



Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



Mariana Agostinho Rodrigues

Avaliação da precisão de diferentes técnicas para obtenção de modelos de trabalho de próteses implantorretidas

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas para a obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica – Área de Prótese Dental.

Orientador: Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques

Este exemplar corresponde à versão final da dissertação defendida pelo aluno, e orientada pelo Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques.

Assinatura do orientador

Piracicaba
-2012-

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

R618a Rodrigues, Mariana Agostinho, 1987-
Avaliação da precisão de diferentes técnicas para obtenção
de modelos de trabalho de próteses implantorretidas / Mariana
Agostinho Rodrigues. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2012.

Orientador: Guilherme Elias Pessanha Henriques.
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas,
Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Prótese dentária fixada por implante. 2. Biomecânica. I.
Henriques, Guilherme Elias Pessanha, 1968- II. Universidade
Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba.
III. Título.

Informações para a Biblioteca Digital

Título em Inglês: Evaluation of different cast techniques accuracy for
implant-retained prosthesis

Palavras-chave em Inglês:

Dental prosthesis implant-supported

Biomechanics

Área de concentração: Prótese Dental

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Guilherme Elias Pessanha Henriques [Orientador]

João Neudenir Arioli Filho

Mauro Antonio de Arruda Nóbilo

Data da defesa: 15-02-2012

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 15 de Fevereiro de 2012, considerou a candidata MARIANA AGUSTINHO RODRIGUES aprovada.

A handwritten signature in blue ink, consisting of a large, stylized 'G' followed by a series of loops and a final flourish.

Prof. Dr. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

A handwritten signature in blue ink, featuring a large, stylized 'J' followed by several loops and a final flourish.

Prof. Dr. JOÃO NEUDENIR ARIOLI FILHO

A handwritten signature in blue ink, featuring a large, stylized 'M' followed by several loops and a final flourish.

Prof. Dr. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO

Dedicatória

Dedico esse trabalho à minha mãe **Silvia Agostinho**, aos meus avós **Manoel e Diva** e meu irmão **Fernando**, pelo incentivo, carinho e apoio incondicional mesmo nos momentos mais difíceis. Por estarem sempre presentes e me apoiarem em todas as minhas decisões.

Agradecimentos especiais

Ao professor **Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**, pela confiança e apoio na elaboração deste trabalho. Nesse período de convívio tive a oportunidade de trabalhar com um grande profissional do qual tive a honra de ser orientada. Meus sinceros agradecimentos, pela amizade em todos os momentos, pelo apoio e pela paciência nos momentos de dificuldade. Seus ensinamentos norteiam minha conduta clínica e acadêmica.

À **Conexão Sistemas de Próteses** pela doação de parte dos materiais utilizados neste estudo.

Agradecimentos

À Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), na pessoa do seu Magnífico Reitor Prof. Dr. **Fernando Ferreira Costa**.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP/UNICAMP), na pessoa do seu Diretor Prof. Dr. **Jacks Jorge Júnior** e seu Diretor Associado Prof. Dr. **Alexandre Augusto Zaia**.

À Coordenadoria geral de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas na pessoa de sua coordenadora Prof^a. Dr^a. **Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia**, e do coordenador do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica Prof. Dr. **Márcio de Moraes**.

Aos professores da Área de Prótese, Prof. Dr. **Mauro Antônio de Arruda Nóbilo**, Prof. Dr. **Marcelo Ferraz Mesquita**, Prof. Dr. **Rafael Leonardo Xediek Consani** por transmitirem seus conhecimentos com muito empenho.

Ao Prof. Dr. **Marcelo Ferraz Mesquita** e à Prof^a. Dr^a. **Altair Antoninha Del Bel Cury** por permitirem a utilização dos Laboratórios de Prótese Total e de Prótese Parcial Removível.

À **Silvia de F. L. Agostinho, Manoel Agostinho, Madalena Agostinho, Diva Agostinho, Manoel Menezes, Sofia, Felipe, Fernando, Silvana, Rodrigo Cardillo, Cláudio, Vanessa e Marli Marques**, pelo incentivo, amizade, conselhos e apoio em vários momentos de minha vida.

Aos amigos e colegas **Leonardo Flores Luthi e Jéssica Mie Takahashi** pelo incentivo e ajuda em momentos em que não sabia o que fazer.

Aos amigos **Ana Bheatriz Montes, Fernanda Kobayashi, Laura Boaretto, Mariana Venturelli, Camila C. L. da Silva, Bruna Morgana, Ticyana Banzato e Maria Cláudia Turelli** pela amizade, pelos momentos de descontração e todo o apoio prestado.

Aos amigos **Atais Bacchi, Izabella Patta Pereira, Caroline Hanada Odo, Sabrina Rodrigues, Manoela Capla, Jéssica Pignatti, Livia Rodrigues e Fabiana Freitas** devido à ajuda em vários momentos durante o curso e pelos momentos compartilhados tanto na Faculdade quanto fora dela. A amizade de vocês foi uma das grandes coisas que conquistei em Piracicaba.

Aos amigos da faculdade, **Cláudia L. Brilhante, Isabella Marques, Camila Heitor, Giselle Ribeiro, Letícia Gonçalves, Marco Aurélio Carvalho, Brunna Moreira, Maíra Serra e Silva, Gabriela Cassaro, Ana Patrícia Fernandez, Juliana Nuñez Pantoja, Marcele Pimentel, João Paulo S. Neto e Matheus Bertollini**, pela amizade e pelos momentos compartilhados.

À secretária **Eliete Ferreira** por toda a paciência, empenho e auxílio durante este período.

Aos técnicos em prótese dental **Paulo, Eduardo e Elizabeth** pela ajuda durante o desenvolvimento dos procedimentos laboratoriais, além de conselhos e ensinamentos de condutas laboratoriais.

A tantos outros que indiretamente contribuíram na elaboração deste trabalho.

Obrigada!

“Comece fazendo o que sabe, depois o que for possível, chegará um dia que sem perceber estará fazendo o que parecia impossível.”

São Francisco de Assis

Resumo

O intuito deste trabalho foi comparar diferentes técnicas de preenchimento do molde com gesso e verificar uma metodologia que fosse precisa o bastante para o julgamento das técnicas. Foram obtidos 40 modelos de gesso a partir de uma matriz metálica simulando uma situação clínica de prótese fixa implantorretida de três elementos. Os 40 modelos foram confeccionados segundo quatro técnicas de preenchimento do molde com gesso tipo IV ($n=10$), sendo assim foram obtidos os seguintes grupos: Grupo 1- 10 modelos de trabalho a partir do preenchimento do molde com gesso em porção única; Grupo 2- 10 modelos de trabalho obtidos a partir do preenchimento do molde com gesso em duas porções; Grupo 3- 10 modelos de trabalho obtidos segundo a técnica do manguito; Grupo 4- 10 modelos de trabalho obtidos a partir do preenchimento do molde com gesso realizando-se a união prévia dos análogos com haste metálica. Foi confeccionada estrutura metálica em titânio utilizada para mensurar os dejasustes marginais e tensão. Os desajustes verticais foram avaliados por meio de observação de desajuste marginal em microscópio com aumento de 120X e 0,1 μ m de precisão segundo protocolo do parafuso único para teste de passividade em estruturas implantorretidas. A análise de tensão ocorrida sobre a barra metálica foi avaliada por extensometria pela adaptação de dois *strain gauges*. Os dados foram submetidos à análise variância (ANOVA-1 fator), seguidos de teste de Tukey ($\alpha=0,05$) para comparação entre os grupos. Foi avaliado presença de correlação entre tensão e desajuste vertical utilizando-se teste de Pearson. Não houve diferença estatística entre as técnicas de preenchimento do molde avaliadas quando comparados os valores de desajuste marginal ($p=0,979$), entretanto, quando se compara os valores médios de tensão sobre a barra, foi observado diferença estatística significativa entre as técnicas do manguito e da união rígida dos análogos de implante ($p=0,027$). Desta forma, a técnica de união rígida dos análogos previamente a moldagem apresentou resultados similares à técnica convencional e uma técnica adequada para obtenção de modelos de trabalho. A utilização de *strain gauges* mostrou-se adequada para a avaliação de tensões ocorridas sobre a barra e comparação entre as técnicas de obtenção de modelos de gesso. Não houve correlação entre desajuste marginal e tensão ocorrida na barra.

Palavras chave: Prótese dentária fixada por implantes; Modelos de trabalho; Biomecânica.

Abstract

The aim of this study was to evaluate the precision of four different mold filling techniques and verify an accurate methodology to evaluate these techniques. It was obtained 40 casts using four from a metallic matrix simulating three unit implant retained prosthesis. The molds were filled using four different techniques (n=10) following the four groups (n=10): Group 1- casts obtained with a single portion filling technique; Group 2- by using a two-step filling technique; Group 3- by using the latex cylinder technique; Group 4- by joining the implant analogues previously to the mold filling. A titanium framework was obtained used as reference to evaluate the marginal misfit and tension forces in each cast. The vertical misfit was measured with an optical microscope with an increase of 120 times following the single screw test protocol. The strain was quantified using strain gauges. Data were analyzed by ANOVA- 1 way and Tukey test ($\alpha=0,05$). The correlation presence between strain and vertical misfit was evaluated by Pearson test. The misfit values did not present statistic difference ($p=0,979$). The strain results showed statistic difference between groups 3 and 4 ($p=0,027$). The splinting technique was considered as efficient as the conventional technique. The strain gauges methodology was accurate on strain measurements and cast distortion evaluation. There was no correlation between strains and marginal misfit.

Key words: Implant supported dental prosthesis, Dental models, Biomechanics

Sumário

Introdução	1
Revisão de literatura	5
Proposição	36
Materiais e métodos	37
Resultados	52
Discussão	54
Conclusão	59
Referências	60
Anexo 1	67
Anexo 2	74

Introdução

Implantes osseointegrados, se devidamente indicados, são o tratamento de escolha para desdentados totais e parciais (Phillips et al,1994), devido à técnica cirúrgica pouco traumática, aos bons resultados estéticos e à reabilitação protética satisfatória (Somanathan, 2007). A prótese é fixada ao implante proporcionando retenção, estabilidade e estética, e, com isso, maior satisfação do paciente (Zarb & Schmitt, 1991; Lindhe, 2008). A longevidade do tratamento atrela-se, sobretudo, a uma precisa adaptação entre os componentes protéticos e às fixações (Jemt & Lekholm, 1998). A chamada adaptação passiva ou passividade.

Os maiores problemas causados pela falta de passividade protética devem-se ao fato de que os implantes, ao contrário dos dentes, não apresentam ligamento periodontal. Desta forma, toda a força transmitida para o implante, reflete-se diretamente ao osso, não havendo qualquer forma de amortecimento das forças na interface osso-implante (Skalak, 1983). As tensões mais comuns sobre os implantes são causadas pela mastigação e sobrecarga excessiva desde a instalação das próteses devido à má adaptação protética, podendo acarretar reabsorção óssea (Adell *et al.*,1981;Zarb & Schmitt, 1991; Bauman *et al.*, 1992), perda da peça protética, fratura de pilares, ruptura de parafusos de fixação (Naert *et al.*, 1992), dor e falência da osseointegração(Carlson & Carlsson, 1994; Sahin & Çehreli,2001; Vigolo *et al.*,2003).

Muitos dos agravos aos implantes podem ser amenizados por meio da maior precisão das técnicas de confecção da prótese, como: confecção e vazamento do molde, fundição da peça, recobrimento cerâmico e cimentação. Entretanto, muito do sucesso da reabilitação com implantes reside no registro correto das estruturas que constituem a base de suporte das próteses. São assim considerados fatores críticos: o material de moldagem e a técnica de transferência dos componentes protéticos para a obtenção do modelo de trabalho. A movimentação dos transferentes dentro do material de moldagem durante as fases clínicas e laboratoriais pode causar imprecisão na transferência do posicionamento espacial dos implantes da cavidade oral para o modelo, repercutindo na exatidão da prótese sobre ele confeccionada (Vígolo *et al.*,2003).

Assim, um molde adequado é essencial para sucesso das reabilitações com implantes. O molde deve reproduzir as mesmas posições e características dos implantes presentes na cavidade bucal. Qualquer falha refletirá na confecção da prótese e na geração de tensões aos implantes quando de sua instalação. Diversos foram os estudos que compararam a precisão dos modelos de trabalho para próteses implantorretidas em função de diferentes técnicas de moldagem para transferência (Fenton *et al.*,1991; Ivanhoe *et al.*,1991; Rodney *et al.*, 1991). Além da comparação de diferentes materiais de moldagem - onde o silicone por adição é soberano (Hung *et al.*,1992; Carr,1992; Phillips *et al.*,1994), viu-se que mais precisão se consegue utilizando-se transferentes quadrados ante os cônicos. Além disto, utilizando-se resina acrílica para a união de transferentes, obtêm-se modelos dimensionalmente mais precisos (Assif *et al.*,1992; Burawi *et al.* 1997,Dumbrigue *et al.*,2000; Herbst *et al.*,2000).

Para a obtenção de bons moldes, as técnicas conhecidas são plenamente aceitáveis. O uso de transferentes quadrados e esplintados garantem pleno sucesso do procedimento (Carr,1991; Vígolo *et al.*,2000; Daoudi *et al.*,2001). No entanto, além do molde, espera-se que a precisão se mantenha quando de seu preenchimento com gesso, visto que devido à cristalização do gesso colocado no interior do molde, por expansão higroscópica, a precisão do modelo de trabalho pode ser perdida.

Não existe gesso odontológico específico para obtenção de modelos de trabalho de próteses implantorretidas. O que se tem são os gessos tipos III ou IV para próteses convencionais que apresentam baixa expansão de cristalização como forma de compensar a contração volumétrica dos materiais de moldagem. Contudo, esta expansão pode sobrepor a contração dos materiais de moldagem, e desta forma produzir modelos de trabalho dimensionalmente imprecisos. Assim, desenvolveram-se técnicas visando contornar a deficiência dos gessos para confecção de modelos de trabalho para próteses sobre implantes.

Como a expansão do gesso está em função do volume de cristalização, uma possibilidade que se pode especular seria de se preencher o molde em duas etapas. O preenchimento do molde em duas etapas poderia ser uma alternativa promissora, carecendo de avaliação. Uma segunda alternativa apregoa que os análogos devam ser envoltos por um cilindro de látex até sua porção apical numa primeira etapa de vazamento de gesso

(Del'Acqua *et al.*,2008). Após sua cristalização, o cilindro de látex é removido, nova massa de gesso é manipulada e vertida no espaço inicialmente ocupado por este. A chamada técnica do manguito. A tentativa é reduzir as distorções causadas pela expansão de um grande volume de gesso. Todavia, a técnica, além de exigir significativo tempo laboratorial, carece de maiores investigações.

Outra possibilidade, ainda não avaliada, seria - assim como no procedimento de moldagem onde os transferentes são esplintados – utilizar-se da união dos análogos no molde, pela região apical utilizando-se hastes metálicas, previamente ao vazamento com gesso. Assegurar-se-ia a manutenção espacial do conjunto, impedindo que o gesso – mesmo apresentando expansão durante a cristalização – tivesse ingerência no processo de distorção da posição dos análogos no modelo.

Todavia, qualquer que seja a técnica, para que se tenha assegurada sua eficácia, os modelos precisam ser avaliados e comparados com a situação original moldada. As técnicas de transferência são então comparadas, na maioria dos trabalhos consultados (Carr & Sokol,1991; Cheshire & Hobkirk,1996; Wise,2001), por medidas lineares dos implantes, confrontados com as medidas dos modelos de trabalho. Estas medidas lineares são, por vezes, incompletas, podendo conduzir a conclusões precipitadas.

Dentre as observações apresentadas, alguns questionamentos podem ser postulados: qual seria a melhor técnica para a obtenção de modelos de trabalho com maior precisão? A união de análogos com haste metálica pode realmente conter os efeitos do gesso e produzir modelos mais precisos em relação à técnica convencional de preenchimento dos moldes? E como seria possível mensurar e avaliar possíveis distorções ocorridas nestes modelos em diferentes direções de maneira completa e precisa?

Desta forma, o intuito deste trabalho foi comparar diferentes técnicas para obtenção de modelos de trabalho de próteses implantorretidas e verificar uma metodologia precisa o bastante para o pleno julgamento das técnicas, utilizando-se de *strain gauges*.

Diante destas possibilidades de preenchimento do molde com gesso, visto a carência de estudos que comprovem a eficácia destas técnicas, a primeira hipótese a ser testada por este estudo é avaliar a maior precisão de modelos de gesso produzidos após a união rígida dos análogos. A segunda hipótese a ser testada por este estudo é que o uso de *strain gauges* é uma metodologia mais adequada para avaliar e quantificar a precisão de modelos de gesso

em relação ao uso apenas de medidas lineares. E por fim, a terceira hipótese avaliada por este estudo foi que quanto maiores os desajustes marginais entre pilar protético e base do implante, maiores seriam as tensões ocorridas sobre a estrutura.

Revisão da literatura

Skalak (1983) analisou a distribuição macroscópica de tensão e mecanismos de transferência de cargas onde a justaposição íntima de osso aos implantes de titânio é provida ao nível microscópico. E também apresentou diretrizes qualitativas, relativas ao posicionamento de implantes e ao modo de ação que pode ser esperado da prótese parcial fixa sobre implantes osseointegrados. Foram apresentadas as seguintes conclusões: 1- A justaposição íntima do osso ao implante de titânio, sem camada fibrosa, é a característica essencial que permite uma transmissão de tensão do implante para o osso sem qualquer movimento relativo apreciável ou abrasão, nem mudança progressiva na união; 2- O uso de um parafuso rosqueado permite o desenvolvimento da resistência do osso ao cisalhamento ou compressão. Um implante liso e cilíndrico pode requerer uma ligação adesiva para o desempenho satisfatório, mas quando se tem a forma de parafuso, não é necessário ligação adesiva verdadeira, contanto que a justaposição de osso e implante seja íntima; 3- A distribuição de uma carga vertical ou lateral aplicada a uma prótese parcial fixa depende do número, arranjo e dureza dos pilares usados, como também da forma e dureza da própria prótese parcial fixa. Em geral uma prótese parcial fixa rígida distribuirá cargas a vários implantes mais efetivamente. Uma prótese flexível pode ser adequada se a resistência desenvolvida por cada implante puder transmitir a carga total que é aplicada. Prótese parcial fixa com cantilever aumenta a carga no primeiro parafuso mais próximo ao cantilever. Moderadas projeções do cantilever podem ser toleradas se os implantes estiverem suficientemente osseointegrados; 4- Uma justa conexão da prótese parcial fixa com os implantes proporciona uma estrutura única que pode agir em combinação com o osso para prover maior resistência que a dos implantes ou do osso mandibular sozinhos; 5- Os implantes osseointegrados proporcionam um contato direto com o osso e assim transmitirão quaisquer ondas de tensão ou choques aplicadas aos implantes. Por isto é aconselhável usar um material amortecedor como resina acrílica, nos dentes artificiais utilizados na prótese parcial fixa. Este arranjo permite o desenvolvimento de uma subestrutura dura e forte com adequada proteção de choque em sua superfície exterior.

Bailey *et al.* (1988) avaliaram e compararam a estabilidade dimensional de modelos produzidos a partir de diferentes materiais, sendo estes divididos em três grupos: modelos de gesso odontológico melhorado, modelos utilizando liga metálica de prata e modelos de resina epóxi. Para isto foi obtido um modelo mestre cônico com dimensões 10mmx20mmx9mm e 5° como ângulo de convergência. Foram traçadas sobre a matriz metálica duas linhas e quatro pontos foram fresados na estrutura, e por sua vez, foram utilizados para determinar as distâncias entre estes para as comparações posteriores. Os modelos foram produzidos segundo três grupos: Grupo 1, dez modelos foram obtidos utilizando-se gesso odontológico melhorado após moldagem utilizando silicone de adição em moldeira individual em resina acrílica; Grupo 2, após procedimento de moldagem semelhante ao realizado para o grupo 1, dez modelos foram obtidos por preenchimento do molde com liga metálica de prata; e Grupo 3, utilizando-se os mesmos princípios de moldagem, porém 15 modelos foram obtidos utilizando-se resina epóxi. Após a obtenção de todos os modelos, estes foram avaliados por mensurações lineares utilizando microscópio *Spencer* equipado com escala métrica micrométrica e aumento de 80 vezes. Os valores médios e desvios-padrão referentes às medidas lineares de cada grupo foram então tabulados e comparados intergrupos. Os autores concluíram que modelos de gesso apresentaram maior variação dimensional, mas não houve diferença estatística quando os três grupos foram comparados, porém pode-se considerar a utilização de resina epóxi e liga metálica de prata na confecção de modelos precisos, como alternativa ao gesso odontológico.

Humphries *et al.* (1990), fizeram um estudo comparativo entre três técnicas de moldagem com implantes do sistema BRÄNEMARK, por meio de avaliação da precisão dos modelos obtidos. Foi utilizado uma matriz metálica de alumínio simulando as dimensões de uma mandíbula com quatro análogos de pilares. Quatro pontos de referência foram fresados na matriz metálica. Moldeiras individuais em resina acrílica ativada quimicamente foram utilizadas para a realização das moldagens, com a técnica dos dois passos, utilizando silicone de adição. As três técnicas de transferência foram: 1- transferentes cônicos; 2- transferentes quadrados; 3- transferentes quadrados unidos com resina acrílica de baixa contração (Duralay, Reliance, Illinois, USA). Quatro moldagens foram feitas para cada técnica. Os análogos dos implantes foram adaptados aos

transferentes e o molde preenchido com gesso tipo IV. Nos modelos obtidos foram adaptados quatro pinos especiais, para a medição através de um sistema de mensuração gráfica computadorizado, com precisão de $\pm 3\mu\text{m}$, nas coordenadas espaciais (x, y, z). Os valores médios e desvios padrão de cada um dos pontos de referência sobre os doze modelos foram comparados com os valores para cada ponto do modelo metálico. Os autores concluíram que quando comparado ao modelo original, os pontos de referência mostraram valores com nenhuma diferença estatística significativa. Utilizando-se transferentes cônicos, 92% dos valores não foram significativamente diferentes daqueles do modelo metálico. Com transferentes quadrados não esplintados e esplintados, respectivamente, 50% e 42% dos valores não foram significativamente diferentes daqueles do modelo metálico. Das três técnicas, a dos transferentes cônicos teve uma diferença numérica menor que $50\mu\text{m}$ em 100% das vezes. As técnicas em que foram utilizados seis transferentes quadrados não esplintados e esplintados apresentaram uma diferença numérica menor que $50\mu\text{m}$ em 59% e 58% das vezes, respectivamente. A técnica indireta com transferentes cônicos reproduziu melhor os pontos experimentais do que as outras técnicas.

Jemt (1991) acompanhou durante um ano, 391 próteses totais fixas maxilares e mandibulares, suportadas por 2199 implantes, obteve taxa de sucesso de 99,5% e 98,1% para as próteses e implantes, respectivamente. Embora as complicações tenham sido poucas, estas foram mais frequentes na maxila. Entre as complicações encontradas destacaram-se os problemas de dicção (31,2%), mordida do lábio e mucosa jugal (6,6%), irritação causada pelo cantilever (3,1%), problemas gengivais (fistula, hiperplasia, inflamação - 1,7%), fratura da estrutura metálica (0,8%). Não houve fratura de nenhum dos componentes. Em relação ao afrouxamento dos parafusos de ouro, o autor relatou que 271 próteses (69,3%) apresentaram os parafusos estáveis no primeiro controle (após duas semanas), sendo que quase todos os parafusos reapertados nesse primeiro controle se apresentaram estáveis no controle seguinte (após três meses). Apenas sete próteses precisaram de mais de um reaperto para que os parafusos se estabilizassem. Foi sugerido um protocolo para análise da adaptação da prótese: considerando-se uma prótese fixa suportada por cinco implantes, numerados de um a cinco da esquerda para a direita, a prótese deve ser posicionada e o parafuso 1 apertado totalmente. Por meio desse

procedimento verifica-se a adaptação do outro componente terminal. O procedimento deve ser repetido com o outro parafuso distal (parafuso 5). Uma vez verificada a adaptação, parte-se para o aperto de todos os parafusos, um de cada vez, iniciando pelo parafuso 2, depois o parafuso 4, depois o intermediário e eventualmente os dois parafusos distais. Cada parafuso deve ser apertado até sua primeira resistência, anotando-se a posição da chave e um máximo de meia volta (180°) deve ser realizado com a chave para o aperto final (10 a 15 Ncm). Outra forma utilizada para avaliar a adaptação foi pela quantidade de voltas dadas durante o aperto do parafuso de ouro, quando mais de meia volta era necessária para apertar completamente o parafuso, a estrutura foi considerada mal adaptada, sendo seccionada e soldada.

Carr & Sokol (1991), relataram que os modelos de trabalho deveriam representar precisamente o relacionamento intraoral dos implantes para permitir a fabricação de próteses com ajuste passivo. Neste estudo, comparou-se a precisão dos modelos, obtidos a partir de um modelo mestre, com dois implantes Nobelpharma, posicionados paralelamente e colocados na região posterior direita, por meio de duas técnicas de moldagem de transferência para implantes – técnica direta (transferentes quadrados) e indireta (transferentes cônicos). Uma estrutura metálica foi usada para obter medidas (mm) pelo aperto do implante anterior com um torque constante (14 in. oz.). Quatro esferas de aço inoxidável de 1,57mm foram colocadas na estrutura: duas por vestibular e duas por lingual. As quatro esferas correspondentes ao modelo mestre foram transferidas pelas moldagens para os modelos experimentais permitindo fazer quatro medidas entre duas esferas. Foram produzidos nove modelos para cada técnica e os dados foram obtidos em um microscópio (precisão de $3\mu\text{m}$). As médias absolutas observadas subtraindo-se os valores preditos foram: para a técnica indireta, 0,070mm e para a técnica direta, 0,020mm. Nas condições deste estudo, não houve nenhuma evidência convincente que uma técnica é mais precisa que a outra.

Em 1991, Carr relata que, a produção de uma estrutura metálica precisa e que apresente assentamento passivo para próteses implantorretidas, demanda uma compreensão dos potenciais erros de processamento. A precisão de modelos de trabalho fabricados por moldagens utilizando dois diferentes transferentes Nobelpharma foi investigada. Um

modelo de gesso representando uma mandíbula com cinco pilares de implantes localizados na região anterior foi utilizado para se obter sete modelos para ambas as técnicas de transferência indireta e direta. 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 parecia estar relacionada com o não paralelismo entre os pilares ($< 15^\circ$) e com a deformação aparente do material de moldagem.

Fenton *et al.* (1991), fizeram um estudo que comparou a precisão dos modelos de implantes produzidos utilizando-se quatro diferentes técnicas de moldagem de transferência. Foi obtido uma estrutura metálica para prótese sobre implante mandibular padrão e em seguida, um modelo metálico de um arco mandibular com cinco implantes que se ajustasse a estrutura. Foram obtidos quinze modelos para cada uma das quatro técnicas de moldagem para transferência. O ajuste da estrutura metálica pré-fabricada para cada modelo foi avaliado manualmente. A diferença entre assentamento passivo e adaptação por aperto do parafuso foi medida em microscópio com aumento de 30 vezes. Os resultados para as técnicas de moldagens de transferência foram: a - transferentes quadrados unidos com resina acrílica e moldagem com hidrocolóide irreversível (0 com pior ajuste / fenda $4,17\mu\text{m}$); b - transferentes quadrados unidos com resina acrílica e moldagem com poliéter (0 com pior ajuste / fenda $4,17\mu\text{m}$); c - transferentes quadrados sem união e moldagem com poliéter (4 com pior ajuste / fenda $11\mu\text{m}$); d- transferentes cônicos e moldagem com silicone de adição (8 com pior ajuste / fenda $21,6\mu\text{m}$). A avaliação manual do ajuste passivo teve correlação com as medidas das fendas. Quando resina acrílica foi usada para unir os transferentes quadrados, todos os modelos foram aceitáveis e mais precisos que aqueles que obtiveram o melhor resultado obtido com as outras técnicas, independente do material de moldagem utilizado.

Ivanhoe *et al.* (1991), descreveram uma técnica de moldagem de transferência para implantes com transferentes quadrados unidos. Foi realizada moldagem preliminar de um paciente com cinco implantes fixados na mandíbula, com transferentes cilíndricos e

hidrocolóide irreversível. Após a obtenção do modelo, os transferentes cilíndricos foram substituídos por transferentes quadrados. Fez-se uma conexão rígida 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 intraorais, 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 acrílica Duralay, minimizou as alterações durante a polimerização pela diminuição da quantidade de resina e reduziu o desconforto para o paciente.

Rodney *et al.* (1991) relataram que o processo de fabricação de prótese sobre implante envolve a crítica transferência de registros intraorais para os modelos de trabalho. Qualquer alteração dimensional neste processo pode levar a pobres resultados finais ou à completa falha da prótese. Avaliaram a precisão dimensional entre dois sistemas de moldagem de transferência para implantes (Sistema Brånemark, Nobelpharma): transferentes quadrados (direto) e transferentes cônicos (indireto). Um modelo padrão foi fabricado com duas réplicas de pilares fixados com resina epóxi. Moldeiras individuais foram utilizadas para a realização das moldagens com poliéter. Doze modelos foram obtidos para ambos os sistemas de moldagem de transferência e as leituras realizadas diretamente nos modelos, em microscópio de mensuração. Os resultados mostraram que a dimensão média entre as réplicas dos pilares do modelo padrão foi de 0,6758 polegadas com um possível erro de medição de 0,0002 polegadas. Os transferentes cônicos apresentaram um valor médio de 0,6808 polegadas com um desvio padrão de 0,0023 polegadas e os transferentes quadrados tiveram um valor médio de 0,6778 polegadas com um desvio padrão de 0,0017 polegadas. Os autores concluíram que a moldagem de transferência com o transferente quadrado (direta) foi dimensionalmente mais precisa que aquela em que se utilizou o transferente cônico (indireta).

Assif *et al.* (1992) compararam a precisão dimensional de quatro diferentes procedimentos de moldagem de transferência para implantes osseointegrados. Foi construído um modelo mandibular de gesso especial tipo IV com cinco análogos de

implantes. Uma estrutura metálica simulando prótese sobre implantes foi encerada e fundida. Esta estrutura foi o padrão para que todas as mensurações fossem realizadas durante a avaliação da precisão dos modelos obtidos pelos diferentes procedimentos de moldagem. Análogos foram parafusados à estrutura metálica e então incluídos dentro do bloco de alumínio com resina epóxi. Este procedimento propiciou um modelo metálico e uma estrutura metálica ajustada passivamente sobre ele. Foram utilizadas quatro técnicas de moldagem de transferência: 1- moldeira de estoque metálica com abertura superior e selada com placa base de cera, transferentes quadrados unidos com resina acrílica de baixa contração (Duralay, Reliance, Illinois, E.U.A.) 24 horas antes, mas com um espaço de 1mm entre cada transferente, que foram unidos 15 minutos antes da moldagem com hidrocolóide irreversível; 2- moldeira individual de resina acrílica ativada quimicamente, transferentes quadrados unidos com resina acrílica de baixa contração (semelhante a técnica 1) e utilizando-se poliéter durante a moldagem; 3- moldeira individual de resina acrílica ativada quimicamente, transferentes quadrados sem união e moldagem utilizando poliéter; 4- moldeira de estoque metálica perfurada, transferentes cônicos, moldagem com silicone de adição (técnica da dupla mistura). Foram obtidos quinze modelos para cada técnica. O critério utilizado para verificar a precisão das moldagens foi o ajuste dos análogos à estrutura metálica. Isto foi julgado manualmente, bem como visualmente com auxílio de um microscópio. A estrutura metálica foi assentada sobre cada modelo e foi aplicada pressão digital alternadamente nas regiões correspondentes ao topo de cada um dos cinco implantes. Dois examinadores fizeram suas observações independentemente e então compararam os resultados. A análise visual foi feita com o auxílio de microscópio com aumento de 30 vezes. Um parafuso guia foi apertado no implante central para manter a estrutura em uma posição constante enquanto as medições foram feitas nos cilindros terminais (a discrepância existente devido aos procedimentos de moldagem foi determinada pela diferença da distância quando o cilindro estava sem parafuso daquela quando estava apertado com o parafuso). Duas medidas foram feitas para cada um dos dois pilares terminais. Quando os transferentes foram unidos com resina acrílica (técnicas 1 e 2), todos os trinta modelos foram julgados adaptados a estrutura passivamente e foram supostos aceitáveis clinicamente (desadaptação média de 4,17µm). Já na técnica 3, onze dos quinze modelos foram julgados estar passivos e clinicamente aceitáveis (a média de desadaptação

nos quinze modelos foi de 11 μ m). Quando transferentes cônicos foram usados (técnica 4), somente sete dos quinze modelos foram julgados clinicamente aceitáveis (a média de desadaptação nos quinze modelos foi de 21,6 μ m). Houve uma clara correlação entre a avaliação clínica do ajuste passivo e a discrepância medida no microscópio. Os autores concluíram que quando resina acrílica foi usada para unir os transferentes (técnica 1 e 2), todos os modelos foram aceitáveis e mais precisos do que o melhor das duas outras técnicas. Quando a união não foi realizada, os transferentes quadrados, propiciavam bons resultados. A maioria dos modelos produzidos com a técnica 4 (transferentes cônicos) foi considerado inaceitável.

Carr (1992) relatou que quando se trabalha com implantes, é necessário entender a importância da exatidão e precisão de todas as fases de produção e união para conseguir uma estrutura que se ajuste passivamente aos implantes. O autor avaliou a exatidão de modelos de trabalho produzidos a partir de moldagens utilizando transferentes cônicos e transferentes quadrados. Para isso, foi construído um modelo mestre, simulando uma mandíbula parcialmente edêntula, com dois implantes posicionados na região posterior esquerda, com uma distância de 11mm entre seus centros, 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 poliéter. Foram feitos dez modelos para cada técnica. A transferência foi julgada efetiva na produção de modelos se a distância entre pontos específicos dos modelos 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 estatística significativa foi notada. Ambas as técnicas fornecem resultados comparáveis com um valor médio de discrepância de 36 μ m e 35 μ m 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 *et al.* (1993) avaliaram e compararam a precisão com que a posição dos pilares foi reproduzida em quatro diferentes técnicas para transferência de implantes usando dois sistemas de fabricação de modelos. Um modelo mestre em aço inoxidável, com dois

implantes anteriores e dois posteriores, foi fabricado. Moldeiras individuais de resina acrílica ativada quimicamente foram feitas com alívio referente a duas lâminas de cera. Todas as técnicas usaram transferentes quadrados, sendo: técnica I- somente transferentes quadrados; II- unidos com resina acrílica de baixa contração e fio dental; III- fio de aço inoxidável ortodôntico 0,03 pol. de diâmetro, unidos com resina acrílica de baixa contração; IV- Blocos de resina acrílica de baixa contração, pré-fabricados, ao redor dos transferentes, foram efetivamente unidos com pequena quantidade de resina acrílica ativada quimicamente. Todas as esplintagens com resina acrílica foram feitas 20 minutos antes da moldagem. Foram realizadas 14 moldagens, utilizando poliéter, de acordo com cada técnica de transferência, totalizando 56 moldagens. Para simular a condição intraoral, o análogo experimental foi mantido em uma estufa úmida a 37°C por 10 minutos antes de proceder à moldagem. Esperou-se 15 minutos para remoção do molde, o conjunto permaneceu em uma estufa a 32°C. Os pinos guia foram desaparafusados e as moldagens foram separadas do análogo experimental. Réplicas dos pilares em latão foram unidas aos transferentes e mantidas em posição pelos pinos guia. As 14 moldagens de cada técnica foram divididas em dois grupos semelhantes, sete em cada, como se segue: Grupo 1- modelo sólido espatulado a vácuo por 40s, aguardado o período de cristalização de 60 minutos e mantido à temperatura ambiente por no mínimo 24 horas antes das medidas serem feitas; Grupo 2- Zeiser system (modelo troquelizado). As medidas foram feitas com um projetor de perfil. Cada modelo foi removido do projetor de perfil e recolocado entre as leituras, sendo que foram realizadas três para cada modelo. Foram feitas duas medidas horizontais (entre os pilares posteriores AD e anteriores BC) e quatro verticais na altura de cada pilar (A,B,C,D). Não houve diferença estatística significativa entre as técnicas de transferência de implantes e os sistemas de modelos mestres utilizados. Média AD= 40,67 a 58,49µm e BC= 50,73 a 66,86µm. Diferenças significativas foram observadas entre as alterações verticais dos pilares B e D sujeitos às técnicas de transferência II e IV. Entre os sistemas de modelo sólido e troquelizado (Zeiser) houve diferença estatística significante: AD sólido= 61,28µm e AD troquelizado= 39,42µm; C sólido= 38,49µm e C troquelizado= 22,66µm; D sólido= 38,55 µm e D troquelizado= 21,41µm. Para todos os propósitos práticos parece que a técnica não esplintada usando um adequado material de moldagem pode reduzir uma parte da complexidade dos procedimentos de transferência e economizar tempo clínico. O Zeiser

system tende a minimizar as distorções das posições dos pilares atribuídas à expansão do gesso. Os autores concluem que: 1- O volume da massa de resina acrílica de baixa contração, utilizada na união dos transferentes, é um fator insignificante na precisão das moldagens de transferência. 2- Não há diferença significativa na precisão das moldagens de transferência entre as técnicas esplintadas ou não esplintada. 3- Com o sistema Zeiser foi possível alcançar redução nos erros entre pilares na região posterior dos modelos mestres quando comparado com um sistema de modelo sólido.

Em 1993, Inturregui *et al.* investigaram a produção de tensão na estrutura metálica mestre quando ela foi parafusada e apertada com torque de 10 Ncm sobre os modelos de gesso obtidos por três técnicas de moldagem de transferência para implantes osseointegráveis. 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 30 mm de comprimento. Duas réplicas de latão associadas aos pinos guia foram apertadas com 10 Ncm na estrutura metálica. Esta estrutura foi fixada em uma base de gesso pedra melhorado. Trinta moldeiras individuais de resina acrílica, com uma janela na oclusal, foram confeccionadas. O material de moldagem utilizado foi o poliéter. Os pinos guia foram apertados com torque de 10 Ncm. Os moldes foram separados do modelo mestre 6 minutos após o posicionamento da moldeira. Foram utilizadas três técnicas diferentes, I - transferentes quadrados não unidos; II - transferentes quadrados unidos com gesso de moldagem; III - 17 transferentes quadrados unidos com resina acrílica de baixa contração. Para a técnica III, um molde de silicone de adição (consistência massa) foi construído para padronizar a união. A estrutura em resina foi seccionada com um disco de carborundum. Os segmentos foram novamente assentados no modelo mestre, reapertados com um torque de 10 Ncm e re-unidos com resina acrílica. O aperto do conjunto pino guia, transferente e análogo do pilar, foi realizado somente com pressão digital. A força de 10 Ncm aplicada com o torquímetro causou rotação dos transferentes nos moldes com poliéter (técnica I). Portanto, pressão digital foi usada para apertar os análogos de latão para todas as técnicas de moldagem. Os moldes foram vazados em conjuntos de cinco, dentro do período de tempo menor que 3 horas e meia da primeira moldagem e pelo menos 30 minutos da última moldagem que foi feita. Os modelos obtidos com gesso pedra melhorado tipo V (Die-Keen) foram espatulados manualmente por 30 s e a vácuo por mais 30 s. Após um tempo mínimo

de 2 horas foram separados do molde e armazenados em temperatura ambiente por duas semanas até que as medidas fossem avaliadas. A estrutura metálica foi parafusada com parafusos de ouro e apertada com torque de 10 Ncm em cada modelo de gesso obtido. As mensurações no plano horizontal e vertical foram realizadas por meio de indicador de tensão digital modelo P-3500 (Measurements Group Inc.). A técnica I foi apresentada diferença estatística significativa em relação às técnicas II e III em ambos os planos (horizontal e vertical). Em adição, a técnica I demonstrou proporcionar valores mais próximos àqueles encontrados no modelo mestre. Os autores concluíram que houve diferença estatística significativa entre as três técnicas utilizadas. Nenhuma das técnicas de moldagem resultou em um ajuste de estrutura absolutamente passivo. Baseado nos valores de tensão registrados e no ajuste subjetivo da estrutura nos modelos, quaisquer das técnicas de moldagem investigadas são clinicamente aceitáveis. Parece não haver nenhuma vantagem clínica em se usar as técnicas mais demoradas de moldagem de transferência com esplintagens com resina acrílica ativada quimicamente ou gesso.

Phillips *et al.* (1994) relataram que a maioria dos estudos basearam-se na distorção do modelo mestre obtido a partir de uma moldagem, nas diferenças entre vários desenhos de transferentes e técnicas de transferência. Neste estudo foi avaliada a posição dos transferentes no molde antes da fabricação do modelo e, também, comparou as tolerâncias de usinagem de um determinado sistema. As tolerâncias de usinagem podem ser descritas como distorções clinicamente aceitáveis, isto é, essas que não induzem tensão aos componentes. O propósito deste estudo foi comparar a precisão de três técnicas de moldagem diferentes usadas por cirurgiões dentistas atualmente. Estas foram: 1- transferentes cônicos; 2- transferentes quadrados e 3- transferentes quadrados unidos com resina acrílica ativada quimicamente. A posição tridimensional dos transferentes no modelo mestre proporcionou a referência de controle para a comparação direta da distorção ou movimento relativo dos transferentes durante a moldagem. Cinco análogos de implantes foram fixados em um modelo mestre de resina acrílica ativada termicamente incolor simulando uma mandíbula edêntula. Cada análogo foi colocado com uma angulação de 10 graus para vestibular e pilares transmucosos (TMA) fixos (20 Ncm). Isto criou um modelo igual à situação clínica com implantes ligeiramente divergente de um ao outro. Transferentes foram fixos (10 Ncm) sobre o modelo mestre e a posição tridimensional deles

registrada usando um dispositivo para medição com precisão menor do que $1\mu\text{m}$ para comparação das moldagens de transferência. Foram feitas moldagens usando três técnicas diferentes com moldeiras especiais produzidas para permitir um mínimo de 3mm de material de moldagem. O material de moldagem usado foi o Impregum (ESPE/Premier) e a resina acrílica para a técnica de esplintagem foi GC Pattern resin, usando fio dental para apoiá-la durante a colocação. Um total de quinze amostras foi preparado usando as três técnicas diferentes. A posição dos transferentes foi medida dentro da moldagem para evitar as distorções criadas pela expansão higroscópica do gesso. As avaliações estatísticas indicaram que as distorções associadas com os transferentes quadrados foram significativamente menores do que as com os transferentes cônicos e os espécimes esplintados com resina ficaram entre os dois. Para o transferente cônico, existem outras variáveis, como a distorção do material de moldagem durante a remoção, causando permanente deformação do mesmo e também a necessidade de reposicionamento dentro da moldagem. Não houve diferença significativa entre as distorções dos transferentes cônicos e dos transferentes quadrados unidos com resina acrílica. O movimento absoluto total de cada TMA na interface com a réplica de implante variou de $72,3\mu\text{m}$ ($\pm 38,2\mu\text{m}$) para os transferentes cônicos, $53,6\mu\text{m}$ ($\pm 27,2\mu\text{m}$) para os transferentes quadrados esplintados com resina e $35,5\mu\text{m}$ ($\pm 20,7\mu\text{m}$) para os transferentes quadrados. As tolerâncias de usinagem dos componentes protéticos testados neste estudo foram $31,9\mu\text{m}$ ($\pm 14,2\mu\text{m}$) no plano xy. Este valor foi baseado em trabalho previamente realizado na Universidade de Washington. Comparando-se as tolerâncias de usinagem medidas para o sistema de implante ($31,9\mu\text{m}$) com as distorções no plano xy dos transferentes quadrados (sem resina), esse foi o único grupo que não mostrou nenhuma diferença estatística. O significado clínico deste estudo é que uma técnica de moldagem deveria levar idealmente o menor tempo, ser de fácil realização, menor custo, confortável para o paciente e apresentar os melhores resultados. O transferente cônico cumpre a maioria destes critérios, mas sua inexatidão inerente limita sua utilização. Porém, desde que a técnica com os transferentes quadrados esplintados com resina não mostrou nenhum benefício sobre o transferente quadrado sem resina, o tempo extra e as complicações envolvidas na criação da esplintagem com resina acrílica poderiam ser considerados desnecessários.

Assif *et al.* (1996) avaliaram a precisão de três técnicas de moldagem de implantes, através de uma matriz metálica mandibular simulando uma situação clínica com cinco análogos de implantes parafusados e colados com resina epóxi. As três técnicas de moldagem foram as seguintes: Grupo 1- transferentes quadrados unidos entre si com resina acrílica ativada quimicamente de baixa contração; Grupo 2- transferentes quadrados sem união e Grupo 3- transferentes quadrados unidos com resina acrílica ativada quimicamente, diretamente à moldeira individual de resina acrílica. Foram realizadas 15 moldagens com poliéter, para cada técnica. A análise da precisão de cada técnica foi feita através de um extensômetro, com base no assentamento, e com um torque de 10 Ncm, de uma estrutura metálica (prata/paládio), previamente confeccionada, nos modelos de gesso obtidos pelas moldagens de transferência. As médias dos resultados em microstrain foram: Grupo 1: 138,06; Grupo 2: 293,60 e Grupo 3: 279,13. Foi observado que a união dos transferentes entre si com resina acrílica ativada quimicamente mostrou-se significativamente mais precisa quando comparada às outras duas técnicas estudadas.

Coelho (1997) avaliou o comportamento de seis silicones de adição, um poliéter, um polissulfeto, um silicone de condensação e um hidrocolóide irreversível, quando empregados em uma técnica de moldagem e transferência da posição de implantes. Utilizando-se moldeiras individuais padronizadas e um modelo mestre em acrílico, no qual foram colocados cinco implantes, realizaram-se cinco moldagens com cada material testado, num total de 50 procedimentos de moldagem. As distâncias horizontais entre os análogos dos modelos de gesso obtidos de cada molde foram comparadas com as mesmas distâncias do modelo mestre, com o objetivo de determinarem-se as possíveis alterações dimensionais sofridas pelo material de moldagem. A análise dos dados obtidos demonstrou que todos os materiais testados apresentaram alterações dimensionais estatísticas significantes. O silicone de adição President apresentou a menor alteração dimensional, enquanto o hidrocolóide irreversível Orthoprint apresentou a maior alteração. Finalmente todos os silicones de adição produziram modelos semelhantes, seguidos do poliéter, do polissulfeto, do silicone de condensação e o hidrocolóide irreversível.

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 construído

uma estrutura metálica em ouro sobre cilindros de ouro. Devido a presença de desadaptação, ela foi seccionada entre os pilares e unida com cianoacrilato para a realização da soldagem. Marcações foram feitas na estrutura metálica e esta foi seccionada novamente em quatro pontos com um disco diamantado de 0,45mm de espessura. Trinta moldeiras individuais em resina acrílica ativada quimicamente e espessura de 3mm, perfuradas e com abertura na região dos pilares foram utilizadas para a realização das moldagens. Três depressões localizadoras foram feitas no modelo para padronizar o posicionamento da moldeira durante as moldagens. As moldagens foram realizadas com silicone de 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 pontos de parada contatarem a base do modelo mestre. Esperou-se 15 minutos do início da mistura (o dobro da recomendação do fabricante para compensar a polimerização à temperatura ambiente). 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 feita. Foram feitos cortes para deixar uma fenda de 2mm entre cada par de transferentes 15 minutos antes da moldagem ser realizada, as secções de resina acrílica da esplintagem foram unidas com resina Duralay. A mesma esplintagem de resina acrílica foi usada para transferir os componentes de moldagem do modelo mestre para todos os 15 modelos análogos feitos com a técnica esplintada. Quando necessário, a união foi seccionada e reunida 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. Todos os moldes foram mantidos à temperatura ambiente (25° C) por 1 hora. O gesso foi proporcionado, misturado manualmente por 15 segundos para incorporar a água e então misturados mecanicamente a vácuo por 30 seg. Esperou-se 1 hora antes da separação da moldagem. Os segmentos da estrutura metálica foram apertados em cada um dos trinta

modelos com um torque constante de 10 Ncm. Um microscópio de mensuração com precisão de 1µm 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 as técnicas (0,0006 a 0,134mm) sendo necessárias medidas corretivas em algumas situações.

Em 1997, Hussaini & Wong apresentaram um procedimento clínico e laboratorial para fazer um preciso modelo de trabalho que facilitará a fabricação da fundição sobre o modelo mestre. É realizada na boca a união dos transferentes quadrados com resina acrílica ativada quimicamente de baixa contração (GC Pattern resin) e fio dental. Desparafusa-se o conjunto e secciona-o com um disco fino. Recoloca-se na boca e unem-se os espaços criados com resina acrílica ativada quimicamente ou resina composta fotopolimerizável. A moldagem é feita com silicone de adição usando uma moldeira aberta para ter acesso aos parafusos. Com o auxílio de um pincel ou espátula para cimento, une-se a porção apical dos análogos firmemente com gesso para impressão (expansão de presa de 0,06%). Depois da cristalização do gesso, secciona-se cada espaço interproximal com um disco fino. Embebe-se por poucos minutos em água de gesso e enxágua-se. Procede-se então a nova união das partes separadas com uma segunda mistura de gesso para impressão. Nesse momento é realizada uma dicagem na moldagem e vazado material para tecido mole ao redor da terminação coronal dos análogos e então completado o vazamento da moldagem com gesso tipo III (expansão de presa de 0,3%). Um modelo foi feito com esta técnica e outro foi feito vazando gesso tipo III sem o procedimento do gesso para impressão. No modelo feito pelo procedimento proposto, as fendas entre a cabeça do implante e a estrutura protética (medidas com um microscópio óptico) variaram de 20 a 36 µm, ao passo que no modelo convencional as fendas variaram de 82 a 139 µm. Quando um preciso modelo de trabalho é confeccionado, o dentista pode instruir o laboratório a fundir cada unidade separadamente e soldá-las usando o modelo mestre como um index. Pelo uso do procedimento proposto, se a fundição final se ajustar ao modelo mestre, o dentista deve confiar que ela poderá se

adaptar clinicamente. Ainda que uma apresentação clínica dificilmente prove a superioridade de um procedimento, esse artigo expõe outro método para ser utilizado, podendo ser testado em um estudo científico.

Em 1998, Goiato *et al.* 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 de uma prótese total sobre implantes reside na falta de precisão da adaptação do sistema de conexão destas próteses. Este fato é dependente do tipo de material de moldagem e das técnicas de transferência dos componentes protéticos utilizados para a 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 transferências e se adaptam aos intermediários e suas réplicas. Porém, existem variações de técnicas para a 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-Xantopren) e poliéter (Impregum F). As técnicas de moldagem de transferência adotadas foram: transferentes quadrados adaptados com resina acrílica de baixa contração esculpida em forma quadrada, com a finalidade de reter os transferentes no ato da remoção do molde; técnica com os transferentes quadrados unidos com resina acrílica de baixa contração pela técnica do fio dental; e técnica com transferentes cônicos. Para padronizar a pressão de moldagem, foi colocada uma carga de 1500g sobre a moldeira, suficiente para remover o excesso de material de moldagem e mantê-lo confinado em pressão constante. Os transferentes protéticos foram removidos dos modelos de gesso e sobre estes foram posicionados 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 silicone de condensação na técnica do transferente quadrado e na

técnica do transferente cônico. A técnica dos transferentes unidos com resina acrílica ativada quimicamente não mostrou diferença estatística significativa, sugerindo condições lineares estáveis nos três tipos de materiais de moldagem elastoméricos. Todas as técnicas de transferência produziram alterações dimensionais lineares nos modelos sem diferenças estatísticas significativas, independente dos materiais de moldagem.

Assif *et al.* (1999) avaliaram a precisão de três técnicas de moldagem de implantes, usando três diferentes materiais de união dos transferentes. Para isso utilizaram uma matriz metálica de laboratório com cinco implantes que simulava a prática clínica. Para o grupo A, a resina acrílica ativada quimicamente de baixa contração (Duralay, Reliance, Illinois, E.U.A.) foi utilizada para tal. No grupo B, uma resina acrílica de dupla polimerização (Accuset, EDS) foi utilizada e no grupo C, foi utilizado gesso de moldagem (Kerr Snow White Plaster nº 2, Kerr USA), que também foi o material de moldagem nesse grupo. Sobre a matriz foi construída uma supra-estrutura metálica com assentamento passivo nos implantes, e esta foi utilizada para verificar a precisão da posição dos análogos dos implantes nas réplicas. Para os grupos A e B, foi utilizado o poliéter como material de moldagem. Para cada grupo, foram realizadas 15 moldagens. A precisão dos modelos de gesso com os análogos dos implantes foi medida através da adaptação da 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 utilizando resina acrílica ativada quimicamente ou gesso de moldagem como material de união dos transferentes foram significativamente mais precisas do que quando utilizando resina acrílica de dupla polimerização. Isto pode ser causado pela polimerização incompleta da resina acrílica de dupla polimerização 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.

Dumbrigue *et al.* (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 resina acrílica ativada quimicamente injetada dentro de canudos com 3 mm de diâmetro. Após pelo menos 17 minutos, 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 minutos antes da realização da moldagem final (porque 80% da contração da resina ocorre nos primeiros 17 minutos após a mistura). A moldagem final é efetuada usando uma moldeira individual e o material de moldagem de escolha.

Herbst *et al.* (2000) avaliaram e compararam quatro técnicas de moldagem em termos de sua precisão dimensional para reprodução da posição de implantes nos modelos de trabalho. Uma matriz metálica foi construída com cinco implantes posicionados para simular uma situação clínica, sendo que dois deles apresentavam 8° de inclinação lingual e oito pontos de referência fresados na matriz metálica. Quatro técnicas de moldagem foram utilizadas: (1) transferentes cônicos, (2) transferentes quadrados, (3) transferentes quadrados unidos com resina acrílica ativada quimicamente (Duralay) e (4) transferentes quadrados com extensão metálica lateral de um lado (não esplintados), que apenas encostavam-se sobre o transferente adjacente (Southern Implants, South Africa). Um torque de 10 Ncm foi aplicado para padronizar o ajuste de cada capuz de cicatrização (com ponto de referência em sua superfície) sobre cada análogo no modelo mestre ou modelos de gesso. A união com resina acrílica Duralay e fio dental foi feita 20 minutos antes de a moldagem ser feita para permitir uma ótima polimerização e corresponder com a situação clínica. O modelo mestre foi mantido em uma estufa com 100% de umidade e a 37°C enquanto foram feitas as moldagens. As moldagens foram feitas com silicone por adição

massa/regular (President - Coltene), através da técnica de moldagem simultânea com moldeiras individuais de resina acrílica ativada quimicamente (Formatray - Kerr). Quatro modelos foram feitos para cada técnica e mantidos a temperatura ambiente por no mínimo 24 horas antes das medições. Os corpos-de-prova obtidos em gesso (VelMix - Dentsply), foram analisados em um microscópio de luz reflexiva, capaz de analisar os eixos x, y e z. Observaram que a precisão dimensional foi alta e, ainda que estatística significante, foi registrada uma diferença máxima de distorção de somente 0,31%. Concluíram que a precisão dimensional de todas as técnicas avaliadas foi excepcional e as diferenças observadas podem ser consideradas desprezíveis clinicamente, sendo, portanto, todas recomendadas para moldagem de transferência dos implantes osseointegrados. Uma implicação clínica destes resultados é que parece não ser vantajosa a união dos transferentes com resina acrílica ativada quimicamente.

Vigolo *et al.* (2000) avaliaram *in vitro* a precisão de modelos obtidos a partir de moldagens de transferência utilizando transferentes quadrados para reposição de um único dente. Os transferentes foram divididos em dois grupos, sendo que no primeiro grupo os transferentes foram utilizados como fornecidos pelo fabricante e no segundo grupo receberam jateamento (óxido de alumínio de 50µm à pressão de 2,5atm) seguido de aplicação do adesivo para moldeira. Um modelo de resina com um implante unitário localizado na região do 2º pré-molar superior direito foi usado para simular uma situação clínica. Antes de cada procedimento de moldagem, o transferente quadrado foi parafusado ao implante do modelo de resina usando um torquímetro calibrado para 10 Ncm. As moldagens para transferência foram feitas com poliéter (Impregum - Espe) espatulado em um espatulador mecânico (Pentamix, ESPE) para os dois grupos estudados. O adesivo do poliéter foi aplicado em cada moldeira individual de resina acrílica (Palatray LC, Kulzer Heraeus) 1 hora antes das moldagens serem feitas. Vinte moldagens foram feitas para cada grupo. Vinte e quatro horas após a moldagem, a réplica do implante foi parafusada no transferente e a moldagem vazada com gesso pedra tipo IV (New Fujirock, GC). Os modelos obtidos foram analisados em um perfilômetro (Nikon modelo V-12) para verificação de possível mudança na posição (rotação) do hexágono das réplicas dos implantes nos modelos de gesso, em comparação com o modelo de resina. Observaram que a mudança de posição do hexágono nas réplicas foi significativamente menor nos modelos

obtidos com os transferentes modificados do que com os transferentes não preparados. Concluíram que a precisão da moldagem de transferência aumenta quando há um aumento da rugosidade e retenção dos transferentes por meio de cobertura com o adesivo do material de moldagem.

Sahin & Çehreli (2001) fazem uma revisão da significância clínica do ajuste passivo e dos fatores que afetam o ajuste final de estruturas suportadas por implantes. Um dos principais desafios para o cirurgião dentista é a entrega de uma prótese aceitável que não comprometa a longevidade do tratamento. O assentamento passivo é um dos pré-requisitos mais significativos para a manutenção da interface osso-implante. Para prover assentamento passivo ou uma superestrutura livre de tensões, a estrutura deveria, teoricamente, induzir absolutamente tensão zero nos componentes do implante e no osso circunvizinho, na ausência de uma carga externa aplicada. Esta exigência vital pode ser provida por um contato completo e simultâneo das superfícies internas de todos os retentores por todos os pilares. Estrutura com ajuste absolutamente passivo não foi alcançada nas últimas três décadas. Apesar de não haver um consenso, existem várias sugestões relativas ao nível aceitável de desajuste. Levando em conta o conhecimento atual, embora haja reivindicações que o ajuste passivo seja um fator governante para a manutenção de osseointegração e sucesso dos implantes, há uma tendência contrária crescente na literatura pertinente. Os procedimentos laboratoriais e clínicos empregados na fabricação de estruturas são inadequados para oferecer um ajuste absolutamente passivo para superestruturas fixas suportadas por implantes e requerem pesquisa e desenvolvimento adicionais. Obter um ajuste passivo não parece ser possível e pode ser na realidade desnecessário, embora algumas complicações protéticas sejam atribuídas à falta de um ajuste passivo, seu efeito no sucesso dos implantes é questionável.

Nissan *et al.* (2002) afirmaram que variações do alívio na técnica de moldagem podem resultar em alterações dimensionais proporcionais a espessura do material leve. O propósito deste estudo foi determinar a quantia de alívio necessária para obter modelos de gesso precisos com o uso da técnica de moldagem em dois passos usando silicone de adição. Foram realizadas 45 moldagens a partir de um modelo mestre de aço inoxidável, quinze moldagens para cada espessura de material leve (1, 2 e 3mm). O modelo continha

três preparos para coroa total que foram usados como o controle positivo. Foi utilizada uma moldeira metálica perfurada e pincelada com o adesivo fornecido pelo fabricante. Os passos laboratoriais realizados foram: Moldagem com o pesado e espera de 10min. Remoção dos alívios, moldagem com o leve e espera de 12 minutos (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). Todas as moldagens foram armazenadas à temperatura ambiente de 25°C por 1 hora antes do vazamento. Gesso pedra melhorado foi espatulado manualmente para incorporar água e então misturado mecanicamente a vácuo por 15 segundos. Foi utilizado vibrador durante o vazamento e esperou-se 1 hora antes de separar o modelo. Cada medida dos corpos de prova foi repetida por 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 moldagem 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 significativas 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 2 mm 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.

Heshmati *et al.* (2002) propuseram mensurar a expansão de gessos tipos IV e V, comparando-se a expansão final 2 horas a partir da manipulação – como indicado pela especificação 25 ADA – e possíveis alterações dimensionais 120 horas após sua manipulação. Foram comparadas as seguintes marcas de gesso odontológico: Die-Keen, Jade Stone, Vel-Mix, ResinRock, FujiRock e SilkyRock. Após a produção dos modelos, estes foram submetidos a medições por meio de aparelho eletrônico a partir de 2 horas da espatulação até 120 horas. Todas as marcas testadas apresentaram valores médios de expansão linear após 120 horas da manipulação maiores em relação aos valores médios

obtidos 2 horas após sua manipulação. A expansão foi completa essencialmente 96 horas após a manipulação para todas as marcas, exceto para ResinRock. De acordo com os resultados observados, os autores puderam concluir que todos os gessos testados apresentaram alteração dimensional após 2 horas, entretanto essa variação foi de 22% a 71% entre os materiais.

Vigolo *et al.* (2003) relataram que a movimentação dos transferentes dentro do material de moldagem durante as fases clínicas e laboratoriais pode causar inexatidão na transferência do posicionamento espacial dos implantes da cavidade oral para o modelo mestre. Este estudo *in vitro* avaliou a precisão de três diferentes técnicas de moldagem usando poliéter de média viscosidade (Impregum Penta) para obter os modelos. Foram fabricados um modelo metálico com seis implantes e uma estrutura metálica que se ajustava passivamente a ele. Foram realizadas 45 moldagens deste modelo com transferentes quadrados. Três grupos, com quinze modelos cada grupo, foram formados a partir das diferentes técnicas de moldagem: grupo 1- transferentes quadrados; grupo 2- transferentes quadrados unidos com resina acrílica Duralay (fabricada um dia antes da moldagem, sendo seccionada entre os transferentes e unidas novamente antes do procedimento de moldagem) e grupo 3- transferentes quadrados jateados e recobertos com o adesivo de moldagem indicado pelo fabricante. Os modelos de gesso Die stone (novo Fuji Rock; GC Corp, Tokyo, Japão) foram fabricados com o sistema de troquelização Zeiser (Girrbach Dental GmbH, Pforzheim, Alemanha) para evitar os problemas relativos a expansão de presa do gesso. Como a estrutura metálica foi ajustada passivamente ao modelo metálico, não foi encontrada nenhuma resistência ou báscula perceptível visualmente, sendo então utilizada como controle para avaliação da precisão do ajuste passivo. A precisão de posicionamento dos pilares foi numericamente avaliada com um perfilômetro Nikon (modelo V-12, Nikon Corp, Nippon Kogaku, Japão) com uma ampliação de 10 vezes, fornecendo uma precisão de 2 μ m em relação às distâncias horizontais entre os dois pilares mais posteriores e os dois pilares mais anteriores. Os dados foram analisados com uma análise de variância com um critério de classificação ($p=0,05$), seguida pelo método de Student Newman-Keuls ($p=0,05$). Exame visual dos modelos do grupo 1 revelou discrepâncias entre um ou mais pilares e a estrutura metálica. Análise visual dos modelos dos grupos 2 e 3 revelaram perfeita adaptação da estrutura metálica a

todos os 6 pilares. Foi verificada diferença estatisticamente significativa entre as três técnicas de moldagem ($p= 0,001$). O procedimento de Newman-Keuls descobriu diferenças significativas entre os grupos, com os modelos dos grupos 2 e 3 sendo significativamente mais precisos que os modelos do grupo 1 ($p= 0,05$). A distância entre os pilares 1 e 6 comparada ao modelo metálico foi $78,16\text{ }\mu\text{m}$ ($dp= \pm 22,14$) maior nos modelos do grupo 1; $33,83\text{ }\mu\text{m}$ ($dp= \pm 5,4$) maior nos modelos do grupo 2 e $31,72\mu\text{m}$ ($dp= \pm 4,6$) maior nos modelos do grupo 3. As distâncias entre os pilares mais anteriores também foram maiores que as registradas no modelo metálico. A distância foi $67,91\mu\text{m}$ ($dp= \pm 15,34$) maior nos modelos do grupo 1; $31,42\mu\text{m}$ ($dp= \pm 7,6$) maior nos modelos do grupo 2 e $30,34\mu\text{m}$ ($dp= \pm 6,4$) maior nos modelos do grupo 3. Dentro das limitações deste estudo, os modelos mais precisos foram obtidos das técnicas de moldagem com os transferentes quadrados unidos com resina acrílica Duralay (grupo 2) ou com os transferentes quadrados jateados e recobertos com adesivo (grupo 3).

Assunção *et al.* (2004) avaliaram a exatidão do processo de transferência sob condições variáveis com relação a angulações dos análogos de implantes, materiais e técnicas de impressão. Sessenta réplicas de uma matriz de metal (controle) contendo quatro implantes a 90, 80, 75 e 65 graus em relação à superfície horizontal foram obtidas empregando-se três técnicas de impressão: T1 - técnica indireta com transferentes cônicos em moldeiras fechadas; T2 - técnica direta com transferentes quadrados em moldeiras abertas; e T3 - transferentes quadrados unidos com resina acrílica ativada quimicamente e 4 elastômeros: “P” - polissulfeto; “I” - poliéter, “A” - silicone de adição e “Z” - silicone de condensação. Os valores das angulações dos análogos dos implantes foram avaliados por um perfilômetro (precisão de 0,017 graus) e então, submetidos a análise de variância para comparações ao nível de significância de 5% ($p<0,05$). Para o análogo de implante a 90 graus, o material “A” associado com T2 e o material “Z” com T3 comportaram-se diferentemente ($p<0,05$) de todos os grupos. A 80 graus, todos os materiais comportaram-se diferentemente ($p<0,01$) com T1. A 75 graus, quando T1 estava associado, os materiais “P” e “A” mostraram comportamento semelhante, bem como os materiais “I” e “Z”, contudo, “P” e “A” foram diferentes de “I” e “Z” ($p<0,01$). Quando T3 estava associado, todos os grupos experimentais comportaram-se diferentemente entre si ($p<0,01$). A 65graus, os materiais “P” e “Z” comportaram-se diferentemente ($p<0,01$) do grupo de controle com T1,

T2 e T3. Os materiais “I” e “A” comportaram-se diferentemente do grupo de controle ($p < 0,01$) quando T1 e T2, respectivamente, estavam associados. Concluíram que, quanto mais perpendicular for a angulação do análogo do implante em relação à superfície horizontal, mais exata será a impressão. Os materiais de melhor desempenho e, portanto, indicados para as moldagens de transferência de implantes foram poliéter e silicone de adição e a técnica mais satisfatória foi a técnica com os transferentes quadrados unidos com resina acrílica.

Naconecy *et al.* (2004) avaliaram a deformação de uma estrutura metálica conectada a quinze modelos de gesso tipo IV (GC FujiRock EP) fabricados usando três técnicas de transferência para determinar o procedimento de moldagem mais preciso. O material de moldagem utilizado foi o poliéter Impregum F usando um dispensador de material de moldagem Pentamix2. Foram confeccionadas três moldeiras individuais de resina foto ativáveis, sendo duas abertas e uma fechada. Foram feitos cinco modelos de gesso a partir de moldagens de um modelo mestre de resina epóxica (com cinco análogos de pilares de implantes) para cada técnica de transferência. Grupo 1: modelos foram criados pela técnica direta esplintada (transferentes quadrados unidos com pinos de aço carbono com 2,5 mm de diâmetro e resina acrílica GC Pattern Resin); Grupo 2: modelos foram feitos pela técnica direta não esplintada (transferentes quadrados); e Grupo 3: foram fabricados 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 tenham avaliado 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 comparada às técnicas direta não esplintada e indireta.

Kim *et al.* (2006) avaliaram possíveis deslocamentos dos componentes dos implantes de um modelo de trabalho, e sugeriram um método para comparar as precisões das técnicas de moldagem durante a moldagem e durante o vazamento do gesso. Duas técnicas de moldagem foram avaliadas: transferentes quadrados associados com moldeira aberta, e transferentes quadrados esplintados com resina fotopolimerizável associados com moldeira aberta. Um modelo mandibular com cinco implantes foi confeccionado. Foram realizados cinco modelos de trabalhos por técnica de moldagem, e foram mensurados usando um computador que fornecia as coordenadas dos componentes. Os dados dos deslocamentos durante o procedimento de moldagem e durante o vazamento foram calculados. A média dos deslocamentos no instante que o transferente estava unido à réplica foi de 31,3µm. O menor deslocamento ocorreu no grupo não esplintado em comparação ao grupo esplintado durante a realização da moldagem ($p=0,001$), mas em relação ao vazamento do modelo o grupo não esplintado obteve maior deslocamento dos componentes ($p=0,015$). Pode-se concluir então, que o grupo não esplintado foi o mais preciso durante a realização da moldagem, mas menos preciso durante a confecção do modelo de trabalho.

Castilho *et al.* (2007) compararam a precisão de duas técnicas de confecção de modelos de trabalho na implantodontia, sendo estas a técnica convencional de vazamento dos moldes e a técnica em que se utiliza cilindro de látex e vazamento do gesso em duas porções. Foram confeccionados 20 modelos de trabalho utilizando gesso tipo IV a partir de um modelo mestre contendo quatro implantes tipo hexágono externo plataforma 3,75mm de diâmetro. Uma barra metálica foi confeccionada sobre o modelo mestre por meio da técnica de fundição da cera perdida. Sobre esta barra foram adaptados dois *strain gauges* por segmento da barra, sendo utilizados, então, seis sensores sobre a barra, por meio dos quais foi possível mensurar as deformações sofridas pela barra em seus três segmentos. Apesar de o grupo em que foi utilizado a técnica convencional ter apresentado maior valor médio de deformação ($263,7 \pm 109,07\mu\epsilon$) em relação à técnica do manguito ($193,73 \pm 78,83\mu\epsilon$), quando submetidos a análise de variância, não foi observado diferença estatística significativa entre os grupos. Dessa forma, os autores concluíram que a técnica proposta utilizando preenchimento em duas etapas não se apresenta mais vantajosa em relação à

técnica convencional, devido à estabilidade dimensional semelhante à obtida pela técnica convencional e ao maior tempo despendido na confecção dos modelos.

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 vazamento (Convencional, com tubos de Látex e com análogos unidos com Duralay) para próteses implantossuportadas. Todos os componentes protéticos utilizados foram da empresa Conexão (Conexão Sistemas de Prótese). Foi construído um modelo mestre de latão simulando um arco inferior desdentado onde foram fixados provisoriamente quatro análogos de pilares *MicroUnit* perpendicularmente à superfície e paralelos entre si, sendo denominados análogos: A, B, C e D. Uma estrutura metálica foi confeccionada e parafusada a quatro novos análogos. Este conjunto foi cimentado passivamente no modelo mestre com resina epóxica. Foram confeccionadas (com 2mm de alívio) uma moldeira individual de alumínio para a técnica com os transferentes quadrados unidos e outra para as técnicas com os transferentes cônicos e quadrados. O material de moldagem utilizado foi um poliéter (Impregum Soft Média Viscosidade - 3M ESPE) e o gesso empregado foi um gesso tipo IV (Vel-Mix, Kerr), espatulado a vácuo. Uma carga de 1250g foi colocada sobre a moldeira para padronizar a pressão durante a moldagem. 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 câmara de vídeo acoplada a uma lupa Leica (aumento de 100 vezes). As fendas obtidas foram: modelo Mestre = 31,63 μm ; Index = 27,07 μm ; Cônico / Convencional = 116,97 μm ; Cônico / Látex = 65,69 μm ; Cônico / Duralay = 141,12 μm ; Quadrado / Convencional = 57,84 μm ; Quadrado / Látex = 38,03 μm ; Quadrado / Duralay = 74,19 μm ; Quadrado unido / Convencional = 73,17 μm ; Quadrado unido / Látex = 82,47 μm ; Quadrado unido / Duralay = 104,67 μm . Os testes estatísticos utilizados foram Mann-Whitney, Kruskal-Wallis, Tukey e Dunn ($\alpha=0,05$). Pode concluir que em relação às técnicas estudadas: 1- A melhor técnica de moldagem foi a com transferentes quadrados; 2- A melhor técnica de vazamento, realizando-se a moldagem com transferentes cônicos ou quadrados, foi a técnica que utilizou tubos de látex; 3- A forma de

vazamento não influenciou a precisão dos modelos de gesso para a técnica com os transferentes quadrados unidos; 4- As técnicas do Index ou Quadrado / Látex transferem precisamente o posicionamento dos implantes, sendo estatisticamente semelhantes ao modelo mestre.

Lopes Junior (2008) avaliou a estabilidade dimensional de três técnicas diretas de transferência da posição de implantes e quatro RAAQ (Duralay I, Duralay II, GC Pattern e Dencrilay), em quatro períodos diferentes, por meio da técnica da fotoelasticidade. Foram confeccionados três modelos fotoelásticos contendo dois implantes com 13mm de comprimento e plataforma de 4,1mm. Sobre esses foram aparafusados dois transferentes quadrados, que foram esplintados com RAAQ de três formas diferentes: com hastes metálicas, barras acrílicas pré-fabricadas e com fio dental. A análise fotoelástica foi realizada, com auxílio de polariscópio circular, em quatro tempos diferentes (20 minutos, 3, 24 e 36 horas) e permitiu calcular a energia de distorção (E) na região apical dos implantes e a força gerada sobre os transferentes em cada experimento. Foi realizada análise estatística dos resultados ($p < 0,05$) e, comparadas as quatro resinas, verificou-se diferença estatisticamente significativa quando a técnica com barra pré-fabricada e fio dental ($p = 0,001$) foram empregadas. No entanto, quando a técnica com a haste metálica foi utilizada não se encontrou diferença significativa ($p = 0,116$). A resina Dencrilay apresentou maiores alterações dimensionais, tanto na técnica com barra como com fio dental. Duralay II e GC apresentaram os menores valores quando aplicadas à barra pré-fabricada e Duralay I e GC apresentaram os menores valores para o fio dental. Quando comparadas as técnicas, a com hastes metálicas apresentou os menores valores para as resinas Duralay I, GC e Dencrilay. Para a técnica com barra pré-fabricada, a resina Duralay II foi a que gerou menores valores. Para todas as resinas, a técnica com fio dental apresentou os piores resultados. A técnica de transferência com hastes metálicas foi a mais apropriada e as resinas que apresentaram as menores alterações dimensionais foram a Duralay I, Duralay II e GC Pattern.

Lee *et al.* (2008) fizeram uma revisão sistemática para investigar a precisão de técnicas de moldagens de transferência para implantes publicadas, e também examinar os fatores clínicos que poderiam afetar a precisão dessas moldagens. A pesquisa eletrônica foi

executada em junho de 2008 em bancos de dados MEDLINE, EMBASE e Cochrane Biblioteca com palavras-chave, implantes, moldagem e moldagens. O estudo investigou a precisão das moldagens para implantes, em artigos publicados em inglês. Além disso, uma procura manual foi executada para enriquecer os resultados no período de tempo de janeiro de 1980 a maio 2008. Depois de executar as estratégias de procura, foram selecionados 41 artigos para serem incluídos no processo de revisão. Todos os artigos selecionados eram estudos *in vitro*. Dos 17 estudos que compararam a precisão das técnicas esplintada e não esplintada, 7 defenderam a técnica esplintada, 3 defenderam a técnica de não esplintada e 7 informaram não haver nenhuma diferença. Quatorze estudos compararam a precisão das técnicas de transferência. O número de implantes é importante na comparação entre as técnicas esplintadas e não esplintadas. Onze estudos compararam a precisão dos materiais poliéster e silicone de adição e 10 relataram não haver diferença entre ambos. Quatro estudos examinaram o efeito da angulação dos implantes na precisão das técnicas de moldagens. Dois estudos reportaram alta precisão com os implantes retos, enquanto outros dois informaram que a angulação dos implantes não tem nenhum efeito. Na revisão referente ao nível da conexão dos implantes, a técnica esplintada tem maior precisão. Para situações na qual havia 3 ou menos implantes, a maioria dos estudos não mostrou nenhuma diferença entre as técnicas, considerando que para 4 ou mais implantes, a maioria dos estudos mostrou mais precisão com a técnica de transferência esplintada. Poliéster e silicone de adição são os materiais mais indicados para as moldagens de transferência de implantes.

Mitha *et al.* (2009) propuseram realizar medições em três dimensões do desajuste presente em infraestruturas implantorretidas utilizando microscópio. Foi utilizado um modelo de gesso contendo cinco implantes e cinco pilares UCLA calcináveis, para posterior enceramento e fundição de cinco infraestruturas em titânio. Foram avaliadas medidas de desajuste vertical do padrão em cera sobre o modelo mestre e posteriormente à fundição, entre a infraestrutura e o modelo mestre. Houve diferença estatística entre os grupos, sendo que as infraestruturas fundidas apresentaram desajuste marginal entre 416 e 477 μ m, e o maior valor encontrado ocorreu entre o abutment e o implante terminal. Entretanto, segundo aos autores, os resultados não são confiáveis, por apresentar somente medidas lineares e, também, devem ser consideradas variáveis inerentes à fundição da infraestrutura.

Assunção *et al.* (2009) descreveram e compararam três principais técnicas utilizadas em bioengenharia aplicadas na implantodontia, sendo estas análises a fotoelasticidade, extensometria e elementos finitos. Segundo os autores, a fotoelasticidade fornece dados qualitativos sobre a localização e concentração de tensões, entretanto fornece baixa informação quantitativa sobre as tensões ocorridas, já que o método baseia-se no princípio da birrefringência de materiais. Sobre a extensometria, também denominada *strain gauges*, devido aos sensores elétricos, propicia mensurações *in vitro* e *in vivo*, sob cargas estáticas e dinâmicas, entretanto este valor corresponde ao ponto onde se encontra o sensor que tem área ativa de 2 a 10mm, e pode mensurar com precisão deformações de até 10% da estrutura, geralmente são fixados ao implante ou a estruturas rígidas como barras ou conectores. E por fim, os autores relatam o uso da análise por elementos finitos, que consiste em um procedimento numérico, em que se realiza simulação da situação em estudo, a técnica é indicada principalmente quando não é possível a análise de um modelo utilizando-se de outros métodos. Dessa forma, os autores concluíram que as três técnicas têm ampla aplicação em estudos sobre o comportamento biomecânico de estruturas na implantodontia, desde que sejam corretamente indicadas e aplicadas para tal situação.

Hedge *et al.* (2009) propuseram avaliar a resposta produzida a partir da utilização de *strain gauges* em barras, já que esta é uma metodologia que tem sido bastante relatada na literatura, porém não se sabe a precisão que este método propicia em seus resultados. Foram confeccionados, então, um bloco metálico contendo cinco implantes de plataforma tipo hexágono externo e 4,0mm de diâmetro, e uma barra em liga de ouro com 1,4cm de comprimento, que deveria ser encaixada sobre dois implantes. Anéis metálicos com espessuras pré-determinadas em 150, 300 e 500µm foram interpostos entre a plataforma do implante e o pilar protético, produzindo um dejasuste marginal da infraestrutura. Sobre a barra foi colocado um *strain gauge*, realizando mensurações quando a barra seria adaptada ao pilar, e uma segunda mensuração quando realizado o apertamento e torque sobre o parafuso protético. A fenda formada entre a barra e a plataforma metálica foi mensurada, também, utilizando-se instrumento óptico de aumento de alta precisão, por observação em quatro pontos sobre a plataforma. Esse procedimento foi realizado três vezes, obtendo-se posteriormente médias e desvios-padrão, para comparação intergrupos por meio de análise de variância em dois sentidos e regressão linear. Observou-se que a espessura do anel teve

efeito significativo em relação à alteração da tensão ($p < 0,0001$) e correlação positiva ($R^2 = 0,93$) quando o parafuso recebeu o torque máximo. Os autores concluíram que a tensão sobre a barra aumenta significativamente com o aumento do desajuste marginal, entretanto a tensão ocorrida quando há o torque máximo do parafuso não representa, necessariamente, a tensão máxima sofrida pela barra.

Segundo Sorrentino *et al.* (2010) muitas variáveis podem influenciar a precisão de moldagem em próteses sobre implantes, o que pode prejudicar o assentamento passivo das mesmas. Os autores propuseram comparar a precisão da técnica de moldagem frente a diferentes materiais, comprimento do transferente de moldagem e posição dos implantes quanto ao paralelismo. Foram divididos em dois grupos controles e oito grupos experimentais, utilizando poliéter e silicone de adição para as moldagens. Após a obtenção dos modelos utilizando uma matriz metálica contendo quatro implantes na região anterior, estes foram avaliados por meio de quatro medidas lineares com o auxílio de um projetor e escala métrica. Foi observada diferença estatística quando comparada a moldagem entre implantes angulados e implantes paralelos, em que a moldagem de modelos com implantes angulados demonstrou menor precisão, provavelmente à indução de tensão durante a moldagem e à força de remoção do molde. Modelos mais precisos foram obtidos com a utilização de poliéter quando os implantes apresentavam paralelismo, entretanto, quando este paralelismo estava ausente, o silicone de adição demonstrou maior fidelidade do molde, bem como o uso de transferentes com comprimento padrão.

Tahmaseb *et al.* (2010) descreveram uma técnica para mensurar desajuste marginal de infraestruturas digitalmente desenhadas e produzidas, baseado no conceito da cirurgia guiada por computador, além da comparação entre a infraestrutura produzida pelo processo digital e uma infraestrutura confeccionada pelo método convencional, por meio de análises por extensometria. Assim, foram obtidos modelos de gesso e modelos em resina acrílica, referentes a uma mandíbula, com a colocação de três mini-implantes. Posteriormente, os modelos de resina acrílica foram submetidos a exame tomográfico tipo *Cone beam*, e sobre este exame foi desenhado digitalmente a colocação de seis implantes, que foram inseridos no modelo de resina acrílica segundo protocolo de cirurgia guiada por computador. Este modelo foi, então, moldado com silicone de adição, e obtido, desta forma, um modelo de

gesso. Em seguida, utilizando as imagens obtidas por *scanner*, foi desenhada e confeccionada uma infraestrutura metálica em titânio onde foram adaptados *strain gauges*. Também foi utilizado scanner óptico de alta precisão para identificar toda a geometria da peça, possibilitando posteriores comparações entre as mensurações. As medidas de tensão induzidas ao implante foram obtidas e convertidas em valores de deformação. Os valores de desajuste foram menores para a infraestrutura obtida pelo método convencional ($11,8\mu\text{m} \pm 10,5\mu\text{m}$). Entretanto, os autores afirmaram não haver diferença estatística entre os grupos, sendo que estas diferenças não iriam ser clinicamente significantes.

Proposição

Diante destas observações, este trabalho tem como:

Objetivo Geral:

Avaliar modelos de trabalho obtidos por meio de diferentes técnicas de preenchimento do molde com gesso (porção única, duplo preenchimento, cilindro de látex e união dos análogos) quanto aos desajustes marginais e tensões induzidas à estrutura metálica

Objetivos Específicos:

- 1) Avaliar os modelos de trabalho quanto a desajustes marginais induzidos a uma infraestrutura metálica e passivamente adaptada a um modelo mestre que originou todos os demais modelos. Quanto maiores os valores de desajustes marginais de um determinado grupo, mais imprecisa a técnica.
- 2) Avaliar as tensões induzidas à infraestrutura metálica após fixação desta aos modelos de trabalho. Quanto maiores as tensões ocorridas sobre a barra posicionada sobre os modelos de trabalho de um determinado grupo, mais imprecisa a técnica.

Materiais e métodos

Delineamento experimental

Quarenta (n=10) modelos de gesso foram obtidos, a partir de um modelo mestre contendo dois análogos de pilares protéticos cônicos para peças múltiplas sobre implantes, simulando uma prótese fixa implantorretida de três elementos. Foram utilizados transferentes quadrados, unidos com resina acrílica previamente à moldagem com silicone de adição. Os modelos foram confeccionados em gesso tipo IV (Herostone, Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil) segundo 4 grupos de tratamento:

Grupo 1 (controle): 10 modelos de trabalho obtidos a partir do preenchimento do molde com gesso em porção única;

Grupo 2: 10 modelos de trabalho obtidos a partir do preenchimento do molde com gesso em duas porções;

Grupo 3: 10 modelos de trabalho obtidos a partir da técnica do manguito.

Grupo 4: 10 modelos de trabalho obtidos a partir do preenchimento do molde com gesso realizando-se a esplintagem prévia dos análogos.

Após a obtenção de 40 modelos de trabalho, foi confeccionada, então, uma estrutura metálica em titânio, de secção cilíndrica, utilizada para avaliação de desajustes marginais e de tensões ocorridas sobre esta.

Os desajustes marginais, presentes entre a base do pilar protético e superfície do análogo, foram avaliados por meio do protocolo de parafuso único para avaliação de passividade de estruturas em próteses implantorretidas, em microscópio de precisão de 1 μ m e aumento de 120 vezes. As distorções nos modelos de trabalho foram avaliadas por meio de observação da tensão gerada ao sistema utilizando-se *strain gauges* (Excel Engenharia de Sensores; Embu, São Paulo, Brasil). Para tal, uma infraestrutura protética foi parafusada a cada modelo de trabalho, mediante registro das deformações elásticas ocorridas na peça por extensometria.

Características do modelo mestre

O modelo mestre metálico em aço inoxidável (figura 1) a ser utilizado nesse estudo foi confeccionado a partir de um processo de usinagem utilizando-se como referência um modelo de trabalho em gesso especial tipo IV, contendo dois análogos de minipilares protéticos cônicos para peças múltiplas tipo minipilar de plataforma regular 3,75mm (Conexão sistemas de prótese, São Paulo, Brasil). O modelo foi referente à arcada inferior, sendo os análogos fixados nas posições do primeiro molar e primeiro pré-molar inferiores direito.

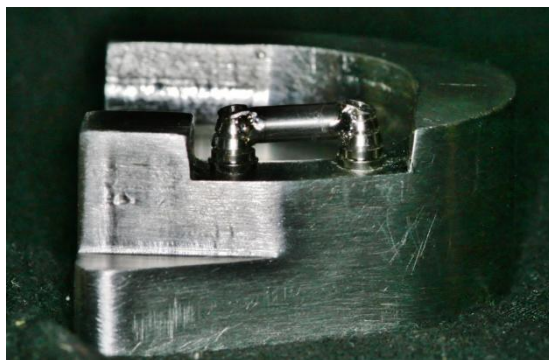


Figura 1. Modelo mestre metálico.

Os análogos foram fixados ao corpo do modelo através de adesivo de cianoacrilato (Loctite Super Bonder, Henkel KGaA, Itapevi, SP), distando 1,5 cm de centro a centro, paralelamente. Uma infraestrutura de secção cilíndrica em titânio comercialmente puro de dimensões equivalentes a uma prótese fixa implantorretida de 03 elementos foi confeccionada a partir de técnica de soldagem a laser aos minipilares protéticos. Após a obtenção da infraestrutura (que foi utilizada para a avaliação dos modelos) e uso de delineador protético, os análogos dos pilares protéticos foram removidos do modelo mestre, parafusados à peça protética e então novamente fixados com adesivo de cianoacrilato aos orifícios iniciais do modelo mestre. Esse procedimento foi realizado a fim de que a passividade da peça e paralelismo dos análogos fossem garantidos.

Obtenção da moldeira individual

Foi confeccionada uma moldeira individual para que a espessura do material de moldagem fosse uniforme durante o procedimento de moldagem. Por este motivo foi colocado sobre o modelo mestre cera tipo 7 (Artigos odontológicos Clássico, São Paulo, Brasil), realizando-se um alívio de 2 mm de espessura em toda sua extensão, de forma uniforme (figura 2). A moldeira foi obtida utilizando-se resina acrílica quimicamente ativada (Vipi Ind. e Com. de Produtos Odontológicos, São Paulo, Brasil), apresentou espessura de 2mm em toda a sua extensão e orifício (figura 3) correspondente à localização dos transferentes de moldagem para a realização da técnica de moldagem de transferência tipo moldeira aberta. Também foram confeccionados dois pequenos cilindros, além do cabo da moldeira, formando um tripé, o que possibilitou uniformidade da pressão de moldagem. (figura 4). A moldeira foi armazenada em água, em recipiente hermeticamente fechado.



Figura 2. Modelo mestre com alívio de 2mm com cera nº 7.



Figura 3. Moldeira individual em resina acrílica.



Figura 4. Moldeira individual com adaptação de um tripé.

Foi adaptada a esta moldeira e ao modelo mestre uma base em silicone de adição (Flexitime, HaerusKulzer, Hanau, Alemanha)(figura5). Esta base apresenta cortes seccionais permitindo mesmo eixo de inserção da moldeira durante a moldagem e confecção de modelos de trabalho padronizados em relação à quantidade de gesso da base do modelo de trabalho.

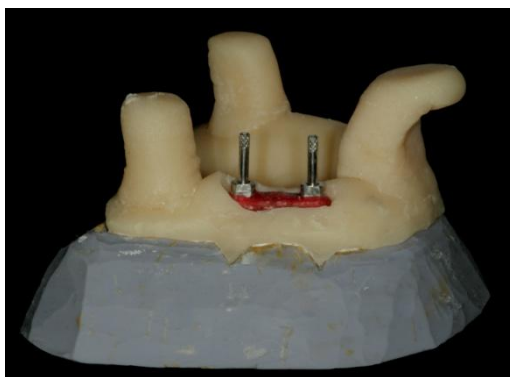


Figura 5. Base em silicone de adição adaptada ao modelo mestre e à moldeira individual

Moldagem e obtenção dos modelos de trabalho

Para obtenção de modelos de trabalho, foram utilizados transferentes quadrados para pilares cônicos (Conexão sistemas de próteses, São Paulo, Brasil). Os transferentes posicionados sobre o modelo mestre foram inicialmente unidos com fio dental sem tensão e este foi recoberto por resina acrílica ativada quimicamente de baixa contração (Pattern

Resin; GC América INC, Alsip, Estados Unidos). Após polimerização da resina, a união foi seccionada com disco diamantado e realizada novamente a união com resina acrílica ativada quimicamente de baixa contração a fim de que possíveis tensões induzidas devido à polimerização da resina fossem minimizadas (figura 6)(Assif *et al*,1992).

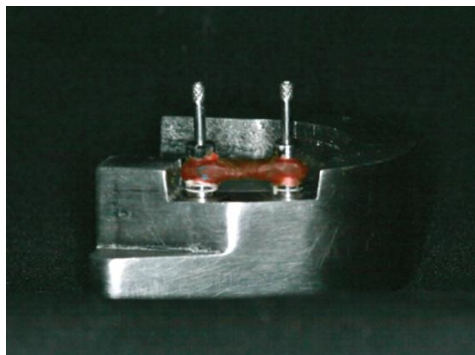


Figura 6. Transferentes quadrados unidos com resina acrílica.

Foi aplicado adesivo (HaerusKulzer, Hanau, Alemanha) sobre a moldeira para melhor adesão do material de moldagem. Esperou-se 1 minuto após sua aplicação e carregou-se a moldeira individual com material para moldagem elastomérico tipo denso (Flexitime, HaerusKulzer, Hanau, Alemanha) e baixa viscosidade (Flexitime, HaerusKulzer, Hanau, Alemanha) com introdução por seringa de moldagem, seguindo os padrões da técnica de moldagem de dupla mistura, e em seguida a moldeira foi posicionada sobre o modelo. Foi colocado dispositivo com massa de 1000 g (figura 7) para padronização da força de inserção e estabilização da moldeira durante o procedimento.



Figura 7. Moldeira individual posicionada sobre modelo mestre, sob massa de 1000g.

Após 10 minutos, o conjunto foi removido (figura 8) e os análogos dos pilares protéticos foram parafusados aos transferentes presentes no molde com o auxílio de uma pinça hemostática para evitar possíveis deslocamentos do análogo (figura 9). Após 30 minutos da remoção da moldeira, gesso especial tipo IV foi utilizado para a confecção dos modelos de trabalho. Sua manipulação seguiu as proporções indicadas pelo fabricante, assim, 100g de gesso tipo IV foi utilizado com 22ml de água, sendo realizada espatulação manual por 20 segundos e mecânica durante 40 segundos em espatuladora a vácuo (Multivac 4 Degussa, Alemanha). A técnica de preenchimento dos moldes foi realizada de acordo com o grupo de tratamento, sendo obtidos 10 modelos para cada grupo experimental.



Figura 8. Molde em silicone de adição.

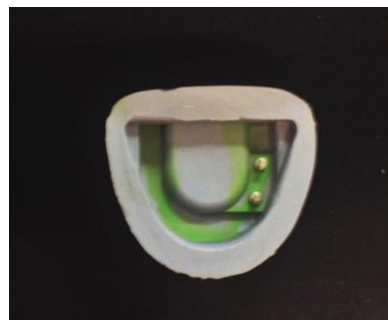


Figura 9. Molde com análogos de implante posicionados e base de silicone adaptada ao conjunto.

Preenchimento dos moldes

Grupo 1:

Para a confecção dos modelos do grupo 1, gesso foi colocado sobre o molde sob vibração contínua, em pequenas quantidades, recobrindo todo o molde (Porção única) (figura 10) . Esperou-se 60 minutos a partir do preenchimento total do molde para remoção do modelo.

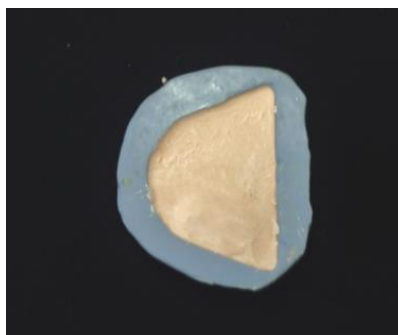


Figura 10. Molde preenchido com gesso pela técnica convencional

Grupo 2:

Para o grupo 2, o gesso foi vertido lentamente até o preenchimento de metade da altura do análogo no interior do molde (figura 11). Foi aguardado o tempo de cristalização do gesso, recomendado pelo fabricante (30 minutos) e, após esse tempo, uma nova porção de gesso completara o preenchimento do molde (Duplo preenchimento). Aguardou-se, então, 60 minutos a partir do término da segunda fase de preenchimento do molde e removeu-se o modelo.

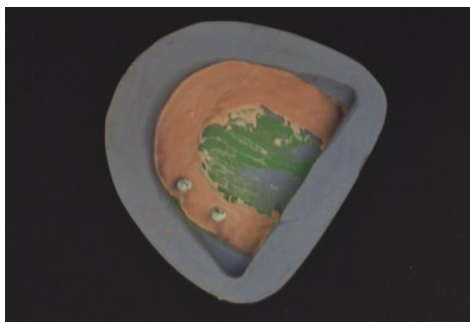


Figura 11. Molde preenchido com gesso até metade da altura de seu interior.

Grupo 3:

Para o grupo 3, cilindros de látex foram posicionados de forma a envolver os análogos fixados ao molde (figura 12). O gesso foi, então, vertido lentamente no interior do molde de forma que o mesmo não entrou em contato com a superfície dos análogos (figura 13), que foram protegidos pelo cilindro de látex. Após o tempo de cristalização do gesso (30 minutos), os cilindros de látex foram removidos do molde (figura 14), nova porção de gesso foi manipulada e vertida cuidadosamente no espaço deixado pelos mesmos. Após 60 minutos a partir da segunda fase de preenchimento do molde, foi obtido o modelo.

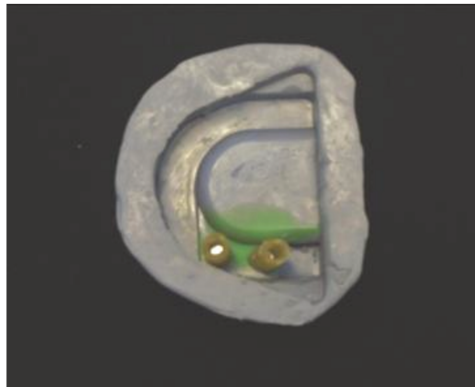


Figura 12. Cilindros de látex envolvendo análogos de implante.

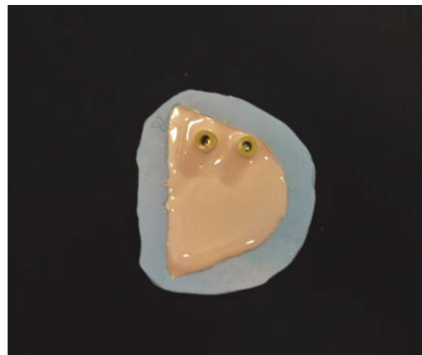


Figura 13. Molde preenchido com primeira porção de gesso.



Figura 14. Espaço ao redor dos análogos para preenchimento com gesso em segunda etapa.

Grupo 4:

Para o grupo 4, foram confeccionados, primeiramente, dez cilindros de cera de 12mm de comprimento, secção cilíndrica de 3mm de diâmetro como padrões de fundição (WaxRound; Dentaurum J.P., Winkelstroeter, Alemanha). Estes padrões foram posicionados em base formadora de cadinho para fundição, com cera utilidade (Epoxiglas; Epoxiglas Ind., São Paulo, Brasil) como base sustentadora e conduto de alimentação para a fundição. Em cada anel de fundição foram incluídos 5 padrões, e sobre estes foi aplicado líquido redutor de tensão superficial (Waxit, Degussa AG, São Paulo, Brasil) e esperou-se 5 minutos em temperatura ambiente (figura 15).

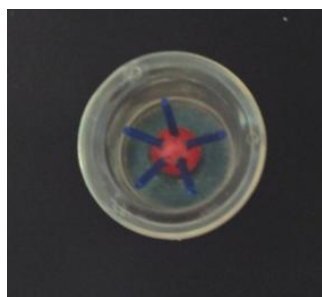


Figura 15. Padrões para fundição posicionados em anel de silicone sobre base formadora de cadinho.

O anel de silicone foi posicionado sobre a base formadora de cadinho e dessa forma foi vertido o revestimento à base de fosfato especial para fundição de ligas alternativas (Gilvest HS, BK Guilini, Alemanha), proporcionado e manipulado à vácuo conforme

instruções do fabricante. Após 2 horas a partir do preenchimento total do anel, o conjunto foi colocado em forno de aquecimento (Vulcam 3550, Degudent, Estados Unidos), com uma temperatura inicial de 300°C durante 20 minutos, e posterior elevação de temperatura para 950°C por 20 minutos, em seguida foi realizada a fundição destas hastes em liga de cromo-cobalto (StarAlloy C, Degudent- Dentsply, Alemanha) à temperatura de 1320°C. Após esfriamento dos anéis de fundição em temperatura ambiente, os blocos foram fraturados e os produtos de fundição foram recuperados. As hastes metálicas foram seccionadas do conduto de alimentação utilizando-se discos de carborundum, e em seguida foi realizado processo de jateamento com óxido de alumínio com partículas médias de 100µm (Renfert GmbH, Hilzingen, Alemanha) sob pressão de 4,2 kg/cm².

As hastes metálicas foram posicionadas na região apical do análogo de implante (figura 16), previamente parafusado ao transferente de moldagem, utilizando resina acrílica (Pattern Resin; GC América INC, Alsip, Estados Unidos). Após polimerização da resina, foi vertido gesso tipo IV (Herostone, Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil) sobre o molde sob vibração constante até seu completo preenchimento, semelhante ao procedimento de preenchimento utilizado na técnica convencional. Aguardou-se, então, 60 minutos para cristalização do gesso para remoção do modelo.

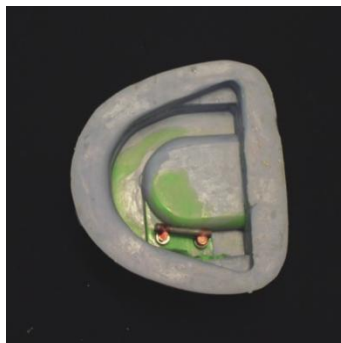


Figura 16. Análogos unidos com haste metálica e resina acrílica

Confecção da infraestrutura

Previamente à confecção da infraestrutura foi realizada a união de transferentes com resina acrílica (Pattern Resin; GC América INC, Alsip, Estados Unidos) de forma a obter a transferência da posição dos implantes do modelo mestre (figura 17), obtendo-se um index com base de gesso especial com dimensões de 20mm X 10mm X 10mm (figuras 18 e 19).

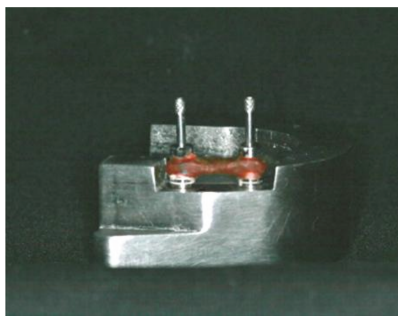
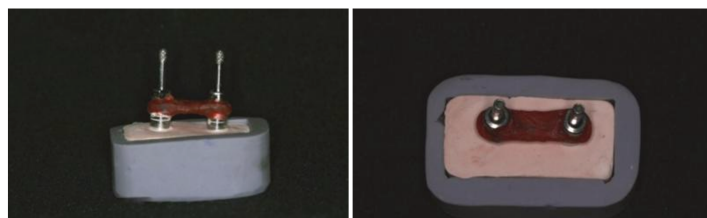


Figura 17. Transferentes unidos para transferência.



Figuras 18 e 19. Transferentes de moldagem posicionados em index de transferência em gesso (vista lateral e vista superior).

Para a obtenção da infraestrutura protética foram utilizados pilares protéticos pré-fabricados (Conexão sistemas de próteses, São Paulo, Brasil). Sobre os pilares protéticos, foi posicionada uma barra metálica em titânio, de secção cilíndrica (figura 20), suficiente para o posicionamento dos *strain gauges* (Excel Engenharia de Sensores, São Paulo, Brasil) e de comprimento compatível com a simulação clínica. Esta barra foi soldada aos pilares protéticos parafusados aos análogos de implante (figura 21), utilizando máquina de solda a laser (Desktop Laser – Dentaurem JP Winkelstroter KG, Pforzheim, Alemanha). A máquina foi programada a 365V, pulso de 9 ms com foco e frequência regulados em zero. A solda foi realizada na presença de atmosfera de gás argônio, em forma de fluxo contínuo nos pontos de solda, tendo um efeito significativo na redução da friabilidade do titânio, elevando dessa forma os valores de resistência à fratura e deformação (Watanabe *et*

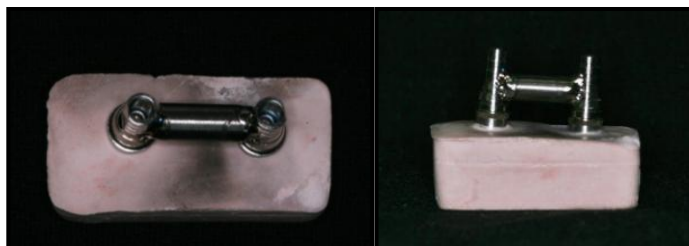
al.,2006). A soldagem da infraestrutura foi realizada por operador capacitado no uso desta máquina, para padronizar todo o processo de soldagem. Após obtenção da barra soldada (figuras 22 e 23), foi realizado acabamento da peça, obtendo-se a infraestrutura (figura 24) para as posteriores análises.



Figura 20. Barra para demarcada para soldagem aos pilares protéticos.



Figura 21. Soldagem a laser da barra aos pilares protéticos.



Figuras 22 e 23. Barra soldada aos pilares protéticos (vista superior e lateral)



Figura 24. Infraestrutura finalizada e posicionada sobre o modelo mestre.

Avaliação dos desajustes marginais

A avaliação dos desajustes baseou-se no protocolo de aperto do parafuso único para teste de passividade de estruturas sobre implantes (SARTORI et al., 2004): aperto de um retentor e avaliação do desajuste no retentor em alça (JEMT, 1991; KAN et al., 1999; SARTORI et al., 2004). Os desajustes foram medidos por visualização direta em aumento de 120 vezes em microscópio de medição com precisão de 1,0 μm (UHL VMM 100 BT; Reino Unido), equipado com câmera digital (KC-512NT; Kodo BR Eletrônica Ltda, São Paulo, SP) e unidade de analisadora (QC 220-HH; Quadra-Check 200, Metronics Inc., Canadá) (figura 25).

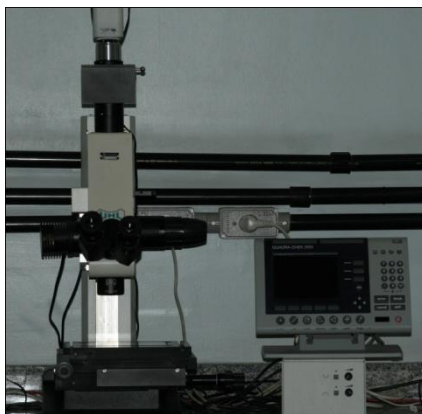
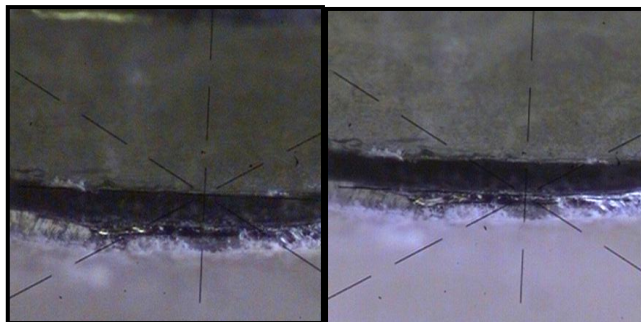


Figura 25. Microscópio de medição com precisão de 1,0 μm equipado com câmera digital e unidade de analisadora

As leituras dos desajustes marginais verticais foram realizadas em ponto demarcado na face vestibular da interface cilindro protético e análogo (figuras 26 e 27). Em cada região, as leituras foram repetidas por três vezes. Foram obtidas médias para cada grupo em avaliação.



Figuras 26 e 27. Desajuste marginal na interface pilar protético/análogo.

Mensuração das tensões

As tensões foram avaliadas após a adaptação da infraestrutura aos análogos dos implantes nos diferentes modelos de trabalho. A infraestrutura foi parafusada e foi utilizado torque de 10 Ncm sobre o parafuso, conforme instruções do fabricante. A medição das tensões foi realizada através de extensômetros elétricos de resistência – *strain gauges* (Excel Engenharia de Sensores, São Paulo, Brasil) – estes foram posicionados em duas superfícies da infraestrutura protética, sendo um sensor na face superior e outro na face inferior da infraestrutura, formando um ângulo de 90° entre eles, utilizando adesivo à base de cianoacrilato (Loctite Super Bonder, Henkel KGaA, Itapevi, São Paulo, Brasil) (figura 28). A tensão foi calculada a partir da leitura das deformações elásticas sofridas pela peça.

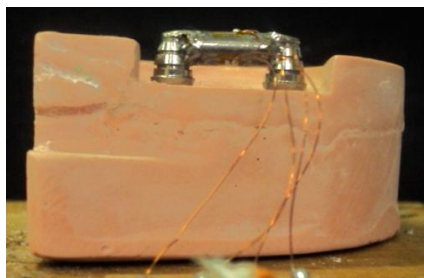


Figura 28. Infraestrutura posicionada sobre modelo de trabalho com extensômetros fixados sobre a barra.

O arranjo dos extensômetros na infraestrutura obedeceu à formação de meia ponte de *Wheatstone* (figura 29), utilizando-se dois extensômetros por canal de leitura (Naconecy *et al*, 2004). Foram utilizados dois *strain gauges*, e sua disposição possibilitou leituras de deformação nos segmentos da infraestrutura. Os sinais elétricos foram captados por um aparelho controlado por computador (ADS0500; Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo, SP), sendo processado por um *software* específico (AqDados 7; Lynx Tecnologia Eletrônica) (Koke *et al*, 2004; Naconecy *et al*, 2004).



Figura 29. Posicionamento dos extensômetros em formação de meia ponte de Wheatstone.

Forma de análise dos resultados

Os valores de desajuste marginal e tensão foram tabulados, sendo calculadas médias e desvios-padrão. Foi realizado teste de Shapiro-wilk para verificar a normalidade dos dados ($\alpha = 0,05$), sendo obtido $p=0,053$ para a variável desajuste marginal, e $p= 0,06334$ para a variável tensão. Atendidas as pressuposições para análise paramétrica, os resultados foram submetidos à análise de variância (ANOVA-1fator e teste de Tukey) por meio do programa estatístico SAS 9.1(SAS Institute, Cary, NC, Estados Unidos).

Resultados

A tabela 1 representa as médias e desvios padrão para a variável desajuste marginal.

Tabela 1. Valores médios e desvios-padrão para valores de desajuste marginal (μm) para os diferentes grupos de tratamento

GRUPO	Média (μm)	Grupos de Tukey ($\alpha=0.05$)
G1	106 (± 17)	A
G2	116 (± 43)	A
G3	110 (± 40)	A
G4	109 (± 17)	A

Médias seguidas por letras distintas, diferem entre si pelo teste de Tukey, sendo $\alpha=5\%$.

De acordo com a tabela 1, para a variável desajuste marginal, a análise estatística demonstrou não haver diferença significativa entre os diferentes grupos de tratamento ($p=0,979$)

A tabela 2 representa as médias e desvios padrão para a variável tensão.

Tabela 2. Valores médios e desvios-padrão para valores de tensão (μE) para os diferentes grupos de tratamento

Grupo	Média (μE)	Grupos de Tukey ($\alpha=0,05$)
G1	$164,23 \times 10^3$ ($\pm 124,46 \times 10^3$)	AB
G2	$179,90 \times 10^3$ ($\pm 108,24 \times 10^3$)	AB
G3	$273,97 \times 10^3$ ($\pm 177,83 \times 10^3$)	A
G4	$112,51 \times 10^3$ ($\pm 68,91 \times 10^3$)	B

Médias seguidas por letras distintas, diferem entre si pelo teste de Tukey, sendo $\alpha=5\%$.

Considerando-se os dados apresentados pela tabela 2, para a variável tensão, a análise estatística demonstrou diferença significativa quando comparados os grupos 3 e 4 ($p=0,027$). Entretanto, quando comparados os grupos 1, 2 e 4, não foi verificada diferença estatística significativa entre estes. Não houve diferença estatística significativa quando comparado o grupo 3 aos grupos 1 e 2.

A tabela 3 refere-se aos valores de coeficiente de correlação de Pearson.

Tabela 3. Coeficiente de correlação de Pearson para as variáveis desajuste marginal e tensão.

Variáveis	Variáveis	
	Tensão	Desajuste
Tensão	1	-0,0403
Desajuste	-0,0403	1

*p(valor) = 0,9597

De acordo com os dados, não foi encontrada correlação entre as variáveis tensão e desajuste marginal ($r = -0,0403$).

Discussão

A primeira hipótese testada neste estudo, de que o uso de haste metálica unindo os análogos pode proporcionar modelos de trabalho mais precisos, foi rejeitada, já que apesar de apresentar menores valores de tensão induzida à barra, esta não apresentou diferença estatística quando comparada à técnica convencional, entretanto, quando comparada à técnica do manguito, apresentou-se mais precisa.

Ao observar os valores médios de desajuste vertical obtidos, as quatro técnicas de preenchimento do molde com gesso para a obtenção de modelos de trabalho para próteses parciais implantorretidas, parecem adequadas, já que mostraram valores médios inferiores a 150µm, considerados valores satisfatórios (Jemt & Lie,1995; Kan *et al.*,1999). Os resultados demonstraram não haver diferença significativa entre as quatro técnicas de preenchimento do molde com gesso, entretanto os maiores valores médios e de desvio padrão foram encontrados nos grupos em que foram utilizados duplo preenchimento (G2 e G3).

É possível supor que ao se utilizar o preenchimento do molde com gesso em duas etapas, a segunda porção do gesso poderia induzir tensões e até distorções à primeira porção de gesso colocada e já cristalizada, isso porque seriam duas massas de gesso que sofreriam expansão linear em momentos e circunstâncias divergentes, e por isso pode ocorrer prejuízo quanto à estabilidade dimensional em relação à técnica do preenchimento único, ao contrário do que foi proposto por Del'Acqua *et al.*,2008, sobre o uso de duas etapas de vazamento do gesso, em que a primeira porção de gesso cristalizada seria um fator limitante em relação à expansão da segunda porção de gesso colocada sobre o molde.

Entretanto, quando analisados os resultados obtidos ao se avaliar a tensão ocorrida sobre a barra metálica, houve diferença estatística significativa quando são comparados os grupos 3 (técnica do manguito) e 4 (união dos análogos). Observando o comportamento da técnica convencional e as técnicas de preenchimento do molde com gesso em duas etapas, não houve diferença estatística significativa, diferente, então, dos resultados apresentados por Castilho *et al.* (2007), em que foram comparadas as técnicas convencional e do cilindro de látex, após moldagem com transferentes quadrados unidos com resina acrílica, em que a técnica do manguito apresentou-se mais precisa. Estes resultados podem ser explicados

devido ao uso da união rígida entre os análogos, como preconizado durante a moldagem com a união de transferentes de moldagem (Carr *et al.*, 1991) o que poderia proporcionar maior estabilidade em relação à posição dos análogos frente ao possível deslocamento pela inserção do gesso quando do preenchimento do molde, produzindo menores tensões sobre a barra ao utilizar esta técnica (grupo 4), enquanto a utilização do duplo preenchimento, devido à expansão da segunda porção de gesso ser limitada em certas direções pela primeira porção do gesso cristalizada, aumentaria as tensões sobre o primeiro gesso e também sua expansão em outras direções, sendo assim, esta técnica não apresenta vantagem sobre a técnica convencional.

Sabe-se que as tensões mais comuns sobre os implantes são causadas pela mastigação e sobrecarga excessiva devido à má adaptação protética e instalação da mesma (Skalak, 1983). Essas duas últimas causas citadas podem ser amenizadas por meio de maior precisão das técnicas de confecção da prótese, como nos procedimentos de moldagem e vazamento do molde. Na busca por próteses melhor adaptadas, em que se busca minimizar possíveis distorções durante a confecção das mesmas e obter estruturas com melhor assentamento passivo, gerando menor número de complicações biológicas e mecânicas possíveis, o presente estudo propôs avaliar a confecção de modelos de trabalho de próteses implantorretidas em relação a quatro diferentes técnicas de preenchimento do molde com gesso.

Para a obtenção dos moldes, foi utilizado silicone de adição, que apresenta estabilidade dimensional adequada, além de precisão e fidelidade na reprodução em negativo de estruturas, no caso um modelo mestre metálico. Verificou-se indicação de poliéter (Hsu *et al.*, 1993; Vigolo & Millstein, 1993) e silicone de adição (Wee, 2000, Lee *et al.*, 2008) para moldagem em próteses implantorretidas, devido à rigidez do material e baixa possibilidade de distorção em relação à posição dos abutments, sendo estes os mais comumente utilizados (Lee *et al.*, 2008). Ainda, quanto à técnica de moldagem, a utilização da técnica da dupla mistura mostrou-se mais precisa em relação à técnica de dupla moldagem utilizando-se silicone de adição (Wenz & Hertrampf, 2008; Lee *et al.*, 2008). Além de material de moldagem preciso, realizou-se união dos transferentes de moldagem com resina acrílica de baixa contração, prevenindo possível rotação e deslocamento destes

durante a moldagem, e desta forma obtêm-se modelos mais precisos (Carr & Skol, 1991; Vigolo *et al.*, 2003; Vigolo *et al.*, 2004).

Ao obter um molde preciso, deve-se preenchê-lo com gesso para obtenção de modelos de trabalho. Em próteses sobre implantes é utilizado gesso tipo IV, classificação de acordo com a especificação número 25 da ADA, devido às suas características principais que são altas dureza e resistência (Assif *et al.*, 1992; Burawi *et al.*, 1997; Dumbrige *et al.*, 2000; Herbst *et al.* 2000). Este tipo de gesso é caracterizado, principalmente, pela baixa expansão de cristalização, quando o hemiídrato foi modificado em α -hemiídrato de partículas cubóides de área reduzida, ao cristalizar-se forma, pela incorporação de uma molécula de água, o diídrato, propiciando, então uma expansão máxima de cristalização do gesso de 0,1% (Heshmati *et al.*, 2002).

Para contornar o problema da alteração dimensional de modelos devido à expansão do gesso, foram desenvolvidas técnicas baseadas na cristalização de menores porções de gesso, o que poderia diminuir a expansão do gesso, como relatado por Wee *et al.*, 2002. Essas variações de modelo foram avaliadas por meio da quantificação da desadaptação de uma estrutura metálica considerando-se desajuste marginal e indução de tensões.

Assim como o que foi apresentado no estudo de Del'Acqua, 2005, os valores deste presente estudo demonstraram que independente da forma de vazamento, a influência na distorção dos modelos não foi significativa quando os transferentes eram unidos previamente a moldagem. Diferente do que foi relatado no estudo realizado por McCartney e Pearson, 1994, em que foi desenvolvida uma técnica de vazamento onde uma pequena porção de gesso era vertida ao redor dos análogos de implante para melhorar a precisão, sem realizar a esplintagem dos transferentes, o que pode explicar a discrepância entre os resultados obtidos.

Na literatura não há muitos estudos que avaliam a etapa de preenchimento do molde com gesso. Os estudos que obtiveram resultados diferenciais em relação à técnica de preenchimento do molde (McCartney e Pearson, 1994; Shiau *et al.*, 1994; Del'Acqua, 2005) utilizaram transferentes não unidos. Essa observação sugere que desde que o gesso seja manipulado corretamente, a união dos transferentes de moldagem (Hsu *et al.*, 1993; Naconecy *et al.*, 2004; Vigolo *et al.*, 2004) torna-se uma preocupação mais relevante que a técnica de preenchimento do molde com gesso.

A principal desvantagem da técnica do duplo preenchimento, da técnica do preenchimento com uso de cilindro de látex e da técnica em que houve união dos análogos, foi em relação ao tempo para obtenção do modelo de trabalho, que seria aproximadamente o dobro do tempo esperado para obtenção do modelo pela técnica de preenchimento único. Foi observado, também, certa dificuldade em relação ao preenchimento da segunda porção com gesso no nicho formado ao utilizar o cilindro de látex, o que poderia aumentar também a formação de bolhas se não fosse tomado o devido cuidado.

Em relação à segunda hipótese avaliada por este estudo, sobre o uso da extensometria como análise complementar às análises lineares, foi comprovado que somente as análises lineares não são suficientes para confirmar a precisão de uma técnica de vazamento do molde ante outra proposta. Como pode ser observado não houve diferença entre os quatro grupos de tratamento ao analisar os valores de desajuste vertical, entretanto, quando se observa os valores de deformação da barra frente às alterações do gesso, pode-se observar diferença estatística entre as técnicas do manguito e da haste metálica. Esses dados nos permitem dizer que são necessárias análises complementares de distorções em mais de uma direção, e não somente análises lineares que podem produzir interpretações incorretas sobre a precisão de modelos.

O uso da extensometria para a avaliação das tensões induzidas à infraestrutura foi o método de escolha nesse estudo por apresentar confiabilidade respeitada na literatura. Vários estudos comprovaram a utilização do método em ensaios quantitativos e obtiveram resultados bastante precisos (Glantz *et al.*, 1993; Watanabe *et al.*, 2000; Naconecy *et al.*, 2004; Karl *et al.*, 2005; Karl *et al.*, 2008, Assunção *et al.*, 2009). No método utilizado, os sensores (*strain gauges*) foram fixados diretamente sobre a barra aparafusada sobre os implantes, permitindo a captação das tensões sobre esta em relação aos diferentes modelos. Deformações elásticas da infraestrutura foram captadas e convertidas, por meio do *software* específico, em valores de tensão. Assim como relatado por Hedge *et al.*, 2009, em que os autores propuseram a validação do uso de *strain gauges* fixados sobre a barra metálica para mensuração de deformações ocorridas sobre esta frente a desajustes induzidos à infraestrutura, visto que, comparando-se os seus resultados, os autores concluíram que esta seria uma metodologia precisa para a quantificação de tensões ocorridas pelo apertamento dos parafusos. Assunção *et al.*, 2009, compararam o uso de diferentes metodologias

passíveis de utilização em análises sobre o comportamento biomecânico de estruturas na implantodontia, sendo que relata o uso de extensômetros em barras e implantes para quantificações de deformações da peça em relação ao ponto em que está adaptado o sensor, permitindo quantificar deformações de no mínimo 10% em relação ao material, em uma área de 2 à 10mm, lembrando que a metodologia é precisa quando devidamente indicada e corretamente desenvolvida durante as análises.

E por fim, a terceira hipótese a ser avaliada foi rejeitada, visto que não houve correlação entre a presença de desajuste marginal devido à alteração dimensional do modelo de trabalho e a tensão ocorrida sobre a barra metálica. Segundo Watanabe *et al.*, 2000, que a presença de tensões em implantes ocorria sempre que a prótese era fixada, devido ao apertamento dos parafusos. Assim sendo, é possível que uma infraestrutura que apresente maior desajuste marginal (horizontal e vertical), se assente de forma a gerar menos tensões, por apresentar distribuição adequada de forças. Por outro lado, há estudos que constatarem relação entre desajuste marginal e indução de tensões aos implantes (Clelland *et al.* 1995; Millington & Leung 1995). Porém, em ambos os estudos, não houve proporcionalidade entre as variáveis. A falta de linearidade pode sugerir que a desadaptação em alguns casos, pode ser um fator para a indução de tensões aos implantes, porém, não pode ser atribuída uma relação direta com a magnitude do aumento das tensões. (Nissan, *et al.* 2001; Elias & Figueira, 2003; Byrne *et al.*, 2006).

O desajuste marginal, quando avaliado pelo teste do parafuso único em interfaces entre componente protético e implante, é considerado uma forma indireta de se avaliar a passividade de assentamento de uma prótese de múltiplos elementos em relação aos implantes aos quais se fixa. É importante considerar que clinicamente os valores de desajuste marginal são menores, uma vez que as peças são fixadas aos implantes por torque de todos os parafusos, levando a uma aproximação forçada, mas, muitas vezes, induzindo tensões aos implantes (Watanabe *et al.*, 2000).

Devemos considerar que próteses mais extensas e que apresentem outros desenhos ou componentes protéticos, bem como a angulação divergente de pilares, podem apresentar comportamento biomecânico diferente em relação aos resultados encontrados neste estudo.

Conclusão

A partir dos resultados apresentados neste estudo, pode-se concluir que:

- ✓ A união de análogos previamente ao preenchimento do molde mostrou-se uma técnica tão precisa quanto à técnica convencional utilizada para obtenção de modelos de trabalho em próteses sobre implantes.
- ✓ A metodologia apresentada pela utilização de *strain gauges* se mostrou adequada para avaliação de distorções da barra metálica e análise da precisão de modelos de trabalho, sendo, então complementar às análises lineares.
- ✓ Não houve correlação entre desajuste marginal e deflexão da barra.

Referências*

- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981; 10(6):387-416.
- Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1992; 12:112-21
- Assif D, Marshak B, Schmidt. A. Accuracy of implant impression techniques. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1996; 11(2):216-222.
- Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. Accuracy of implant impression splinted techniques: Effect of splinting material. *Int J Oral Maxillofac. Implants.* 1999; 14(6): 885-888.
- Assunção WG, Barão VAR, Tabata LF, Gomes EA, Dalben JA, Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg.* 2009; 20(4): 1173-1177.
- Assunção WG, Gennari Filho H, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent.* 2004; 13(4): 358-366.
- Bailey JH, Donovan TE, Preston JD. The dimensional accuracy of improved dental stone, silverplated and epoxy resin die materials. *J Prosthet Dent.* 1988; 59(3): 307-310.
- Bauman GR, Mills M, Rapley JW, Hallmon WW. Plaque-induced inflammation around implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992; 7(3):330-7.
- Burawi G, Houston F, Byrne D, Claffey N. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implants system. *J Prosthet Dent.* 1997; 77(1):68-75

*De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont.* 2006;15(3):164-71.

Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1994; 1:90-94.

Carr AB, Sokol J. Accuracy of casts produced by the Nobelpharma impression techniques.[Abstract 198] *J Dent Res* 1991; 290.

Carr AB. Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992; 7:468-75

Castilho AA, Kojima AN, Pereira SM, de Vasconcellos DK, Itinoche MK, Faria R, Bottino MA. In vitro evaluation of the precision of working casts for implant-supported restoration with multiple abutments. *J Appl Oral Sci.* 2007;15(3):241-6.

Ceyhan JA, Johnson GH, Lepe X. The effect of tray selection, viscosity of impression material, and sequence of pour on the accuracy of dies made from dual-arch impressions. *J Prosthet Dent.* 2003 Aug; 90(2):143-9.

Cheshire PD, Hobkirk JA. An in vivo quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. *J. Oral Rehabil.* 1996; 23(11): 782-789. Carr AB. A comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1991; 6(4): 448-455.

Clelland NL, Papazoglou E, Carr AB, Gilat A. Comparison of strains transferred to a bone simulant among implant overdenture bars with various levels of misfit. *J Prosthodont.* 1995; 4(4): 243-50.

Daoudi MF, Setchell DJ, Searson LJ. A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. *Int J Prosthodont.* 2001; 14(2): 152-158.

Del'Acqua MA. Precisão das técnicas de moldagem e vazamento para próteses implantossuportadas [dissertacao]. Araraquara: UNESP/FOAR, 2005.

Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Compagnoni MA, Mollo Jr FA. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008; 32(2):226-36.

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

Elias CN, Fugueira, DC. Torque para soltar parafusos de próteses sobre implante. *Rev Bras Odont*. 2003; 60(5): 343-45.

Fenton AH, Assif D, Zarb GA, Schmitt A. The accuracy of implant impression procedures, [abstract 1065]. *J Dent Res*. 1991(2); 70:399

Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stafford GD, Arnvidarson B, Randon K. On clinical loading of osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res*. 1993; 4:99-105.29.

Goiato MC, Domitti SS, Consani S. Influência dos materiais de moldagem e técnicas de transferência em implante, na precisão dimensional dos modelos de gesso. *Jbc: J. Bras. Odontol. Clín*. 1998; 2(8): 45-50.

Hedge R, Lemons JE, Broome JC, McCracken MS. Validation of strain gauges as a method of measuring precision of fit of implant bars. *Implant Dent*. 2009; 18(2):151-161.

Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent*. 2000(5); 83:555-61

Heshmati RH, Nagy WW, Wirth CG, Dhuru VB. Delayed linear expansion of improved dental stone. *J Prosthet Dent*. 2002; 88 (1): 26-31.

Hsu CC, Millstein PL, Stein S. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent* 1993; 69:588-93.

Humphries, R. M.; Yaman, P.; Bloem, T. J. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990; 5(4): 331-336.

Hung SH, Purk JH, Tira DE, Eick JD. Accuracy of one step versus two step putty wash addition silicone impression technique. J Prosthet Dent. 1992; 67:583-9

Hussaini S, Wong T. One clinical visit for a multiple implant restoration master cast fabrication. J Prosthet Dent. 1997; 78(6): 550-553.

Inturregui JA, Aquilino AS, Ryther JS, Lund PS. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. J Prosthet Dent. 1993; 69(5): 503-509.

Ivanhoe JR, Adrian ED, Krantz WA, Edge MJ. An impression technique for osseointegrated implants. J Prosthet Dent. 1991; 66(3):410-1

Jemt T, Lekholm U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. Clin Oral Implants Res. 1998; 9(4):272-80.

Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in edentulous jaw. Clin Oral Implants Res. 1995; 6(3): 172-80.

Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991; 6(3): 270-276.

Kan JYK. Clinical methods for evaluating implant framework fit. J Prosthet Dent. 1999; 81(1): 7-13.

Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Strain situation after fixation of three-unit ceramic veneered implant superstructures. Implant Dent. 2005; 14(2):157-65.

Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Influence of fixation mode and superstructure span upon strain development of implant fixed partial dentures. J Prosthodont. 2008;17(1): 3-8.

Kim S, Nicholls JJ, Han CH, Lee KW. Displacement of implant components from impressions to definitive casts. Int J Oral Maxillofac Implants 2006; 21(5):747-55.

Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. J Oral Rehabil. 2004; 31(5): 477-82

Lee HS, Hochstetter JL, Ercoli C. The accuracy of implants impressions: A systematic review. J Prosthet Dent. 2008; 100(4): 285-291.

Lindhe, J; Karring, T; Lang, NP. Tratado de periodontia clínica e implantologia oral. 5ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008.

Lopes Junior T. Determinação das forças geradas por resinas acrílicas ativadas quimicamente durante o processo de transferência da posição de implantes – Análise Fotoelástica [dissertação] Uberlândia: UFU/Odontologia; 2008.

McCartney JW, Pearson R. Segmental framework matrix: Master cast verification, correct cast guide, and analog transfer template for implant-supported prostheses. J Prosthet Dent. 1994; 71(2): 197-200.

Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part I: stresses generated on the superstructure relative to size of fit discrepancy. Int J Prosthodont. 1995;8(6):511-516

Mitha T, Owen P, Howes DG. The three dimensional casting distortion of five implant-supported frameworks. Int J Prosthodont. 2009; 22(3):248-250.

Naconecy MM *et al.* Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004; 19(2):192-8.

Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. J Prosthet Dent. 1992; 68(6):949-56.

Nissan J, Barnea E, Krauze E, Assif D. Impression technique for partially edentulous patients. J Prosthet Dent. 2002; 88(1): 103-104.

Nissan J, Gross M, Shifman A, Assif D. Effect of wash bulk on the accuracy of polyvinyl siloxane putty-wash impressions. *J Oral Rehabil*. 2002; 29(4): 357-361.

Phillips KM, Nicholls IJ, Ma T, Rubenstein J. The accuracy of three implant impression techniques: A three-dimensional analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9:533-40.

Rodney J, Johansen R, Harris W. Dimensional accuracy of two implant impression copings, [abstract 953]. *J Dent Res*. 1991; 70:385

Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: Current status. *Implant Dent*. 2001; 10(2): 85-92.

Sartori IA, Ribeiro RF, Franchiscone CE, de Mattos Mda G. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy on commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J Prosthet Dent*. 2004; 92(2): 132-8.

Shiau JC, Chen LL, Wu CT. An accurate impression method for implant prosthesis fabrication. *J Prosthet Dent*. 1994; 72(1): 23-25.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983; 49(6):843-8.

Somanathan RV, Simůnek A, Bukac J, Brázda T, Kopecká D. Soft tissue esthetics in implant dentistry. *Acta Medica (Hradec Kralove)*. 2007; 50(3):183-6.

Sorrentino R, Gherlone FE, Calesini G, Zarone F. Effect of implant angulation, connection height and impression material on dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clin Imp Dent and Relat Res*. 2010; 12(1): 63-76.

Tahmaseb A, van de Weijden JJ, Mercelis P, De Clerck R, Wismeijer D. Parameters of passive fit using a new technique to mill implant-supported superstructures: an in vitro

study of a novel three-dimensional force measurement-misfit method. *Int J Oral Maxillofac Imp.* 2010; 25(2): 247-257.

Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Na evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2004; 92(5):470-6.

Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for implant abutment impressions. *J Prosthet Dent* 2003; 89(2):186-92.

Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. In vitro comparison of master cast accuracy for single-tooth implant replacement. *J Prosthet Dent.* 2000; 83(5): 562-566.

Vigolo P, Millstein PL. Evaluation of master cast techniques for multiple abutment implant prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(4):439-46.

Watanabe I, Topham S. Laser welding of cast titanium and dental alloys using argon shielding. *J Prosthodont.* 2006; 15(2): 102-7.

Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15(2) :209-18.

Wee AG, Cheng AC, Eskridge RN. Accuracy of 3 conceptually different die systems used for implant casts. *J Prosthet Dent* 2002; 87(1):23-9.

Wee AG. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *J Prosthet Dent.* 2000; 83(3):323-331.

Wenz HJ, Hertrampf K. Accuracy of impressions and casts using different implant impression techniques in a multi-implant system with an internal hex connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008 Jan-Feb;23(1):39-47.

Wise M. Fit of implant-supported fixed prostheses fabricated on master casts made from a dental stone and a dental plaster. *J Prosthet Dent.* 2001; 86(5): 532-538.

Zarb GA, Schmitt A. Osseointegration and the edentulous predicament. The 10-year-old Toronto study. *Br Dent J.* 1991; 170(12):439-44

Anexo 1. Análise estatística Anova- 1- way referente aos dados de desajuste marginal.

The GLM Procedure

Class Level Information					
Class	Levels	Values			
grupo	4	1	2	3	4
Number of Observations Read		40			
Number of Observations Used		40			

The GLM Procedure

Dependent Variable: desaj

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	3	0.00260211	0.00086737	0.06	0.9798
Error	36	0.50907668	0.01414102		
Corrected Total	39	0.51167880			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	desaj Mean
0.005085	-12.22778	0.118916	-0.972507

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	3	0.00260211	0.00086737	0.06	0.9798

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	3	0.00260211	0.00086737	0.06	0.9798

The GLM Procedure			
Level of grupo	N	-----desaj-----	
		Mean	Std Dev
1	10	-0.97728145	0.07027912
2	10	-0.96204636	0.16345742
3	10	-0.96787196	0.06915620
4	10	-0.98282725	0.14185913

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for desaj

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate, but it generally has a higher Type II error rate than REGWQ.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	36
Error Mean Square	0.014141
Critical Value of Studentized Range	3.80880
Minimum Significant Difference	0.1432

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	grupo
A	-0.96205	10	2
A			
A	-0.96787	10	3
A			
A	-0.97728	10	1
A			
A	-0.98283	10	4

The UNIVARIATE Procedure
Variable: r

Moments

N	40	Sum Weights	40
Mean	0	Sum Observations	0
Std Deviation	0.11425081	Variance	0.01305325
Skewness	0.06273297	Kurtosis	2.27448283
Uncorrected SS	0.50907668	Corrected SS	0.50907668
Coeff Variation	.	Std Error Mean	0.01806464

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	0.00000	Std Deviation	0.11425
Median	-0.00224	Variance	0.01305
Mode	-0.00434	Range	0.63336
		Interquartile Range	0.13180

Tests for Location: $\mu_0=0$

Test	-Statistic-	-----p Value-----		
Student's t	t	0	Pr > t	1.0000
Sign	M	-1	Pr >= M	0.8746
Signed Rank	S	-5	Pr >= S	0.9474

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----		
Shapiro-Wilk	W	0.946004	Pr < W	0.0553
Kolmogorov-Smirnov	D	0.11548	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq	0.081882	Pr > W-Sq	0.1976
Anderson-Darling	A-Sq	0.669983	Pr > A-Sq	0.0783

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
100% Max	0.30297353
99%	0.30297353
95%	0.20841259
90%	0.09915214
75% Q3	0.06459753
50% Median	-0.00223747
25% Q1	-0.06719792
10%	-0.11088469
5%	-0.17997185
1%	-0.33038346

The UNIVARIATE Procedure
Variable: r

Quantiles (Definition 5)

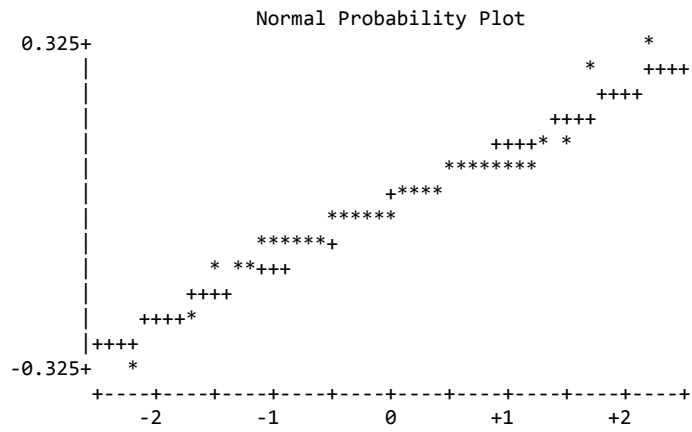
Quantile	Estimate
0% Min	-0.33038346

Extreme Observations

-----Lowest-----		-----Highest-----	
Value	Obs	Value	Obs
-0.330383	20	0.0982057	25
-0.217832	39	0.1000985	31
-0.142111	33	0.1263992	15
-0.118314	24	0.2904260	12
-0.103455	17	0.3029735	36

Stem Leaf	#	Boxplot
3 0	1	0
2 9	1	0
2		
1		
1 003	3	
0 566677799	9	+-----+
0 12223	5	+
-0 2211000	7	*-----*
-0 99876655	8	+-----+
-1 4200	4	
-1		
-2 2	1	
-2		
-3 3	1	0
-----+-----+-----+-----+		
Multiply Stem.Leaf by 10** -1		

The UNIVARIATE Procedure
Variable: r



Anexo 2. Análise estatística Anova-1-way referente aos valores de deformação da estrutura metálica.

The GLM Procedure

Class Level Information					
Class	Levels	Values			
grupo	4	1	2	3	4
Number of Observations Read					40
Number of Observations Used					40

The SAS System

The GLM Procedure

Dependent Variable: tensao2

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	3	0.97696772	0.32565591	3.41	0.0277
Error	36	3.43907065	0.09552974		
Corrected Total	39	4.41603837			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	tensao2 Mean
0.221232	6.002357	0.309079	5.149291

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	3	0.97696772	0.32565591	3.41	0.0277

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	3	0.97696772	0.32565591	3.41	0.0277

The SAS System

The GLM Procedure

Level of grupo	N	-----tensao2-----	
		Mean	Std Dev
1	10	5.11811443	0.29993797
2	10	5.18057103	0.27312522
3	10	4.93044005	0.39156348
4	10	5.36803883	0.25344985

The SAS System

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for tensao2

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate, but it generally has a higher Type II error rate than REGWQ.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	36
Error Mean Square	0.09553
Critical Value of Studentized Range	3.80880
Minimum Significant Difference	0.3723

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	grupo
A	5.3680	10	4
A			
B A	5.1806	10	2
B A			
B A	5.1181	10	1
B			
B	4.9304	10	3

The SAS System

The UNIVARIATE Procedure
Variable: r

Moments

N	40	Sum Weights	40
Mean	0	Sum Observations	0
Std Deviation	0.29695336	Variance	0.0881813
Skewness	-0.2917571	Kurtosis	-0.476853
Uncorrected SS	3.43907065	Corrected SS	3.43907065
Coeff Variation	.	Std Error Mean	0.04695245

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	0.00000	Std Deviation	0.29695
Median	-0.00918	Variance	0.08818
Mode	.	Range	1.20955
		Interquartile Range	0.45866

Tests for Location: $\mu_0=0$

Test	-Statistic-		-----p Value-----	
Student's t	t	0	Pr > t	1.0000
Sign	M	0	Pr >= M	1.0000
Signed Rank	S	18	Pr >= S	0.8123

Tests for Normality

Test	--Statistic--		-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W	0.978484	Pr < W	0.6334
Kolmogorov-Smirnov	D	0.08906	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq	0.035076	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq	0.247856	Pr > A-Sq	>0.2500

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
100% Max	0.52751904
99%	0.52751904
95%	0.43406730
90%	0.37929931
75% Q3	0.25338555
50% Median	-0.00918216
25% Q1	-0.20527462
10%	-0.39020500

The SAS System

The UNIVARIATE Procedure
Variable: r

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
5%	-0.53373506
1%	-0.68203515
0% Min	-0.68203515

Extreme Observations

-----Lowest-----		-----Highest-----	
Value	Obs	Value	Obs
-0.682035	24	0.377964	21
-0.613876	22	0.380634	3
-0.453594	14	0.395135	15
-0.391971	39	0.472999	36
-0.388439	6	0.527519	8

Stem Leaf	#	Boxplot
5 3	1	
4 07	2	
3 0588	4	
2 045568	6	
1 244	3	+-----+
0 1678	4	+
-0 7753	4	*-----*
-1 977400	6	
-2 5432	4	+-----+
-3 995	3	
-4 5	1	
-5		
-6 81	2	
-----+-----+-----+-----+		

Multiply Stem.Leaf by 10**-1

The SAS System

The UNIVARIATE Procedure
Variable: r

