, o poliéter (Impregum F) foi eleito como material de moldagem. Para cada grupo, quinze moldagens foram feitas. A precisão dos modelos de gesso com os análogos dos implantes foi medida através da adaptação da supra-estrutura sobre os mesmos, utilizando para isso um medidor de tensão (deformação). As análises estatísticas revelaram que existiu uma diferença significativa entre os grupos A e B e entre os grupos B e C, mas não houve diferença significativa entre os grupos A e C. Concluíram que as técnicas de moldagem onde foi empregada resina

acrílica autopolimerizável ou gesso de moldagem como material de união dos transferentes foram significativamente mais precisas do que quando utilizada resina acrílica de dupla polimerização. Isto pode ser causado pela polimerização incompleta da resina acrílica e também pode ser que a contração durante a polimerização gere estresses na interface transferente/resina acrílica. Os autores indicaram o gesso como material de escolha para moldagem de transferência de implantes em pacientes completamente edêntulos (e sem nenhuma limitação anatômica como retenções ósseas), pois endurece rapidamente, é completamente preciso e rígido, não se flexiona ou deforma, sua manipulação é fácil, consome menos tempo e possui um custo mais acessível.

Wee; Aquilino e Schneider (1999) citam fatores clínicos e laboratoriais que contribuem para distorção final das próteses sobre implantes: 1) Entre os procedimentos de moldagem: flexibilidade mandibular, técnica de moldagem, material de moldagem, tolerância de fabricação entre pilares protéticos intra-orais e transferentes; 2) Durante a confecção do modelo mestre: tolerância de fabricação entre transferentes e análogos, técnica de preenchimento do modelo, material do troquel, curvatura do arco implantado para padrão em cera, tolerância de fabricação entre os análogos e cilindros de ouro, estrutura em acrílico e distorção da cera; 3) fabricação da estrutura: fundição convencional da estrutura, fabricação da prótese, adição de resina ou porcelana e instalação da prótese, variação individual na detecção da desadaptação.

Castilho e Pinto (2000) em seus estudos avaliaram mensurações horizontais em modelos de gesso tipo IV posicionados num perfilômetro, onde foram comparadas duas técnicas de moldagem em implantes osseointegrados, utilizando dois tipos de materiais. Todas as moldagens foram realizadas com dois componentes protéticos sendo o primeiro cônico e o segundo quadrado, unidos com fio dental e resina acrílica. Os materiais utilizados foram o hidrocolóide irreversível e o polissulfeto e as técnicas empregadas foram a direta com transferentes quadrados e a indireta com transferentes cônicos. Os autores concluíram que não existe diferença entre alginato e o polissulfeto ao variarem a técnica de transferência. Medidas entre as bordas internas de cada réplica com um microscópio comparador demonstraram também que as duas técnicas de transferência produziram alterações horizontais significantes, sendo que a

transferência indireta foi melhor do que a direta com a união dos transferentes. Todos os grupos apresentaram diferenças estatisticamente significantes em relação ao modelo padrão.

Dumbrigue; Gurun e Javid (2000) atestaram que a união dos transferentes com resina acrílica durante os procedimentos de moldagem aumenta a precisão da transferência do relacionamento espacial dos implantes para o modelo mestre. No entanto, distorções podem ocorrer durante o procedimento de esplintagem devido à contração de polimerização da resina. Recomendaram a utilização de barras de resina acrílica entre os transferentes para que a quantidade de resina a polimerizar seja pequena, minimizando assim este efeito. Estas barras são feitas com GC Pattern Resin injetada dentro de canudos com 3 mm de diâmetro. Após pelo menos 17 min., a barra de resina é liberada do canudo, devendo ser usada somente após 24 horas (por causa da contração total de 6,5 a 7,9% ocorrer dentro de 24 horas). A barra de resina é seccionada em comprimentos apropriados para fechar o espaço entre transferentes adjacentes. Usando a técnica do pincel, as extremidades das barras de resina são unidas aos transferentes com resina acrílica. Deve-se permitir que a resina aplicada endureça por pelo menos 17 min. antes da realização da moldagem final (porque 80% da contração da resina ocorrem nos primeiros 17 min. após a mistura). A moldagem final é efetuada usando uma moldeira individual e o material de impressão de escolha.

Herbst et al. (2000) avaliaram e compararam quatro técnicas de moldagens relacionadas à precisão dimensional para a reprodução das posições dos implantes no modelo de trabalho. Um modelo padrão foi desenvolvido para simular uma situação clínica. As moldagens foram realizadas através de quatro diferentes técnicas: 1) componentes de transferência cônicos não esplintados; 2) transferentes quadrados não esplintados; 3) transferentes quadrados esplintados com resina acrílica autopolimerizável (Duralay); 4) transferentes quadrados com uma extensão lateral no lado não esplintado. Pontos de referência foram realizados no modelo padrão (8 pontos sendo 4 na face vestibular e 4 na face lingual dos cinco implantes). Os moldes foram preenchidos com gesso pedra em todas as moldagens mantendo o tempo de presa igual para todos os modelos, no mesmo local e com a mesma temperatura. Medidas foram tomadas usando um microscópio Reflex, capaz de registrar as dimensões X, Y e

Z e analisadas estatisticamente através do método ANOVA. A precisão dimensional obtida nos modelos foi excepcional em todas as técnicas de moldagem (máximo de distorção observada foi igual a 0.31%). Os autores aconselham qualquer uma das técnicas avaliadas neste estudo para moldagem de transferência em implantes osseointegrados. Uma implicação clínica destes resultados é que parece não ser vantajosa a união com resina acrílica autopolimerizável.

Lorenzoni et al. (2000) em seus estudos compararam a precisão de três materiais de moldagem com o uso de coifas de transferência dentro do sistema Frialit 2, para isso utilizou uma máquina de mensuração de coordenadas 3D. O uso desta metodologia permitiu verificar que o poliéter e o silicone por adição são materiais de escolha para procedimentos de transferência de implantes. A técnica mais precisa foi a que empregou silicone por adição junto com as coifas de transferência. O alginato com ou sem as coifas de transferência proporcionou os resultados mais pobres dentro deste estudo. Entretanto adaptação absolutamente precisa pode ser inalcançável devido às propriedades físicas dos materiais.

Wee (2000) comparou a precisão de oito materiais de impressão para transferência direta de implantes dentais, sendo que os modelos obtidos a partir de poliéter (médio) ou silicone por adição (pesada) apresentaram uma porcentagem menor de erros do que os modelos obtidos a partir de moldagens com polissulfeto. Ele também verificou o torque necessário para o transferente dentro do material de moldagem. Foi constatado que o poliéter (médio) exigiu valores mais altos de torque para que o transferente rotacionasse, seguido pelo silicone por adição (pesada), e então pelo polissulfeto (médio). Os autores concluem que propriedades do material de impressão como rigidez e precisão podem influenciar nas características finais do modelo mestre, devendo então ser levado em consideração no momento da escolha.

De La Cruz et al. (2002) compararam a precisão dimensional de três resinas acrílicas (GC pattern resin, Duralay, Triad gel resin) na ferulização de *abutments*, com três procedimentos de moldagem de transferência: 1) moldagem com moldeira aberta sem férula, 2) moldagem com moldeira aberta com férula e 3) moldagem de moldeira fechada. Neste estudo barras de resina acrílica conectaram três *abutments* provisórios através das três resinas estudadas. Para compensar a contração das resinas, as barras

foram seccionadas logo após a união com os *abutments*. Após 24 horas as partes foram reconectadas com a respectiva resina acrílica. Na avaliação da precisão das técnicas, coordenadas x e y, a partir dos ângulos dos hexágonos, foram registradas em um microscópio comparador. Através desta metodologia, puderam concluir que o grupo de moldeira aberta sem união apresentou uma maior distorção no plano vertical do que os grupos com férula de resina, e do que o grupo de moldeira fechada. A férula com resina pattern resin proporcionou maior precisão do que a resina Duralay.

Kairalla (2002) em seus estudos procurou evidenciar a importância da obtenção de um modelo de remontagem o mais fiel possível. Foram avaliadas cinco técnicas de moldagem de transferência, utilizando alginato, silicone por condensação, silicone por adição e poliéter. Foi construído um modelo padrão da arcada superior com ausência dos segundos pré-molares direito e esquerdo. Os primeiros pré-molares e os primeiros molares de ambos os lados serviram como suportes de prótese fixa e sofreram preparos para coroas metalo-cerâmicas com terminação em chanfro. Sobre os mesmos foram encerados *copings* para fundição em ouro. Depois de ajustados e posicionados os *copings* metálicos, foram realizadas cinco moldagens de transferência para cada técnica. Foram obtidos 25 modelos de remontagem com resina acrílica e gesso tipo IV (Velmix). Esses modelos de remontagem foram submetidos à leitura das distâncias entre os *copings* metálicos no mesmo lado da arcada e entre os *copings* metálicos de lados opostos através de um programa de computador chamado LEICA QWIN 550. Foram avaliadas as variáveis das posições nos sentidos méso-distal e vestibulo-lingual, além da área compreendida pelos quatro *copings* metálicos. Os resultados obtidos permitiram concluir que em todas as técnicas de transferência houve um aumento nas dimensões dos modelos de remontagem em relação ao modelo padrão. As alterações mais significativas foram observadas nos modelos obtidos a partir da transferência com alginato, onde em todas as variáveis medidas os valores foram diferentes do padrão. Quando foi cimentada a guia de resina acrílica sobre os *copings* prévio a moldagem com alginato, os modelos de remontagem apresentaram valores semelhantes ao padrão nas distâncias entre os *copings* do mesmo lado da arcada. As moldagens com elastômeros produziram modelos de trabalho de remontagem com menores alterações nas posições dos *copings* metálicos. Os modelos obtidos nas moldagens de

transferência com poliéter e com silicone por adição apresentaram o maior número de valores estatisticamente iguais ao padrão, seguidos pelos modelos obtidos nas transferências com os silicones por condensação.

Kleine et al. (2002) avaliaram a influência de materiais e técnicas de impressão utilizadas em implantes osseointegrados. Para isso foi construída uma matriz metálica correspondente a uma mandíbula edêntula, onde foram fixados cinco análogos de implantes do tipo *standard*, na região entre os forames mentuais, seguindo o protocolo clássico do sistema Brånemark. Foram confeccionadas moldeiras individuais a partir deste modelo e três técnicas de transferências foram avaliadas: 1) componentes cônicos, 2) componentes quadrados unidos com fio dental e resina Duralay e 3) componentes quadrados unidos apenas com resina Duralay em bastão. Foram empregados três materiais de moldagem: Poliéter, silicone por adição e silicóna por condensação. Os moldes foram vertidos com gesso tipo IV (Durone-Dentsply) para posterior obtenção dos modelos. Os dados foram avaliados com auxílio de um microscópio mostrando que a técnica de moldagem com moldeira aberta e componentes unidos com fio dental e resina Duralay proporcionaram menores alterações dimensionais, enquanto que o material de impressão de melhor estabilidade dimensional foi o poliéter.

Nissan et al. (2002) afirmaram que variações do alívio na técnica de moldagem pesado-leve podem resultar em alterações dimensionais proporcionais a espessura do material leve. O propósito deste estudo foi determinar a quantidade de alívio necessária para obter modelos de gesso precisos com o uso da técnica de moldagem em dois passos usando o polivinilsiloxano (President-Plus). Quarenta e cinco moldagens foram feitas de um modelo mestre de aço inoxidável, sendo quinze moldagens para cada espessura do material leve (1, 2 e 3mm). O modelo continha três preparos para coroa total que serviram como o controle positivo. Foi fornecida pelo fabricante uma moldeira metálica perfurada pincelada com o adesivo. Os passos laboratoriais realizados foram: 1) moldagem com o material pesado e espera de 10 min., 2) confecção dos alívios, 3) moldagem com o material leve e 4) espera de 12 min (o tempo de presa recomendado pelo fabricante foi dobrado para compensar a moldagem feita à temperatura ambiente de 25°C ao invés da temperatura bucal). Gesso pedra melhorado foi espatulado

manualmente para incorporar água e então misturado mecanicamente a vácuo por 15s. Foi utilizado vibrador durante o preenchimento e esperou-se 1 hora antes de separar o modelo. Cada medida dos corpos de prova foi feita três vezes. A medição do modelo mestre foi feita dez vezes. A precisão foi avaliada medindo seis dimensões (oclusogengivais e inter-pilares) nos troquéis obtidos pelas moldagens do modelo mestre. Alterações nas dimensões verticais (oclusogengivais) foram maiores do que as horizontais (inter-pilares). Este fenômeno ocorreu devido ao material de impressão contrair em direção às paredes da moldeira, fazendo o modelo de gesso mais largo no aspecto horizontal e mais curto no aspecto vertical. Foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os três grupos de espessura de material leve, para todas as medidas oclusogengivais e inter-pilares. As discrepâncias globais dos grupos que usaram espessuras de 1 e 2mm foram menores do que o grupo com 3mm de espessura. Então, espessuras de 1 e 2mm do material leve foram muito mais precisas para fabricar troquéis. Isto pode ser obtido usando a coroa temporária para criar o espaço desejado para o material leve, durante a moldagem preliminar com o material pesado. Espessuras maiores que 2mm foram inadequadas para obter troquéis precisos.

Burns et al. (2003) avaliaram “*in vitro*” alterações dimensionais comparando três técnicas de moldagem: 1) com moldeira de estoque, 2) com moldeira individual fechada e 3) com moldeira individual aberta. O material de moldagem escolhido foi o poliéter. As análises dos modelos em gesso foram feitas em microscópio óptico, onde foi verificada uma diferença de aproximadamente 10µm entre a técnica de moldagem com moldeira de estoque e a com moldeira individual fechada. Em relação às duas técnicas que utilizaram moldeira individual, não foram encontradas alterações significantes, constatando que as duas técnicas são superiores ao uso de moldeira de estoque.

Neste estudo, Johnson; Lepe e Aw (2003) compararam o uso de dois materiais de moldagem, poliéter e polivinilsiloxano, ambos os materiais polimerizam por adição, ou seja, sem a formação de subprodutos. Um total de 80 moldagens foi realizado, sendo metade delas para o grupo controle em condições secas, e 40 em condições úmidas. O grupo sob condições úmidas receberam a aplicação de 3 ml de água destilada a superfície moldada mas foi permitido o escoamento desta água durante o procedimento. A superfície de cada molde foi escaneada com o auxílio de um

Surfanalyzer 4000. Encontraram-se diferenças significantes entre o grupo de poliéter e polivinilsiloxano, na técnica dual e monofásica nas duas condições de superfícies. O material monofásico apresentou uma melhor reprodução dos detalhes quando comparado ao dual. As moldagens de superfícies úmidas apresentaram menor reprodução de detalhes que nas superfícies secas.

Vigolo; Majzoub e Cordioli (2003) avaliaram três diferentes técnicas de impressão usando o material Impregum de média viscosidade para a obtenção de modelo de trabalho para a fabricação de prótese que adaptaria passivamente em implantes múltiplos. Um modelo padrão de metal com seis implantes e intermediários foi desenvolvido. Um total de 45 moldagens deste modelo foi realizado com transferentes quadrados, e dividido em três grupos com diferentes técnicas de moldagem. No grupo 1 foram utilizados transferentes quadrados não modificados; no grupo 2, os transferentes quadrados foram unidos com resina acrílica autopolimerizável antes do procedimento de moldagem; e no grupo 3, os transferentes quadrados receberam um jateamento de partículas abrasivas previamente e o uso de um adesivo recomendado pelo fabricante. Um modelo metálico foi utilizado como controle para verificar a passividade das estruturas obtidas pelos procedimentos de transferência dos implantes. A técnica de transferência com transferentes quadrados não modificados geraram modelos de trabalho que foram estatisticamente menos precisos que as outras técnicas que tiveram resultados semelhantes.

Martins et al. (2004) fizeram uma comparação das alterações dimensionais lineares entre materiais de moldagem elastoméricos utilizados na transferência do posicionamento de implantes. Para isso utilizou uma matriz contendo dois implantes na região de caninos submetida à moldagem com um silicone por adição, silicone por condensação, poliéter e mercaptana. Para análise, os pesquisadores fizeram uso de um microscópio comparador e análise estatística (teste de Tukey), que indicaram que o silicone por adição e o poliéter são os materiais que menos sofrem alterações dimensionais.

Naconecy et al. (2004) avaliaram neste estudo a deformação de uma estrutura metálica conectada a quinze modelos de gesso tipo IV (GC FujiRock EP) fabricados usando três técnicas de transferência para determinar o procedimento de moldagem

mais preciso. O material de impressão utilizado foi o poliéster Impregum F. Foram confeccionadas três moldeiras individuais de resina foto ativáveis, sendo duas abertas e uma fechada. Confeccionaram-se cinco modelos de gesso a partir de moldagens do modelo mestre de resina epóxica (com cinco análogos de pilares de implantes) para cada técnica de transferência. Grupo 1: modelos pela técnica direta esplintada (transferentes quadrados unidos com pinos de aço carbono com 2,5mm de diâmetro e resina acrílica GC Pattern Resin); Grupo 2: modelos pela técnica direta não esplintada (transferentes quadrados); e Grupo 3: modelos usando a técnica indireta (transferentes cônicos). Dezesesseis extensômetros foram colados ao longo das quatro superfícies da estrutura metálica (anterior, posterior, superior e inferior) para que se pudesse captar o grau de deformação da estrutura para cada modelo de gesso. Os dados de deformação foram analisados usando análise de variância e o teste de Tukey aos níveis de 0,05 e 0,01 de significância. Modelos do grupo 1 permitiram uma reprodução mais precisa da posição dos análogos comparada aos modelos feitos usando-se as outras técnicas. Nenhuma diferença significativa foi achada entre as técnicas direta não esplintada (grupo 2) e técnica indireta (grupo 3). Embora alguns estudos avaliaram técnicas de transferência com metodologia semelhante, este estudo demonstrou uma distribuição dos extensômetros de uma maneira mais satisfatória para registrar deformações da estrutura em todas as direções e simultaneamente compensar os efeitos de variação de temperatura. A técnica direta esplintada foi o método de transferência mais preciso para múltiplos pilares quando comparados à técnica direta não esplintada e indireta.

Butta et al. (2005) em seus estudos mostraram que o uso correto de materiais de impressão é essencial para a fabricação consistente e confiável de moldes e modelos fiéis às estruturas copiadas. O uso de materiais inadequados pode causar pobre reprodutibilidade, falta de detalhes na superfície e bolhas no molde definitivo, o qual pode resultar em um modelo impreciso e deficiente adaptação das próteses. As impressões dentárias constituem um fator fundamental para o sucesso de tratamentos protéticos. Outros fatores também influenciam a precisão das impressões, entre eles, a escolha da técnica de moldagem, seja ela dupla ou simples e o uso de moldeiras, sejam elas individuais ou de estoque. Embora todos estes fatores afetem o resultado, a escolha do material de impressão é o fator mais importante.

Assunção et al. (2008) realizaram um estudo detalhado de três técnicas de impressão para transferência de implantes osseointegrados, onde foram utilizados dois implantes de hexágono externo medindo 3,75x10mm (Master Screw, Conexão Sistemas de Prótese) que foram colocados numa matriz de metal medindo 3,5 x 2,0 x 2,0cm numa inclinação de 90° e 65°. Confeccionaram-se trinta moldeiras com resina acrílica com 3mm de alívio. Foi eleito como material de impressão o poliéter de média viscosidade (Impregum 3M). O autor dividiu este estudo em três grupos: Grupo 1: SAR transferentes quadrados esplintados com resina acrílica pré-fabricada (Duralay); Grupo 2: SLR transferentes quadrados esplintados com resina acrílica pré-fabricada levemente tratada (Vigodent), Grupo 3: IAA transferentes quadrados não esplintados porém com a superfície tratada com óxido de alumínio. Avaliou-se as leituras das inclinações dos análogos através do software de computação gráfica AutoCad R14. Concluiu-se que não houve nenhuma diferença estatística significativa entre os grupos SAR e SLR tanto para o implante 90° quanto para o de 65°, e o grupo SAR e SLR produziram peças fundidas mais precisas do que a do grupo IAA.

Del'Acqua et al. (2008) avaliaram a precisão de uma técnica de registro (*Index*) e de três técnicas de moldagem (transferentes cônicos, quadrados e quadrados unidos) associadas a três técnicas de obtenção do modelo (convencional; com tubos de Látex; e com análogos unidos com Duralay) para próteses implantossuportadas. Todos os componentes protéticos utilizados foram da empresa Conexão. Foi construído um modelo mestre de latão simulando um arco inferior desdentado onde fixaram-se provisoriamente quatro análogos de pilares Micro-Unit perpendicularmente à superfície e paralelos entre si, sendo denominados análogos **A**, **B**, **C** e **D**. Confeccionou-se uma estrutura metálica e parafusada a quatro novos análogos. Este conjunto foi cimentado passivamente no modelo mestre com resina epóxica. Utilizou-se uma moldeira individual (com 2mm de alívio) de alumínio para a técnica com os transferentes quadrados unidos e outra para as técnicas com os transferentes cônicos e quadrados. O material de impressão utilizado foi o poliéter (Impregum, 3M) e o gesso empregado foi o tipo IV (Vel-Mix, Kerr), espatulado a vácuo. Foi obtido um total de cinquenta modelos, sendo cinco por técnica. A estrutura metálica foi parafusada com um torque de 10 Ncm em todos os modelos no análogo **A**, enquanto as medições das fendas

formadas foram feitas nos análogos **C** e **D**. Este processo foi repetido no análogo **D**, anotando-se as medidas dos análogos **A** e **B**. Estas medições foram feitas por um programa (Leica QWin) que recebia as imagens de uma câmera de vídeo acoplada a uma lupa Leica (aumento de 100 vezes). As fendas obtidas foram: modelo Mestre = 31,63 μ m; *Index* = 27,07 μ m; Cônico / Convencional = 116,97 μ m; Cônico / Látex = 65,69 μ m; Cônico / Duralay = 141,12 μ m; Quadrado / Convencional = 57,84 μ m; Quadrado / Látex = 38,03 μ m; Quadrado / Duralay = 74,19 μ m; Quadrado unido / Convencional = 73,17 μ m; Quadrado unido / Látex = 82,47 μ m; Quadrado unido / Duralay = 104,67 μ m. Os testes estatísticos utilizados foram Mann-Whitney, Tukey e Dunn ($\alpha=0,05$). Pode-se concluir que em relação às técnicas estudadas: 1- A melhor técnica de moldagem foi com os transferentes quadrados; 2- A melhor técnica de obtenção de modelo, realizando-se a moldagem com transferentes cônicos ou quadrados, foi a técnica que utilizou tubos de látex; 3- A forma de preenchimento não influenciou a precisão dos modelos de gesso para a técnica com os transferentes quadrados unidos; 4- As técnicas do *Index* ou Quadrado / Látex transferem precisamente o posicionamento dos implantes, sendo estatisticamente semelhantes ao modelo mestre.

Girundi et al. (2008) fizeram um relato de caso clínico de um paciente de 45 anos do sexo feminino portadora de prótese total superior, desejando substituí-la por prótese fixa sobre implante. A paciente era fumante e apresentava bom estado de saúde e a mandíbula era totalmente dentada. Foi planejada a instalação de oito implantes (TitamaxTi, Neodent) e colocação de prótese total fixa em um segundo estágio. Após a cirurgia para reabertura foram adaptados intermediários (Minipilar Cônico, Neodent) com torque de 20N. Para reabilitação protética, inicialmente, foi realizada uma moldagem total do arco edêntulo com hidrocolóide irreversível para confecção de uma moldeira individual em resina acrílica. Sobre o modelo de gesso foi feito um alívio de cera de 2mm, para garantir uma espessura uniforme do material de moldagem. Colocou-se um rolete de cera na região dos implantes e feita uma abertura na moldeira para permitir a passagem dos parafusos dos transferentes. Os transferentes não foram unidos e foi feito a moldagem de arrasto com poliéter (impregum Soft 3M). Os análogos de minipilar foram adaptados aos transferentes e o gesso foi vertido gerando um modelo inicial. Os transferentes foram adaptados aos análogos no gesso utilizando

resina acrílica Duralay para unir esses componentes e uma tira de poliéster foi utilizada para separá-los. Esperou-se 24 horas para completar o tempo de contração de polimerização da resina acrílica. Para evitar a reação residual da resina acrílica foi utilizado cianocrilato (Super Bonder, Loctite) realizando a união dos transferentes na boca. Foi feita uma nova moldagem com poliéster. Para minimizar a expansão do gesso foram colocados tubos de látex sobre os análogos evitando que o gesso entrasse em contato com os análogos. Após o preenchimento inicial os tubos de látex foram removidos deixando um espaço que foi preenchido com gesso. Quando houve a presa final os parafusos dos transferentes foram soltos, obtendo-se um modelo de trabalho. Após todos os passos clínicos, foi feita a parte laboratorial incluindo a fundição, montagem dos dentes e acrilização. Os autores concluíram que as técnicas utilizadas não foram suficientes para garantir uma adaptação passiva para uma estrutura fundida em monobloco.

3 PROPOSIÇÃO

A literatura nos mostra a evolução dos materiais de moldagem, principalmente os elastômeros, mas não define qual deles tem maior precisão o que nos motivou a verificar sua utilização para obtenção de modelos de trabalho.

Baseado nas informações coletadas na revisão da literatura este trabalho pretende:

Analisar a precisão dos modelos de gesso obtidos na transferência de implantes osseointegrados a partir de moldagens utilizando dois materiais de impressão diferentes, moldeiras individuais de resina acrílica e transferentes de moldagem do tipo quadrado.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

- Silicone por adição, Express XT (3M ESPE- São Paulo- Brasil).
- Pasta fluida de baixa viscosidade, Express XT (3M ESPE.-Seefeld- Alemanha).
- Adesivo de moldeira para silicone por adição (3M ESPE- Seefeld- Alemanha).
- Poliéter- Impregum Soft média viscosidade (3M ESPE- Seefeld- Alemanha).
- Adesivo de moldeira para poliéter (3M ESPE- Seefeld- Alemanha).
- Dispensing Gun (Heraeus Kulzer- Hanau- Alemanha).
- Implante hexágono externo 3,75 x 11,5mm (Conexão Sistemas de Prótese Ltda.- São Paulo- Brasil).
- Análogo MS3,75/4,0 (Conexão Sistemas de Prótese Ltda.- São Paulo- Brasil).
- Transferentes quadrados (Conexão Sistemas de Prótese Ltda.- São Paulo- Brasil).
- Gesso resinoso Tipo IV (Resin Rocket – Whitmix Corporation-USA).
- Resina acrílica autopolimerizável, vermelha, da marca Duralay (Relience Dental Mfg. Co Worth- Chicago- USA).
- Resina acrílica autopolimerizável incolor (Artigos Odontológicos Clássico Ltda. - São Paulo- Brasil).
- Cera nº 7 da marca Clássico (Artigos odontológicos Clássico Ltda- São Paulo- Brasil).
- Moldeiras individuais de resina acrílica.
- Proveta graduada em mm, para medição volumétrica de líquidos.
- Modelo mestre de resina epóxica simulando um arco inferior desdentado.
- Chave digital hexágono externo 1,17 média (Conexão Sistemas de Prótese Ltda.- São Paulo- Brasil).
- Chave hexágono externo 1,17 média - usada com torquímetro (Conexão Sistemas de Prótese Ltda.- São Paulo- Brasil).
- Disco diamantado dupla face.

- Canudo plástico de 3mm de diâmetro interno.
- Espátula metálica nº 36.
- Espátula metálica rígida para gesso.
- Pincel.
- Analisador de imagens LEICA QWINN 550.
- Câmera 3CCD Sony XC 003 P.
- Sistema de fixação da câmera macroviewer Kaiser.
- Recortador de gesso.
- Seringa BD Plastipak de 5 e 20ml (Becton Dickinson ind. Cirur. Ltda- Curitiba-PR).
- Seringa para moldagem intra-oral (Polidental Indústria e Comércio Ltda- São Paulo- Brasil).
- Torquímetro Protético 10, 20, 30 e 40N (Conexão Sistemas de Prótese- São Paulo- Brasil).
- Tubo de silicone com diâmetro interno de 4mm e externo de 8mm.
- Vibrador de gesso.
- Nível.
- Platina do delineador.

4.2 Métodos

4.2.1 Grupos

Para uma melhor compreensão, este estudo foi dividido em dois grupos: Grupo SA – Onde foi utilizado silicone por adição, transferentes quadrados unidos com barras de resina Duralay, a técnica de moldagem foi a direta. Grupo P – Foi utilizado o poliéter de média viscosidade, transferentes quadrados unidos com barras de resina Duralay, a técnica de moldagem foi a direta.

4.2.2 Modelo mestre

Foi utilizado um modelo mestre de resina epóxica (Fig. 1), com quatro implantes de hexágono externo com 3,75 x 11,5mm de comprimento representativo de um paciente totalmente desdentado simulando uma condição clínica.

Depressões localizadoras foram feitas no modelo mestre para padronizar o posicionamento da moldeira durante as moldagens (Burawi et al.,1997) (Fig. 2). Essas depressões tinham ângulos internos arredondados.



Figura 1: Modelo



Figura 2: Retenções no Modelo

4.2.3 Moldeiras individuais

Após ter posicionado os quatro transferentes quadrados no modelo mestre (Fig. 3), o modelo foi aliviado com uma lâmina de cera nº 7 com 2mm de espessura (Fig. 4), garantindo espaço suficiente para acomodar o material de moldagem.



Figura 3: Transferentes quadrados



Figura 4: Alivio em cera

Após o alívio em cera ter sido realizado, foram removidos os parafusos dos transferentes quadrados surgindo orifícios correspondentes aos parafusos, os quais foram selados com cera.

Em seguida, foi realizada a moldagem do modelo mestre aliviado com hidrocolóide irreversível, e esse foi vertido com gesso tipo IV obtendo-se então uma réplica do modelo mestre aliviado, assim como realizado por Vigolo; Majzoub e Cordioli (2003).

Sobre a réplica do modelo aliviado confeccionou-se 10 moldeiras de resina acrílica autopolimerizável incolor uma para cada moldagem, com uma espessura de 2,5mm e uma abertura na oclusal para acesso aos parafusos dos transferentes quadrados e seis encaixes para assegurar uma padronização no assentamento das mesmas (Figs. 5 e 6).



Figura 5: Vista oclusal da moldeira individual



Figura 6: Moldeira individual mostrando o acesso aos parafusos dos transferentes

4.2.4 Moldagem

4.2.4.1 União dos transferentes quadrados

A técnica de moldagem utilizada neste trabalho é a direta com transferentes quadrados unidos com bastões pré-fabricados de Duralay que, depois de seccionados, foram unidos novamente com o mesmo material.

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

A União dos transferentes foi iniciada com a aplicação de resina Duralay ao redor da parte retentiva dos transferentes quadrados (Fig. 7).



Figura 7: Duralay ao redor da parte retentiva dos transferentes quadrados

A união dos transferentes com resina acrílica aumenta a precisão da transferência do relacionamento espacial dos implantes para o modelo mestre. No entanto, distorções podem ocorrer durante o procedimento de esplintagem devido à contração de polimerização da resina.

Dumbrigue; Gurun e Javid (2000) recomendaram a utilização de barras de resina acrílica entre os transferentes para que a quantidade de resina a polimerizar junto a eles fosse pequena, minimizando assim este efeito. Estas barras foram feitas com resina acrílica injetada dentro de canudos com 3mm de diâmetro com o auxílio de uma seringa de plástico. Após pelo menos 17 min, removeu-se a barra de resina do canudo (Fig. 8), que foi utilizada somente após 24 horas.

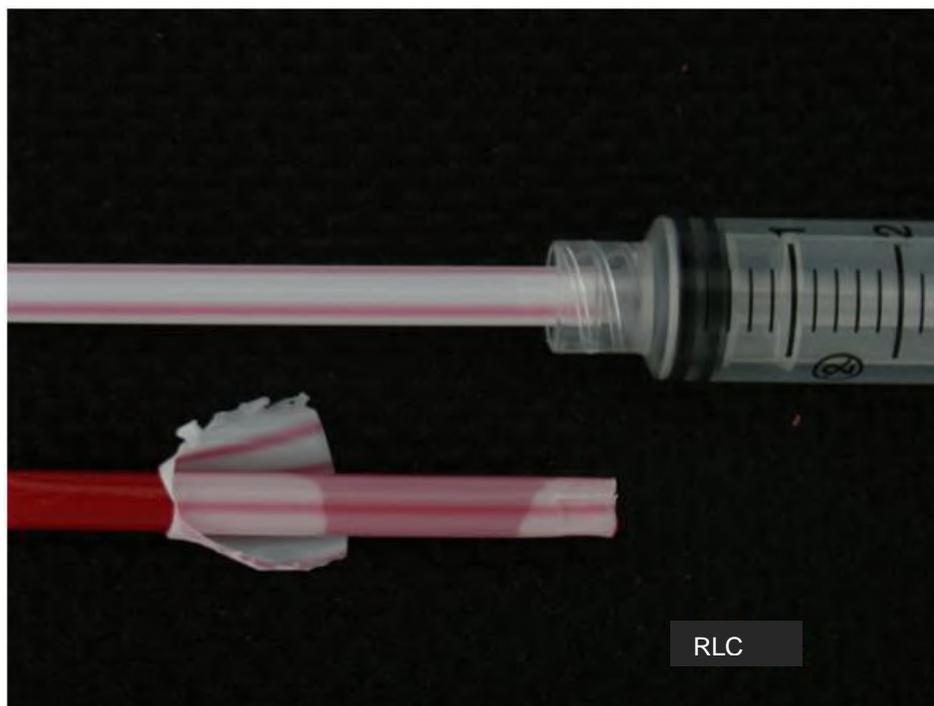


Figura 8: Confeção das barras de Duralay

As barras de resina Duralay foram cortadas em comprimentos apropriados para fechar o espaço entre os transferentes adjacentes.

Usando a técnica do pincel (onde se captura uma quantidade de pó de resina acrílica através de um pincel embebido em monômero), as extremidades das barras da resina foram unidas aos transferentes sem incorporar monômero adicional para acomodação da massa acrílica (Fig. 9).



Figura 9: Transferentes quadrados unidos com Duralay

Permitiu-se que a resina aplicada polimerizasse pelo menos 17 min antes do seu seccionamento e nova união.

Mesmo a união sendo realizada pela técnica das barras de resina acrílica pré-fabricadas, ainda existe a possibilidade de ocorrer alterações ocasionadas pela polimerização da resina e assim, a fim de minimizar tais alterações realizou-se o seccionamento e a nova união das barras. As estruturas unidas foram novamente assentadas no modelo e apertadas manualmente até ser sentida uma leve resistência. Um torque de 10Ncm foi aplicado nos transferentes para completar a fixação dos parafusos.

Foi feito um corte na barra de resina Duralay com um disco diamantado com 150µm de espessura (Figs. 10 e11). Isto permitiu uma minimização das forças causada pela contração da resina.

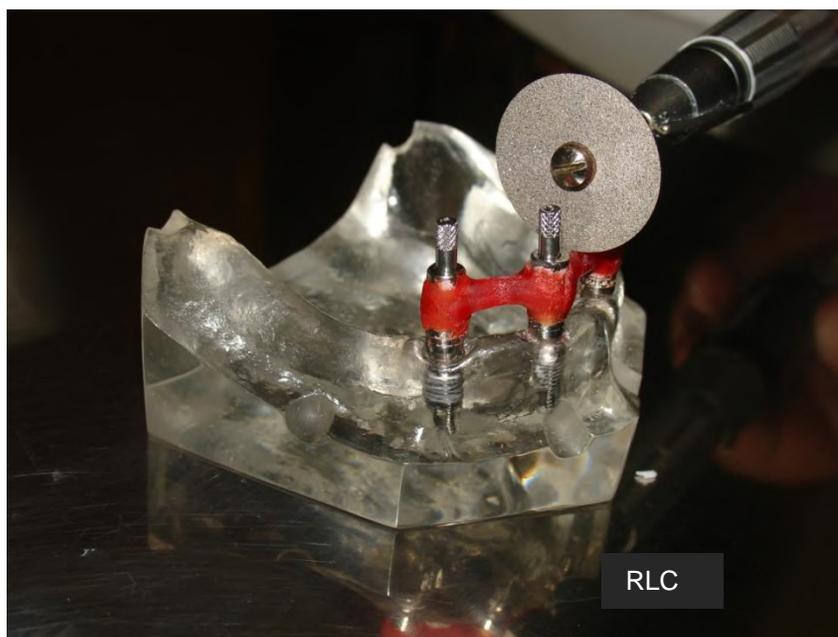


Figura 10: Corte com o disco diamantado



Figura 11: Após o corte com o disco diamantado

Após o corte, as barras foram unidas novamente com resina acrílica Duralay e aguardados 17 min antes de ser feita a moldagem (Fig. 12). Semelhante ao que fizeram Inturregui et al. (1993).

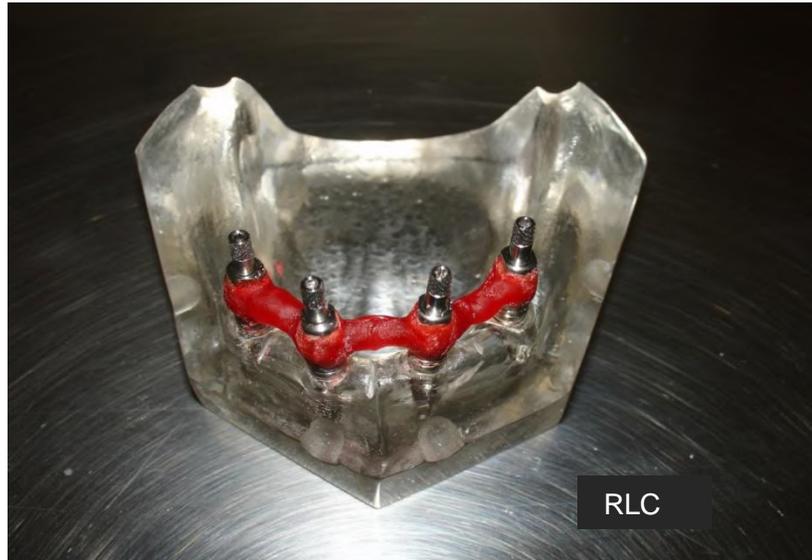


Figura 12: Após a nova união com Duralay

A mesma esplintagem de resina acrílica foi usada para transferir os componentes de moldagem do modelo mestre para todas as 10 moldagens, porém o esplinte foi seccionado e unido novamente como descrito acima antes de cada moldagem. Semelhante ao que fez Burawi et al. (1997).

4.2.4.2 Execução das moldagens

Todos os procedimentos de moldagem foram executados com temperatura ambiente controlada ($23^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$) e umidade relativa de 50%.

Foi utilizado como material de moldagem poliéster e silicone por adição, para cada material foi realizado cinco moldagens, obtendo-se um total de 10 modelos.

As moldeiras de resina acrílica foram previamente tratadas com uma fina camada de adesivo de moldeira para poliéster e silicone por adição, espalhado com um pincel em toda a superfície interna (Figs. 13 e 14) e por 3mm além de suas bordas. Foram esperados 15 minutos para secagem do adesivo para proporcionar uma melhor adesão do material de reprodução.



Figura 13: Moldeira com adesivo para Poliéter



Figura 14: Moldeira com adesivo para Silicone por adição

4.2.4.3 Moldagem com Poliéter (Impregum Soft)

O Impregum Soft de média viscosidade, apresentado em forma de pasta base e pasta catalisadora foram proporcionados em comprimentos iguais sobre um bloco de mistura e espatulado com uma espátula metálica, até que a cor da mistura ficasse uniforme e não houvesse estrias.

O material de moldagem foi injetado ao redor dos transferentes com uma seringa de moldagem e simultaneamente o material foi depositado na moldeira. Em seguida, a moldeira foi assentada aplicando-se pressão bidigital até os encaixes contatarem a base do modelo mestre, permanecendo nessa posição por 12 minutos. O tempo de presa de acordo com o fabricante foi dobrado para compensar o retardo do tempo de polimerização pelo fato da moldagem ter sido feita na temperatura de 23°C à 25°C ao invés da temperatura bucal (BURAWI et al., 1997; LORENZONI et al., 2000).

Para padronizar a pressão durante a moldagem foi colocada sobre a moldeira uma carga de 1,50kg, suficiente para mantê-la em posição, deixando o material de moldagem confinado em pressão constante (GOIATO; DOMITTI; CONSANI, 1998). Para isto foi colocado uma placa de vidro (0,40kg) na posição horizontal, permitindo a colocação de um recipiente com 1,10kg sobre ela (Fig. 15).



Figura 15: Peso de 1,50kg sobre a moldeira individual (Poliéter)

4.2.4.4 Moldagem com Silicone por adição (Express XT)

O Express XT de baixa viscosidade, apresentado em forma de pasta densa e pasta fluida, onde a pasta densa é manipulada em proporções iguais até que o material fique homogêneo, em seguida esse material é carregado na moldeira.

A pasta fluida foi colocada na pistola de auto-mistura, e injetada nos transferentes e na moldeira, em seguida, a moldeira foi assentada aplicando-se pressão bidigital até os encaixes contatarem a base do modelo mestre, permanecendo nessa posição por 7 minutos.

O tempo de presa foi dobrado para compensar o retardo do tempo de polimerização pelo fato da moldagem ter sido feita na temperatura de 23°C à 25°C ao invés da temperatura bucal (BURAWI et al., 1997; LORENZONI et al., 2000).

Para padronizar a pressão durante a moldagem foi colocada sobre a moldeira uma carga de 1,50kg, suficiente para mantê-la em posição, deixando o material de moldagem confinado em pressão constante (GOIATO; DOMITTI; CONSANI, 1998). Para isto foi colocado uma placa de vidro (0,40kg) na posição horizontal, permitindo a colocação de um recipiente com 1,10kg sobre ela (Fig. 16).



Figura 16: Peso de 1,50kg sobre a moldeira individual (Silicone por adição)

4.2.4.5 Separação dos conjuntos molde/modelo

Após a polimerização dos materiais de moldagem (silicone por adição e poliéter), foi solto os parafusos dos transferentes quadrados, em seguida foi separado o conjunto molde/modelo.

Com o molde em mãos, os análogos foram adaptados e parafusados aos transferentes quadrados que permaneceram no interior do molde. O aperto do conjunto: pino guia, transferente e análogo foi feito inicialmente com pressão digital até sentir uma resistência, após isso foi aplicado um torque de 10Ncm com o torquímetro (Figs. 17 e 18).



Figura 17: Análogo parafusado com torque 10Ncm (Poliéter)



Figura 18 – Análogo parafusado com torque de 10Ncm (Silicone por adição)

4.2.4.6 Preenchimento dos moldes

McCartney e Pearson (1994) tentando minimizar as alterações advindas da expansão de presa do gesso apresentaram um procedimento, onde preenchem o espaço ao redor dos análogos suspensos com pequena quantidade de gesso a fim de obter o modelo mestre.

Del'Acqua et al. (2008) avaliaram três técnicas de preenchimento (convencional, análogos unidos com Duralay e com tubos de látex) e concluíram que a técnica com tubos de látex produziu um modelo mais fiel do que os demais. Assim, devido aos resultados favoráveis obtidos pelos trabalhos acima, foi utilizada neste trabalho esta mesma proposta. Inicialmente, aguardou-se trinta minutos após a realização da moldagem para realizar o preenchimento dos moldes. Após isso, utilizaram-se quatro pedaços de tubo de silicone com diâmetro interno de 4mm e externo de 8mm. Estes tubos de silicone foram encaixados nos análogos do molde (Fig. 19).



Figura 19: Tubos de silicone encaixados nos análogos

Em seguida, o molde foi vertido sob vibração constante pelo vibrador de gesso, com gesso resinoso do tipo IV (Resin Rocket), proporcionado segundo as recomendações do fabricante, sendo utilizados 100g do pó e 20ml de água para cada modelo. O gesso foi misturado manualmente por 15 segundos para incorporar a água.

Após a presa inicial do gesso (aproximadamente 10 minutos) os tubos de silicone foram removidos (Figs. 20 e 21), e os espaços criados foram vertidos novamente.



Figura 20: Início da presa do gesso



Figura 21: Após a remoção dos tubos de silicone

Para isso a quantidade de água foi aumentada em 20% para se obter uma consistência mais fluida do gesso, necessária para a sua injeção dentro dos espaços criados pelos tubos de látex. O gesso foi depositado dentro de uma seringa plástica de 20ml e injetado ao redor de cada análogo sob vibração constante proporcionada pelo vibrador de gesso (Fig. 22).



Figura 22: Modelo de gesso após o preenchimento

4.2.5 Leitura do modelo mestre e dos modelos dos grupos (SA e P)

Para proceder a leitura do modelo mestre e dos modelos dos grupos SA e P totalizando 10 modelos, foram utilizados os seguintes equipamentos:

- analisador de imagens LEICA QWINN 550
- câmera 3CCD Sony XC 003 P
- sistema de fixação da câmera macroviewer Kaiser

Cada parafuso do transferente recebeu em sua superfície oclusal uma marcação em forma de ponto em seu centro sendo assim denominadas: ponto P1, ponto P2, ponto P3 e ponto P4. Unindo esses pontos e projetando a imagem numa vista oclusal obteve-se a forma geométrica de um trapézio, o que possibilitou ainda pelo programa desenvolvido calcular-se seu centro de massa, denominado de ponto C. Portanto as leituras foram realizadas entre os parafusos dos transferentes, o que gerou os seguintes segmentos de leitura: P1 – P2; P2 – P3; P3 – P4; e P4 – P1, o programa calculou também a área de superfície da figura geométrica do trapézio, bem como a partir do centro de massa – ponto C, calculou as distâncias entre os vértices e o centro de massa, gerando os seguintes segmentos: P1 – C; P2 – C; P3 – C e P4 – C (Fig. 23).

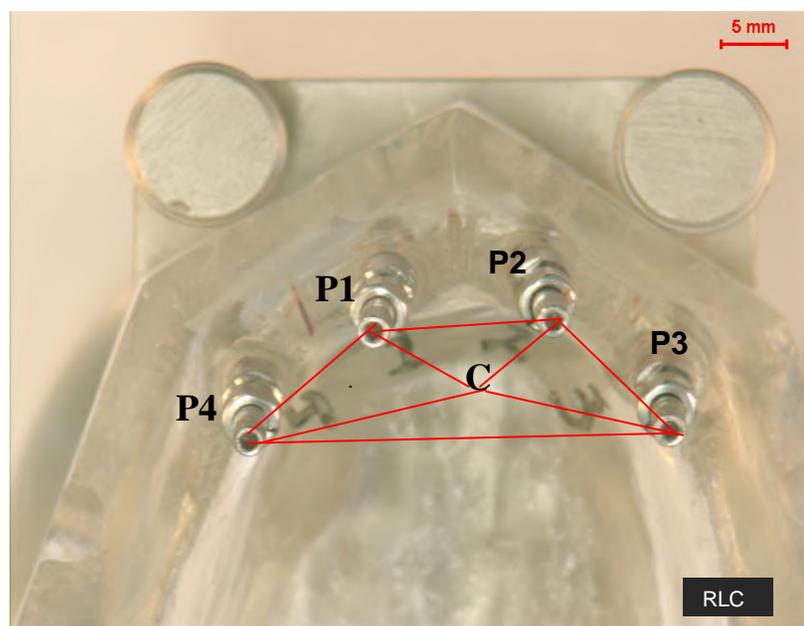


Figura 23: Modelo Mestre durante a leitura das variáveis

O procedimento de leitura obedeceu uma seqüência uniforme para o modelo mestre e para os modelos dos grupos SA e P, a partir das imagens obtidas com uma escala fixa de 5mm e de aumentos próximos e o software QWIN 550 fez as devidas correções e calculou o valor com relação a escala.

Inicialmente, fez-se a leitura das medidas no modelo mestre para servir como referência, obedecendo-se a seguinte seqüência: posicionaram-se os transferentes com seus devidos parafusos sobre o modelo mestre e este foi fixado na platina de um delineador, que possui uma junção universal facilitando a manipulação do modelo para, com a ajuda de um nível deixá-lo o mais paralelo possível do plano horizontal. Em seguida, posicionou-se este conjunto sob a câmera 3CCD Sony XC 003P, que está fixada na macroviewer Kaiser e ligada ao monitor (Fig. 23 e 24). Com a imagem no monitor pode-se aproximá-la e com o mouse fez-se a marcação dos pontos P1, P2, P3 e P4, e acionou-se o programa de leitura que imediatamente rotaciona a imagem, para que os pontos sejam identificados em alturas diferentes, e automaticamente o programa entra em ação fazendo os cálculos das medidas propostas, ou seja, as distâncias entre os parafusos dos transferentes, a área de superfície da figura geométrica e as distâncias dos parafusos dos transferentes ao centro da massa do trapézio, quando então aparece um display na tela informando os resultados.

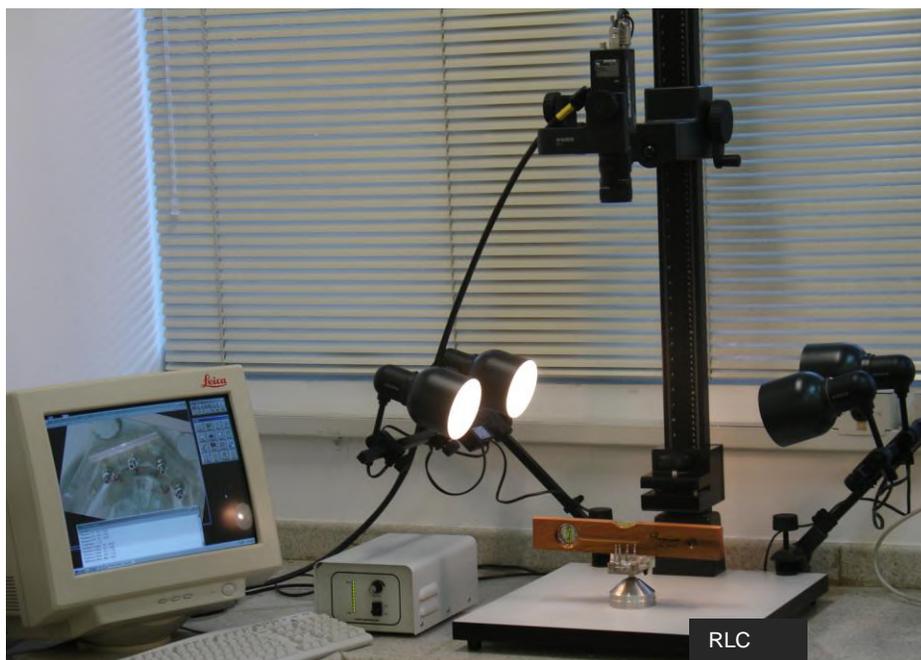


Figura 24: Sistema macroviewer Kaiser

Este procedimento foi repetido para os 10 modelos de gesso dos grupos SA e P (Fig. 25). Todas as medidas foram repetidas cinco vezes e obtida as médias como valor final para cada modelo que serviu de análise na pesquisa.

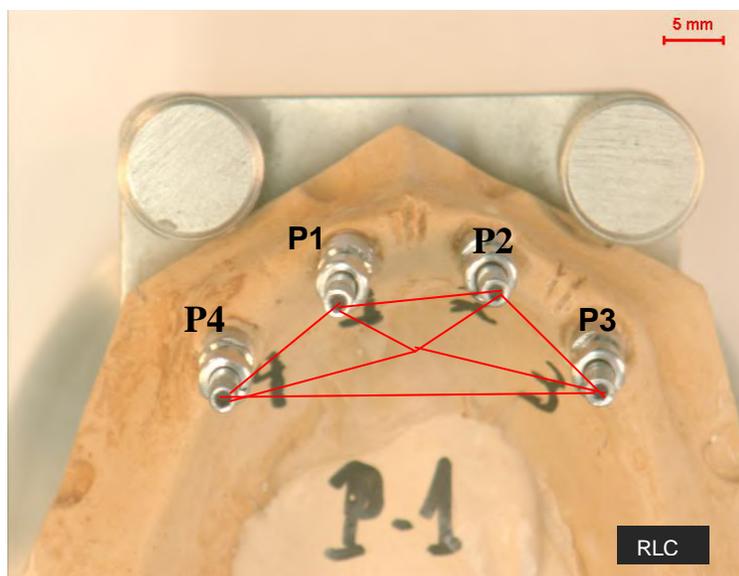


Figura 25: Modelo do grupo P durante a leitura das variáveis

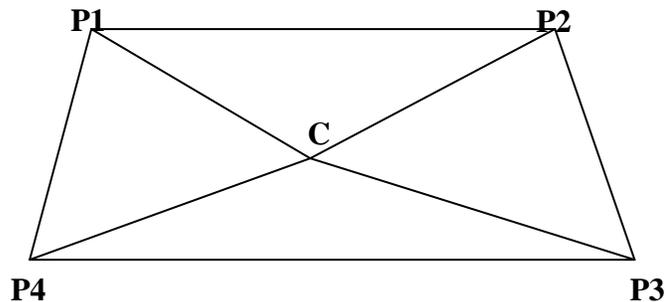
Estas medidas foram realizadas em dois dias, sob as mesmas condições ambientais no laboratório de Sedimentologia e Petrografia Sedimentar do Instituto de Geociências da USP, e as marcações realizadas sempre pelo mesmo operador.

As medidas foram obtidas e graduadas em milímetros e os resultados foram submetidos a análise estatística para avaliação e discussão posterior.

5 RESULTADOS

5.1 Descrição das Variáveis

Considere-se a os pontos que representam as posições dos parafusos dos transferentes, no esquema abaixo.



As variáveis do estudo são definidas como:

- P1 – P2 – distância entre os pontos P1 e P2 dos parafusos dos transferentes que está representado no gráfico 1.

- P2 – P3 – distância entre os pontos P2 e P3 dos parafusos dos transferentes que está representado no gráfico 2.

- P3 – P4 – distância entre os pontos P3 e P4 dos parafusos dos transferentes que está representado no gráfico 3.

- P4 – P1 – distância entre os pontos P4 e P1 dos parafusos dos transferentes que está representado no gráfico 4.

- ÁREA – área delimitada pela união dos pontos P1, P2, P3 e P4, que representa um trapézio, formado pelos parafusos dos transferentes que está representado no gráfico 5.

- C – P1 – distância entre os pontos C e P1, que representam o centro de massa do trapézio que pode ser verificado no gráfico 6.

- C – P2 – distância entre os pontos C e P2, que representam o centro de massa do trapézio que pode ser verificado no gráfico 7.

- C – P3 – distância entre os pontos C e P3, que representam o centro de massa do trapézio que pode ser verificado no gráfico 8.

- C – P4 – distância entre os pontos C e P4, que representam o centro de massa do trapézio que pode ser verificado no gráfico 9.

Para cada distância e para área foram obtidas 5 medidas no modelo mestre e em cada modelo dos grupos SA e P, e calculadas as médias das mesmas para serem utilizadas como referência nas análises feitas na pesquisa. Os valores foram obtidos com auxílio do software Leica Qwin 550 e todas as medidas dos gráficos estão expressas em milímetros (mm). Os gráficos a seguir contêm os valores médios obtidos no modelo mestre e para cada um dos modelos dos grupos SA e P, distribuídos de forma que se possa visualizar os valores que estão sendo comparados com o valor do modelo mestre.

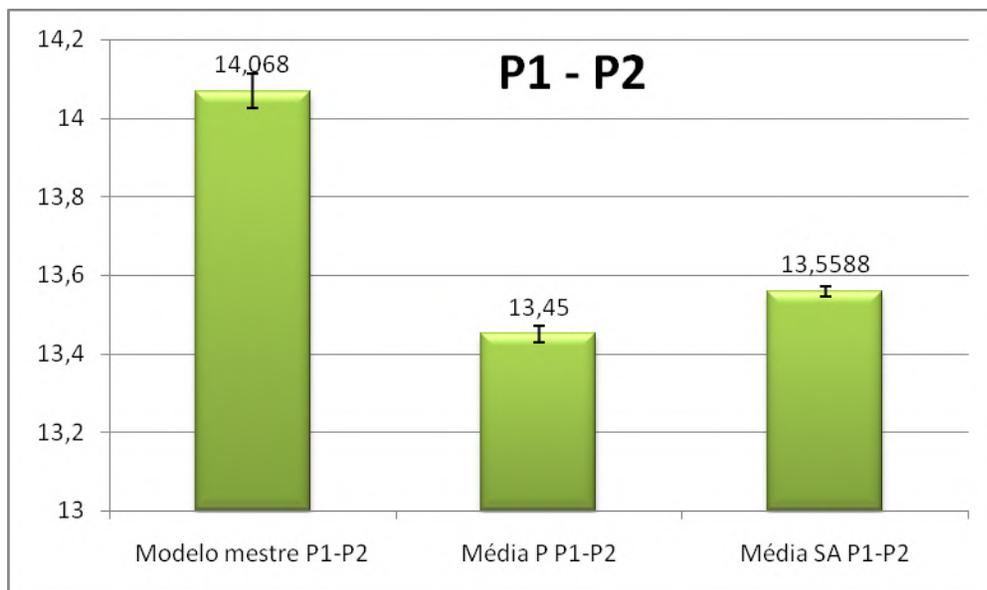


Gráfico 1: Valores observados para P1 – P2.

No gráfico 1, observaram-se as medidas obtidas para distância entre os pontos P1 e P2, que avaliou a alteração posicional sofrida pelos parafusos dos transferentes nos modelos dos grupos SA e P em comparação com o modelo mestre. Na média a maior alteração foi verificada nos modelos do grupo P.

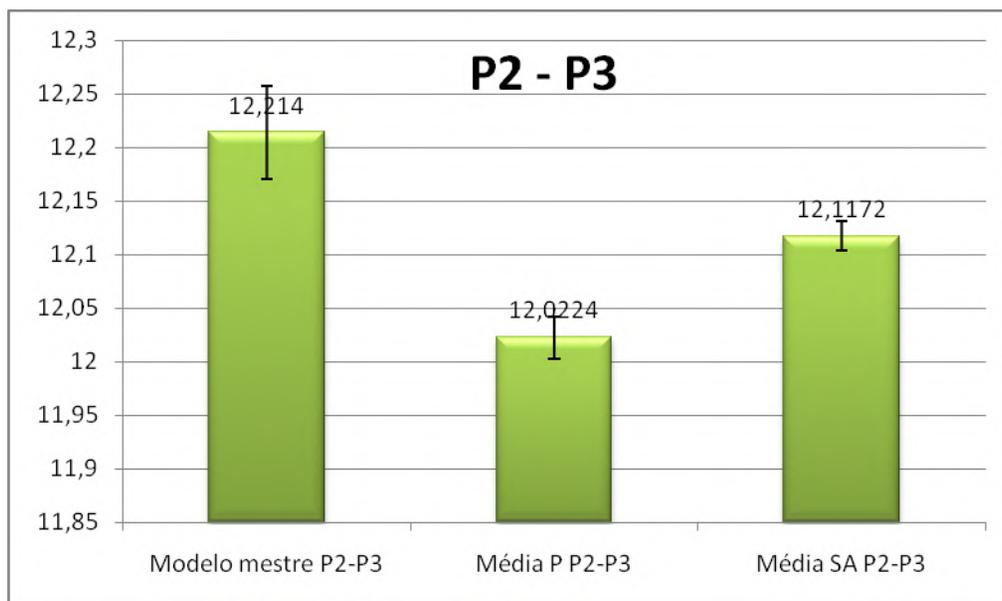


Gráfico 2: Valores observados para P2 – P3.

No gráfico 2, verificaram-se as medidas obtidas para a distância entre os pontos P2 e P3, analisando o gráfico observou-se que o grupo SA continua apresentando uma menor alteração posicional com números muito próximos do modelo mestre, nos mostrando uma superioridade da Silicona de adição em relação ao Poliéter.

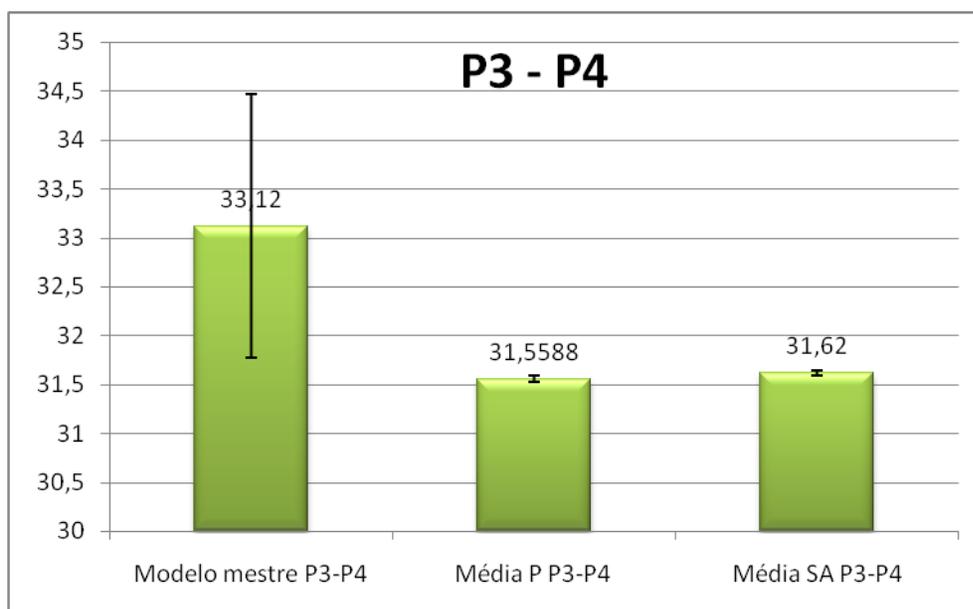


Gráfico 3: Valores observados para P3 – P4.

O gráfico 3 mostrou valores obtidos para a distância entre pontos P3 e P4, onde podemos observar que tanto o grupo SA quanto o P apresentam alterações dimensionais em relação ao modelo mestre, mas as alterações desses grupos quando comparadas entre si chega a ser quase nula, não havendo predileção na escolha entre Silicona de Adição e Poliéter.

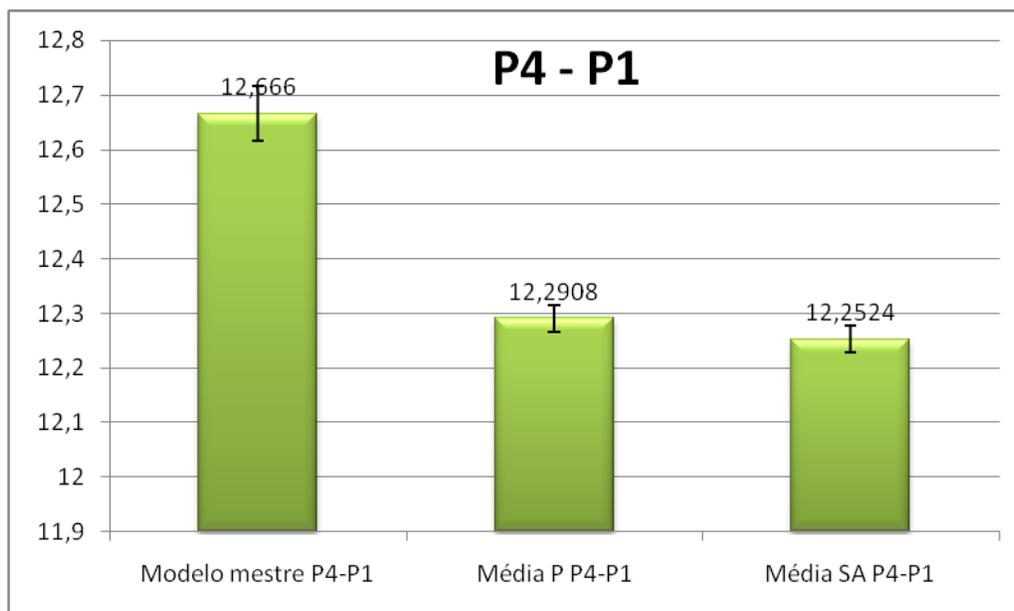


Gráfico 4: Valores observados para P4 – P1.

O gráfico 4 apresentou as medidas observadas para distância entre os pontos P4 e P1, onde o grupo P apresentou uma menor alteração dimensional em relação ao grupo SA quando comparados com o modelo mestre.

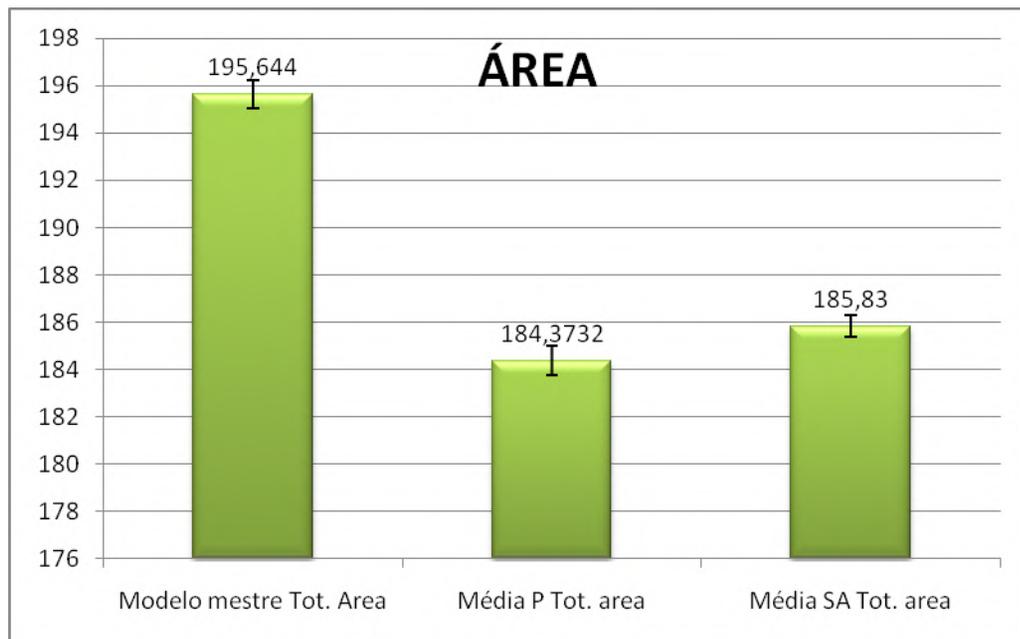


Gráfico 5: Valores observados para ÁREA

As medidas obtidas para área observada no gráfico 5 mostraram as alterações dimensionais que sofreram os modelos dos grupos SA e P na área compreendida pelos quatro parafusos dos transferentes, ou seja entre os pontos P1, P2, P3 e P4. Analisando o gráfico verificou-se que para todos os modelos dos grupos SA e P houve diferença, mas o que mais se aproximou do modelo mestre foi os modelos do grupo SA que apresentaram menor alteração dimensional.

Quando se considerou a formação de um trapézio entre os parafusos dos transferentes posicionados no modelo, o programa automaticamente calculou o centro de massa dessa figura geométrica e passou a mostrar as possíveis alterações dimensionais que ocorreram entre o centro de massa e os vértices desse trapézio, que eram representados pelos pontos P1, P2, P3 e P4. Essas alterações dimensionais podem ser observadas nos gráficos 6, 7, 8 e 9, onde, foram distribuídos os valores para essas medidas de acordo com a distância C – P1; C – P2; C – P3; C – P4 respectivamente. Analisando os gráficos podemos observar que na maioria dos casos o grupo SA apresentou uma menor alteração dimensional em relação ao grupo P (C – P1, C – P3), já no gráfico que representa o valor C – P2, o grupo P leva vantagem tendo uma menor alteração posicional em relação ao modelo mestre. O gráfico que representa o

valor C – P4, a diferença entre os Grupos SA e P é muito pequena, não havendo predileção na escolha do material moldador.

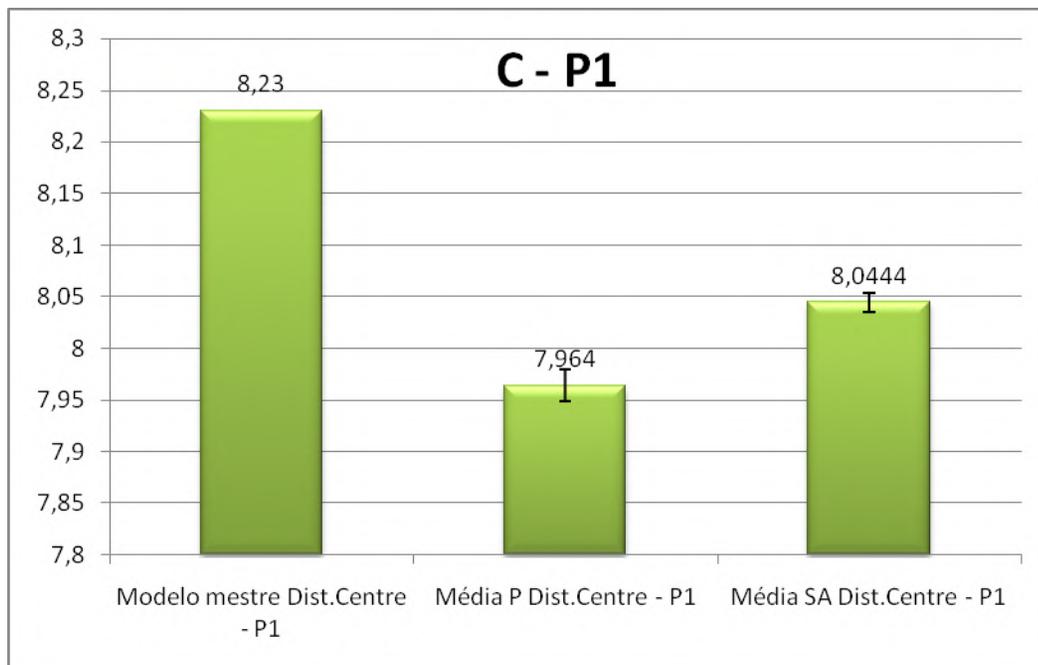


Gráfico 6: Valores observados para C – P1.

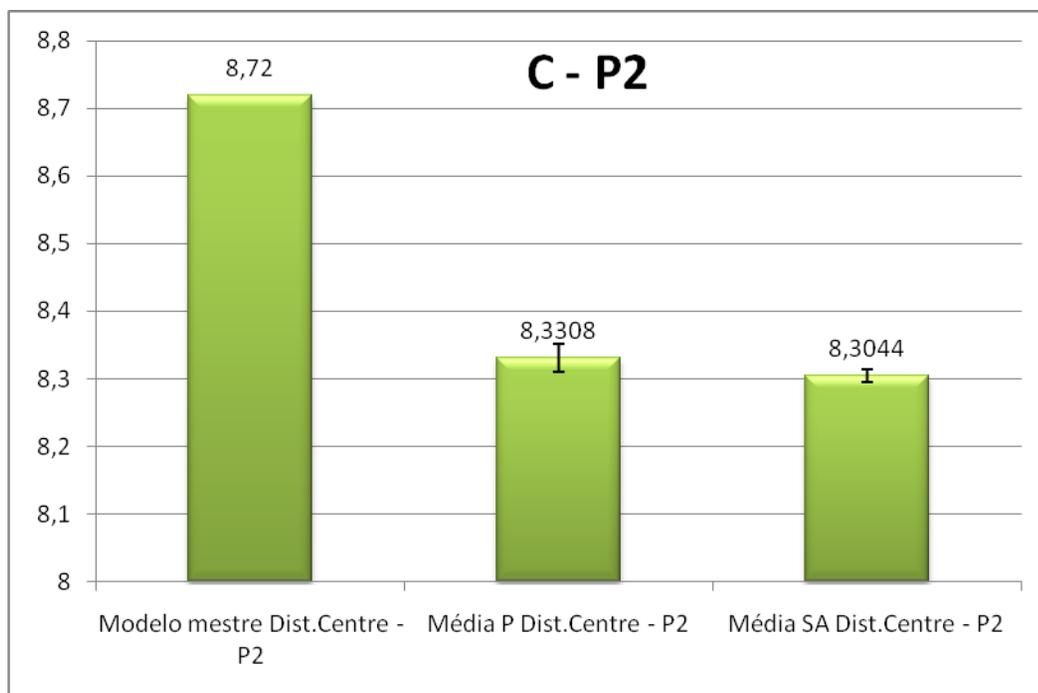


Gráfico 7: Valores observados para C – P2.

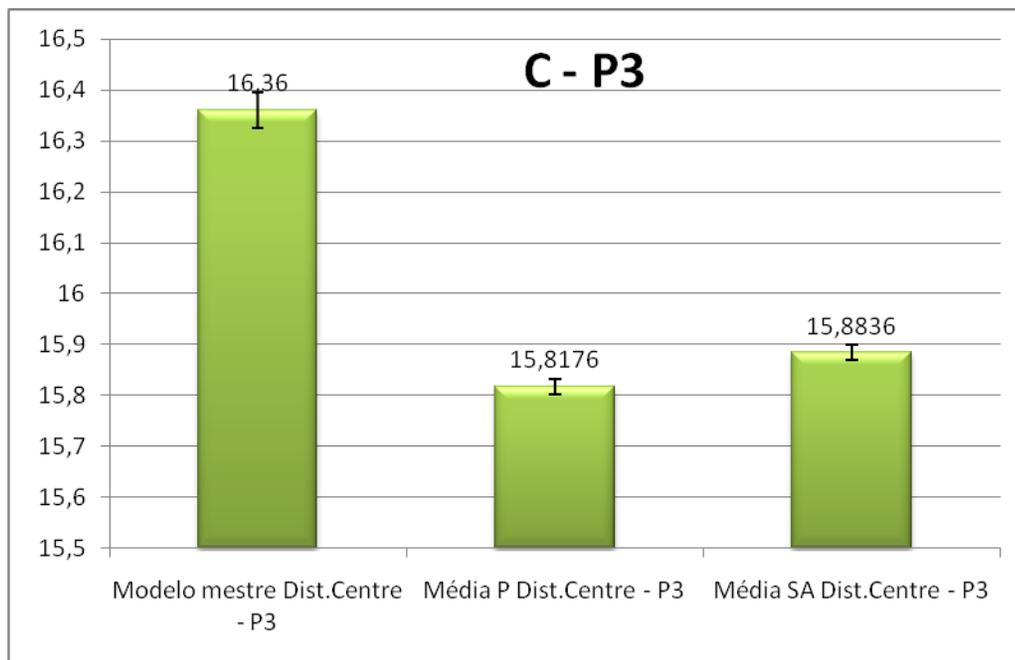


Gráfico 8: Valores observados para C – P3.

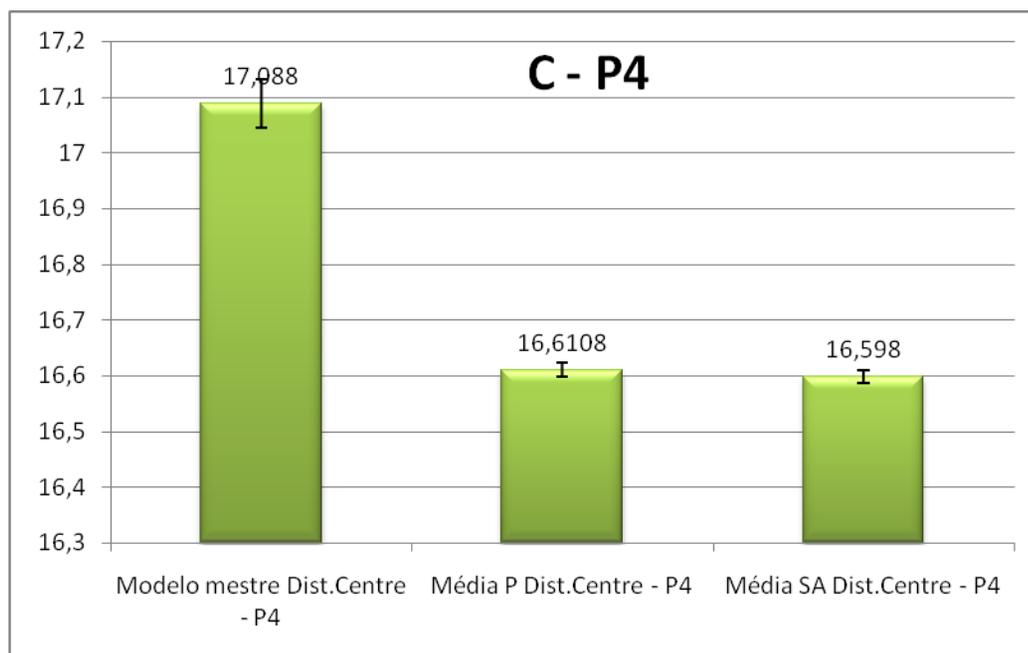


Gráfico 9: Valores observados para C – P4.

5.2 Análise Estatística

Para proceder a análise estatística, registrou-se em milímetros (mm) a média de todas as medidas realizadas para o modelo mestre e para os modelos dos grupos SA e P.

Essas médias foram comparadas, utilizando-se o método ANOVA para cada uma das variáveis consideradas neste estudo. Nos casos onde diferenças estatisticamente significantes foram encontradas (com $p \leq 0.05$), comparações múltiplas pelo método Tukey-Kramer com nível de significância global $\alpha = 5\%$ foram utilizadas. A análise foi realizada com o auxílio do programa EXCELL 2007, esses dados estão descritos nas tabelas a seguir.

A tabela 1 apresenta as medidas descritivas das variáveis para o modelo mestre e para cada um dos modelos dos grupos estudados, essas variáveis estão divididas da seguinte forma:

- 1 – Contagem é o total de medidas obtidas para cada modelo.
- 2 – Soma é somatória das medidas de cada modelos estudado.
- 3 – Média é representado pela soma das medidas de cada modelo estudado dividido pelo total de medidas obtidas para cada modelo.
- 4 – Variância é definida como técnica estatística cujo objetivo é testar a igualdade entre três ou mais médias. Ela permite testar se a variabilidade dentro dos grupos é maior que a existente entre os grupos, a técnica supõe independência e normalidade das observações, e igualdade entre as variâncias dos grupos.
- 5 – Desvio Padrão é a raiz quadrada da variância, é definido desta forma de maneira a dar-nos uma medida da dispersão.

A tabela 2 é representada pelo teste de Tukey-Kramer, onde nos mostra se as diferenças existentes na tabela 1 são significativas ou não.

Tabela 1: Medidas descritivas das variáveis.

	Modelo Mestre	SA	P
P1 - P2	contagem	5	5
	soma	70,34	67,794
	média	14,068	13,5588
	variância	0,00192	0,0001792
	desvio padrão	0,043817805	0,01338656
P2- P3	contagem	5	5
	soma	61,07	60,586
	média	12,214	12,1172
	variância	0,00448	8,12E-05
	desvio padrão	0,066932802	0,009011104
P3 - P4	contagem	5	5
	soma	165,6	158,1
	média	33,12	31,62
	variância	1,8	0,000662
	desvio padrão	1,341640786	0,025729361
P4 - P1	contagem	5	5
	soma	63,33	61,262
	média	12,666	12,2524
	variância	0,00243	0,000589
	desvio padrão	0,04929503	0,024265201
ÁREA	contagem	5	5
	soma	978,22	929,15
	média	195,644	185,83
	variância	0,35943	0,223174
	desvio padrão	0,599524812	0,472412955
C - P1	contagem	5	5
	soma	41,15	40,222
	média	8,23	8,0444
	variância	0	7,68E-05
	desvio padrão	0	0,008763561
C - P2	contagem	5	5
	soma	43,6	41,522
	média	8,72	8,3044
	variância	0	7,68E-05
	desvio padrão	0	0,008763561
C - P3	contagem	5	5
	soma	81,8	79,418
	média	16,36	15,8836
	variância	0,0012	0,000235
	desvio padrão	0,034641016	0,015323185
C - P4	contagem	5	5
	soma	85,44	82,99
	média	17,088	16,598
	variância	0,00192	0,000128
	desvio padrão	0,043817805	0,011313708

Tabela 2: Teste de Tukey-Kramer

Grupos Analisados	Análise
Modelo mestre P1-P2 e Média P P1-P2	Há Diferença Significativa
Modelo mestre P1-P2 e Média SA P1-P2	Há Diferença Significativa
Média P P1-P2 e Média SA P1-P2	Há Diferença Significativa
Modelo mestre P2-P3 e Média P P2-P3	Há Diferença Significativa
Modelo mestre P2-P3 e Média SA P2-P3	Há Diferença Significativa
Média P P2-P3 e Média SA P2-P3	Há Diferença Significativa
Modelo mestre P3-P4 e Média P P3-P4	Há diferença significativa
Modelo mestre P3-P4 e Média SA P3-P4	Há diferença significativa
Média P P3-P4 e Média SA P3-P4	Não há diferença significativa
Modelo mestre P4-P1 e Média P P4-P1	Há diferença Significativa
Modelo mestre P4-P1 e Média SA P4-P1	Há diferença Significativa
Média P P4-P1 e Média SA P4-P1	Há diferença Significativa
Modelo mestre Área e Média P Área	Há diferença Significativa
Modelo mestre Área e Média SA Área	Há diferença Significativa
Média P Área e Média SA Área	Há diferença Significativa
Modelo mestre C - P1 e Média P C - P1	Há diferença Significativa
Modelo mestre C - P1 e Média SA C - P1	Há diferença Significativa
Média P C - P1 e Média SA C - P1	Há diferença Significativa
Modelo mestre C - P2 e Média P C - P2	Há diferença Significativa
Modelo mestre C - P2 e Média SA C - P2	Há diferença Significativa
Média P C - P2 e Média SA C - P2	Há diferença Significativa
Modelo mestre C - P3 e Média P C - P3	Há diferença Significativa
Modelo mestre C - P3 e Média SA C - P3	Há diferença Significativa
Média P C - P3 e Média SA C - P3	Há diferença Significativa
Modelo mestre C - P4 e Média P C - P4	Há diferença Significativa
Modelo mestre C - P4 e Média SA C - P4	Há diferença Significativa
Média P C - P4 e Média SA C - P4	Não há diferença significativa

6 DISCUSSÃO

A importância da precisão nos procedimentos clínicos de transferência relacionados à construção de próteses implanto-suportadas e implanto-retidas foi abordada com propriedade por Assif et al. (1992). Baseados na constatação de que os implantes possuem uma mobilidade muito menor do que os dentes naturais, os autores afirmaram que se as próteses não adaptarem passivamente nos implantes, altas concentrações de estresse serão produzidas quando os parafusos de retenção forem apertados. Isso poderia resultar em desconforto imediato para o paciente, fratura tardia de componentes protéticos ou implantes e, eventualmente, perda de ósseo-integração.

Visando descobrir qual material de impressão possui melhor comportamento numa técnica específica para moldagem de implantes, foram obtidos 10 modelos em gesso a partir de um modelo mestre em resina epóxica sendo 5 para o grupo SA e 5 para o grupo P indo de encontro aos trabalhos de Kairalla 2002 e Del'Acqua et al. 2008. Foram feitas seis depressões localizadoras no modelo mestre para padronizar o posicionamento da moldeira individual durante as moldagens de acordo com o trabalho de Burawi et al. (1997). A comparação entre as distâncias horizontais dos parafusos dos transferentes e nas réplicas posicionadas nos modelos de gesso permitiu aferir a alteração dimensional dos materiais de moldagem (KAIRALLA 2002).

O volume adequado de material confinado nas moldeiras é um dos procedimentos para que os materiais de moldagem apresentem suficiente estabilidade dimensional. Variações do alívio na técnica de moldagem podem resultar em alterações dimensionais proporcionais a espessura do material. Segundo Nissan et al. (2002), as moldeiras com 2mm de alívio proporcionam maior precisão na fabricação de modelos de gesso. Por isso foram confeccionadas 10 moldeiras individuais com 2mm de alívio.

Durante a moldagem de transferência vários fatores têm influência sobre a adaptação final das próteses, tais como a flexibilidade mandibular, técnica de moldagem, material de moldagem, tolerância de fabricação entre pilares protéticos intra-orais e transferentes (WEE et al., 1999).

Os dois objetivos primários de uma moldagem sobre implantes são: 1- registrar o relacionamento preciso dos transferentes sobre os implantes, 2- preservar este registro

durante a construção dos modelos de gesso com os análogos dos implantes (ASSIF et al., 1992). Inúmeras técnicas de moldagem de transferência foram sugeridas nos últimos 20 anos com o intuito de conseguir estes objetivos, mas as mais comuns incluem a indireta (transferentes cônicos) e a direta (com ou sem união dos transferentes quadrados).

A técnica de moldagem utilizada neste estudo foi a direta, na qual um transferente quadrado é parafusado ao implante com um parafuso longo de trabalho. Este parafuso se projeta através de uma janela na moldeira, e após a polimerização do material de moldagem é afrouxado e a moldeira é removida, tal que o molde retém o transferente. Esta técnica permite então que os transferentes possam ser ferulizados, o que não ocorre com a técnica indireta já que os transferentes permanecem fixados aos implantes após a remoção do molde. A literatura não é unânime em relação a qual é a melhor técnica de moldagem. Alguns autores defendem o uso de transferentes cônicos como sendo mais precisos (HUMPHRIES; YAMAN; BLOEM, 1990), outros advogam o uso de transferentes quadrados não unidos entre si (CAR, 1992; DEL'ACQUA et al., 2008; PHILLIPS et al., 1994), outros a união destes transferentes quadrados com resina acrílica (ASSIF et al., 1992; DUMBRIGUE; GURUN; JAVID, 2000; KLEINE et al., 2002; NACONECY et al., 2004) e, ainda aqueles que afirmam que não existem diferenças estatísticas significantes entre os três métodos (GOIATO; DOMITTIL; CONSANI, 1998; HSU; MILLSTEIN; STEIN, 1993; SPECTOR; DONOVAN; NICHOLLS, 1990).

A ferulização de transferentes com resina acrílica durante os procedimentos de moldagem é realizada para transferir precisamente o relacionamento espacial dos implantes ao modelo mestre (DUMBRIDGE et al., 2000), proporcionando maior estabilidade aos transferentes dentro do material de moldagem, devido a rigidez que confere ao conjunto (ASSIF et al., 1999).

Vários fatores afetam o comportamento da ferulização de transferentes em uma moldagem sobre implantes. Um dos principais é a contração de polimerização. Quanto maior for a quantidade de líquido utilizado, maior será a contração. Contração volumétrica de 6,5 a 7,9% foi encontrada em resinas acrílicas para indexação, tornando fundamental o uso de técnicas para compensar esta distorção. Uma das alternativas utilizadas é unir novamente os *index* quando quase toda a contração tiver ocorrido, o

uso de uma mistura tão espessa quanto possível também minimizará os piores efeitos da polimerização (MOJON et al., 1990).

Este problema foi verificado por Spector et al. (1990), no qual apontaram a grande quantidade de resina utilizada na confecção da férula, como provável razão pela distorção verificada no grupo em que foi confeccionada. A férula era confeccionada com o uso de fio dental ao redor dos transferentes, e sobre este arcabouço era acrescentada a resina acrílica (Duralay) pela técnica do pincel (HERBST et al., 2000; PHILLIPS et al., 1994), o que explicaria a razão de terem chegado as mesmas conclusões. Nos dois estudos não foi verificada diferenças significantes entre a ferulização e a não ferulização dos transferentes. No caso de Castilho e Pinto (2000), ao utilizarem a mesma metodologia para a confecção da férula, a união dos transferentes trouxe resultados piores do que a não união.

Pensando em minimizar os problemas causados pela contração de polimerização, uma grande quantidade de técnicas foi sugerida de modo a diminuir a quantidade de resina utilizada na confecção final da férula entre os transferentes (ASSIF et al., 1992; DUMBRIDGE et al., 2000; HUSSAINI; WONG, 1997; IVANHOE et al., 1991). Em quase todas as técnicas a união entre os transferentes era realizada previamente na boca, ou no modelo, de modo a deixar que o maior volume de resina polimerizasse e contraísse, para que então, um seccionamento da barra formada pudesse aliviar as tensões da contração para então ser religada na boca. Deste modo, a resina acrílica é utilizada em quantidade mínima para unir as partes, minimizando a contração de polimerização (DE LA CRUZ et al. 2002; MOJON et al., 1990).

A técnica para confecção da férula realizada neste trabalho foi baseada na técnica de (DUMBRIGUE; GURUN; JAVID, 2000), na qual barras de resina acrílica são confeccionadas com auxílio de canudos plásticos de 3mm de secção transversal. Após 24 horas de polimerização das barras elas são cortadas e adaptadas em posição na boca, para união de transferentes quadrados pela técnica do pincel. A moldagem só é realizada após 17 minutos, tempo necessário para que 80% da contração da resina ocorresse. Com este procedimento conseguiu-se melhor controle dos fatores que influenciam a contração de polimerização, entre eles o volume de resina, o método de manipulação, e o tempo de polimerização deixado antes do ato de moldagem. Além

disso, a sequência de união das barras aos transferentes foi pensada de modo que a contração pudesse ocorrer em partes, para evitar o somatório das contrações ao final da ferulização. Estes cuidados em relação a contração de polimerização pode ser o grande diferencial em relação ao bom desempenho das técnicas em que a ferulização for utilizada.

Com o surgimento dos poliéteres e dos silicones por adição, as moldagens se tornaram mais precisas, pois esses materiais além de boa capacidade de reprodução apresentam maior estabilidade dimensional que resulta em modelos de gesso mais fiéis (HONDRUM, 1994; LORENZONI et al., 2000; PRATTEN; NOVETSKY, 1991).

O sucesso nas moldagens com os elastômeros, pela possibilidade de obtenção de modelos precisos clinicamente, com técnica de moldagem relativamente simples, levou a indicação desses materiais também para as moldagens de transferência de implantes (LORENZONI et al., 2000).

Todos os materiais utilizados neste estudo obedeceram critérios de dosagem, manipulação e tempo de trabalho recomendados pelo fabricante a fim de maximizar as suas próprias características. Tanto as moldagens com poliéter, quanto as de silicone por adição necessitaram da aplicação do adesivo na moldeira individual de acrílico. Este procedimento tem por finalidade garantir a melhor adesão do material e desta forma evitar deformações no molde que possam comprometer a sua estabilidade dimensional (BINDRA; HEATH, 1997; FEDERICK; CAPUTO, 1997).

Nas moldagens com silicone por adição, a pasta densa foi manipulada em proporções iguais até que ficasse homogênea e em seguida o material foi carregado na moldeira. A pasta fluida foi colocada na pistola de auto-mistura e injetada nos transferentes e na moldeira. Posteriormente a moldeira foi assentada até os encaixes contatarem a base do modelo mestre. Já as moldagens com poliéter, a pasta base e a pasta catalisadora foram manipuladas em comprimentos iguais sobre um bloco de mistura, até que o material ficasse uniforme e sem estrias. O material de impressão foi injetado ao redor dos transferentes com uma seringa de moldagem e simultaneamente depositado na moldeira. A moldeira foi assentada aplicando-se pressão bidigital até os encaixes contatarem a base do modelo mestre.

O tempo de presa de acordo com o fabricante foi dobrado para compensar o retardo do tempo de polimerização pelo fato da moldagem ter sido feita na temperatura de 23°C à 25°C ao invés da temperatura bucal (BURAWI et al., 1997; LORENZONI et al., 2000).

Para padronizar a pressão durante a moldagem foi colocada sobre a moldeira uma carga de 1,50kg, suficiente para mantê-la em posição, deixando o material de moldagem confinado em pressão constante (GOIATO; DOMITTI; CONSANI, 1998).

Os modelos de gesso foram sempre obtidos da mesma forma, seguindo critérios idênticos na relação água/pó, na manipulação, no tempo de presa do gesso resinoso do tipo IV (Resin Rocket), para que as possíveis alterações próprias desse gesso fossem uniformes para todas as técnicas.

Os resultados apresentados nos gráficos 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, foram transformadas em valores médios e descritas nas tabelas 1 e 2, onde foi calculado o respectivo valor de p , que mostrou diferenças estatisticamente significantes quando $p < 0,05$. Portanto, em todas variáveis analisadas, houve uma diferença estatisticamente significativa nos valores médios obtidos entre o modelo mestre quando comparados com os modelos dos grupos SA e P. Mas, quando os grupos SA e P foram comparados entre si não houve diferença nas variáveis P3 – P4 e C – P4 onde $p = 8,33 \times 10^{-2}$, 0,14. Verifica-se na tabela 1, que o total dos valores médios de cada variável para todos os modelos dos grupos SA e P, apresentaram diferenças em relação ao modelo mestre, indo de encontro ao que foi mostrado no trabalho de Kairalla (2002). Esses valores médios foram submetidos a uma comparação múltipla pelo método de Tukey-Kramer com nível de significância global $\alpha = 5\%$, para identificar se as alterações dos modelos dos grupos SA e P são estatisticamente significantes ou não, o que pode ser observado na tabela 2.

No intuito de verificar a estabilidade da posição dos parafusos dos transferentes nos modelos dos grupos SA e P, foram feitas medidas das distâncias desses parafusos (P1 – P2, P2 – P3, P3 – P4, P4 – P1), observadas nos gráficos 1, 2, 3 e 4. Essas variáveis mostraram as alterações posicionais no sentido vestibulo-lingual e latero-lateral em relação às suas posições originais no modelo mestre. Outras variáveis que surgiram a partir da posição dos parafusos dos transferentes foram avaliadas, como a

área da figura geométrica representada por um trapézio, cujos resultados estão no gráfico 5. Também se verificou alterações das posições dos parafusos dos transferentes em relação ao centro do trapézio (gráficos 6, 7, 8 e 9).

A rigidez do material de moldagem afeta a precisão do modelo para prótese sobre implante (WEE, 2000), é a rigidez do material que impede a rotação do transferente no momento em que o torque é aplicado aos parafusos para fixação dos análogos no molde, neste sentido o poliéter é o material que exige o maior torque para que o transferente rotacione dentro dele, seguido pelo silicone por adição e pelo polissulfeto (WEE, 2000).

As moldagens de transferência com silicone por adição apresentaram modelos com valores próximos ao modelo mestre (gráfico 1, 2, 5, 6, 8), se destacando nas seguintes variáveis P1 – P2, P2 – P3, Área, C – P1, C – P3 com seus respectivos valores: 13,558mm, 12,1172mm, 185,83 mm, 8,0444mm e 15,8836mm.

A evidência de que o silicone por adição apresentou um melhor desempenho em relação ao poliéter nesta pesquisa está de acordo com trabalhos prévios na literatura: Craig; Urquiola e Liu (1990); Lorenzoni et al. (2000); Martins et al. (2004); Pratten e Novetsky (1991). A grande estabilidade dimensional desse material deve-se à sua reação de polimerização por adição, a qual não libera subprodutos. Os silicones possuem grupos vinílicos terminais (daí o nome polivinilsiloxanos), os quais se ligam a grupos de hidrogênio terminais, produzindo um alongamento da cadeia sem a liberação de álcool como subproduto.

Os modelos obtidos com poliéter levaram vantagem nas variáveis P4 – P1 e C – P2 com valores de 12,2908 e 8,3308mm, que estão representados nos gráficos 4 e 7. Apesar do poliéter nessa pesquisa apresentar resultados inferiores quando comparado com o silicone por adição, é um material de extrema precisão, reprodução de detalhes, alta rigidez e boa recuperação elástica (INTURREGUI et al. 1993; KLEINE et al. 2002). A alta reprodução de detalhes apresentada pelo poliéter se baseia na sua hidrofília, devido à sua composição química. Isso significa também que este material é capaz de fluir sobre superfícies umedecidas com sangue ou saliva. Além da hidrofília, a viscosidade intrínseca do poliéter contribui também para seu elevado grau de confiabilidade (FEDERICK; CAPUTO, 1997).

Fica evidente que nenhum material de moldagem pode ser considerado absolutamente perfeito. O que existe são materiais com propriedades específicas, as quais devem ser bem analisadas no momento da escolha.

7 CONCLUSÕES

Após analisar os dez modelos dos grupos SA e P e baseado nos resultados apresentados e discutidos anteriormente, pode-se concluir que:

1 – Tanto os moldes de silicona de adição quanto os de poliéster produziram modelos de trabalho com alterações dimensionais estatisticamente significantes quando comparados com o modelo mestre.

2 – Os modelos de trabalho obtidos no grupo SA apresentaram uma menor alteração dimensional do que os modelos de trabalho obtidos no grupo P em relação ao modelo mestre.

3 – As diferenças entre as medidas obtidas nos modelos de trabalho do grupo SA com os do grupo P não foram estatisticamente significantes em todas as variáveis analisadas.

Há uma necessidade crescente de novas pesquisas que permitam testar esses materiais estudados, em condições diferentes do estudo realizado.

REFERÊNCIAS¹

ASSIF, D. et al. Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 14, n. 6, p. 885-8, Nov.-Dec. 1999.

_____. Comparative accuracy of implant impression procedures. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v. 12, n. 2, p. 112-21, 1992.

ASSUNÇÃO, W. G. et al. Prosthetic transfer impression accuracy evaluation for osseointegrated implants. **Implant Dent.**, Baltimore, v. 17, n. 3, p. 248-56, Sept. 2008.

BINDRA, B.; HEATH, J. R. Adhesion of elastomeric impression materials to trays. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 24, n. 1, p. 63-9, Jan. 1997.

BURAWI, G. et al. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 77, n. 1, p. 68-75, Jan. 1997.

BURNS, J. et al. Accuracy of open tray implant impressions: an in vitro comparison of stock versus custom trays. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 89, n. 3, p. 250-5, Mar. 2003.

BUTTA, R. et al. Type IV gypsum compatibility with five addition-reaction silicone impression materials. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 93, n. 6, p. 540-4, June 2005.

CARR, A. B. Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 6, n. 4, p. 448-55, Winter 1991.

_____. Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 7, n. 4, p. 468-75, Winter 1992.

¹ De acordo com a NBR 14724 da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), 2005 e NBR 6023 da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), 2002. Abreviaturas dos Periódicos segundo "Index to Dental Literature" e SECS (Seriados em Ciências da Saúde).

CASTILHO, D.; PINTO, J. H. N. Estudo comparativo entre duas técnicas de moldagem em implantes odontológicos. **RPG Rev. Pós-Grad.**, São Paulo, v. 7, n. 4, p. 328-33, out.-dez. 2000.

COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS, AND EQUIPMENT. Vinyl polysiloxane impression materials: a status report. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 120, n. 5, p. 595-600, May. 1990.

CRAIG, R. G.; URQUIOLA, N. J.; LIU, C. C. Comparison of commercial elastomeric impression materials. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 15, n. 3, p. 94-104, May.-June 1990..

DE LA CRUZ, J. E. et al. Verification jig for implant-supported prostheses: A comparison of standard impressions with verification jigs made of different materials. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 88, n. 3, p. 329-36, Sept. 2002.

DEL'ACQUA, M. A. et al. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 23, n. 2, p. 226-36, Mar.-Apr. 2008.

DUMBRIGUE, H. B.; GURUN, D. C.; JAVID, N. S. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 1, p. 108-10, July 2000.

FEDERICK, D. R.; CAPUTO, A. Comparing the accuracy of reversible hydrocolloid and elastomeric impression materials. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 128, n. 2, p. 183-8, Feb. 1997.

GARCIA, L. F. et al. Análise crítica dos fatores que influenciam a precisão de moldagens com elastômeros. **Clin. Pesq. Odontol.**, Curitiba, v. 2, n. 5/6, p. 387-391, jul.-dez. 2006.

GIRUNDI, F. M. S. et al. Investigação sobre técnicas para obtenção de modelo de trabalho em prótese sobreimplante. **ImplantNews**, São Paulo, v. 5, n. 6, p. 657-62, nov.-dez. 2008.

GOIATO, M. C.; DOMITTI, S. S.; CONSANI, S. Influência dos materiais de moldagem e técnicas de transferência em implante, na precisão dimensional dos modelos de gesso. **JBC J. Brás. Odontol. Clin.**, Curitiba, v. 2, n. 8, p. 45-50, 1998.

GOLL, G. E. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: Part I--Clinical procedures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 66, n. 3, p. 377-84, Sept. 1991.

GORDON, G. E.; JOHNSON, G. H.; DRENNON, D. G. The effect of tray selection on the accuracy of elastomeric impression materials. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 63, n. 1, p. 12-5, Jan. 1990.

HERBST, D. et al. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 83, n. 5, p. 555-61, May. 2000.

HONDRUM, S. O. Tear and energy properties of three impression materials. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 7, n. 6, p. 517-21, Nov.-Dec. 1994.

HSU, C. C.; MILLSTEIN, P. L.; STEIN, R. S. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 69, n. 6, p. 588-93, June 1993.

HUMPHRIES, R. M.; YAMAN, P.; BLOEM, T. J. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.** Lombard, v. 5, n. 4, p. 331-6, Winter 1990.

HUSSAINI, S.; WONG, T. One clinical visit for a multiple implant restoration master cast fabrication. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 78, n. 6, p. 550-3, Dec. 1997.

INTURREGUI, J. A. et al. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 69, n. 5, p. 503-9, May. 1993.

IVANHOE, J. R. et al. An impression technique for osseointegrated implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 66, n. 3, p. 410-1, Sept. 1991.

JOHNSON, G. H.; LEPE, X.; AW, T. C. The effect of surface moisture on detail

reproduction of elastomeric impressions. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 90, n. 4, p. 354-64, Oct. 2003.

KAIRALLA, R. A. **Estudo comparativo da precisão das técnicas de moldagem de transferência para construção de modelos de trabalho de remontagem em prótese fixa**. 2002. 100 f. Tese (Doutorado em Prótese Dentária) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2002.

KLEINE, A. et al. Influência de materiais de moldagem e de técnicas de transferência em implantes osseointegrados na precisão dimensional linear de modelos de gesso. **RPG Rev. Pós-Grad.**, São Paulo, v. 9, n. 4, p. 349-357, out.-dez. 2002.

LORENZONI, M. et al. Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit-2 system. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 27, n. 7, p. 629-38, July 2000.

MARTINS, F. et al. Comparação da alteração dimensional linear de materiais de moldagem elastoméricos utilizados na transferência de posicionamento de implantes. **RBP Rev. bras. implantodont. protese implant.**, Curitiba, v. 11, n. 42, p.149-153, 2004.

MCCARTNEY, J. W.; PEARSON, R. Segmental framework matrix: master cast verification, corrected cast guide, and analog transfer template for implant-supported prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 71, n. 2, p. 197-200, Feb. 1994.

MOJON, P. et al. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. **J. Prosthet .Dent.**, St. Louis, v. 64, n. 6, p .684-8, Dec. 1990.

NACONECY, M. M. et al. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 19, n. 2, p. 192-8, Mar.-Apr. 2004.

NISSAN, J. et al. Effect of wash bulk on the accuracy of polyvinyl siloxane putty-wash impressions. **J. Oral. Rehabil.**, Oxford, v. 29, n. 4, p. 357-61, Apr. 2002.

PHILLIPS, K. M. et al. The accuracy of three implant impression techniques; a three-dimensional analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 9, n. 5, p. 533-40, 1994.

PRATTEN, D. H.; NOVETSKY, M. Detail reproduction of soft tissue: a comparison of impression materials. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 65, n. 2, p. 188-91, Feb. 1991.

SHIAU, J. C.; CHEN, L. L.; WU, C. T. An accurate impression method for implant prosthesis fabrication. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 72, n. 1, p. 23-5, July 1994.

SPECTOR, M. R.; DONOVAN, T. E.; NICHOLLS, J. I. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 63, n. 4, p. 444-7, Apr. 1990.

TAM, L. E.; BROWN, J. W. The tear resistance of various impression materials with and without modifiers. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 63, n. 3, p. 282-5, Mar. 1990.

VIGOLO, P.; MAJZOUB, Z.; CORDIOLI, G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 89, n. 2, p. 186-92, Feb. 2003.

WEE, A. G. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 83, n. 3, p. 323-31, Mar. 2000.

WEE, A. G.; AQUILINO, S. A.; SCHNEIDER, R. L. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 12, n. 2, p. 167-78, Mar.-