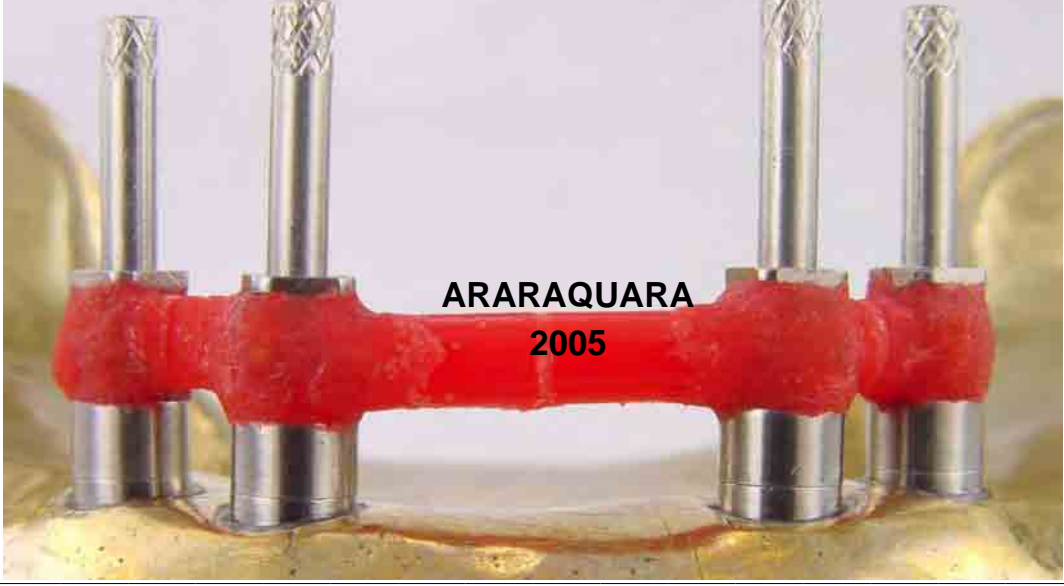




Marcelo Antonialli Del'Acqua



**Precisão das Técnicas de
Moldagem e Vazamento para
Próteses
Implantossuportadas**



**ARARAQUARA
2005**

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara

Marcelo Antonialli Del'Acqua

**Precisão das Técnicas de
Moldagem e Vazamento para
Próteses Implantossuportadas**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, para obtenção do título de Mestre em Reabilitação Oral - Área de Concentração em Prótese.

Orientador:

Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Junior

**ARARAQUARA
2005**

Del'Acqua, Marcelo Antoniali

Precisão das técnicas de moldagem e vazamento para próteses implantossuportadas / Marcelo Antoniali Del'Acqua. – Araraquara : [s.n.], 2005.
202 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Junior

1. Técnica de moldagem odontológica 2. Implante dentário endoósseo 3. Modelos dentários I. Título

Dados curriculares

Marcelo Antonialli Del'Acqua

- Nascimento 20/11/75
Araraquara - SP
- Filiação Aerovaldo Del'Acqua
Maria Zélia Antonialli Del'Acqua
- 1993-1996 Curso de Graduação
Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP
- 1997 Estágio de Atualização
Disciplina de Prótese Parcial Fixa
Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP
- 1997-2002 Colaborador em
5 Cursos de Atualização em Prótese Fixa
5 Cursos de Atualização em Reabilitação Oral
Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP
- 2003-2005 Curso de Mestrado em Reabilitação Oral
Área de Concentração em Prótese
Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP

Dedico este trabalho

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

Aos meus irmãos, Eduardo e Adriana, que sempre participaram de todas as minhas realizações.

Aos meus pequenos sobrinhos, Juliana e Pedrinho, pela alegria que trouxeram a minha vida.

Ao meu avô Armando e Pedro (in
memoriam) e a minha avó Eunice e
Odila, exemplos de vida e de amor à
família.

Agradecimento muito especial

Ao **Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Junior**, pela sabedoria na orientação, colaboração e sugestões que foram essenciais à concretização deste trabalho. Agradeço a confiança em mim depositada, aceitando-me como orientado. Sua capacidade e agilidade de raciocínio em lidar com várias atividades ao mesmo tempo me surpreendem a todo instante, merecendo sempre a minha admiração e respeito.

Serei eternamente grato.

Agradecimentos especiais

Ao meu querido padrinho Carlos Alberto de Paula, "Tio Neco", (in memoriam) pelo incentivo e apoio durante toda a minha vida acadêmica e profissional.

Ao Prof. Dr. Ivan Ribeiro de Faria, por me aceitar como Estagiário após a Graduação e pelos 6 anos de convivência e troca de conhecimentos durante os Cursos de Atualização em que fui Colaborador. Sempre me lembrarei de sua busca pela perfeição.

Ao Prof. Dr. José Scarso Filho pela amizade e conhecimentos transmitidos, durante o ano de 2001 no Curso de Cirurgias Avançadas em Implantodontia de Araraquara.

Ao meu parceiro de Mestrado, Michael Frederico Manzolli Basso, pela

amizade, companheirismo e principalmente pela tranqüilidade que sempre soube transmitir.

À minha namorada, **Renata Gracioso Borges**, por tornar as minhas horas de trabalho mais agradáveis.

Agradecimentos

Aos professores da disciplina de Materiais Dentários: Prof. Dr. Carlos Alberto dos Santos Cruz, Prof. Dr. Gelson Luís Adabo, Prof. Dr. Luís Geraldo Vaz e Prof^a. Dr^a. Renata Garcia Fonseca.

Aos professores da disciplina de Oclusão: Prof^a. Dr^a. Cinara Maria Camparis e Prof. Dr. Francisco Guedes Pereira de Alencar Júnior.

Aos professores da disciplina de Prótese Parcial Fixa: Prof. Dr. Ivan Ribeiro de Faria, Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla, Prof^a. Dr^a. Lígia Antunes Pereira Pinelli e Prof^a. Dr^a. Regina Helena Barbosa Tavares da Silva.

Aos professores da disciplina de Prótese Parcial Removível: Prof^a. Dr^a. Ana Cláudia Pavarina, Prof^a. Dr^a. Ana Lúcia Machado, Prof. Dr. Carlos Eduardo Vergani e Prof^a. Dr^a. Eunice Teresinha Giampaolo.

Aos professores da disciplina de Prótese
Total: Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Junior, Prof.
Dr. João Neudenir Arioli Filho, Prof. Dr. Marco Antonio
Compagnoni, Prof. Dr. Sérgio Russi e Prof. Dr. Sergio
Sualdini Nogueira

pela amizade, dedicação e
significativa contribuição na minha
formação.

Aos técnicos de laboratório: Moacir, Claudião, Mané, Zé Carlinhos, Ângela, João e Júnior, às secretárias Lúcia e Marta e aos demais funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese: Malu, Sílvia, Inês, Cida, Adelaide e Adelaidinha, pela amizade e atenção nos momentos de sufoco.

Aos meus colegas da turma de Mestrado: Ana Carolina, Ana Paula, Andréa, Anelise, Anne, Daniela, Ewerton, João Gustavo, José Maurício, Juliana, Karina, Luciano, Mariana, Matheus, Michael e Roberta pelo companheirismo, amizade durante todo Curso.

A todos os amigos da turma de Doutorado, especialmente ao Weber, pelo convívio e troca de conhecimentos.

Às funcionárias do setor de Pós-Graduação: Mara, Rosângela, Vera e Sílvia, pela atenção com que sempre nos tratam.

A todos os funcionários da Biblioteca, por toda ajuda e disposição em nos atender.

À **CONEXÃO** Sistemas de Prótese, pela doação de todos os componentes protéticos e confiança em nós depositada.

Ao laboratório de prótese **VAIAZZI**, por ter confeccionado a estrutura metálica deste trabalho.

À **PROAP**, pela contribuição de parte dos materiais necessários à realização deste trabalho.

À **CAPES** pelo apoio financeiro.

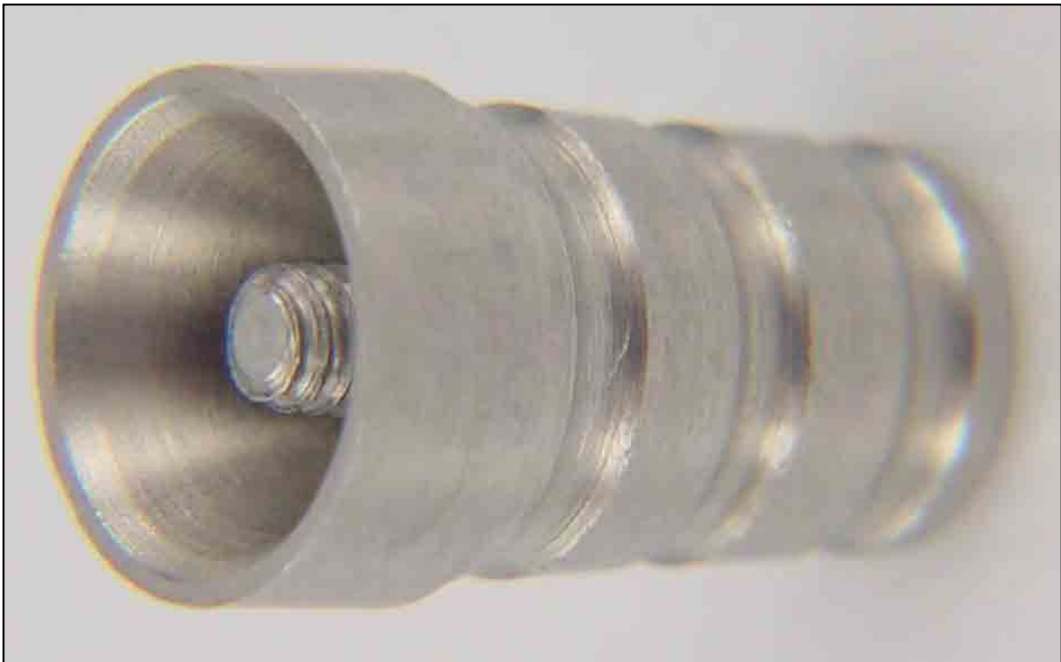


Sumário

Sumário

1	Introdução	11
2	Revisão da literatura	15
3	Proposição	73
4	Material e método	75
4.1	Modelo mestre	80
4.2	Estrutura metálica	83
4.3	Moldeiras individuais	90
4.4	Matriz para vazamento do gesso	97
4.5	Técnicas de moldagem	99
4.5.1	Transferentes cônicos	100
4.5.2	Transferentes quadrados	101
4.5.3	Transferentes quadrados unidos	103
4.5.4	Index	111
4.6	Moldagem com Impregum Soft	112

4.7	Separação dos conjuntos molde / matriz	116
4.7.1	Transferentes cônicos	116
4.7.2	Transferentes quadrados e quadrados unidos	120
4.8	Vazamento dos moldes	123
4.8.1	Vazamento convencional	125
4.8.2	Vazamento utilizando tubos de látex	128
4.8.3	Vazamento com os análogos unidos com Duralay	134
4.9	Confecção do Index	139
4.10	Obtenção das imagens para mensuração	141
5	Resultado	148
6	Discussão	161
6.1	Técnicas de moldagem	167
6.1.1	Transferentes cônicos	168
6.1.2	Transferentes quadrados	169
6.1.3	Transferentes quadrados unidos	170
6.1.4	Index	173
6.2	Moldagem com Impregum Soft	174
6.3	Técnicas de vazamento	175
6.3.1	Vazamento utilizando tubos de látex	175
6.3.2	Vazamento com os análogos unidos com Duralay	176
7	Conclusão	177
8	Referências	179
9	Apêndice	188
10	Resumo	197
11	Abstract	200



1 Introdução

1 Introdução

Os implantes orais foram desenvolvidos inicialmente para pacientes edêntulos, no intuito de substituir uma prótese total removível por uma prótese fixa. No entanto, vêm sendo bastante utilizados com o propósito de melhorar a retenção e estabilidade de dentaduras completas (GOIATO et al., 2002), bem como na substituição de elementos isolados.

A obtenção de um modelo de trabalho fiel ao posicionamento dos implantes e estruturas adjacentes na cavidade oral, estão basicamente na dependência dos materiais empregados e da técnica de moldagem e vazamento.

Qualquer imprecisão dimensional na transferência do posicionamento dos implantes ou pilares para os modelos de laboratório poderá levar a resultados insatisfatórios ou completa falha da prótese (RODNEY et al., 1991), mostrando o quanto é crítica esta etapa (PHILLIPS et al., 1994). Porém, não devem ser esquecidos os problemas de adaptação dos componentes protéticos utilizados na confecção da prótese entre si e ao implante e os passos laboratoriais de inclusão, enceramento, fundição, soldagem e a própria habilidade do técnico de laboratório.

A justaposição íntima do osso ao implante de titânio é a característica essencial que permite transmissão de tensão do implante para o osso sem qualquer movimento relativo apreciável (SKALAK, 1983) e conseqüentemente, para a manutenção da osseointegração. Deve-se salientar que o ajuste passivo da conexão entre o pilar e a estrutura metálica é essencial, pois o estresse mecânico pode ser transmitido para os implantes através da conexão da estrutura aos pilares, sendo imprevistas as respostas biológicas a estas tensões (WASKEWICZ et al., 1994) e a ausência de ligamento periodontal torna o implante incapaz de adaptar a sua posição a uma estrutura não passiva (APARÍCIO, 1994).

Uma estrutura com ajuste passivo, isto é, com contato circular simultâneo entre os componentes pré-fabricados, teoricamente deverá induzir tensão zero nos componentes do implante e no osso circunvizinho na ausência de uma carga externa aplicada. Entretanto, estrutura com ajuste absolutamente passivo não foi alcançada nas últimas três décadas (SAHIN e ÇEHRELI, 2001).

Pelo fato do sistema osso-implante ter menor capacidade que o sistema periodonto-dente em absorver e distribuir as forças mastigatórias através do osso alveolar, uma impossibilidade de adaptação passiva produzirá uma sobrecarga aos elementos mecânicos do sistema, que pode resultar em soltura ou fratura dos parafusos de ouro. Em casos mais graves pode também afetar os elementos biológicos, causando a completa perda da osseointegração ou a diminuição da altura do osso marginal peri-implantar (APARÍCIO, 1994).

O propósito principal de uma moldagem de múltiplos implantes é registrar, transferir e reproduzir o relacionamento entre os implantes o mais preciso possível. Também servem ao importante propósito de registrar a morfologia dos tecidos moles (GREGORY-HEAD e LABARRE, 1999; WEE, 2000 e GOIATO et al., 2002).

No sistema Brånemark existem transferentes cônicos e quadrados 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 (GOIATO et al., 1998).

Humphries et al., 1990 concluíram que a técnica com transferentes cônicos é melhor do que a técnica com transferentes quadrados unidos ou não com resina Duralay. Em contrapartida, Carr, 1991; Fenton et al., 1991; Rodney et al., 1991 e Phillips et al., 1994 concluíram que a técnica com transferentes quadrados é melhor do que a com transferentes cônicos e Carr e Sokol, 1991; Carr, 1992; Goiato et al.,

1998; Herbst et al., 2000; Pinto et al., 2001; Goiato et al., 2002 e Naconecy et al., 2004 concluíram que são iguais.

Em 1991, Ivanhoe et al. descreveram uma técnica com os transferentes quadrados unidos com resina composta fotopolimerizável deixando 1 mm de espaço a ser unido novamente com resina fotopolimerizável na consistência gel.

Fenton et al., 1991; Assif et al., 1996; Vigolo et al., 2003; Assunção et al., 2004 e Naconecy et al., 2004 preconizaram a união dos transferentes quadrados com resina acrílica para realização das moldagens de transferência, obtendo-se desta forma os melhores resultados. No entanto, pesquisas de Humphries et al., 1990; Spector et al., 1990; Hsu et al., 1993; Inturregui et al., 1993; Phillips et al., 1994; Burawi et al., 1997; Goiato et al., 1998; Herbst et al., 2000; Pinto et al., 2001 e Goiato et al., 2002 demonstraram que a união dos transferentes é desnecessária.

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

Como ainda não há consenso entre os pesquisadores com relação às técnicas de moldagem para implantes e faltam trabalhos sobre técnicas de vazamento, julgou-se pertinente analisar a precisão de uma técnica de registro (Index) e de três técnicas de moldagem associadas a três técnicas de vazamento.



2 Revisão da literatura

2 Revisão da literatura

Moon et al. (1978) compararam a acurácia de índices para a solda de próteses parciais fixas confeccionados com gesso de impressão (com expansão de presa de 0,155% após 1 hora e 0,149% após 24 horas) ou com resina acrílica autopolimerizável Duralay. O pântico foi construído proporcionando um espaço para solda de 0,1 mm. Resina fluida foi colocada nas regiões que seriam soldadas e resina adicional foi colocada sobre a superfície oclusal para unir as peças formando uma camada de 3 mm de espessura em um grupo e de 6 mm no outro grupo. Essa camada estendeu-se 1 a 2 mm sobre as superfícies vestibular e lingual. Os resultados indicaram que: 1- A acurácia dos índices de gesso não variou significativamente dentro do período de 1 a 24 horas; 2- O resultado mais preciso com índice de gesso foi obtido se as fundições não fossem separadas do gesso antes da estabilização com cera pegajosa; 3- O Index para soldagem em Duralay de 3 mm de espessura é significativamente mais preciso do que o de 6 mm de espessura; 4- Um Index para solda feito com Duralay deveria ser incluído em revestimento tão breve quanto possível, preferencialmente dentro de 1 hora. A possível causa dos achados 3 e 4 é a contínua polimerização e contração da resina acrílica somada ao relaxamento do estresse residual, causado pela contração, o que pode levar à algum empenamento.

Luebke et al. (1979) fizeram um estudo para avaliar a precisão dos materiais elastoméricos (polissulfeto, silicona de polimerização por condensação e poliéter) quanto à demora e quando foram submetidos ao segundo vazamento na obtenção dos modelos. Um modelo mestre (metálico) foi feito com quatro pilares de 6 mm de altura cada. Cento e vinte moldeiras de resina acrílica foram feitas de maneira a permitir uma espessura uniforme de 3 mm para o material de moldagem. Todas as moldeiras foram recobertas com o adesivo recomendado pelo

fabricante. Ao material de moldagem foi permitido polimerizar por 15 min após o posicionamento da moldeira. Gesso Vel-Mix foi espatulado à vácuo por 30 segundos e os moldes vazados nos intervalos 15 min, 75 min, 24 horas, 48 horas e 1 semana para o 1º vazamento e 75 min, 24 horas, 48 horas e 1 semana para o 2º vazamento, permitindo endurecer por 60 min. As medidas das distâncias entre os pilares sobre o modelo mestre e as réplicas de gesso foram registradas por um microscópio ótico (precisão de 0,0001 pol). Nenhuma diferença significativa foi encontrada na precisão entre o 1º e 2º vazamento no mesmo intervalo de tempo. A demora no tempo de vazamento afetou negativamente os materiais polissulfeto e silicóna por condensação. O poliéter permaneceu estável em todos os intervalos de tempo e não diferiu significativamente do modelo mestre. O poliéter mostrou extraordinária estabilidade do começo ao fim de todos os testes. A estabilidade deste material pode em parte, ser atribuída a não geração de subprodutos durante a polimerização.

Skalak (1983) analisou a distribuição macroscópica de estresse e mecanismos de transferência de cargas onde a justaposição íntima de osso nos implantes de titânio é provida ao nível microscópico. E também apresentou algumas diretrizes qualitativas, relativas ao posicionamento de implantes e ao modo de ação que pode ser esperado da prótese parcial fixa sobre implantes osseointegrados. As conclusões foram as seguintes: 1- A justaposição íntima de osso ao implante de titânio é a característica essencial que permite uma transmissão de tensão do implante para o osso sem qualquer movimento relativo apreciável ou abrasão. A ausência de qualquer camada intermediária fibrótica permite transmitir a tensão sem qualquer mudança progressiva na união ou contato entre o osso e implante; 2- O uso de um parafuso rosqueado proporciona uma forma de engrenamento com o osso em uma escala macroscópica que permite o desenvolvimento completo da resistência do osso ao cisalhamento ou compressão. Um implante liso e

cilíndrico pode requerer uma ligação adesiva para o desempenho satisfatório, mas um com forma de parafuso pode trabalhar seja ou não desenvolvida uma verdadeira união adesiva, 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 do cantilever. Moderadas projeções (do cantilever) podem ser toleradas se os implantes forem suficientemente fortes; 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 uma 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.

Rasmussen (1987) preconizou não usar a cobertura de cicatrização (healing caps) e sim um material condicionador de tecido na prótese total logo após o segundo procedimento cirúrgico (colocação dos intermediários). Na mesma sessão é feita uma moldagem preliminar com hidrocolóide irreversível. Sobre o modelo de estudo confecciona-se uma moldeira individual em resina acrílica autopolimerizável. A moldagem final é realizada após uma semana e são utilizados cilindros de ouro modificados (ao invés de transferentes cilíndricos) unidos na boca do paciente com

pequena quantidade de resina Duralay (a barra de Duralay foi feita previamente no modelo). Após a verificação da adaptação, a moldagem é realizada com silicona por adição, pela técnica da dupla mistura. A moldagem é removida soltando os parafusos mais distais primeiro e os parafusos centrais por último para evitar distorções por torque na armação. Os análogos são parafusados nos cilindros de ouro e o molde é preenchido com gesso pedra melhorado, para a obtenção do modelo de trabalho. O padrão de resina e cilindros de ouro se tornarão a base para a fabricação da estrutura metálica. As vantagens deste método de moldagem são o reduzido potencial para erros e o menor tempo clínico e laboratorial.

Humphries et al. (1990) fizeram um estudo comparativo entre três técnicas de moldagem com implantes do sistema Brånemark, através da verificação da precisão dos modelos obtidos. Utilizaram 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 autopolimerizável e aliviadas foram utilizadas para a realização das moldagens, com a técnica dos dois passos, utilizando um material à base de silicona por adição (President, Coltene). As três técnicas de transferência foram: 1- transferentes cônicos; 2- transferentes quadrados; 3- transferentes quadrados unidos com resina Duralay (30 min antes da moldagem ser feita). A moldagem foi realizada com o modelo à temperatura de 37°C, simulando uma situação clínica. Os moldes foram removidos após oito minutos de polimerização em banho de água nesta temperatura. Quatro moldagens foram feitas para cada técnica. Os análogos dos implantes foram adaptados aos transferentes e o molde preenchido com gesso Vel-Mix. 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 padrões 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 estatisticamente significativa ou valores condizentes com as alterações dimensionais dos materiais usados. 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 μm em 100% das vezes. A dos transferentes quadrados não esplintados e esplintados tiveram uma diferença numérica menor que 50 μm em 59% e 58% das vezes, respectivamente. A técnica indireta com transferentes cônicos reproduziu melhor os pontos experimentais do que as outras técnicas.

Mojon et al. (1990) informaram a inadequada estabilidade dimensional causada pela contração de polimerização relativa às várias aplicações de resinas acrílicas. O objetivo do estudo foi avaliar e comparar alterações dimensionais de duas resinas acrílicas autopolimerizáveis comercializadas como materiais para padrão e registro (index) e analisar a influência da proporção pó-líquido. Alterações volumétricas iniciais (2 min até 17 min após o início da mistura) foram medidas com um dilatômetro e alterações lineares tardias (de 17 min até 24 horas ou mais) foram registradas com um transdutor indutivo. O tempo dos dois experimentos foi determinado baseado em ensaios preliminares. Depois de 24 horas a contração volumétrica foi de 7,9% para resina Duralay e 6,5% para resina Palavit G; 80% das alterações apareceram antes de 17 minutos à temperatura ambiente; 95 % antes de 3 horas para a resina Duralay e de 2 horas para a resina Palavit G. Nenhuma diferença

estatística foi encontrada até 17 min entre os dois materiais. Até 24 horas, a contração linear da resina Palavit G foi significativamente menor do que a da resina Duralay para misturas de consistências similares (Contração linear em função da consistência da resina espessa, padrão e fluida para Palavit G: 0,29%, 0,34% e 0,41% e para Duralay: 0,37%, 0,47% e 0,49% respectivamente). A contração foi significativamente aumentada quando a proporção de pó na mistura foi diminuída. Os resultados sugerem que estas resinas devem ser usadas com algum método para compensar a contração, quando utilizadas como material de registro (index). É aconselhável unir novamente os indexes quando quase toda a contração de polimerização tiver ocorrida. O uso de uma mistura tão espessa quanto possível também minimizará os piores efeitos da polimerização. Porém, a alteração dimensional poderia proporcionar vantagens significativas para moldagens intracoronárias.

Spector et al. (1990) avaliaram com medições múltiplas três técnicas de moldagem de transferência para implantes osseointegrados. Foi utilizado um modelo simulando uma mandíbula com seis implantes, reproduzido através de três técnicas de transferência. Técnica I - moldeira individual de resina acrílica com abertura superior, transferentes quadrados unidos com resina acrílica (Duralay) e fio dental e moldagem com polissulfeto. Técnica II - moldeiras de estoque, transferentes cilíndricos e moldagem com polivinilsiloxano. Técnica III - moldeiras de estoque, transferentes cilíndricos e moldagem com silicona por condensação. Todos os componentes utilizados foram da Nobelpharma. Cinco moldagens e cinco modelos foram feitos com cada técnica (vazados em gesso pedra melhorado). Seis transferentes cilíndricos foram usinados em sua superfície superior para permitir as medições feitas no eixo X-Y (plano horizontal) e Z (eixo vertical). Os autores concluíram que a magnitude das distorções foi similar nas três técnicas avaliadas.

Carr e Sokol (1991) relataram que os modelos de trabalho deveriam representar precisamente o relacionamento intra-oral dos implantes para permitir a fabricação de próteses com ajuste passivo. Neste estudo compararam a precisão dos modelos (obtidos a partir de um modelo parcialmente desdentado com dois implantes Nobelpharma posicionados paralelos e colocados na região posterior direita) através 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 1,57 mm foram colocadas na estrutura: duas por vestibular e duas por lingual. As quatro esferas correspondentes ao modelo mestre foram transferidas pelas moldagens (realizadas com um poliéter: Caulk Polygel) para os modelos experimentais (Whip Mix - Prima Rock) permitindo fazer quatro medidas entre pares de esferas. Foram produzidos nove modelos para cada técnica e os dados foram obtidos em um microscópio (precisão de 0,003 mm). A média absoluta observada menos os valores preditos foram: para a técnica indireta, 0,070 mm e para a técnica direta, 0,020 mm. Nas condições deste estudo, não há nenhuma evidência convincente que uma técnica é mais precisa do que a outra.

Carr (1991) relata que a produção de uma estrutura metálica precisa e que satisfaça o objetivo para a implantodontia de ajuste passivo, 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 usado para produzir sete modelos para ambas as técnicas de transferência indireta e direta. Os ângulos de divergência entre pilares foram todos menores que 15°. Para a realização das moldagens foi utilizada uma moldeira individual de resina acrílica

(Formatray, Kerr) com poliéter (Polygel, LD Caulk/Dentsply). A variabilidade das repetidas fixações dos parafusos para os componentes de transferência indireta e direta foi $\leq 20 \mu\text{m}$. A comparação foi feita usando uma estrutura metálica adaptada para o modelo mestre. Diferenças nas distâncias medidas entre cada grupo e o modelo mestre foram analisadas. Para o modelo utilizado, a técnica direta produziu modelos de trabalho mais precisos. A inexatidão vista com o método de transferência indireto 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 através de quatro diferentes técnicas de moldagem para transferência. Uma estrutura metálica para prótese sobre implante mandibular padrão foi feita e então um modelo metálico de um arco mandibular com cinco implantes (Nobelpharma) foi confeccionado para se ajustar a ela. Foram obtidos quinze moldes para cada uma das quatro técnicas de moldagem para transferência. O ajuste da estrutura metálica pré-fabricada para cada modelo foi avaliado manualmente. Então, a diferença entre assentamento passivo e adaptação por aperto do parafuso foi medida num 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 alginato (0 com mau ajuste / fenda $4,17 \mu\text{m}$); b - transferentes quadrados unidos com resina acrílica e moldagem com poliéter (0 com mau ajuste / fenda $4,17 \mu\text{m}$); c - transferentes quadrados sem união e moldagem com poliéter (4 com mau ajuste / fenda $11 \mu\text{m}$); d - transferentes cônicos e moldagem com silicona por adição (8 com mau 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 do que 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 utilizado um paciente com cinco implantes fixados na mandíbula, onde se realizou a moldagem preliminar, com transferentes cilíndricos e hidrocolóide irreversível. Após a obtenção do modelo, os transferentes cilíndricos foram substituídos por transferentes quadrados. Fez-se uma rígida conexão entre eles com resina fotopolimerizável, deixando 1 mm de espaço entre cada transferente. Após este procedimento os transferentes com resina foram removidos do modelo e adaptados aos implantes intra-orais, recebendo um torque de 10 Ncm e então unidos com resina fotopolimerizável de consistência gel, antes da realização da moldagem. Os autores concluíram que esta técnica reduziu o tempo clínico pela eliminação da necessidade da armação de fio dental e Duralay, minimizou as alterações durante a polimerização pela diminuição da quantidade de resina e reduziu o desconforto para o paciente.

Jemt (1991), em um acompanhamento de um ano de 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 freqüentes na maxila. Entre as complicações encontradas destacaram-se os problemas de dicção (31,2%), mordida do lábio e bochecha (6,6%), irritação causada pelo cantilever (3,1%), problemas gengivais (fístula, 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 2 semanas), sendo que quase todos os parafusos reapertados nesse primeiro controle se apresentaram estáveis no controle seguinte (após 3 meses). Apenas 7 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 1 a 5 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 dado na 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.

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 laboratório. Qualquer alteração dimensional neste processo poderá levar a pobres resultados finais ou 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 epóxica. Moldeiras individuais foram utilizadas para a realização das moldagens com poliéster (Impregum). Doze moldes foram

obtidos para ambos os sistemas de moldagem de transferência e as leituras realizadas diretamente nos moldes em microscópio de mensuração (Nikon). 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 tiveram 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 preciso do que com 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 pedra especial com cinco análogos de implantes para este estudo. Uma estrutura metálica (representativa de uma prótese sobre implantes mandibular) foi encerada e fundida. Esta estrutura foi o padrão para que todas as mensurações fossem feitas durante a avaliação da precisão dos modelos obtidos pelos diferentes procedimentos de moldagem. Um bloco de alumínio foi usinado na forma de arco mandibular e foram feitas perfurações para receber os cinco análogos em latão dos implantes. Estes análogos foram parafusados à estrutura metálica e então incluídos dentro do bloco de alumínio com resina epóxica. Isto formou um modelo metálico que já tinha uma estrutura metálica ajustada passivamente nele. 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 Duralay 24 horas antes, mas com um espaço de 1 mm entre cada transferente, que foram unidos 15 min antes da moldagem com alginato ser feita; 2- moldeira individual de resina acrílica, transferentes quadrados unidos com resina

Duralay (do mesmo modo que na técnica 1) e moldados com poliéter; 3- moldeira individual de resina acrílica, transferentes quadrados sem união e moldados com poliéter; 4- moldeira de estoque metálica perfurada, transferentes cônicos, moldagem com polivinilsiloxano (técnica da dupla mistura). Foram obtidos quinze moldes para cada técnica, preenchidos com gesso pedra especial após a adaptação dos análogos dos implantes aos transferentes. Esperou-se 24 horas antes da separação. O critério usado para verificar a acurácia das moldagens foi o ajuste dos análogos em cada modelo 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. Um esforço foi realizado para criar qualquer movimento da estrutura que poderia ser detectado visualmente ou pelo suave contato com o dedo. Dois examinadores fizeram suas observações independentemente e então compararam os resultados. Uma apreciação de ajuste passivo foi somente feita quando ambos examinadores concordaram. A análise visual foi feita com o auxílio de um microscópio com aumento de 30 vezes. Pontos de referência específicos foram identificados no cilindro da estrutura e no implante. 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 4,17 μm). 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 μm). 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 µm). A estrutura nesses oito modelos inaceitáveis foi vista e sentida balançar sobre os análogos. Houve uma clara correlação entre a avaliação clínica do ajuste passivo e a discrepância medida no microscópio. Esse estudo sugere que os dentistas com experiência em procedimentos com implantes podem detectar discrepâncias na adaptação da estrutura acima de 30 µm (soma das discrepâncias nos implantes terminais direito e esquerdo). 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) foram inaceitáveis.

Carr (1992) relatou que quando se trabalha com implantes, é necessário entender a importância da exatidão e precisão de todas as fases de fabricação e união para conseguir uma supra-estrutura que se ajuste passivamente aos implantes. O autor avaliou a exatidão de modelos de trabalho produzidos a partir de moldagens utilizando dois diferentes transferentes (cônicos e quadrados). Para isso, foi construído um modelo mandibular mestre, parcialmente desdentado, com dois implantes posicionados na região posterior esquerda, separados 11 mm de centro a centro, sendo o anterior paralelo ao 1^o pré-molar adjacente e o posterior com 15° de inclinação lingual. Um alívio de 2 mm 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 (Polygel - Caulk/Dentsply). 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 estatisticamente significativa foi notada. Ambas as técnicas fornecem resultados comparáveis com um valor médio de discrepância de 36 μm e 35 μm 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.

Ness et al. (1992) conduziram um estudo *in vitro* para determinar a precisão do ajuste aos pilares dos implantes de três resinas acrílicas quando utilizadas para confecção de estrutura para próteses implantossuportadas (Relate - Parkell, um viniletilmetacrilato; GC Pattern Resin - GC, um polimetilmetacrilato; Duralay - Loctite, um polimetilmetacrilato). Para tal análise, construíram um modelo mestre em resina acrílica Ivovap (Ivoclar) contendo cinco implantes Nobelpharma de titânio. Usando este modelo, cinco estruturas de resina acrílica padronizadas em forma de arco foram fabricadas para cada resina acrílica testada. Duralay foi a mais fluida e permitiu fácil injeção. GC foi a mais viscosa e teve o tempo inicial de presa mais rápido. Os padrões fabricados permaneceram no modelo mestre por 24 horas antes de serem removidos e subsequentemente mensurados (realização das leituras em três direções x, y, z). Mensurações foram feitas antes da fabricação dos padrões, com os cilindros de ouro sobre seus respectivos pilares e após a fabricação dos padrões, quando os padrões tinham sido removidos do modelo mestre. Os resultados deste estudo mostraram que havia uma diferença significativa na precisão entre as resinas acrílicas testadas e que nenhuma delas foi completamente precisa. A diminuição da largura do arco ou deslocamento no eixo x e a diminuição do comprimento do arco ou deslocamento na direção y poderiam causar desalinhamento do cilindro de ouro com o seu pilar, no plano horizontal. Clinicamente isto poderia parecer como um degrau horizontal entre o cilindro de ouro e o

seu pilar. Deflexão na extremidade do arco (ação de levantar ou abaixar) ou deslocamento no eixo z poderia causar tanto uma fenda vertical quanto um contato prematuro entre um cilindro e seu pilar. Ambas GC e Duralay exibiram um abaixamento da extremidade do arco ao passo que Relate exibiu um levantamento da extremidade do arco. Do ponto de vista de ajuste do padrão no paciente, as distorções de diminuição do comprimento e largura do arco e deflexão na extremidade do arco são somente partes da necessidade de precisão. Se a tolerância de usinagem entre o cilindro de ouro e o seu pilar permitir um movimento lateral (x ou y) maior que os deslocamentos computados, então estes deslocamentos podem não ser significantes. Qualquer deslocamento no eixo z, contudo, impõe uma carga que força os cilindros a entrar em contato com os pilares. Nas estruturas feitas com resina Duralay ou GC, os cilindros terminais devem ser puxados para cima e os cilindros centrais puxados para baixo para conseguir contato com os pilares. A fabricação de uma estrutura monobloco de resina mostrou induzir distorções que se duplicadas (ou aumentadas) na fundição da estrutura metálica, poderiam fazer surgir uma pré-carga no sistema estrutura-implante. Concluíram que as três resinas sofreram distorções (causaram deslocamento dos cilindros de ouro) sob as condições testadas. Quando analisadas as diminuições na largura do arco, as resinas GC e Relate produziram deslocamentos significativamente menores do que os produzidos pela resina Duralay. Diminuições em comprimento foram significantes apenas entre Relate e Duralay. Ocorreu também, deflexão nas extremidades do arco, sendo que Duralay e GC sofreram deflexão em direção oposta à resina Relate.

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 análogo experimental em aço inoxidável com dois implantes e pilares anteriores e dois posteriores foi fabricado. Moldeiras individuais

de resina acrílica (Formatray) foram feitas com alívio de duas lâminas de cera. Foram estocadas por 24 horas antes de ser feita a moldagem. Uma janela foi retirada de cada moldeira para expor os transferentes e pinos guia. Para facilitar a manipulação durante os procedimentos de impressão, a janela foi coberta com uma lâmina de cera. Todas as técnicas usaram transferentes quadrados, sendo: técnica I- somente transferentes quadrados; II- unidos com Duralay e fio dental; III- fio de aço inoxidável ortodôntico de 0,03 pol de diâmetro e unidos com Duralay ; IV- Blocos de resina Duralay pré-fabricados ao redor dos transferentes que foram efetivamente esplintados com pequena quantidade de resina. Todas as esplintagens com resina foram feitas 20 min antes da moldagem. Adesivo do Impregum foi aplicado nas moldeiras individuais 15 min antes da moldagem final. Quatorze moldagens foram feitas de acordo com cada técnica de transferência com Impregum, totalizando cinquenta e seis moldagens. Para simular a condição intra-oral, o análogo experimental foi mantido em uma estufa úmida a 37°C por 10 min antes de fazer a moldagem. O material de moldagem foi permitido polimerizar por 15 min em uma estufa a 32 °C antes da separação. Os pinos guia foram desparafusados e as moldagens foram separadas do análogo experimental. Réplicas dos pilares em latão foram unidas aos transferentes e mantidas no lugar pelos pinos guia. As quatorze moldagens de cada técnica foram divididas em dois grupos iguais, sete em cada, como se segue: Grupo 1- modelo sólido (Fujirock) espatulado a vácuo por 40 s, aguardado o período de presa de 60 min e manutenção à temperatura ambiente por no mínimo 24 horas antes das medidas serem feitas; Grupo 2- Zeiser system (modelo troquelado). As medidas foram feitas com um projetor de perfil (Nikon, modelo H-14B, Tóquio, Japão). Cada modelo foi removido do projetor de perfil e recolocado entre as leituras (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 nenhuma interação

estatisticamente significativa entre as técnicas de transferência de implantes e os sistemas de modelos mestres usados. Média AD= 40,67 a 58,49 μm e BC= 50,73 a 66,86 μm . Diferenças significativas somente 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 troquelado (Zeiser) houve alguma diferença estatisticamente significativa: AD sólido= 61,28 μm e AD troquelado= 39,42 μm ; C sólido= 38,49 μm e C troquelado= 22,66 μm ; D sólido= 38,55 μm e D troquelado= 21,41 μm . Pode ser que o material de moldagem Impregum tenha propriedades idealmente adaptadas para transferência dos componentes de moldagem (por exemplo, excelente resistência à deformação permanente, baixa deformação sobre compressão e alta resistência inicial ao rasgamento). Ele pode, portanto, prover uma rigidez suficiente para prevenir rotação do transferente quadrado durante o aperto do análogo e formação do modelo e então a esplintagem pode não ser necessário. 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 Duralay usada para unir os transferentes é um fator insignificante na acuracidade 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.

Inturregui et al. (1993) investigaram a produção de tensão na estrutura metálica mestre quando ela foi parafusada e apertada com 10 Ncm sobre os modelos de gesso obtidos por três técnicas de moldagem

de transferência para implantes orais osseointegráveis. Somente dois implantes foram usados para simplificar os tipos de força produzidos. 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. Um total de trinta moldeiras individuais de resina acrílica com uma janela na oclusal foram feitas (dez para cada técnica). O material de moldagem utilizado foi o poliéter (Impregum). Os pinos guia foram apertados com 10 Ncm. As moldagens foram separadas 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 - transferentes quadrados unidos com resina acrílica Duralay. Para a técnica III, um molde de polivinilsiloxano (consistência massa) foi construído para padronizar o esplinte. O esplinte foi seccionado com um disco de carborundum. Os segmentos foram novamente assentados no modelo mestre, reapertados com um torque de 10 Ncm e reunidos com resina acrílica. A resina acrílica polimerizou por 15 min antes da moldagem ser feita. O aperto do conjunto pino guia, transferente e análogo do pilar foi feito somente com pressão digital. A força de 10 Ncm aplicada com o torquímetro causou rotação dos transferentes nas moldagens com poliéter (técnica I). Portanto, pressão digital foi usada para apertar os análogos de latão para todas as técnicas de moldagem. As moldagens foram vazadas em conjuntos de cinco, dentro do período de tempo menor que 3½ h da primeira e pelo menos 30 min da última moldagem que foi feita. Os modelos obtidos com gesso pedra melhorado tipo V (Die-Keen) foram espatulados manualmente por 30 s e à vácuo por mais 30 s. Após um tempo mínimo de 2 horas foram separados da moldagem e armazenados à temperatura ambiente por 2 semanas até que as medidas fossem feitas. A estrutura metálica foi parafusada com

parafusos de ouro e apertada com 10 Ncm em cada modelo de gesso obtido. As mensurações no plano horizontal e vertical foram realizadas através de um indicador de tensão digital modelo P-3500 (Measurements Group Inc.). A técnica I foi estatisticamente diferente das 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 da estrutura absolutamente passivo. Baseado nos valores de tensão registrados e no ajuste subjetivo da estrutura nos modelos, quaisquer das técnicas de moldagem investigadas deveriam ser clinicamente aceitáveis. Parece não ser nenhuma vantagem clínica usar as técnicas mais demoradas de moldagem de transferência com esplintagens feitas com resina acrílica autopolimerizável ou gesso.

Aparício (1994) relata que para a manutenção da osseointegração, é essencial que a prótese se ajuste com total passividade porque a ausência de ligamento periodontal torna o implante incapaz de adaptar a sua posição a uma estrutura não passiva. O sistema tradicional de construção da estrutura metálica por fundição sobre peças torneadas – chamadas de cilindros de ouro no sistema Brånemark – tem sido modificado de tal modo que estas peças são unidas à estrutura metálica por meio de união físico-química. Esta união é alcançada pelo tratamento da superfície metálica com o sistema Silicoater e um cimento de resina composta usando um protocolo de cimentação aperfeiçoado. Contudo, o sucesso final deste método está obviamente limitado pela precisão dos procedimentos de moldagem, porque a cimentação da estrutura protética sobre os cilindros é feita inicialmente sobre os modelos de trabalho, desparafusada e parafusada na boca, onde será permitido o endurecimento final. Neste trabalho, é apresentada a viabilidade clínica desta nova filosofia, demonstrada durante 2 anos. Foram avaliadas um

total de 64 próteses (39 maxilares e 25 mandibulares) suportadas por 214 EsthetiCone (Nobelpharma) ou pilares angulados colocados em 47 pacientes, com um período de observação média de 9 meses. Os resultados mostraram que é possível obter rotineiramente uma prótese metalocerâmica com uma adaptação circular totalmente passiva enquanto é mantida a possibilidade de recuperação (reversibilidades), fazendo desta forma desnecessária a soldagem pós-cerâmica.

Assif et al. (1994) sugeriram uma técnica de moldagem para implantes osseointegráveis que une os transferentes diretamente na moldeira individual de resina acrílica, evitando o uso de resina autopolimerizável e fio dental, diminuindo a distorção e simplificando os procedimentos clínicos. Uma moldagem inicial com os transferentes cilíndricos conectados aos implantes foi realizada com hidrocolóide irreversível e vazou-se o gesso. No mínimo 48 horas antes da moldagem, foi confeccionada uma moldeira individual com alívio apropriado e perfurações para os transferentes quadrados ultrapassarem a superfície superior da moldeira. Uma nova moldagem foi realizada para a construção do modelo de trabalho, utilizando material elastomérico, pela técnica de injeção ao redor dos transferentes. O excesso de material de moldagem é removido até ficar nivelado com a moldeira. Uma resina autopolimerizável foi aplicada ao redor dos transferentes quadrados, unindo-os na moldeira. Após a polimerização, a moldeira foi removida, os análogos adaptados e o modelo de trabalho final foi vazado. A secção esplintada que contém os transferentes foi separada da moldeira com uma fresa, obtendo-se um index para verificar a precisão do modelo de trabalho. A técnica de moldagem apresentada permitiu uma fácil manipulação, diminuição do tempo de trabalho clínico e minimizou a distorção da esplintagem de resina através da construção prévia da moldeira individual e pela técnica de adição incremental.

Kallus e Bessing (1994) avaliaram a ocorrência de soltura de parafusos de ouro e intermediários após cinco anos da instalação de próteses de arco completo em 50 pacientes (16 na maxila e 34 na mandíbula). Depois da conexão dos pilares, 32 pacientes tiveram seis implantes, 14 pacientes tiveram cinco, e 4 tiveram quatro implantes. As próteses confeccionadas em ouro tipo 3, com dentes de resina acrílica e utilizando componentes do sistema Brånemark, tiveram os parafusos de ouro apertados manualmente, com força máxima em seqüência padronizada. Os resultados foram relacionados a parâmetros clínicos como precisão da superestrutura, dependência do operador e diagnóstico clínico e radiográfico do estado do implante depois de 5 anos. Os autores concluíram que parece haver correlação clinicamente significativa entre a desadaptação protética e o afrouxamento dos parafusos de ouro, mas os resultados não são totalmente conclusivos, já que próteses bem adaptadas podem apresentar parafusos soltos e próteses com pobre adaptação também podem sustentar parafusos de ouro bem apertados. As falhas dos parafusos de ouro puderam ser relacionadas à desadaptação das próteses e consideradas como sendo dependentes do operador até certo ponto, já que o aperto dos parafusos, a avaliação clínica da adaptação e a adaptação em si são variáveis dependentes do operador, que são afetadas pela destreza manual e força muscular do operador. Segundo os autores, os achados clínicos e radiográficos não suportam a hipótese de que próteses com pobre adaptação poderiam representar risco a longo prazo à osseointegração. É recomendado que próteses fixas de arco completo sejam reapertadas depois de 5 anos.

McCartney e Pearson (1994) tentando minimizar as alterações advindas da expansão de presa do gesso apresentaram um procedimento onde preenchem o espaço ao redor dos análogos suspensos com pequena quantidade de gesso. A seqüência foi a seguinte: Parafuse os transferentes aos pilares intraorais de cada

implante. Parafuse os análogos dos pilares aos transferentes. Aplique uma camada de polivinilsiloxano de consistência média em todos os análogos menos em um. Faça uma moldagem com hidrocolóide irreversível. Selecione uma posição localizada no centro da moldagem para o análogo não coberto com silicona e coloque os análogos recobertos nas posições remanescentes. Vaze um modelo de gesso. Construa uma estrutura segmentada com resina Duralay sobre os pilares de titânio. Numere-a e remova do modelo de gesso. Una os transferentes a cada análogo coberto com silicona e remova o análogo do modelo de gesso. Corte a porção vestibular do modelo e remova cada espaçador de polivinilsiloxano. Coloque a matriz segmentada na boca e una com resina acrílica (GC Pattern Resin) para formar um gabarito. Fixe os análogos a todas as posições do gabarito exceto a que originalmente foi ocupada pelo análogo não coberto. Parafuse o pilar de titânio remanescente ao análogo remanescente no modelo de gesso. Umedeça o modelo e preencha o espaço ao redor dos análogos suspensos com gesso para formar o correto modelo de gesso. Proceda com a escultura do padrão da estrutura, aproveitando a matriz como uma armação rígida para a realização dos contornos.

Phillips et al. (1994) relataram que a maioria dos estudos se focou na distorção do modelo mestre obtido a partir de uma moldagem e nas diferenças entre vários designs de transferentes e técnicas de transferência. Neste estudo foi examinada a posição dos transferentes dentro da moldagem 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 nos componentes durante colocação na boca. O propósito deste estudo foi comparar a precisão de três técnicas de moldagem diferentes usadas por dentistas atualmente. Estas foram: 1- transferentes cônicos; 2- transferentes quadrados e 3-

transferentes quadrados unidos com resina acrílica. 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 (Nobelpharma) foram fixados em um modelo mestre de resina termopolimerizável incolor simulando uma mandíbula desdentada. Cada análogo foi colocado com uma angulação de 10° 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 µm para comparação das moldagens de transferência. Foram feitas moldagens usando três técnicas diferentes com moldeiras especiais fabricadas para permitir um mínimo de 3 mm 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 de presa 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 (lembrar que os implantes estão angulados) e também a necessidade de reposicionamento dentro da moldagem. Não houve diferença significativa entre as distorções dos transferentes cônicos e dos transferentes quadrados esplintados com resina. O movimento absoluto total de cada TMA na interface com a réplica de implante variou de 72,3 µm (±38,2 µm) para os transferentes

cônicos, 53,6 μm ($\pm 27,2$ μm) para os transferentes quadrados esplintados com resina e 35,5 μm ($\pm 20,7$ μm) para os transferentes quadrados. As tolerâncias de usinagem dos componentes Nobelpharma testados neste estudo foram 31,9 μm ($\pm 14,2$ μm) no plano xy. Este valor foi baseado em trabalho previamente realizado na Universidade de Washington. Comparando as tolerâncias de usinagem medidas para o sistema de implante (31,9 μm) 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, se de fácil realização, barata, 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 de resina poderiam ser considerados desnecessários.

Shiau et al. (1994) apresentam uma técnica de moldagem modificada com o propósito de obter um modelo mestre mais preciso. A partir de uma moldagem com transferente cilíndrico e hidrocolóide irreversível, é confeccionada uma moldeira individual de resina para a técnica de transferentes quadrados unidos com Duralay. Os transferentes quadrados são numerados, seccionados, colocados em suas corretas posições intraoralmente e unidos novamente com Duralay. Após a polimerização, os parafusos são soltos e verifica-se visualmente a precisão dos transferentes (Esta técnica é realizada apertando um parafuso guia em um pilar terminal e o outro transferente terminal é examinado em busca de uma fenda entre o pilar e o transferente). Os transferentes esplintados são removidos da boca e adaptados aos análogos. Constrói-se um dique de cera e vaza-se gesso. Apenas a

metade do comprimento dos análogos fica dentro da matriz de gesso. Após a presa, é dado acabamento neste index de gesso. Retornam-se os transferentes esplintados do index para a boca e verifica-se novamente sua acurácia. Prova-se a moldeira individual e faz-se a moldagem. O index é posicionado dentro da moldagem e apertam-se os parafusos. Vaza-se gesso verificando se o espaço entre o index e a moldagem está sendo completamente preenchido. Dá-se o acabamento e o modelo está pronto.

Waskewicz et al. (1994) escreveram que o objetivo primário na fabricação de superestruturas para implantes osseointegrados é alcançar um ajuste passivo da conexão entre o pilar e a estrutura metálica, pois estresse mecânico pode ser transmitido para os implantes através da conexão da estrutura aos pilares. Adaptação passiva do pilar à estrutura metálica é frequentemente difícil de ser obtida e interpretada durante a prova clínica. Técnicas de soldagem para correção das discrepâncias das estruturas têm sido descritas. Estas envolvem tanto fundição em unidades separadas ou seccionamento em unidades separadas e registro (união) na boca ou sobre o modelo mestre. Por causa da falta de conhecimento das respostas biológicas à transferência de estresse, o objetivo dos protesistas deveria ser entregar a estrutura ajustada o mais passivamente possível. Para este trabalho, foi feita uma análise fotoelástica para avaliar os padrões de estresse gerados ao redor de implantes com estruturas metálicas com ajuste passivo e não passivo. Cinco implantes Brånemark foram posicionados em um análogo fotoelástico de uma mandíbula humana. Exame visual da estrutura metálica mostrou um inadequado ajuste (uma abertura entre a estrutura e os pilares 4 e 5) quando um parafuso de ouro foi apertado no pilar 1 com um torque de 10 Ncm e vice-versa. As estruturas foram analisadas pelas fotografias das franjas decorrentes do estresse que era gerado quando a estrutura foi parafusada com os parafusos de ouro a um torque de 10

Ncm nos pilares. A estrutura não passiva foi analisada fotoelasticamente pelo parafusamento com parafusos de ouro com um torque de 10 Ncm por três diferentes seqüências: pilar 1,2,3,4,5; pilar 5,4,3,2,1; pilar 3,2,4,1,5. Depois que uma avaliação inicial e registros foram feitos, a estrutura não passiva foi seccionada entre cada pilar para o registro (união) para solda. Os parafusos de ouro foram apertados com um torque de 10 Ncm, e as secções de metal foram unidas com Duralay, incluídas em revestimento e soldadas. Somente a estrutura seccionada e soldada é que apresentou nenhuma franja de estresse ao redor dos implantes quando foi apertada pelas três diferentes seqüências descritas previamente. Assim é altamente recomendada a secção, união e soldagem das estruturas metálicas. A seqüência de parafusamento da estrutura nos pilares foi insignificante, pois distribuições idênticas de estresse foram vistas pelos três diferentes métodos de aperto.

Assif et al. (1996) avaliaram a precisão de três técnicas de moldagem de implantes, através de uma matriz metálica mandibular de laboratório que simulava uma situação clínica com cinco análogos de implantes parafusados e colados com resina epóxica. As três técnicas de moldagem foram as seguintes: Grupo 1- transferentes quadrados unidos entre si com resina acrílica autopolimerizável (Duralay); Grupo 2- transferentes quadrados sem união e Grupo 3- transferentes quadrados unidos com resina Duralay diretamente à moldeira individual de resina acrílica. Quinze moldagens usando poliéter (Impregum F) foram obtidas para cada técnica. A análise da precisão de cada técnica foi feita através de um extensômetro, com base no assentamento (com um torque de 10 Ncm) de uma supra-estrutura metálica (prata/paládio), previamente confeccionada, nos modelos de gesso obtidos pelas moldagens de transferência. As médias dos resultados em microstrains foram: Grupo 1: 138,06; Grupo 2: 293,60 e Grupo 3: 279,13. Verificaram que a união dos transferentes entre si com resina acrílica autopolimerizável

mostrou-se significativamente mais precisa do que as outras duas técnicas estudadas.

Cheshire e Hobkirk (1996) investigaram in vivo a adaptação de cinco superestruturas mandibulares fabricadas sobre implantes Nobel Biocare, usando um material de moldagem polivinilsiloxano para registrar as discrepâncias. Os cinco pacientes estavam com as próteses em função por pelo menos 8 meses sem problemas clínicos. Após a secção das impressões, as discrepâncias verticais e horizontais foram analisadas em quatro locais usando um microscópio. As discrepâncias obtidas foram medidas não só quando os parafusos dos cilindros de ouro foram apertados manualmente ao máximo, mas também quando apertados com um torquímetro para o valor recomendado de 10 Ncm. O aperto manual produz um torque acima de 10 Ncm. As discrepâncias verticais para os pilares apertados manualmente variou de 0 μm a 63 μm , com uma média de 14 μm . No grupo apertado mecanicamente, a discrepância vertical variou de 0 a 130 μm , com uma média de 21 μm . As discrepâncias horizontais para os pilares apertados mecanicamente variou de 0 a 140 μm , com média de 31 μm , comparada com uma média de 46 μm e variação de 0 a 113 μm para os pilares apertados manualmente. Uma íntima adaptação foi raramente alcançada. Uma perfeita adaptação ocorre quando as superfícies do implante e prótese estão alinhadas e contatadas sem a necessidade de aplicação de força. Foi concluído que discrepâncias consideráveis existiam ao redor das superestruturas que tinham sido julgadas com adaptação clinicamente aceitável. As discrepâncias foram reduzidas na direção vertical pelo aperto manual dos parafusos de ouro. Erros horizontais levam ao dobramento (flexão) dos parafusos de ouro, resultando em seu fracasso precoce. A Nobel Biocare tem também declarado que o limite elástico dos parafusos está ao redor de 17-18 Ncm. Por esta razão, o valor de 10 Ncm é recomendado para apertar os parafusos dos pilares. O aperto manual não somente leva ao

risco de fratura do parafuso, mas também parece reduzir a discrepância vertical com inevitável transferência de estresse ao implante e aos parafusos.

Bindra e Heath (1997) avaliaram a força de união do adesivo para moldeira de duas siliconas por adição (Provil e Express) e um poliéter (Impregum). Utilizaram moldeiras metálicas de latão, de resina acrílica autopolimerizável e de resina fotopolimerizável. Os pares de placas (cl clinicamente seriam as moldeiras) mediam 45 X 45 mm cada e ficavam separadas (por meio de um jig) 3 mm para assegurar uma uniforme espessura do material de moldagem. As superfícies das placas foram limpas com clorofórmio. Para remover os restos de adesivo das moldagens anteriores, as placas de resina foram lixadas com granulação 150. O adesivo foi aplicado durante 1 min e deixado secar a 23°C por 15 min. Após a aplicação do material de moldagem, deixou-se tomar presa numa estufa a 37°C com 100% de umidade. Concluíram que o uso de adesivo foi significativo para o Provil e Express, não sendo para o Impregum. Pode-se usar o adesivo do Provil no Express e vice-versa (o adesivo do Provil é até melhor). A falha das siliconas ocorreu na interface adesivo-material de moldagem, ficando adesivo na “moldeira”. Com o Impregum, a maioria das falhas ocorreu na interface adesivo-“moldeira” (portanto aconselha-se usar moldeiras perfurada ou asperizadas). Alguns corpos de prova com Impregum exibiram falha coesiva. Provil e Express aderiram mais fortemente a moldeira de latão, enquanto a combinação Impregum com moldeira de resina fotopolimerizável proporcionou a união mais forte. De fato, as moldeiras de resina fotopolimerizável proporcionaram maior adesão do que as moldeiras de resina acrílica. Nenhuma correlação foi estabelecida entre a velocidade de separação durante os testes e a resistência de união. Baseados nos resultados obtidos, os autores

concluem que a aplicação do adesivo resulta num aumento significativo da união entre material de moldagem e moldeira.

Burawi et al. (1997) avaliaram a precisão entre a técnica de moldagem esplintada e não-esplintada. Em um modelo mestre de gesso tipo IV com cinco implantes foi construído uma estrutura metálica em ouro sobre cilindros de ouro. Como ficou mal adaptada, 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 0,45 mm de espessura. Trinta moldeiras individuais (com espessura de 3 mm) de resina acrílica 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. Adesivo foi aplicado internamente e se estendeu 2 mm externamente à moldeira. Esperou-se secar por 15 min. As moldagens foram feitas com silicona por adição (Elite) pela técnica de um passo. Injetou-se o material leve com uma seringa misturadora automática ao redor dos pilares e imediatamente a moldeira com o material pesado foi assentada até os stops contactarem a base do modelo mestre. Esperou-se 15 min 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 2 mm entre cada par de transferentes. 15 min antes da moldagem ser realizada, as secções de resina acrílica da esplintagem foram unidas com 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, o esplinte foi seccionado e rejuntado como descrito acima. Os parafusos de conexão foram apertados manualmente. As superfícies de assentamento de todos os componentes foram limpas com álcool isopropílico antes de cada procedimento de conexão para todas as técnicas. Todas as moldagens foram mantidas à temperatura ambiente (25° C) por 1 hora. As superfícies das moldagens foram preparadas com spray redutor de tensão superficial. O gesso foi misturado manualmente por 15 s para incorporar a água e então misturado mecanicamente à vácuo por 30 s. Esperou-se 1 hora antes da separação da moldagem. Os fragmentos da estrutura metálica foram apertados em cada um dos trinta modelos com um torque constante de 10 Ncm. Um microscópio de mensuração com precisão de 0,001 mm 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 0,85 mm). 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 0,052 mm). Os erros no plano vertical pareceram ser similares em ambas às técnicas (0,0006 a 0,134 mm) sendo necessárias medidas corretivas em algumas situações.

Hussaini e Wong (1997) 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 (GC pattern

resin) e fio dental. Desparafusa-se o conjunto e secciona-o com um disco fino. Recoloca-se na boca e une-se os espaços criados com resina acrílica ou resina composta fotopolimerizável. A moldagem é feita com polivinilsiloxano usando uma moldeira aberta para ter acesso aos parafusos. Utilizando 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 presa 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 no modelo mestre, o dentista deve confiar que ela poderá se adaptar na boca do paciente. 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.

Sertgöz (1997) realizou um estudo utilizando a análise de elemento finito em 3-D para investigar o efeito de três diferentes materiais para superfície oclusal (resina, resina composta e porcelana) e quatro diferentes materiais para estrutura (ouro, prata-paládio, cobalto-cromo e

liga de titânio) sobre a distribuição de forças em uma prótese fixa mandibular (com 16 mm de cantilever bilateral) suportada por seis implantes e osso circundante. Uma carga vertical total de 172 N foi distribuída sobre a superfície oclusal do modelo de elemento finito. Os valores de força gerados foram calculados no material da superfície oclusal, estrutura, parafusos de retenção da prótese, implantes e osso cortical e esponjoso adjacente. Este estudo mostrou que forças no osso adjacente aos implantes são baixas. A força máxima foi bem inferior aos limites de compressão e tensão do tecido ósseo cortical e esponjoso. Portanto, parece que fratura ou reabsorção óssea não pode ocorrer sob cargas funcionais. Os resultados obtidos demonstraram que o uso de um material de superestrutura para a prótese com um baixo módulo de elasticidade (1) não teve qualquer efeito no valor ou na distribuição de forças no osso cortical e esponjoso adjacente aos implantes e (2) proporcionou uma concentração de forças nos parafusos de retenção da prótese gerando desta forma um aumento no risco potencial de falha da mesma. Portanto, o uso de dentes de resina como amortecedor não é válido. Usando um material mais rígido para a estrutura da prótese osseointegrada diminuem-se as forças nos parafusos de retenção da prótese. Isto provavelmente significa que a alta resistência da estrutura ao dobramento (flexão) reduz o risco de sobrecarga mecânica para os parafusos de retenção, especialmente para superestruturas com cantilever. Forças de tensão no parafuso de retenção da prótese que conecta o segundo implante mais distal à estrutura, alcançaram carga limite (resistência ao escoamento) com a combinação resina acrílica e liga de ouro. Do ponto de vista biomecânico, a mais apropriada combinação de materiais encontrada foi cobalto-cromo para a estrutura e porcelana para a superfície oclusal.

Goiato et al. (1998) relataram que para muitos pacientes edêntulos tem sido indicada a utilização de implantes osseointegráveis no

rebordo alveolar remanescente, com o propósito de aumentar a retenção e estabilidade da prótese total. Entretanto, um dos motivos de insucesso 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: silicona por adição (Express); silicona por condensação (Optosil-Xantopren) e poliéter (Impregum F). As técnicas de moldagem de transferência adotadas foram: transferentes quadrados adaptados com resina Duralay 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 Duralay pela técnica do fio dental; e técnica com transferentes cônicos. Para padronizar a pressão de moldagem, foi colocada uma carga de 1500 g sobre a moldeira, suficiente para extrair o excesso de material de moldagem e mantê-lo confinado em pressão constante. Os transferentes protéticos foram desrosqueados dos modelos de gesso e sobre estes foram rosqueados os transferentes cilíndricos referenciais com as extremidades demarcadas com um ponto central geométrico. As medições foram feitas com um microscópio comparador Carl Zeiss. Todos os materiais de moldagem reproduziram os pontos referenciais da matriz, com valores sem diferença estatística significativa

entre si, em todas as técnicas de transferência, exceto o Optosil-Xantopren na técnica do transferente quadrado e na técnica do transferente cônico. A técnica dos transferentes unidos com resina acrílica Duralay não mostrou diferença estatisticamente 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 estatisticamente significativas, independente dos materiais de moldagem.

Helldén e Dérand (1998) escreveram que por causa dos implantes osseointegrados não terem resiliência no osso, ajuste passivo entre implante dental e superestrutura protética tem sido identificado, em perspectivas biológicas e mecânicas, como um fator de prognóstico prudente. Distorções da estrutura metálica durante os procedimentos de fundição têm sido citadas como a causa principal de desajuste. Os objetivos deste artigo foram descrever um método apresentado recentemente (método Cresco Ti Precision) para corrigir distorções nas estruturas fundidas em titânio, além de elucidar e avaliar o mesmo pelas técnicas de fotoelasticidade e medidas de tensão (extensômetro). O método parece ser um eficiente e acurado procedimento para correção de distorção em estruturas fundidas em titânio. O modelo para a análise da fotoelasticidade foi um bloco de resina de 15 x 30 x 55 mm e o modelo para a análise com o extensômetro foi um bloco metálico de 15 x 30 x 60 mm, ambos com três implantes denominados A, B e C e separados 10 e 20 mm, respectivamente. Foram produzidas quatro estruturas para a análise da fotoelasticidade e quatro para o procedimento com o extensômetro, sendo que duas de cada grupo de análise foram sujeitas ao procedimento Cresco Ti Precision. Antes de fazer a análise da fotoelasticidade no modelo de resina, a distância (fenda) entre a estrutura de titânio “não precisa” e o implante C com os parafusos de retenção apertados nos implantes A e B, foi medida em microscópio, encontrando-

se 70 e 40 μm . As correspondentes fendas para as estruturas “precisas” não foram mensuráveis ($< 5 \mu\text{m}$). Quando as estruturas “não precisas” foram parafusadas aos implantes A e B no modelo metálico, uma fenda de 180 e 30 μm foi medida entre a estrutura e o implante C. Depois que o parafuso de retenção do implante C foi parafusado, as fendas foram fechadas. A carga para fechar a fenda de 180 μm foi medida em $41 \pm 4,3$ N e a carga para fechar a fenda de 30 μm foi de 8 ± 8 N. As medidas dos testes com as estruturas precisas ($< 5 \mu\text{m}$) resultaram em registros próximos a zero, isto é, nenhuma força evidente foi detectada na estrutura depois do procedimento de parafusamento.

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 autopolimerizável (Duralay, Reliance) 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 (Impregum F) como material de moldagem. Para cada grupo, quinze moldagens foram feitas. A precisão dos modelos de gesso com os análogos dos implantes foi medida através da adaptação da supra-estrutura sobre os mesmos, utilizando para isso um medidor de tensão (deformação). As análises estatísticas revelaram que existiu uma diferença significativa entre os grupos A e B e entre os grupos B e C, mas não houve diferença significativa entre os grupos A e C. Concluíram que as técnicas de moldagem utilizando resina acrílica autopolimerizável 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.

Gregory-Head e Labarre (1999) descreveram neste artigo um procedimento que permite cuidadosa correção de bordo e moldagem de um arco desdentado, simultaneamente à transferência dos componentes de moldagem dos implantes. O modelo mestre resultante é preciso em termos de detalhes de tecido mole, posicionamento dos componentes do implante e relacionamento entre tecido mole e implantes. O primeiro passo é uma moldagem de bordo convencional e a moldagem total com uma moldeira individual. Depois que a moldagem for removida da boca, coloca-se os transferentes sobre os implantes. Faz-se aberturas na moldeira com largura suficiente para permitir o seu assentamento na boca sem tocar nos transferentes. Quando a moldagem se assentar completamente e passivamente, uma resina acrílica autopolimerizável ou resina fotopolimerizável é injetada ao redor dos transferentes. Após a polimerização da resina os parafusos e a moldagem são removidos. Os análogos são colocados nos transferentes e o modelo mestre é fabricado através de meios convencionais. O procedimento descrito neste artigo focaliza vários problemas significativos com a moldagem de overdenture sobre implantes. A distância entre os pilares em overdentures torna difícil a esplintagem dos transferentes na boca com técnicas convencionais

(malha de fio dental e resina acrílica autopolimerizável). Porém, há algumas desvantagens neste procedimento de dois passos: como resultado dos buracos na moldeira, algum detalhe de impressão pode ser perdido ao redor do transferentes, mas como a barra e o pilar serão aliviados antes de processar a dentadura, isto não afetará o ajuste da *overdenture*. Outra desvantagem é o tempo clínico extra que é requerido para perfurar os buracos na moldeira e esplintar com resina intraoralmente.

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 GC Pattern Resin injetada dentro de canudos com 3 mm de diâmetro. Após pelo menos 17 min, a barra de resina é liberada do canudo, devendo ser usada somente após 24 horas (por causa da contração total de 6,5 a 7,9% ocorrer dentro de 24 horas). A barra de resina é seccionada em comprimentos apropriados para fechar o espaço entre transferentes adjacentes. Usando a técnica do pincel, as extremidades das barras de resina são unidas aos transferentes com resina acrílica. Deve-se permitir que a resina aplicada endureça por pelo menos 17 min antes da realização da moldagem final (porque 80% da contração da resina ocorre nos primeiros 17 min 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 autopolimerizável (Duralay) e (4) transferentes quadrados com extensão metálica lateral de um lado (não esplintados), que apenas encostavam no 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 min antes da 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 silicona por adição massa/regular (President - Coltene), através da técnica de moldagem simultânea com moldeiras individuais de resina acrílica autopolimerizável (Formatray - Kerr). Quatro modelos foram feitos para cada técnica e foram mantidos a temperatura ambiente por no mínimo 24 horas antes das medições. Os corpos-de-prova obtidos em gesso (Vel Mix - Dentsply), foram analisados em um microscópio de luz reflexiva, capaz de analisar os eixos x, y, z. Observaram que a precisão dimensional foi alta e, ainda que estatisticamente significativa, 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 clinicamente vantajoso a união dos transferentes com resina acrílica autopolimerizável.

Lorenzoni et al. (2000) afirmaram que a transferência precisa da posição de implantes para o modelo é um pré-requisito para o assentamento passivo da supra-estrutura e que estruturas imprecisas resultam em estresse entre os componentes e na interface implante-osso. Os autores compararam três materiais de moldagem (poliéter - Impregum F regular com moldeira individual de resina acrílica; polivinilsiloxano – pesado/leve com a técnica de um passo e hidrocolóide reverssível) utilizando o sistema de implantes Frialit[®]-2 e a técnica indireta. Foi usado um modelo com oito análogos de implantes Frialit. Quatro pilares do lado direito receberam transferentes feitos de resina acrílica (TC) e os quatro pilares do lado esquerdo ficaram sem TC. O uso de TCs para melhorar a precisão da transferência foi testado com os três materiais. Seis moldagens do modelo original foram feitas para cada um dos três materiais. Para compensar o retardo do tempo de polimerização na temperatura ambiente, foi aguardado 12 minutos do começo da mistura para os materiais elastoméricos. Os moldes foram vazados com gesso GC Fujirock. As leituras foram realizadas em uma máquina 3D, capaz de localizar pontos no espaço e calcular a relativa distorção dos ângulos de inclinação (rot-XY, rot-XZ, rot-YZ) e o deslocamento tridimensional. Os resultados sugerem que a silicona por adição e o poliéter são os materiais de escolha para os procedimentos de moldagem de transferência para implantes. O uso dos transferentes resultou em redução significativa na rotação no plano XY, mas não melhorou o deslocamento tridimensional absoluto. A silicona por adição com o uso dos transferentes provou ser muito precisa. A comparação entre o poliéter e a silicona por adição mostrou diferença significativa na rotação xy e no deslocamento tridimensional, em favor da silicona. Devido às distorções médias entre a matriz e as réplicas terem sido de aproximadamente 100 µm, o assentamento

absolutamente preciso pode não ser conseguido, devido às propriedades físicas dos materiais. Os autores ressaltaram ainda, a necessidade de estudos para avaliar a quantidade de estresse tolerável na interface implante/osso.

Nissan et al. (2000) avaliaram a precisão de três técnicas de moldagem pesado-leve usando o mesmo material de moldagem (polivinilsiloxano) em um modelo de laboratório. As três técnicas de moldagem pesado-leve usadas foram: (1) Um passo (materiais de moldagem pesado e leve usados simultaneamente); (2) Dois passos, com 2 mm de alívio obtidos com copings pré-fabricados (o pesado é usado primeiro como uma moldagem preliminar para criar 2 mm de espaço para o material leve); e (3) técnica de dois passos, com um espaçador de polietileno (espaçador plástico usado na moldagem com o material pesado primeiro e então realiza-se a fase seguinte com o material leve). Para cada técnica, foram feitas quinze moldagens de um modelo mestre de aço inoxidável que continha três preparos para coroa total, o qual foi usado como controle positivo. A precisão foi avaliada medindo seis dimensões (intra-pilar e inter-pilar) nos troquéis obtidos das moldagens do modelo de mestre. Foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre as três técnicas de moldagem, para todas as medidas intra-pilar e inter-pilar. Discrepâncias globais da técnica de dois passos com 2 mm de alívio foram significativamente menores do que nas técnicas de moldagem de um passo ou dois passos com um espaçador de polietileno. A técnica de moldagem de dois passos com 2 mm de alívio foi a mais precisa para fabricar troquéis de gesso.

Romero et al. (2000) relataram que vários artigos enfatizam a importância da passividade entre as interfaces dos componentes implanto-protéticos. Interfaces não-passivas podem induzir a perda óssea, fratura do pilar e quebra do parafuso de conexão. O objetivo deste estudo

foi avaliar 3 técnicas de pós-fundição para correção de ajuste não passivo entre uma superestrutura de barra fundida e sua interface com um pilar de implante. Um modelo de metal composto de dois pilares de titânio PME HL 3,8/4,5 foi usado neste estudo. Trinta barras de implante pré-fabricadas de 18 mm de comprimento foram usadas na confecção das estruturas metálicas. Medidas iniciais foram coletadas no eixo y da interface entre a barra e o pilar esquerdo usando um microscópio. Médias das medidas vestibular, distal e lingual de cada espécime foram calculadas. Dez espécimes foram seccionados, indexados e reparados com fundição na mesma liga metálica (grupo 1). Dez espécimes foram seccionados, indexados e reparados com solda (Grupo 2). Os últimos dez espécimes foram submetidos a dois ciclos de usinagem por descarga elétrica na máquina MedArc M-2 EDM (Grupo 3). Medidas após os reparos dos três grupos foram coletadas. As médias iniciais das fendas foram de 192 μm para o grupo 1, 190 μm para o grupo 2 e 198 μm para o grupo 3. Houve uma diferença significativa nas médias das fendas entre o grupo 1 (15 μm) e o grupo 2 (72 μm) e também entre os grupos 2 (72 μm) e 3 (7,5 μm), após cada técnica de reparo. Não se pôde detectar diferença entre os grupos 1 e 3. O grupo sujeito a usinagem por descarga elétrica resultou na menor média de fenda (7,5 μm), seguindo o critério descrito na literatura sobre assentamento passivo (até 10 μm).

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 50 μm a uma pressão de 2,5 atmosferas) 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 Impregum foi aplicado em cada moldeira individual de resina (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 os transferentes são asperizados e cobertos com o adesivo do material de moldagem.

Wee (2000) avaliou a quantidade de torque necessária para girar os transferentes quadrados em vários materiais de moldagem enquanto apertava as réplicas dos pilares e comparou a precisão dos modelos obtidos dos procedimentos de moldagens de transferência pela técnica direta com diferentes materiais de moldagem. O modelo mestre foi uma matriz metálica com cinco réplicas de pilares em aço inox separados 12 mm um do outro. O propósito deste estudo não foi avaliar o relacionamento pilar-estrutura metálica. Este estudo só avaliou a distorção da resultante translacional (eixos x, y e z) das réplicas de pilares de uma para outra. Os materiais de moldagem utilizados foram: poliéter (Impregum), silicona por adição (Extrude), silicona por condensação

(Elasticon) e polissulfeto (Permlastic), todos com diferentes viscosidades. A falta de torque detectável ao usar combinações de consistências alta/média ou alta/baixa mostra nenhuma vantagem em usá-las para moldagem de implante pela técnica direta. O design da maioria dos transferentes não é complicado o bastante para requerer que um material de moldagem de consistência baixa seja injetado ao redor deles. Os transferentes quadrados foram apertados manualmente na matriz metálica. Foram feitas trinta moldagens do modelo de mestre, dez para cada um dos três materiais de moldagem que tiveram valores de torque detectáveis: poliéter média viscosidade; silicone de adição alta viscosidade; e polissulfeto média viscosidade. O torque no momento do giro do transferente no interior do molde foi calculado por um aparelho chamado *Compudriver*. A exatidão das transferências foi verificada através de medição, em microscópio comparador, das distâncias lineares entre os componentes referenciais (esferas de aço) adaptados em cada análogo. Foi necessário maior torque para girar o transferente no molde de poliéter de média viscosidade ($141,3 \times 10^{-3}$ mN), seguido pela silicona por adição de alta viscosidade (71×10^{-3} mN), enquanto que para o polissulfeto um torque menor ($51,5 \times 10^{-3}$ mN) foi suficiente para girar o transferente. Os modelos obtidos a partir de moldagens com o poliéter de média viscosidade (distorção média de $16,2 \mu\text{m}$) ou silicona por adição de alta viscosidade ($15,2 \mu\text{m}$) foram significativamente mais precisos do que o polissulfeto ($26,2 \mu\text{m}$), sendo recomendados para moldagens de transferência em implantodontia. De um ponto de vista clínico, os resultados deste estudo apóiam o uso de poliéter para moldagens de múltiplos implantes em desdentados. A rigidez do poliéter provê resistência ao deslocamento acidental dos transferentes nas moldagens de implante. Porém, uso de poliéter para uma moldagem de um arco parcialmente desdentado também apresenta um aumento da dificuldade para a remoção da moldagem intra-oral. Silicones de adição de consistência alta e polissulfeto de consistência média são materiais

alternativos viáveis de escolha para dentistas experientes. Silicone de adição com seu módulo de elasticidade mais favorável permite fácil remoção da moldagem.

Daoudi et al. (2001) em um estudo laboratorial investigaram a precisão de quatro procedimentos para moldagem de implantes usando duas técnicas de moldagem e dois materiais diferentes. Um modelo mestre maxilar de resina acrílica com implante substituindo o incisivo central direito foi usado para produzir quarenta diferentes modelos de gesso incorporando implantes laboratoriais ou análogos dos pilares nas diferentes combinações das duas técnicas de moldagem (a técnica de reposicionamento do transferente ao nível do implante e a técnica direta ao nível do pilar CeraOne – transferente plástico) e de materiais (President - polivinilsiloxano e Impregum F - poliéter). Os resultados mostraram maiores variações na posição do análogo com a técnica de moldagem de reposicionamento (transferente cônico – técnica indireta) do que com a técnica direta. O erro antero-posterior para a técnica de reposicionamento foi mais que duas vezes o da técnica direta. Os erros rotacionais na técnica de reposicionamento foram grandes o suficiente para serem de preocupação clínica. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os materiais de moldagem polivinilsiloxano e poliéter para os dois tipos de técnicas de moldagem testadas. Os autores concluíram que a técnica de moldagem por reposicionamento pode produzir resultados menos previsíveis do que a técnica direta e que a escolha do material de moldagem não fez diferença significativa.

Pinto et al. (2001) compararam três técnicas de moldagens em um modelo padrão de polietileno simulando uma mandíbula edentada com três implantes. As moldagens foram feitas com polissulfeto utilizando-se uma moldeira individual de resina acrílica com abertura superior na região dos implantes para propiciar acesso aos componentes de

moldagem quadrados dos grupos II e III (unidos com Duralay). Para as moldagens com os componentes cônicos (grupo I) a abertura da moldeira foi fechada com cera para impedir o extravasamento do material de moldagem. A moldeira apresentava localizadores que possibilitavam o seu posicionamento no modelo padrão sempre na mesma posição. Foram obtidos dez moldes para cada grupo, sendo que durante as moldagens, as moldeiras recebiam uma pressão constante de 400 g por 20 min. Os moldes foram imediatamente vazados com gesso tipo IV (Vel-mix) e separados após duas horas. As medidas dos modelos de gesso foram efetuadas em um perfilômetro (Starret Sigma VB 300, North Yorkshire) medindo-se as distâncias entre as bordas internas de cada réplica para serem comparadas às originais (feitas no modelo padrão). Assim como no modelo padrão, cada leitura foi repetida três vezes e a média aritmética correspondia à distância horizontal entre as réplicas. Embora não tenha ocorrido diferença significativa do ponto de vista estatístico entre as medidas horizontais dos três grupos, o que significa que as três técnicas forneceram modelos semelhantes nas dimensões analisadas, quando se analisa comparativamente essas medidas com as do modelo padrão, observam-se diferenças estatisticamente significativas (apresentando os modelos de gesso distâncias horizontais maiores do que as originais). Baseado nos resultados deste estudo, é de se esperar que a seqüência de procedimentos para obtenção de infra-estruturas para próteses fixas realizadas sobre modelos obtidos por qualquer uma dessas três técnicas resultaria em pressões indevidas ou adaptações deficientes, tornando difícil a obtenção da tão pretendida e desejável adaptação passiva. Por esse motivo, parece óbvio que a soldagem entre as partes ou a divisão das próteses por meio de encaixes de semi-precisão são métodos que diminuiriam a incidência de tensões na interface prótese / implante / osso.

Sahin e 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 um protesista é a entrega de uma prótese aceitável que não comprometa a longevidade do tratamento. Ajuste passivo (sinônimo de "ajuste ideal") é assumido ser um dos pré-requisitos mais significativos para a manutenção da interface osso-implante. Para prover ajuste 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).

Wise (2001) comenta que a impressão e o modelo sobre o qual uma prótese fixa implanto-suportada é fabricada tem que reproduzir o relacionamento intra-oral com precisão. O ajuste de próteses fixas fabricadas em modelos mestres vazados em gesso pedra melhorado tipo IV (Vel-Mix, Kerr – expansão de presa de 0,08%) e em um gesso de moldagem de baixa expansão (Gnathostone, Zeus - expansão de presa

de 0,02%) foi investigado *in vitro*. Uma impressão utilizando-se de transferentes quadrados e gesso para moldagem foi feita para cada uma das réplicas de pacientes com distâncias inter implante-pilar de 50 e 35 mm. Por ser um material rígido, o gesso de moldagem reduziu a possibilidade do torque usado para apertar a réplica do pilar dentro do transferente causar a sua movimentação dentro do molde. Para cada uma das moldagens, dez modelos mestres foram vazados com gesso Velmix e dez com Gnathostone. Uma “prótese fixa simulada” em gesso de moldagem foi fabricada sobre cada modelo mestre e então retornada em uma ordem aleatória à apropriada réplica do paciente. As próteses fixas foram parafusadas em um pilar com uma torque de 10 Ncm. Discrepâncias verticais foram medidas no outro pilar (através da projeção com um aumento de 50 vezes dos slides feitos com uma máquina fotográfica Nikon F-90X com uma lente para macrofotografia Micro Nikkor 50 mm). Para a distância inter-pilares de 50 mm, modelos de gesso Velmix produziram uma discrepância vertical média de 80 μm (desvio padrão = 32,50 μm e variação de 36,7 a 153,3 μm). Modelos com o gesso de baixa expansão produziram uma discrepância vertical média de 42,8 μm (desvio padrão = 12,17 μm e variação de 20 a 60 μm). As médias foram significativamente diferentes ($P = 0,01$). Para a distância inter-pilares de 35 mm, as discrepâncias verticais médias produzidas pelo gesso Vel-Mix e pelo gesso de baixa expansão foram 84,33 μm (desvio padrão = 49,9 μm e variação de 0 a 153,3 μm) e 0 μm (desvio padrão = 0), respectivamente. As médias foram significativamente diferentes ($P < 0,001$). Uma diferença significativa foi encontrada entre as médias das discrepâncias verticais de próteses fixas produzidas a partir de modelos de gesso de baixa expansão com distâncias inter-pilares de 50 mm e de modelo de gesso de baixa expansão com distâncias inter-pilares de 35 mm ($P = 0,003$). Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre as médias das discrepâncias verticais para próteses fixas fabricadas em modelos de gesso pedra melhorado (Vel-Mix). Neste estudo *in vitro*,

modelos vazados com gesso de baixa expansão limitados a uma dimensão inter-pilares de no máximo 35 mm foram mais precisos do que modelos com distâncias inter-pilares de 50 mm ou do que aqueles vazados com gesso pedra melhorado (Vel-Mix). *Observações:* (1) Por causa da menor resistência compressiva do gesso de moldagem quando comparada ao gesso pedra melhorado (Gnathostone = 610 kg/cm², Velmix = 840 kg/cm²) e por causa da dificuldade para espatular à vácuo o gesso de moldagem, é recomendado que os troquéis mestres para dentes preparados não sejam vazados neste material; (2) Quando as próteses fixas de gesso de moldagem foram reposicionadas sobre os seus respectivos modelos mestres, trinta e sete das quarenta próteses tiveram uma discrepância de 0 µm e três tiveram uma discrepância de 10 µm, demonstrando a ótima qualidade do gesso de moldagem para a realização da união dos transferentes.

Al-Abbas et al. (2002) apresentaram uma técnica para o uso de um jig de posicionamento com o intuito de manter o preciso relacionamento dos pilares personalizados entre si e com os implantes dentais. Realiza-se uma moldagem dos implantes e vaza-se um modelo mestre com gengiva artificial e com pinos guia. Articula-se o modelo mestre com o modelo antagonista. Os pilares personalizados fresados são fabricados. Aplica-se um meio separador e a resina fotopolimerizável Triad é adaptada ao redor dos pilares personalizados. As faces vestibulares, linguais e proximais dos pilares são incluídas, evitando cobrir os orifícios de acesso aos parafusos. Imediatamente o modelo é colocado em uma unidade de fotopolimerização por 2 minutos. Separa-se o jig de posicionamento dos pilares, aplica-se uma camada de material que forme uma barreira para o ar e coloca-se na unidade de fotopolimerização para um tempo adicional de 3 minutos. O jig é cortado entre os pilares, reposicionado sobre os pilares e reunido com Triad gel. O modelo com o jig é colocado dentro da unidade de fotopolimerização por uns 4 minutos

adicionais. Realiza-se o acabamento e polimento do jig. Coloca-se os pilares com o jig nos implantes na boca do paciente. Os parafusos são apertados e verifica-se clinicamente ou radiograficamente o assentamento.

De La Cruz et al. (2002) comentaram que jigs de verificação de implantes são habitualmente usados durante a fabricação de próteses implantossuportadas e a precisão dimensional destes jigs é desconhecida. Os propósitos deste estudo foram (1) comparar a precisão dimensional de jigs de verificação com a de procedimentos de moldagem convencionais e (2) medir a precisão dimensional de três resinas usadas para fabricar jigs de verificação. Foram feitos trinta jigs de verificação e vinte moldagens de três implantes com sextavado externo Steri-Oss (parafusados em uma base de alumínio usinada e fixos com resina epóxica – os pilares receberam torque de 35 Ncm) de acordo com os seguintes grupos (dez amostras para cada grupo): Grupo 1- Jig de GC pattern resin (polimetilmetacrilato); Grupo 2- Jig de resina Duralay (polimetilmetacrilato); Grupo 3- Jig de resina Triad gel (uretano-dimetacrilato); Grupo 4- Moldagem com transferentes para moldeira fechada e Grupo 5- Moldagem com transferentes para moldeira aberta. Uma base de gesso foi fabricada para cada Jig experimental e moldagem. Os cortes nas barras de plástico foram feitos com disco diamantado extrafino (250 µm de espessura). Isto permitiu o relaxamento de potenciais forças causadas pela contração da resina. Uniram-se as regiões cortadas 24 horas após. Base de alumínio e bases de gesso experimentais foram medidas com o seguinte método: coordenadas X e Y do centro de cada implante foram obtidas com um microscópio calculando a média das coordenadas X e Y dos cantos dos implantes de hexágono externo. As origens das coordenadas durante a medida de cada base foram arbitrárias. As distâncias entre os pontos do centro dos implantes foram calculadas pelo uso do teorema de Pitágoras. Medidas verticais

(plano-Z) foram obtidas com um calibrador digital nos dois locais terminais do implante. Distâncias interimplantes e medidas verticais foram subtraídas daquelas da base mestre e os valores de distorção resultantes foram analisados. Jigs de verificação não foram significativamente mais precisos do que procedimentos de moldagem comuns. Moldagens com moldeira aberta mostraram uma distorção vertical significativamente maior comparada com os outros grupos. Jigs de Triad gel mostraram uma distorção significativamente maior em uma distância interimplantes (C-L) do que as moldagens com moldeira fechada, ao passo que jigs de Duralay exibiram distorção significativamente maior do que moldagens com moldeira fechada, moldeira aberta e jig de GC pattern resin na distância interimplantes R-C. Embora não houve nenhuma diferença significativa nos outros grupos, o grupo de moldeira fechada mostrou os mais baixos valores médios de distorção em todas as medidas. Dentro das limitações deste estudo, a precisão provida por jigs de verificação não foi significativamente superior aos procedimentos de moldagem comuns. Os resultados sugerem que fabricação de jig não melhora a precisão dimensional dos modelos de gesso.

Goiato et al. (2002) relataram que para muitos pacientes edêntulos, a indicação de implantes osseointegráveis são soluções encontradas na atualidade para aumentar a retenção e estabilidade da Prótese Total. A adaptação do sistema de conexão dessas próteses depende do tipo de material de moldagem e das técnicas de transferência. O propósito deste estudo foi verificar a alteração dimensional na reprodução de uma matriz com dois implantes, com base soft simulando a mucosa, efetuada com três materiais de moldagem (pasta zinco-eugenólica Lysanda, poliéter Impregum F e alginato Jeltrate) e três técnicas de transferência (transferentes cônicos, quadrados e quadrados unidos com fio dental recoberto com resina Duralay). Comentaram que os transferentes cônicos, ao serem reposicionados no

interior do molde, podem ser posicionados de maneira errada, bem como no ato vibratório, durante o preenchimento do gesso. Como resultados, apresentaram o seguinte: (1) todos os materiais de moldagem e as técnicas de transferência, entre si, apresentaram alterações dimensionais; (2) o alginato apresentou diferença estatisticamente significativa entre os demais materiais, com exceção da técnica com o quadrado unido, e também apresentou diferença entre si, estatisticamente, entre as técnicas de moldagem de transferência; (3) Os materiais de moldagem poliéster e pasta de óxido de zinco e eugenol não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si e em relação às técnicas de moldagem.

Nissan et al. (2002a) afirmaram que variações do alívio na técnica de moldagem pesado-leve podem resultar em alterações dimensionais proporcionais a espessura do material leve. O propósito deste estudo foi determinar a quantidade de alívio necessária para obter modelos de gesso precisos com o uso da técnica de moldagem em dois passos usando o material de moldagem polivinilsiloxano (President-Plus). Um total de quarenta e cinco moldagens foram feitas de um modelo mestre de aço inoxidável, quinze moldagens para cada espessura do material leve (1, 2 e 3 mm). O modelo continha três preparos para coroa total que foram usados como o controle positivo. Foi usada uma moldeira metálica perfurada pincelada com o adesivo fornecido pelo fabricante. Os passos laboratoriais realizados foram: Moldagem com o pesado e espera de 10 min. Remoção dos alívios, moldagem com o leve e espera de 12 min (o tempo de presa recomendado pelo fabricante foi dobrado para compensar a moldagem feita à temperatura ambiente de 25°C ao invés da temperatura bucal). 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 à vácuo por 15 s. Foi utilizado vibrador

durante o vazamento e esperou-se 1 hora antes de separar o modelo. Cada medida dos corpos de prova foi feita três vezes. A medição do modelo mestre foi feita dez vezes. A precisão foi avaliada medindo seis dimensões (oclusogengivais e inter-pilares) nos troquéis obtidos pelas moldagens do modelo mestre. Alterações nas dimensões verticais (oclusogengivais) foram maiores do que as horizontais (inter-pilares). Este fenômeno ocorreu devido ao material de 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 2 mm foram menores do que o grupo com 3 mm 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 2 mm foram inadequadas para obter troquéis precisos.

Nissan et al. (2002b) descreveram uma técnica de moldagem de implante para pacientes parcialmente desdentados na qual gesso de moldagem e hidrocolóide irreversível são usados. A técnica assegura precisão, facilidade de manipulação e diminuiu o tempo de trabalho. Gesso de moldagem é usado para esplintar os transferentes e fazer uma moldagem da prótese parcial fixa implantossuportada. O resto do arco dentado é moldado com hidrocolóide irreversível. Uma moldeira individual dividida incorpora ambos os materiais de moldagem. A área dos implantes é limitada, separando as partições acrílicas e orifícios de acesso são feitos sobre os transferentes para permitir adaptação fácil e precisa da moldeira carregada e remoção dos parafusos. A moldeira é carregada simultaneamente com gesso de moldagem (Snow-White paster

No. 2; Kerr USA, Romulus, Mich.) na área confinada dos implantes e com hidrocolóide irreversível no resto da moldeira dividida. Ela é posicionada corretamente na boca do paciente e é permitido aos dois materiais de moldagem tomarem presa. Remove-se a moldeira, conecta-se os análogos dos implantes e o modelo de trabalho final pode ser vazado.

Abdullah e Talic (2003) avaliaram a resistência à tensão de dois sistemas de materiais de moldagem (polissulfeto e polivinilsiloxano) para dois materiais de moldeira individual (resina acrílica autopolimerizável e fotopolimerizável (VLC)). O efeito da polimerização dos materiais para a confecção das moldeiras diretamente contra a cera espaçadora e a folha de estanho foi avaliado para cada material. O uso de folha de estanho sobre o material espaçador tem sido recomendado para prevenir qualquer resíduo de cera remanescente na moldeira individual, uma vez que a cera pode interferir com a adesão dos materiais de moldagem elastoméricos. A polimerização dos materiais para a confecção de moldeiras contra folha de estanho aumentou significativamente as forças de adesão do polissulfeto e polivinilsiloxano às resinas acrílica VLC e autopolimerizável. A combinação de polivinilsiloxano e VLC polimerizada contra folha de estanho produziu as maiores adesões. A moldeira de resina VLC gerou maior força de união do que a resina acrílica autopolimerizável quando polimerizada contra folha de estanho.

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. Como consequência, o técnico de laboratório pode fabricar uma restauração que requer procedimentos corretivos. 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. Um total de quarenta e cinco moldagens deste modelo foram feitas com transferentes quadrados. Três grupos com quinze modelos cada 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 troquelamento 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 μm 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 ($\alpha = 0,05$), 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 revelada diferenças 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 μm (DP \pm 22,14) maior nos modelos do grupo 1; 33,83 μm (DP \pm 5,4) maior nos modelos do grupo 2 e 31,72 μm (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 e 67,91 μm (DP \pm 15,34) maior nos modelos do grupo 1; 31,42 μm (DP \pm 7,6) maior nos modelos do grupo 2 e 30,34 μm (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) relataram que a exatidão de impressões que transferem o relacionamento do implante à estrutura metálica da prótese continua a ser um problema. Este estudo foi projetado para avaliar 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° 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 autopolimerizável 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°) 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°, o material "A" associado com T2 e o material "Z" com T3 comportaram-se diferentemente ($p < 0,05$) de todos os

grupos. A 80°, todos os materiais comportaram-se diferentemente ($p < 0,01$) com T1. A 75°, quando T1 estava associado, os materiais “P” e “A” mostraram comportamento semelhante, bem como os materiais “T” 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 65°, 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. 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 silicona por adição e a técnica mais satisfatória foi a técnica com os transferentes quadrados unidos com resina acrílica.

Naconecy et al. (2004) avaliaram neste estudo a deformação de um 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 Pentamix[®]2. 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 avaliaram técnicas de transferência com metodologia semelhante, este estudo demonstrou uma distribuição dos extensômetros de uma maneira mais satisfatória para registrar deformações da estrutura em todas as direções e simultaneamente compensar os efeitos de variação de temperatura. A técnica direta esplintada foi o método de transferência mais preciso para múltiplos pilares comparada às técnicas direta não esplintada e indireta.



3 Proposição

3 Proposição

A proposta deste trabalho foi analisar comparativamente a precisão:

- 1) entre três técnicas de moldagem para implantes osseointegrados (transferentes cônicos, quadrados e quadrados unidos);
- 2) entre três técnicas de vazamento para implantes osseointegrados (convencional, com tubos de látex e com os análogos unidos);
- 3) do Index em relação ao modelo Mestre;
- 4) de todas as combinações das técnicas de moldagem/vazamento em relação ao Index.



4 Material e método

4 Material e método

Os grupos estudados nesta pesquisa foram denominados como apresentado na Tabela 1.

Tabela 1 – Técnicas de registro, moldagem e vazamento estudadas

GRUPO	TRANSFERENTE	VAZAMENTO
Cônico / Convencional Cônico / Látex Cônico / Duralay	Cônico	Convencional Tubo de Látex Análogo unido com Duralay
Quadrado / Convencional Quadrado / Látex Quadrado / Duralay	Quadrado	Convencional Tubo de Látex Análogo unido com Duralay
Quadrado unido / Convencional Quadrado unido / Látex Quadrado unido / Duralay	Quadrado unido com Duralay	Convencional Tubo de Látex Análogo unido com Duralay
Index	Quadrado unido com Duralay	Convencional

Os materiais utilizados nesta pesquisa foram:

- 1) adesivo de Moldeira para Poliéter (3M ESPE - Seefeld - Alemanha);
- 2) adesivo Epóxi Araldite Professional 24 horas (Vantico Ltda - Taboão da Serra - SP);
- 3) análogo pilar Micro-Unit (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP);
- 4) anel de titânio Micro-Unit (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP);
- 5) barra cilíndrica de 2 mm de diâmetro em titânio (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP);
- 6) canudo plástico de 3 mm de diâmetro interno (Quick Ind. e Com. Ltda - Limeira - SP);
- 7) cera laminada para fundição de Roach (Wilson) com 0,5 mm de espessura (Polidental Indústria e Comércio Ltda - São Paulo - SP);
- 8) cera rosa nº 7 Wilson (Polidental Indústria e Comércio Ltda - São Paulo - SP);
- 9) chave de fricção interna rasa (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP);
- 10) chave digital hexágono externo 1,17 média (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP);
- 11) chave hexágono externo 1,17 média - usada com torquímetro (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP);
- 12) delineador Bio-Art B2 (Bio-Art Equipamentos Odontológicos LTDA. - São Carlos - SP);
- 13) disco diamantado dupla face Intensiv (Intensiv SA - Grancia Switzerland - Swiss);
- 14) espátula metálica rígida para elastômero;
- 15) espátula metálica rígida para gesso;

- 16) espatulador de gesso mecânico à vácuo Turbomix (EDG equipamentos - São Carlos - SP);
- 17) gesso pedra especial tipo IV - Vel-Mix (Kerr Corporation, Orange, CA - EUA);
- 18) lixa d'água com granulação 180 - NORTON (Saint-Gobain Abrasivos Ltda - Guarulhos - SP);
- 19) lupa (LEICA, República Democrática da Alemanha), acoplada a uma câmera de vídeo colorida com CCD de ½ pol., modelo TK-C1380 (JVC, Japão);
- 20) micro jateador de óxido de alumínio (VH equipamentos médico-odontológicos e acessórios Ltda - Araraquara - SP);
- 21) modelo mestre de gesso e de latão simulando um arco inferior desdentado;
- 22) moldeiras individuais de metal obtidas a partir das moldeiras individuais de resina acrílica;
- 23) motor elétrico BELTEC modelo LB-100 (Beltec - Ind. e Com. de Equipamentos Odontológicos Ltda - Araraquara - SP);
- 24) parafusos hexágono Micro-Unit de titânio (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP);
- 25) pincel National Keystone 50 Sable (National Keystone, Cherry Hill, NJ - USA);
- 26) pinça clínica - Wilcos Stainless (Wilcos do Brasil Indústria e Comércio Ltda - Petrópolis - RJ);
- 27) poliéter - Impregum Soft Média Viscosidade (3M ESPE - Seefeld - Alemanha);
- 28) programa LEICA QWin (Leica Imaging Systems Ltd, Cambridge, England)
- 29) recordador de gesso (VH equipamentos médico-odontológicos e acessórios Ltda - Araraquara - SP);
- 30) resina acrílica autopolimerizável Duralay (Reliance Dental Mfg Co Worth - IL - USA);

- 31)resina acrílica autopolimerizável incolor (Artigos Odontológicos Clássico Ltda - São Paulo - SP);
- 32)seringa BD Plastipak de 5 e 20 mL (Becton Dickinson Ind. Cirur. Ltda - Curitiba - PR);
- 33)seringa para moldagem intra-oral (Polidental Indústria e Comércio Ltda. - São Paulo - SP);
- 34)silicona de polimerização por condensação Zetaplus/Oranwash (Zermack - Badia Polesine - Rovigo - Itália);
- 35)torquímetro Protético 10, 20, 30 e 40 N (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP);
- 36)transferentes cônicos pilar Micro-Unit (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP);
- 37)transferentes quadrados pilar Micro-Unit (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP);
- 38)tubo de látex referência 201 com diâmetro interno de 4 mm e externo de 8 mm (Auriflex Ind. e Com. LTDA - São Roque - SP);
- 39)vibrador de gesso (VH equipamentos médico-odontológicos e acessórios Ltda - Araraquara - SP).

4.1 Modelo mestre

A partir de um modelo mandibular de gesso representativo de um paciente totalmente desdentado (Figura 1), o modelo mestre (Figura 2) foi obtido através de uma fundição em latão.

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

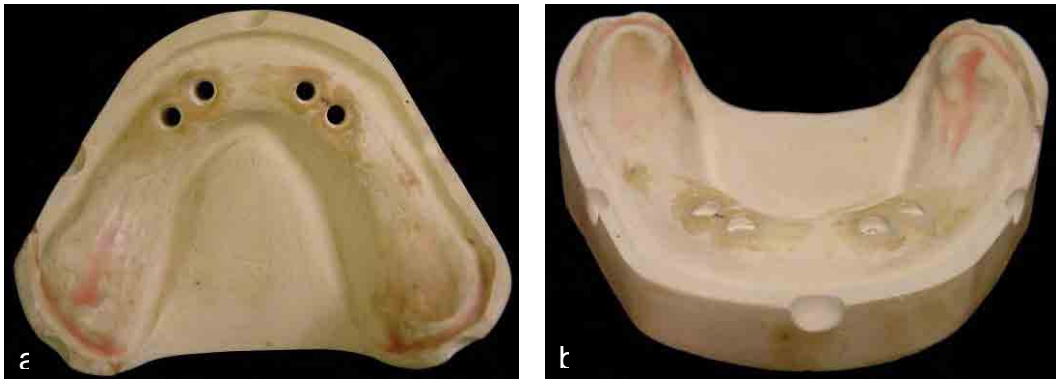


FIGURA 1 – Modelo de gesso inicial (a- vista superior; b- vista frontal).



FIGURA 2 – Modelo mestre em latão (a- vista superior; b- vista frontal).

Os análogos do pilar Micro-Unit foram posicionados perpendicular à superfície (90°) e paralelos entre si com o auxílio de um delineador, sendo fixados com resina acrílica autopolimerizável Duralay

de maneira a possibilitar as suas remoções após a confecção da estrutura metálica (Figuras 3 a 5).



FIGURA 3 – Delineador utilizado para o posicionamento dos análogos.

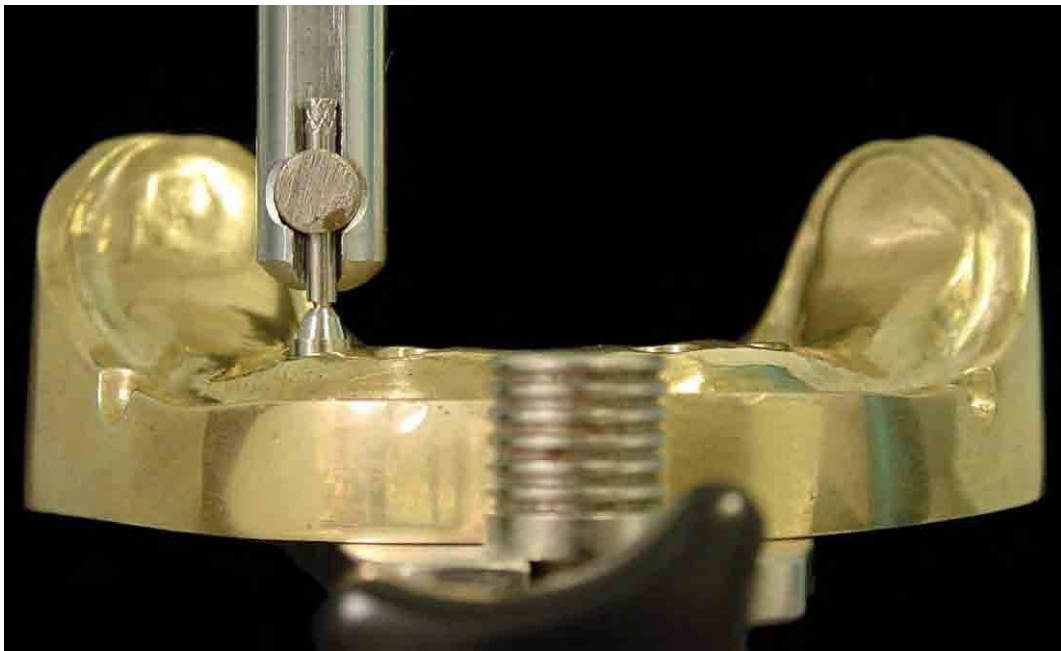


FIGURA 4 – Posicionamento dos análogos com delineador.



FIGURA 5 – Análogos posicionados no modelo metálico.

4.2 Estrutura metálica

Uma estrutura metálica foi confeccionada utilizando-se anéis e barras de titânio soldados a laser (Figuras 6 a 8) pelo Laboratório de Prótese Vaiazzi (São Paulo - SP).



FIGURA 6 – Anéis, parafusos e barra de titânio.

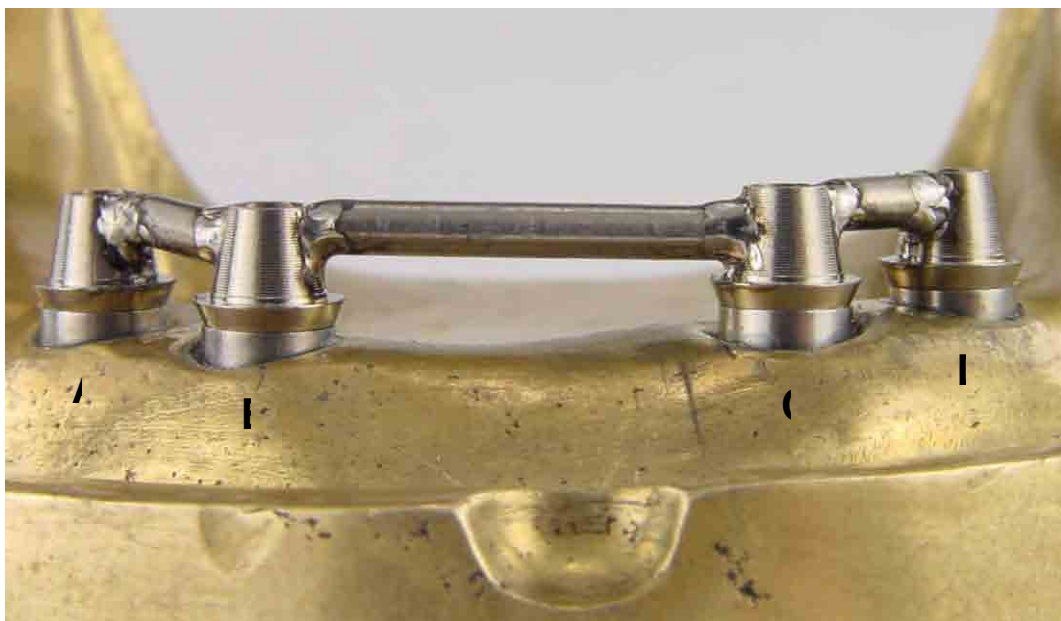


FIGURA 7 – Estrutura metálica soldada a laser.

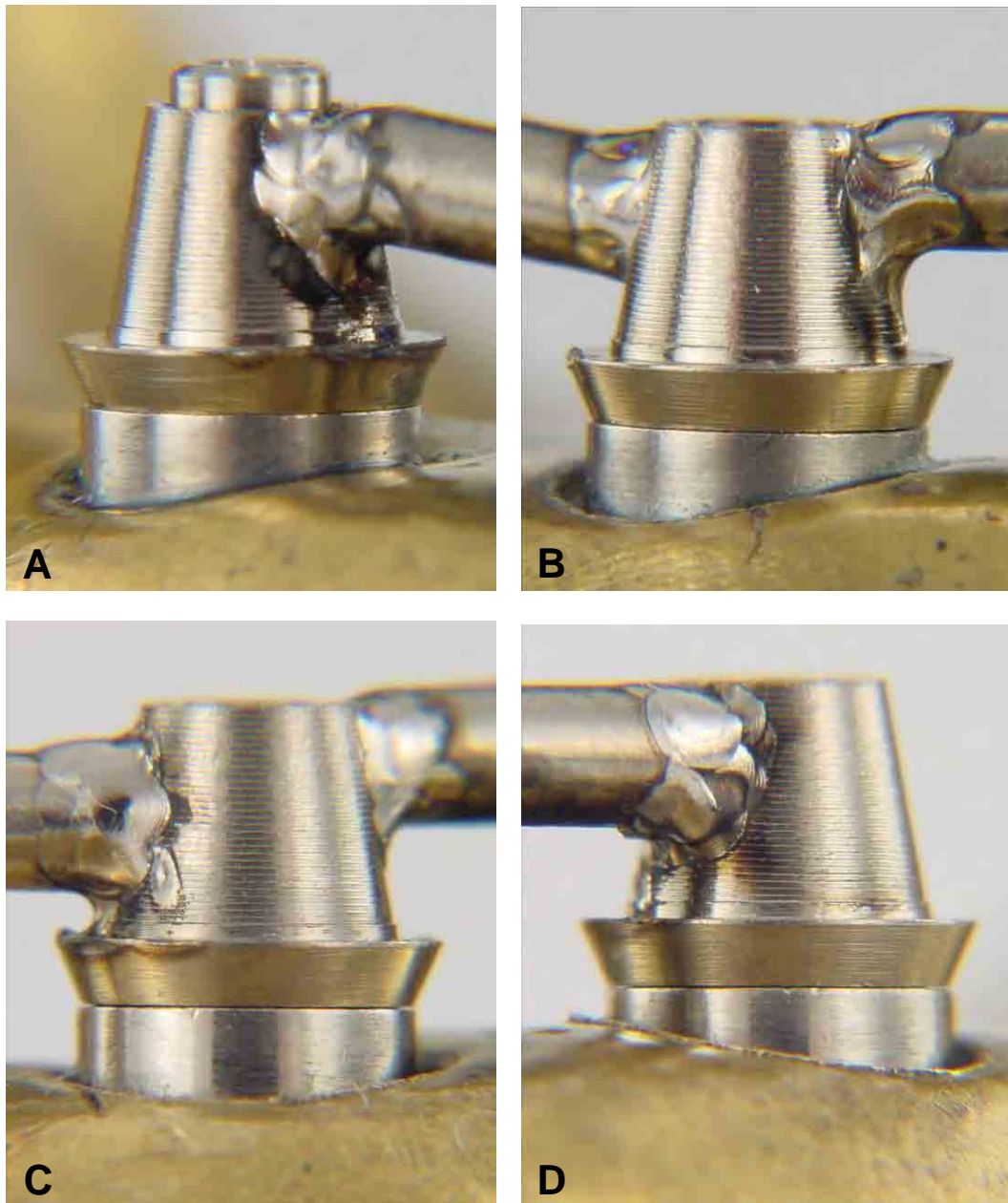


FIGURA 8 – Após a soldagem a laser somente com o parafuso da esquerda.

Como a estrutura não ficou com uma adaptação passiva, foi necessário o posicionamento de um novo conjunto de quatro análogos com resina epóxica. Para isto foi confeccionada uma matriz para reposicionamento dos análogos com silicona de polimerização por condensação (Figuras 9 e 10).



FIGURA 9 – Matriz para reposicionamento dos análogos (vista frontal).



FIGURA 10 – Matriz para reposicionamento dos análogos (vista lateral).

Os análogos que estavam fixos com resina acrílica Duralay foram removidos e desprezados (Figura 11).



FIGURA 11 – Modelo com os análogos removidos

A estrutura metálica foi parafusada em um novo conjunto de análogos (que tiveram a região que ficaria colada com resina epóxica jateada com óxido de alumínio 50 μ m) com parafusos de titânio recebendo um torque de 10 Ncm com torquímetro manual (Figuras 12 e 13).

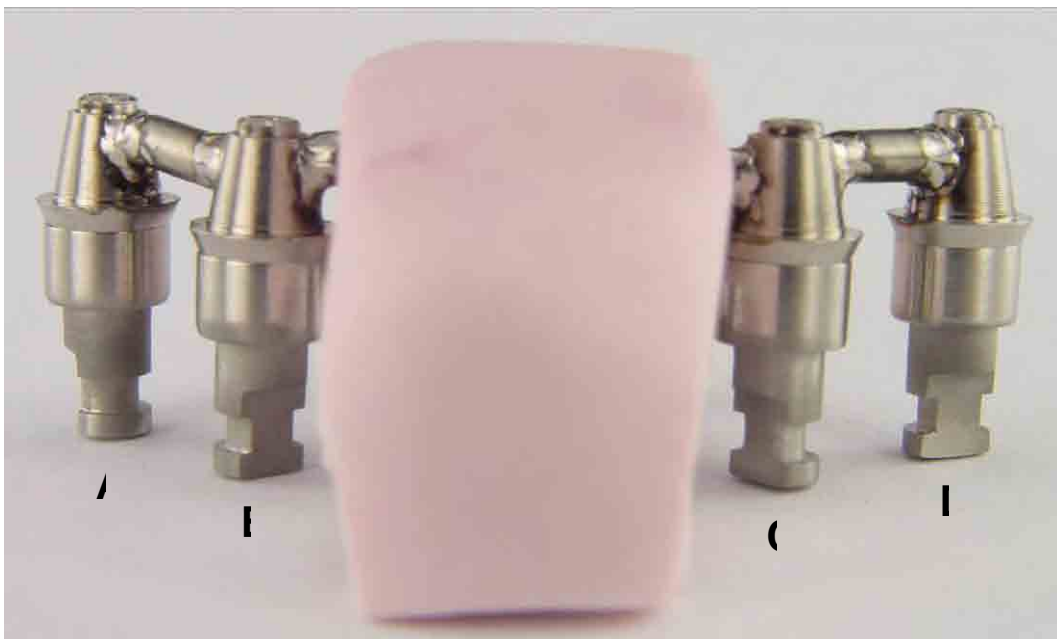


FIGURA 12 – Análogos posicionados na estrutura.

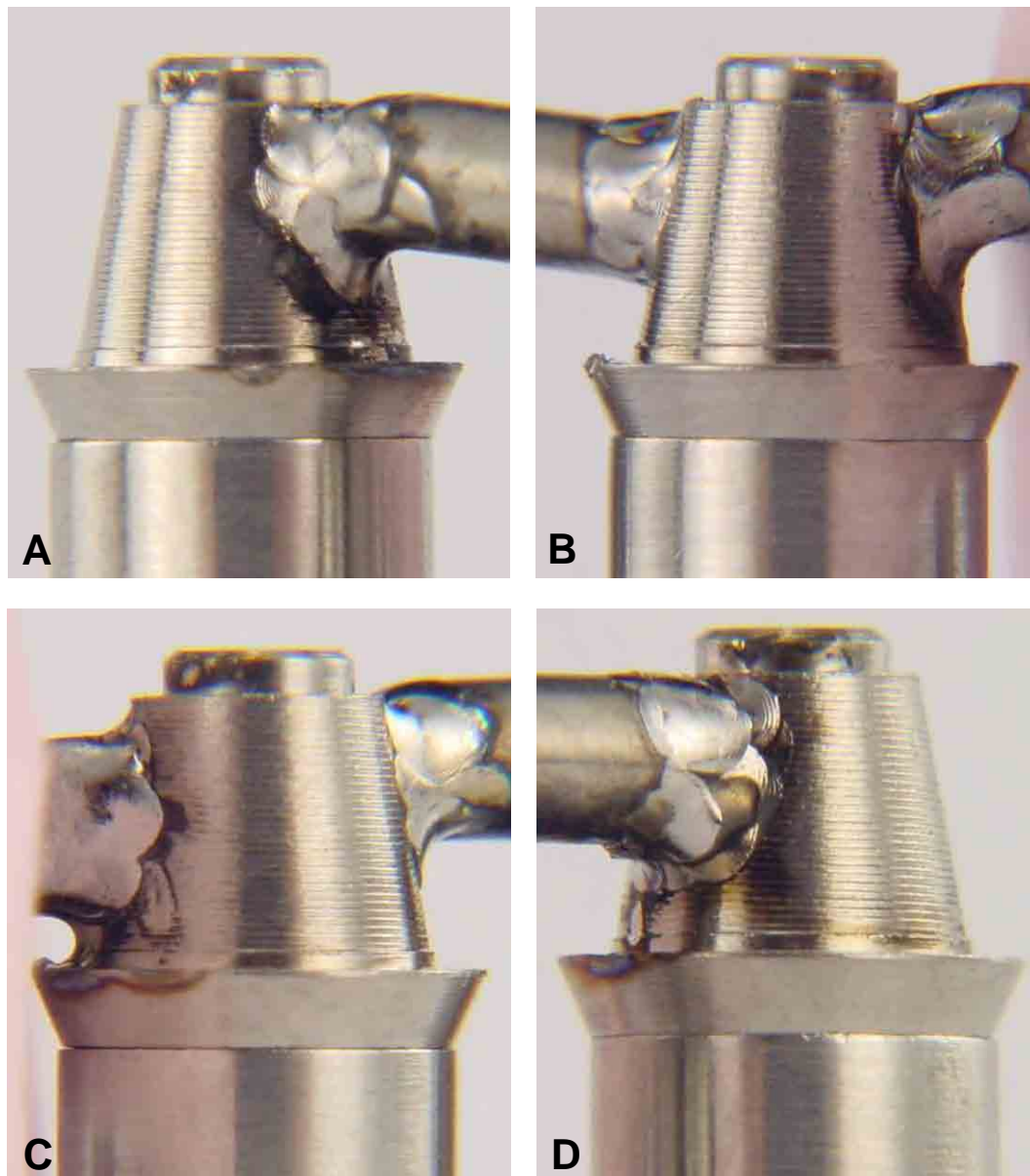


FIGURA 13 – Visualização da adaptação dos análogos posicionados na estrutura.

Neste momento, foi feita a verificação da adaptação, realizando-se um alargamento dos orifícios para que durante o assentamento não houvesse contato dos análogos à parede interna dos furos, de maneira a evitar qualquer tensão à estrutura metálica. A parede interna dos orifícios do modelo mestre foi jateada com óxido de alumínio 50 μm para aumentar a adesão aos novos análogos. Somente após tomar este cuidado, é que o conjunto (análogos/estrutura metálica) foi assentado

dentro das perfurações do modelo mestre previamente preenchidas com resina epóxica Araldite. Após 24 horas, a polimerização da resina estava completa (Figura 14). Assif et al., 1996 e De La Cruz et al., 2002 também utilizaram resina epóxica para a fixação.



FIGURA 14 – Após a cimentação dos análogos com resina epóxica

Dessa maneira, os análogos foram fixados definitivamente ao modelo mestre (Figura 15), obtendo-se assim um modelo mestre que já tinha uma estrutura metálica ajustada passivamente a ele, como fez Fenton et al., 1991; Assif et al., 1992 e Vigolo et al., 2003.

Esta estrutura metálica com assentamento passivo foi utilizada para verificar a precisão do posicionamento dos análogos dos implantes nos modelos de gesso que foram obtidos através das técnicas estudadas (ASSIF et al., 1999).



FIGURA 15 – Modelo mestre após a cimentação dos análogos com resina epóxica.

Para padronizar as mensurações e análise estatística, os análogos foram denominados com letras **A**, **B**, **C** e **D** conforme uma vista frontal da esquerda para direita (Figura 16).

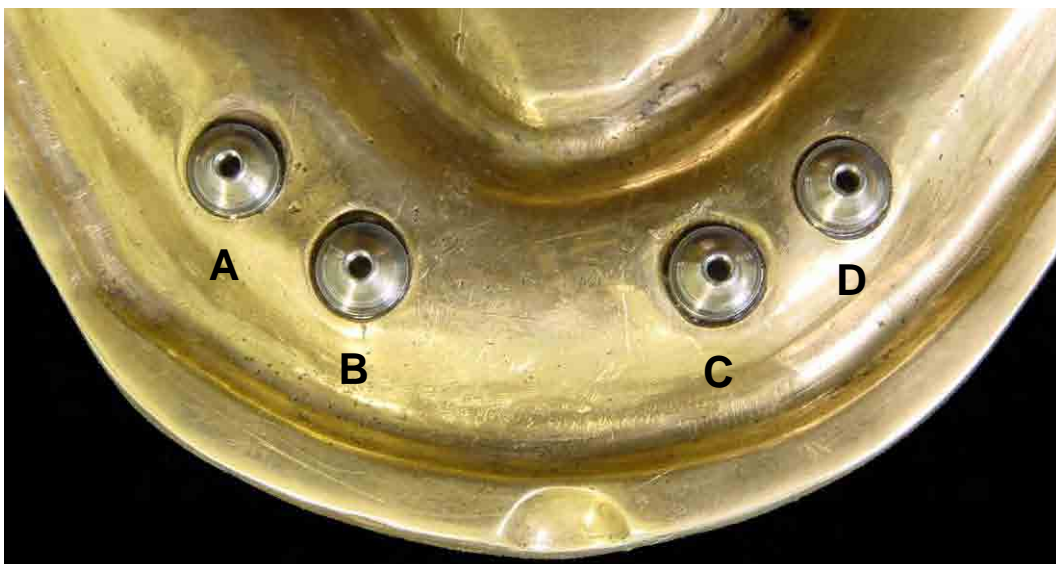


FIGURA 16 – Denominação dos análogos (A, B, C, D).

4.3 Moldeiras individuais

Após o posicionamento dos transferentes quadrados sobre os quatro análogos dos pilares Micro-Unit (Figura 17), o modelo foi aliviado com uma lâmina de cera rosa nº 7 (Epoxyglass) com 1,5 mm de espessura, mais uma lâmina de cera laminada para fundição de Roach (Wilson) com 0,5 mm de espessura, garantindo um alívio de 2 mm de espessura para o material de moldagem (Figura 18).

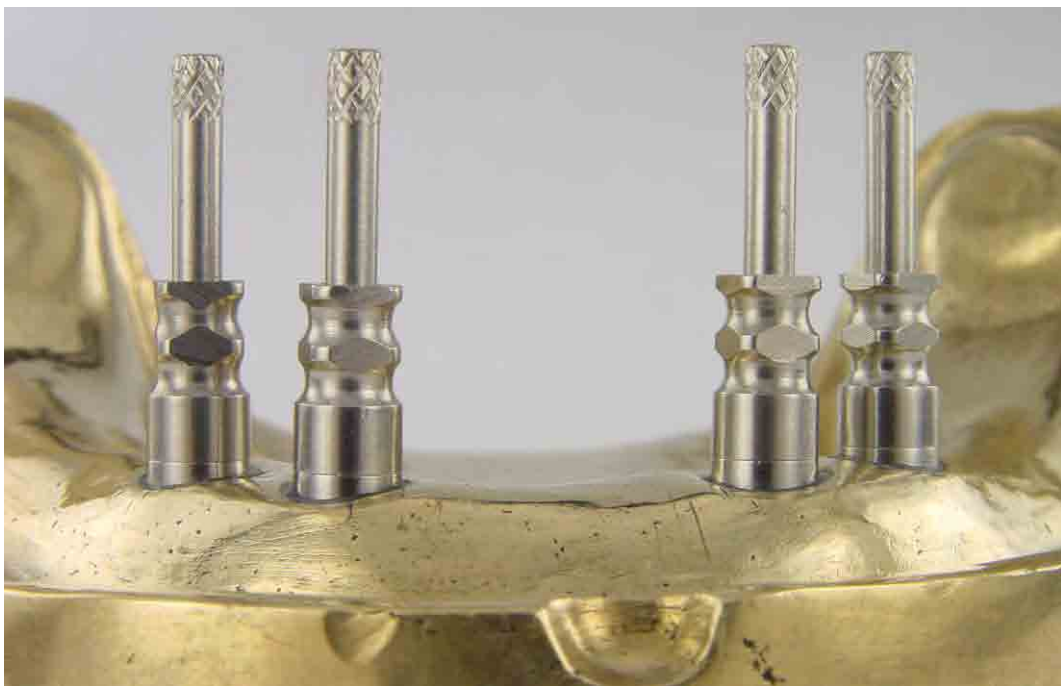


FIGURA 17 – Transferentes quadrados posicionados sobre os análogos.



FIGURA 18 – Alívio de 2 mm em cera confirmado com espessímetro.

Foi também aliviada a região entre os dois transferentes centrais e desta maneira foi conseguido um alívio exato para a técnica com os transferentes quadrados unidos com Duralay (Figuras 19 e 20).

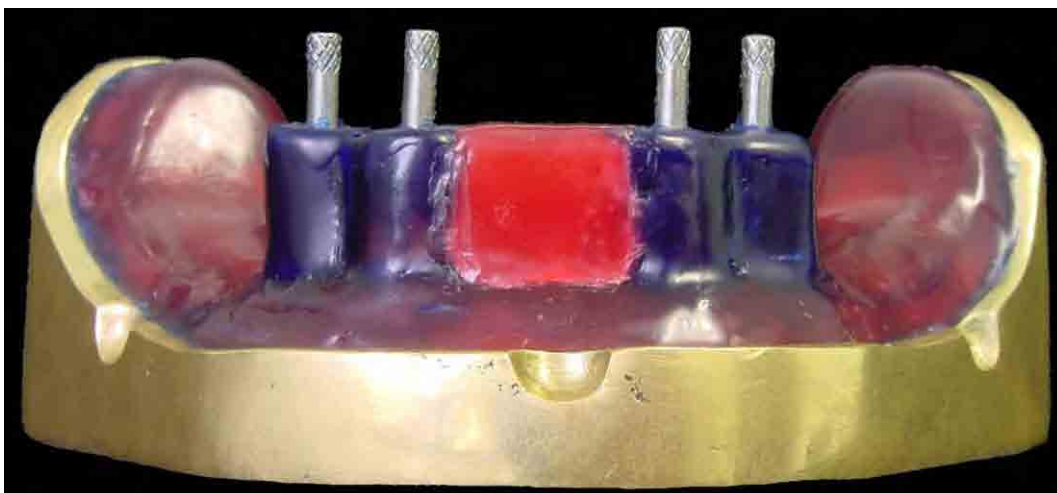


FIGURA 19 – Modelo aliviado com cera (vista frontal).



FIGURA 20 – Modelo aliviado com cera (vista superior).

Confeccionou-se uma moldeira em resina acrílica autopolimerizável incolor com quatro orifícios na oclusal para acesso aos parafusos dos transferentes quadrados e com cinco encaixes para assegurar uma padronização no assentamento das mesmas (Figura 21).

Devemos salientar que esta moldeira serviu somente como uma matriz para a confecção das duas moldeiras de alumínio fundido usadas nessa pesquisa, sendo uma para a técnica com transferentes cônicos e quadrados e outra para a técnica com transferentes quadrados unidos (Figura 22).



FIGURA 21 – Moldeira individual de resina



FIGURA 22 – Moldeira individual de alumínio.

As moldeiras tiveram o seu interior jateado (BINDRA e HEATH, 1997) com óxido de alumínio 125 μm para permitir uma melhor adesão do material de moldagem (Figura 23).



FIGURA 23 – Moldeira de alumínio para a técnica com transferentes quadrados unidos.

Para as técnicas de moldagem sem união, foi confeccionado primeiramente um bloco de resina acrílica entre os transferentes centrais (Figuras 24 a 26) que depois foi duplicado por meio de usinagem em um bloco de alumínio. Este bloco foi jateado com óxido de alumínio 125 μm e colado com resina epóxica Araldite na moldeira de alumínio (Figura 27).

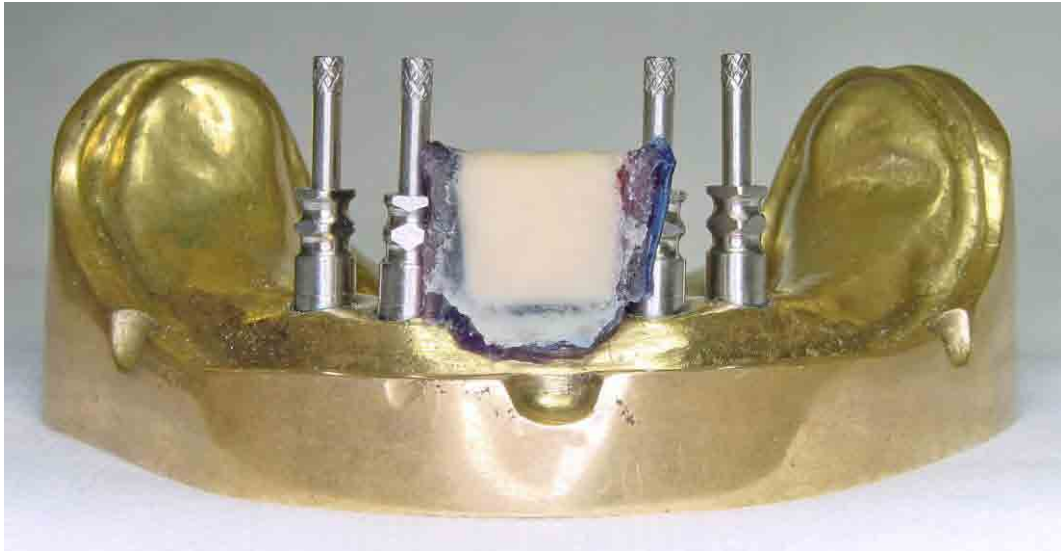


FIGURA 24 – Confeção de um bloco de resina acrílica entre os transferentes centrais.



FIGURA 25 – Bloco de resina adaptado no interior da moldeira para a técnica com os transferentes cônicos e quadrados sem união.



FIGURA 26 – Bloco de resina adaptado no interior da moldeira.



FIGURA 27 – Moldeira para as técnicas com transferentes cônicos e quadrados sem união dos transferentes.

4.4 Matriz para vazamento do gesso

Uma matriz para vazamento do gesso (Figuras 28 a 30) foi confeccionada com silicona de polimerização por condensação (Zetaplus/Oranwash).



FIGURA 28 – Matriz para vazamento do gesso posicionada no modelo mestre.



FIGURA 29 – Conjunto moldeira / modelo / matriz.



FIGURA 30 – Conjunto moldeira / modelo / matriz.

Esta matriz foi utilizada em todas as moldagens, permitindo uma padronização do formato dos modelos e da quantidade de gesso empregada para o vazamento.

4.5 Técnicas de moldagem

Para a realização das três técnicas de moldagem de transferência e uma de registro (Index) foram utilizados transferentes quadrados e cônicos para pilares Micro-Unit (Conexão Sistemas de Prótese).

As técnicas estudadas foram:

- transferentes **Cônicos**;
- transferentes **Quadrados**;
- transferentes **Quadrados unidos** com bastões pré-fabricados de Duralay que, após seccionados, foram unidos novamente com o mesmo material;
- **Index**: a mesma técnica utilizada com transferentes quadrados unidos, porém sem a realização da moldagem.

As superfícies de assentamento de todos os componentes foram limpas com álcool isopropílico antes de cada procedimento (BURAWI et al., 1997).

A adaptação dos transferentes aos análogos foi checada visualmente sob forte iluminação e com o auxílio de uma sonda, durante todos os procedimentos de moldagem e vazamento.

4.5.1 Transferentes cônicos

Os transferentes cônicos (Figura 31) foram rosqueados manualmente nos análogos do modelo mestre até ser sentida alguma resistência e depois com o auxílio da chave de fricção interna (Figura 32).



FIGURA 31 – Transferente cônico para pilar Micro-Unit.



FIGURA 32 – Transferentes cônicos parafusados aos análogos.

4.5.2 Transferentes quadrados

Os transferentes quadrados eram parafusados com a chave digital de hexágono externo de 1,17 mm até sentir-se resistência e então recebiam um torque de 10 Ncm com um torquímetro protético (IVANHOE et al., 1991) para uma melhor padronização (Figura 33 e 34).



FIGURA 33 – Torque de 10 Ncm aplicado nos transferentes quadrados.



FIGURA 34 – Transferentes quadrados parafusados no modelo Mestre.

4.5.3 Transferentes quadrados unidos

A realização da união dos transferentes foi iniciada com a aplicação de resina acrílica Duralay ao redor da parte retentiva dos transferentes quadrados (Figura 35).



FIGURA 35 – Duralay ao redor da parte retentiva dos transferentes quadrados.

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

Dumbrigue et al., 2000 recomendaram a utilização de barras de resina acrílica entre os transferentes para que a quantidade de resina a polimerizar junto a eles fosse pequena, minimizando assim este efeito. Estas barras foram feitas com resina acrílica injetada dentro de canudos com 3 mm de diâmetro com o auxílio de seringa de plástico. Após pelo

menos 17 min, removeu-se a barra de resina do canudo (Figura 36), que foi utilizada somente após 24 horas (MOJON et al., 1990).

O diâmetro de 3 mm está de acordo com o trabalho de Moon et al., 1978, que concluíram que um Index para soldagem em Duralay de 3 mm de espessura foi mais preciso que um de 6 mm.



FIGURA 36 – Confeção das barras de Duralay.

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

Usando a técnica do pincel (onde se captura uma quantidade de pó de resina acrílica através de um pincel embebido em monômero), as extremidades das barras de resina foram unidas aos transferentes sem incorporar monômero adicional para a acomodação da massa acrílica (Figuras 37 e 38).

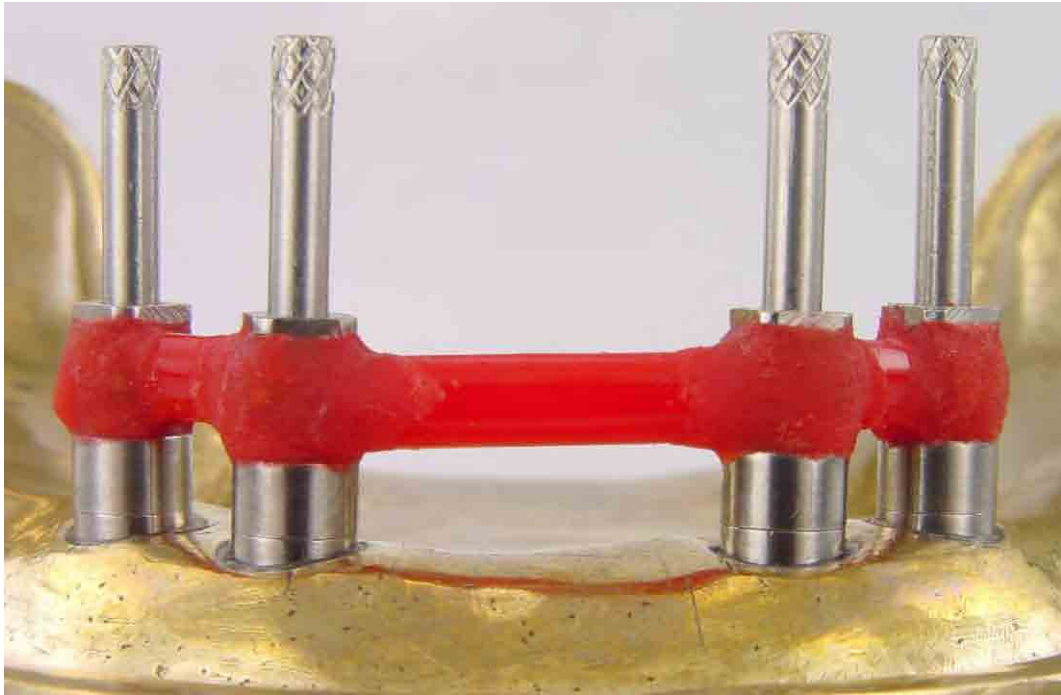


FIGURA 37 – Transferentes quadrados unidos com Duralay.



FIGURA 38 – Transferentes quadrados unidos com Duralay.

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

Mesmo a união sendo realizada pela técnica das barras de resina acrílica pré-fabricadas, foi verificado visualmente um grande desajuste entre o transferente e o análogo **D** quando era parafusado o transferente sobre o análogo **A** (Figuras 39 e 40).

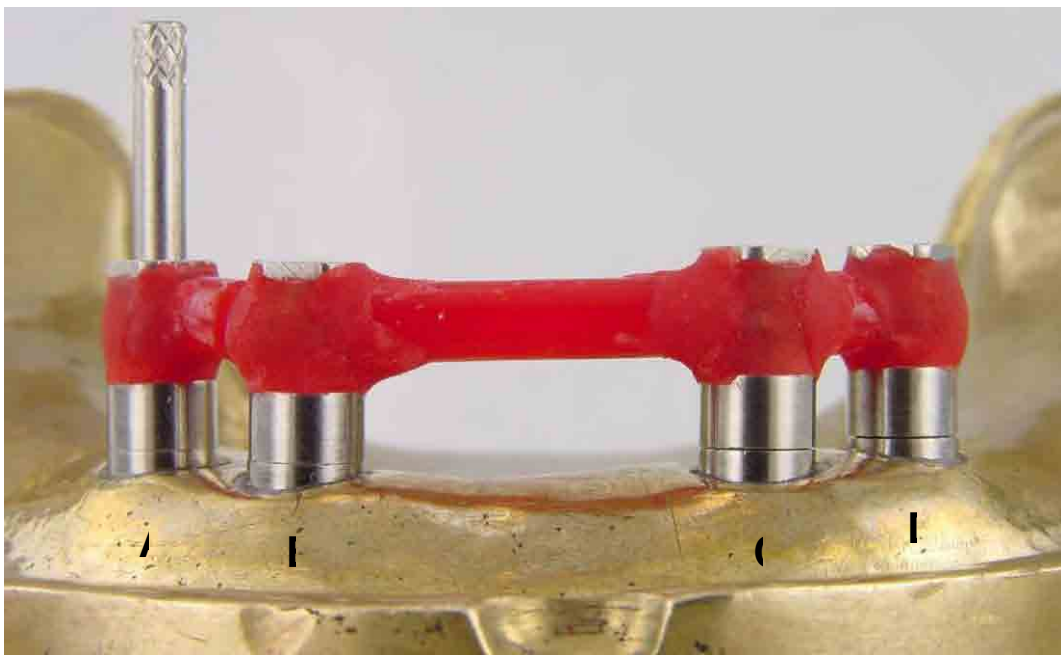


FIGURA 39 – Após a união com Duralay somente com o parafuso da esquerda.

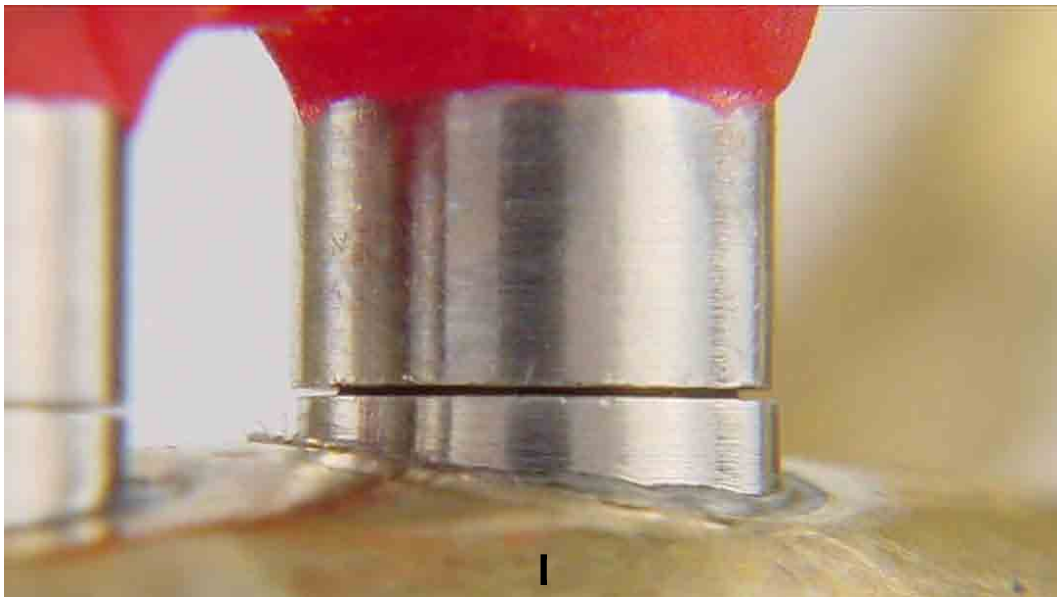


FIGURA 40 – Grande desajuste formado entre o transferente e o análogo D.

Assim, a fim de diminuir ainda mais a quantidade de resina empregada e conseqüentemente minimizar as alterações que ocorrem durante a polimerização da resina, foram necessários o seccionamento e a nova união das barras.

A estrutura unida foi novamente assentada no modelo mestre e apertada manualmente até ser sentida uma leve resistência. Um torque de 10 Ncm foi aplicado primeiro nos transferentes centrais e depois nos terminais para completar a fixação dos parafusos.

Apesar de Ivanhoe et al., 1991 deixarem 1 mm de espaço entre cada transferente, foi deixado somente o espaço criado pelo corte da barra de Duralay com um disco diamantado de dupla face com 150 μ m de espessura (Figuras 41 e 42). Isto permitiu uma minimização das forças causadas pela contração da resina. (DE LA CRUZ et al., 2002)

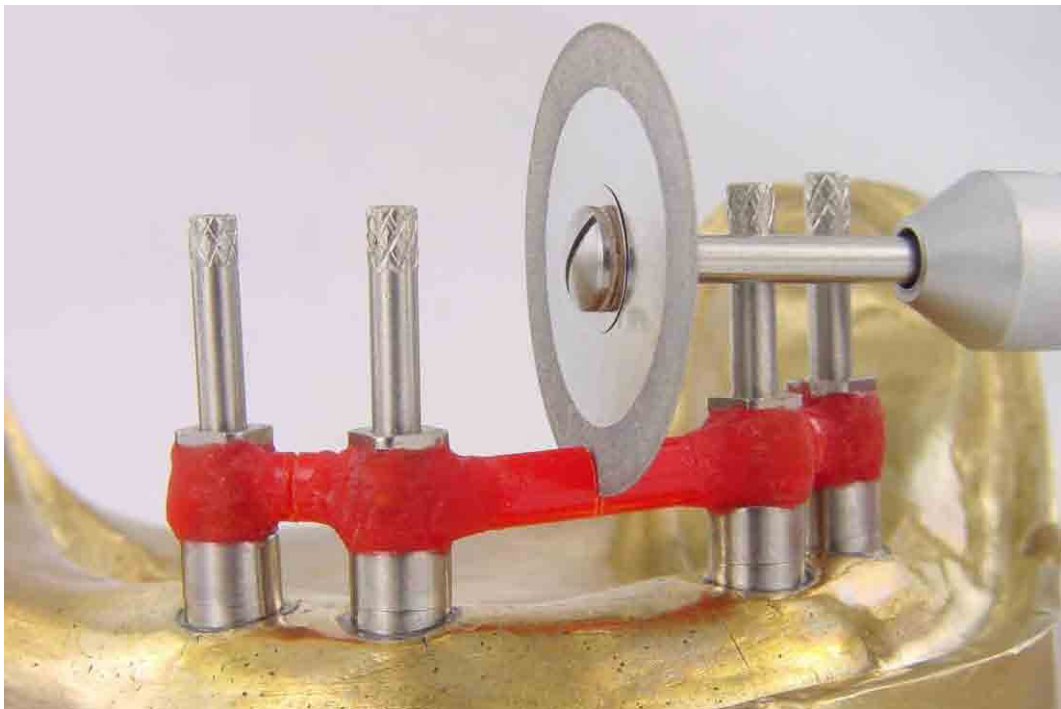


FIGURA 41 – Corte com o disco diamantado com 150 μm de espessura.

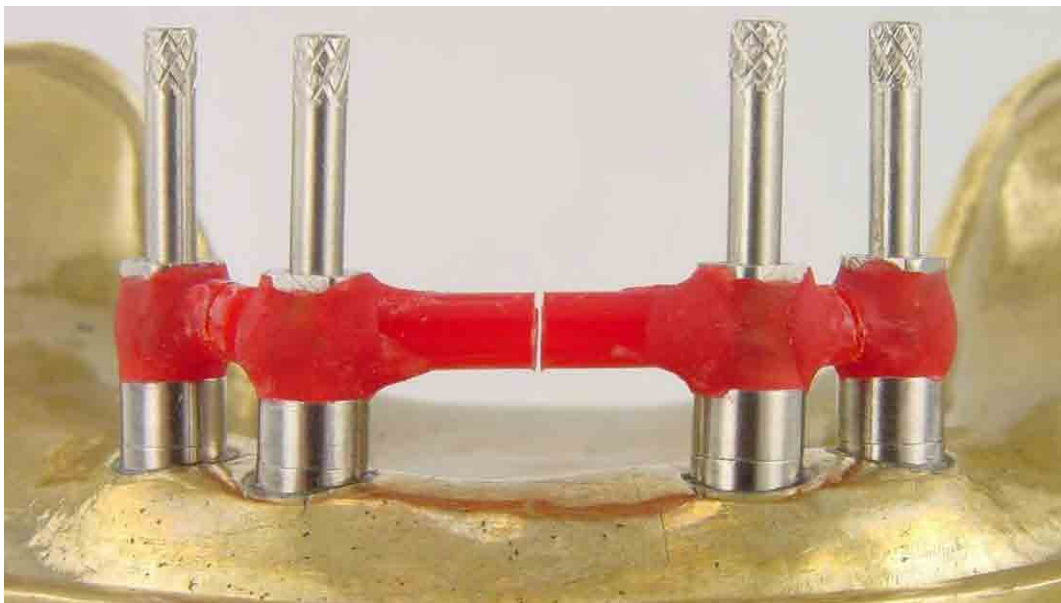


FIGURA 42 – Após o corte com disco diamantado.

Após o corte, as barras foram unidas novamente com resina acrílica Duralay e aguardados 17 min antes de ser feita a moldagem (Figura 43). Semelhante ao que fizeram Inturregui et al., 1993 e Al-Abbas et al., 2002.

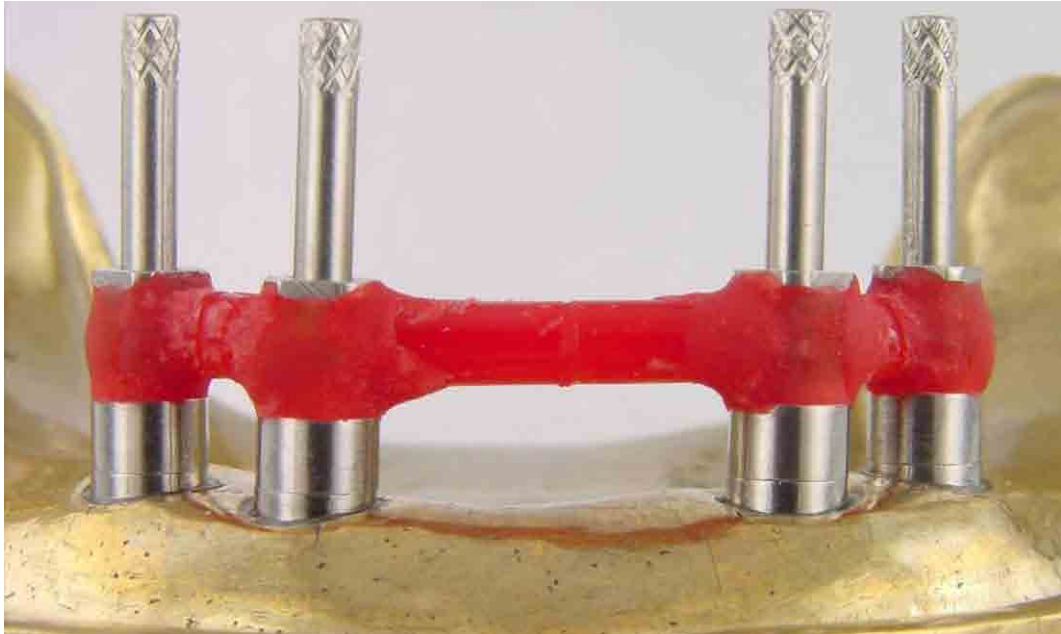


FIGURA 43 – Após a nova união com resina acrílica Duralay.

A mesma esplintagem de resina acrílica foi usada para transferir os componentes de moldagem do modelo mestre para todos os quinze modelos feitos com a técnica esplintada, porém o esplinte foi seccionado e unido novamente como descrito acima antes de cada moldagem. Semelhante ao que fez Burawi et al., 1997.

Neste momento, podia-se observar a diminuição do desajuste formado entre o transferente e o análogo **D** quando foi parafusado o transferente sobre o análogo **A** (Figuras 44 e 45).

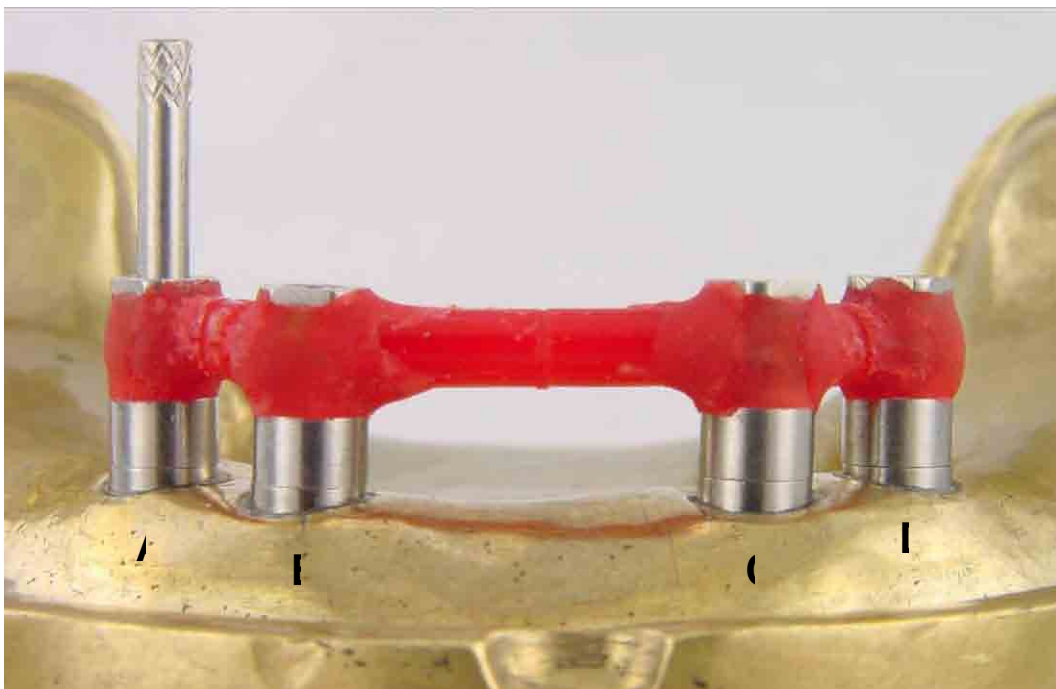


FIGURA 44 – Após a nova união com Duralay somente com o parafuso da esquerda.

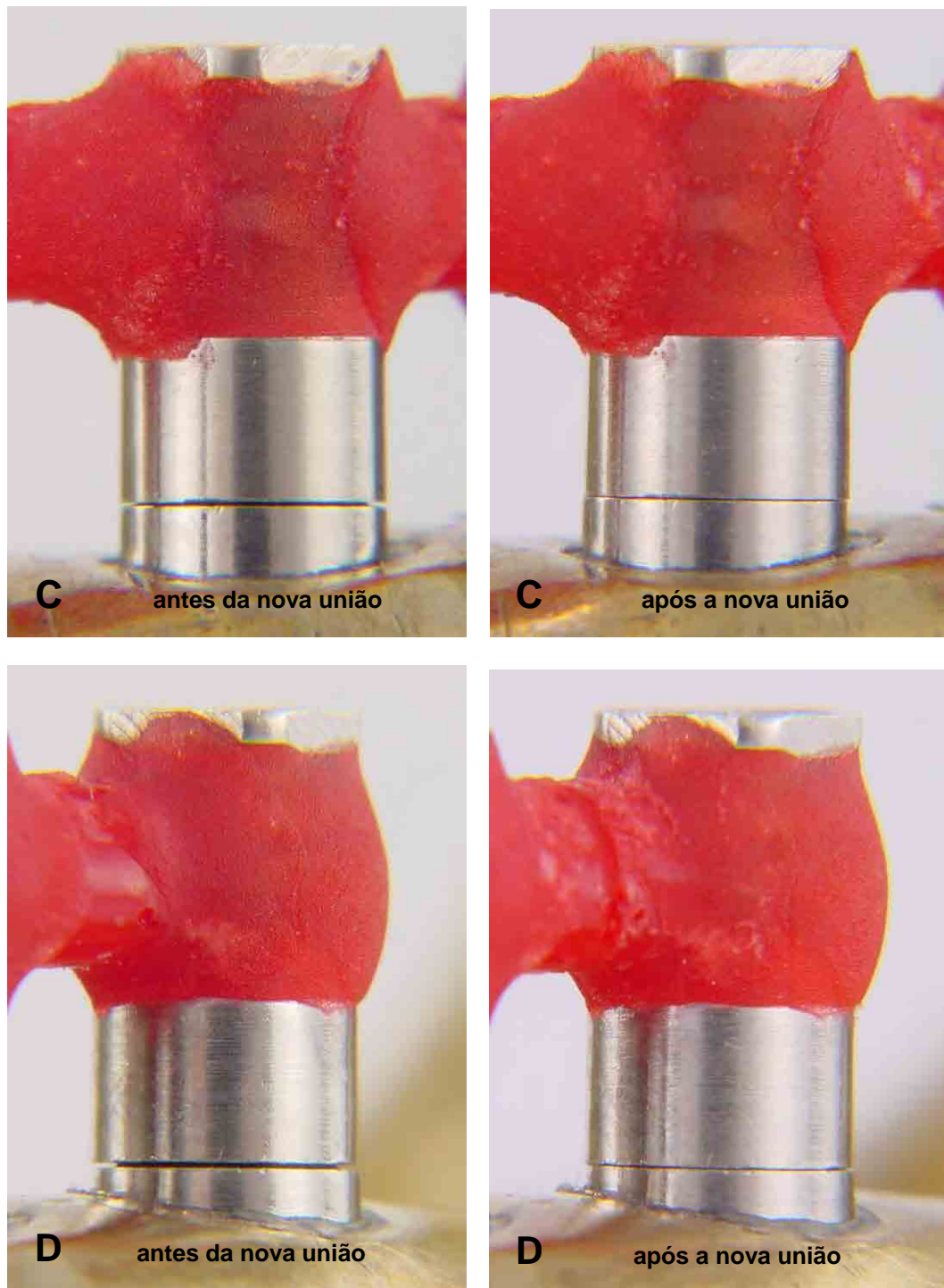


FIGURA 45 – Antes e após a nova união com Duralay.

4.5.4 Index

Após o emprego da mesma técnica descrita anteriormente, o conjunto dos transferentes esplintados foi removido e parafusado aos análogos com um torque de 10 Ncm (Figura 46).



FIGURA 46 – Index parafusado com 10 Ncm aos análogos.

4.6 Moldagem com Impregum Soft

Todos os procedimentos foram realizados com temperatura ambiente controlada ($23^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$) e umidade relativa de $50\% \pm 10\%$.

Foram realizadas cinco moldagens para cada técnica de moldagem de transferência.

As moldeiras metálicas foram previamente tratadas com uma fina camada de adesivo de moldeira para poliéter, espalhado com um pincel em toda a superfície interna (Figura 47) e por 3 mm além de suas bordas (Figura 48).



FIGURA 47 – Moldeira para a técnica dos transferentes sem união com adesivo aplicado.



FIGURA 48 – Adesivo pincelado além das bordas da moldeira.

Para que não extravasasse material de moldagem quando fossem realizadas as moldagens com transferentes cônicos, as perfurações para acesso aos parafusos foram preenchidas com resina acrílica (Figura 49).



FIGURA 49 – Perfurações preenchidas com resina acrílica.

Após a secagem do adesivo por no mínimo 15 min para proporcionar uma melhor adesão, o Impregum Soft média viscosidade, apresentado em forma de pasta base e pasta catalisadora foi proporcionado em comprimentos iguais sobre um bloco de mistura e espatulado com espátula metálica durante 45 segundos, até que a cor da mistura ficasse uniforme e não houvesse estrias (BURAWI et al., 1997).

O material de moldagem foi injetado ao redor dos transferentes com uma seringa para moldagem e simultaneamente o material foi depositado na moldeira. Em seguida, a moldeira (que apresentava encaixes que possibilitavam o seu posicionamento no modelo sempre na mesma posição) foi assentada aplicando-se pressão bidigital até os encaixes contatarem a base do modelo mestre, permanecendo nesta posição por 12 minutos. O tempo de presa, de acordo com o fabricante, foi dobrado para compensar o retardo do tempo de polimerização pelo fato da moldagem ter sido feita à temperatura de 25°C ao invés da temperatura bucal (BURAWI et al., 1997; LORENZONI et al., 2000 e NISSAN et al., 2002a).

Para padronizar a pressão durante a moldagem foi colocada sobre a moldeira uma carga de 1,25 kg, suficiente para mantê-la em posição, deixando o material de moldagem confinado em pressão constante (GOIATO et al., 1998 e PINTO et al., 2001). Para isto foi feito um dispositivo em resina acrílica para deixar a placa de vidro (225 g) na posição horizontal, permitindo assim a colocação do peso de 1020 g sobre ela, neste caso, o próprio pote de gesso Vel-Mix (Figura 50).



FIGURA 50 – Peso de 1,25 kg sobre a moldeira para a técnica com transferente cônico

Antes de cada nova moldagem, todo material de moldagem e todo o adesivo eram removidos e a moldeira desengordurada com álcool isopropílico.

4.7 Separação dos conjuntos molde / matriz

4.7.1 Transferentes cônicos

Após a polimerização do Impregum Soft, o conjunto molde/matriz para vazamento foi separado do modelo mestre e pode-se observar a qualidade dos encaixes deixados pelos transferentes cônicos no material de moldagem (Figuras 51 a 53).

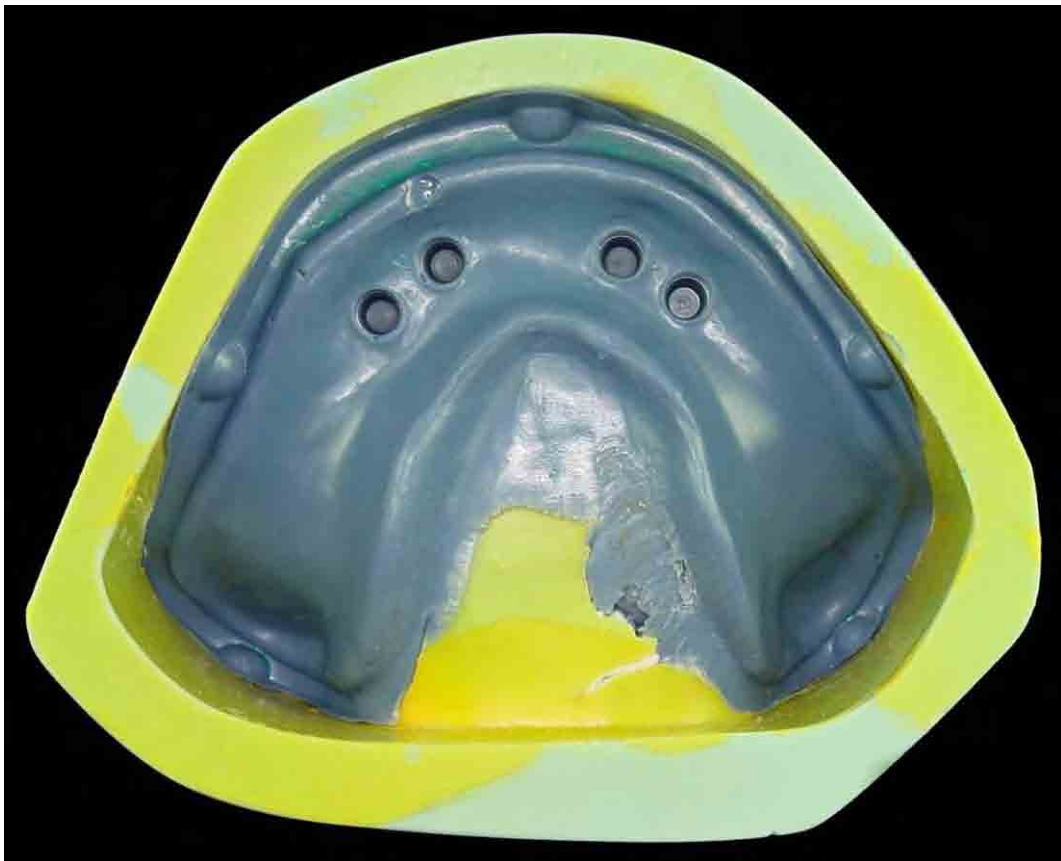


FIGURA 51 – Conjunto molde / matriz após a separação do modelo mestre.



FIGURA 52 – Molde após a separação do modelo mestre.



FIGURA 53 – Detalhe da cópia da superfície externa dos transferentes cônicos.

Em seguida, os transferentes cônicos foram desrosqueados do modelo mestre e parafusados nos análogos com o auxílio da chave de fricção interna rasa (Figura 54).



FIGURA 54–Transferente cônico parafusado no análogo.

Cada conjunto de transferente cônico / análogo foi posicionado no respectivo entalhe formado no material de moldagem. Exemplificando, o transferente cônico que estava parafusado no análogo **A** do modelo mestre, ocupou o local criado por ele durante a moldagem. Isto foi feito para evitar um mau posicionamento devido às pequenas variações possíveis de existir na superfície externa dos transferentes que impediriam um perfeito encaixe caso eles fossem trocados. Em cada reposicionamento sempre foi percebido um estalido correspondente ao encaixe na porção retentiva do transferente (Figuras 55 e 56).



FIGURA 55 – Conjunto transferente cônico / análogo sendo posicionado.



FIGURA 56 – Todos os análogos devidamente posicionados.

4.7.2 Transferentes quadrados e quadrados unidos

Para as moldagens em que os transferentes quadrados estavam unidos com Duralay, os parafusos mais distais foram soltos primeiro e os parafusos centrais por último para evitar distorções por torque na armação (RASMUSSEN, 1987). Em seguida o conjunto molde/matriz foi separado do modelo mestre (Figuras 57 e 58).



FIGURA 57 – Após a moldagem com transferentes quadrados unidos com Duralay.



FIGURA 58 – Após a moldagem com transferentes quadrados unidos com Duralay.

Tendo o molde em mãos, os análogos foram adaptados e parafusados aos transferentes quadrados que permaneceram no interior do molde. O aperto do conjunto: pino guia, transferente e análogo foi feito somente com pressão digital. A força de 10 Ncm aplicada com o torquímetro causava rotação dos transferentes nos moldes com poliéter para a técnica com transferentes quadrados (INTURREGUI et al., 1993).

Para a técnica com transferentes quadrados unidos com Duralay, o aperto do conjunto: pino guia, transferente e análogo foi feito com 10 Ncm, já que não havia a possibilidade dos transferentes girarem no interior do molde, uma vez que estavam esplintados com resina acrílica (Figuras 59 e 60).



FIGURA 59 – Análogos parafusados com torque de 10 Ncm nos transferentes quadrados unidos com Duralay.



FIGURA 60 – Após o parafusamento dos análogos.

4.8 Vazamento dos moldes

Três técnicas de vazamento (Convencional, com tubos de Látex e com os análogos unidos com Duralay) foram utilizadas para cada uma das três técnicas de moldagem (Cônico, Quadrado e Quadrado unido), sendo formados então nove grupos, cada qual com cinco modelos de gesso.

Cada molde foi vazado primeiramente pela técnica Convencional, depois pela técnica com tubos de Látex e por último pela técnica com os análogos unidos com Duralay. Entre um vazamento e outro, o molde foi lavado e seco com jatos de ar para remover qualquer resquício de gesso. Este procedimento foi possível devido às propriedades do material de moldagem utilizado (LUEBKE et al., 1979) e ao fato do modelo mestre não possuir áreas retentivas. Múltiplos vazamentos também foram realizados por Wise em 2001, onde para cada uma das moldagens (feitas com gesso de moldagem), vinte modelos foram vazados.

Como uma forma de teste para comprovar esta estabilidade do material de moldagem (que permite múltiplos vazamentos) foi realizado um 4º, 5º e 6º vazamento e os valores das fendas mensurados foram estatisticamente semelhantes ao 1º, 2º e 3º vazamento.

Durante a remoção do material de moldagem da moldeira (Figura 61) pode-se observar que o adesivo saía aderido ao Impregum (BINDRA e HEATH, 1997). Assim, foi necessária somente a limpeza da moldeira com álcool isopropílico para a remoção de gorduras antes da próxima moldagem.



FIGURA 61 – Após a remoção de parte do Impregum da moldeira.

Também foi possível observar a distribuição uniforme do material de moldagem ao redor dos transferentes (Figura 62), conseguida graças ao cuidadoso alívio em cera realizado durante a fase de confecção das moldeiras.



FIGURA 62 – Distribuição uniforme do material de moldagem.

4.8.1 Vazamento convencional

Trinta minutos no mínimo após a realização da moldagem, o molde foi vazado sob vibração constante proporcionada pelo vibrador de gesso (VH), com gesso pedra melhorado tipo IV (Vel-Mix), proporcionado segundo as recomendações do fabricante, sendo utilizados 110 g do pó e 22 ml de água destilada para cada modelo. O gesso foi misturado manualmente por 15 s para incorporar água e então espatulado mecanicamente à vácuo por mais 30 s no espatulador Turbomix - EDG (Figura 63).



FIGURA 63 – Espatulador de gesso Turbomix (EDG).

Foi esperado o tempo de presa total de 2 horas antes de separar cada modelo.

Para a técnica com transferentes quadrados, após a presa do gesso, os parafusos foram desrosqueados e em seguida o conjunto molde/modelo foi separado.

Para a técnica com transferentes cônicos foi feita primeiramente a separação do conjunto molde/modelo e depois os transferentes cônicos que ficavam no modelo de gesso foram desrosqueados.

A base e as laterais dos modelos de gesso foram recortadas num recordador de gesso e alisadas com lixa d'água com granulação 180 para um melhor acabamento (Figuras 64 a 67).



FIGURA 64 – Modelo de gesso após o acabamento.



FIGURA 65 – Modelo de gesso após o acabamento (vista frontal).



FIGURA 66 – Modelo de gesso após o acabamento (vista frontal).

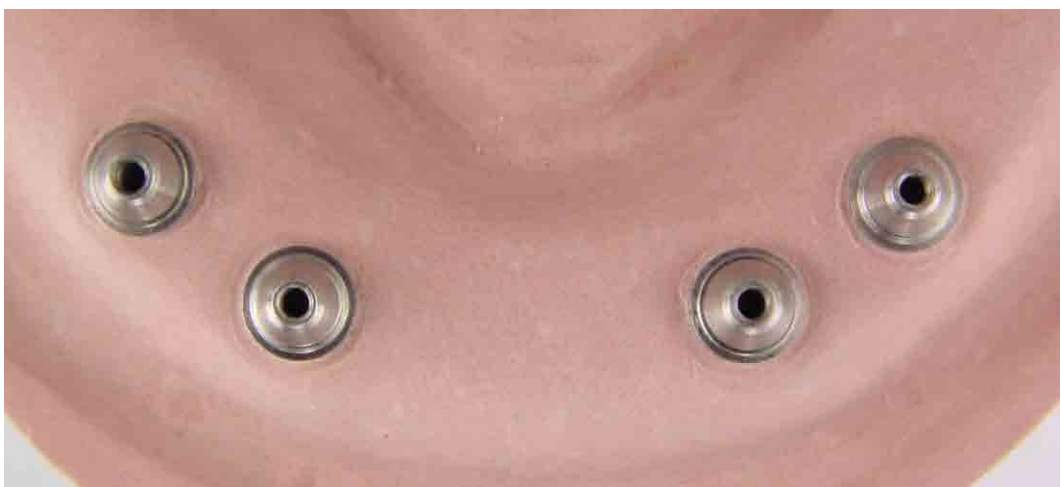


FIGURA 67 – Modelo de gesso após o acabamento (vista superior).

4.8.2 Vazamento utilizando tubos de látex

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

Para a técnica de vazamento com tubos de látex, utilizou-se quatro pedaços de tubo de látex com 23 mm de comprimento e com diâmetro interno de 4 mm e externo de 8 mm. Estes tubos de látex foram encaixados nos análogos e realizou-se o vazamento como o descrito para a técnica convencional (Figuras 68 a 71).



FIGURA 68 – Tubos de látex encaixados nos análogos.



FIGURA 69 – Tubos de látex encaixados nos análogos.



FIGURA 70 – Imediatamente após o vazamento do gesso.

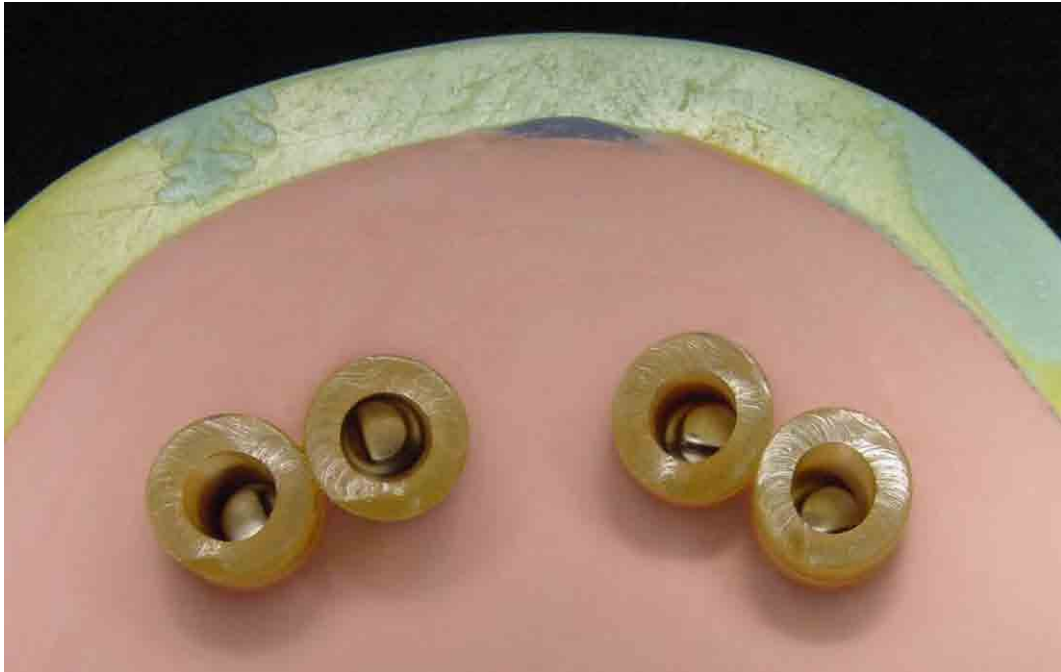


FIGURA 71 – Início da presa do gesso.

Após a presa inicial do gesso (aproximadamente 10 min) os tubos de látex foram removidos (Figuras 72 a 74).

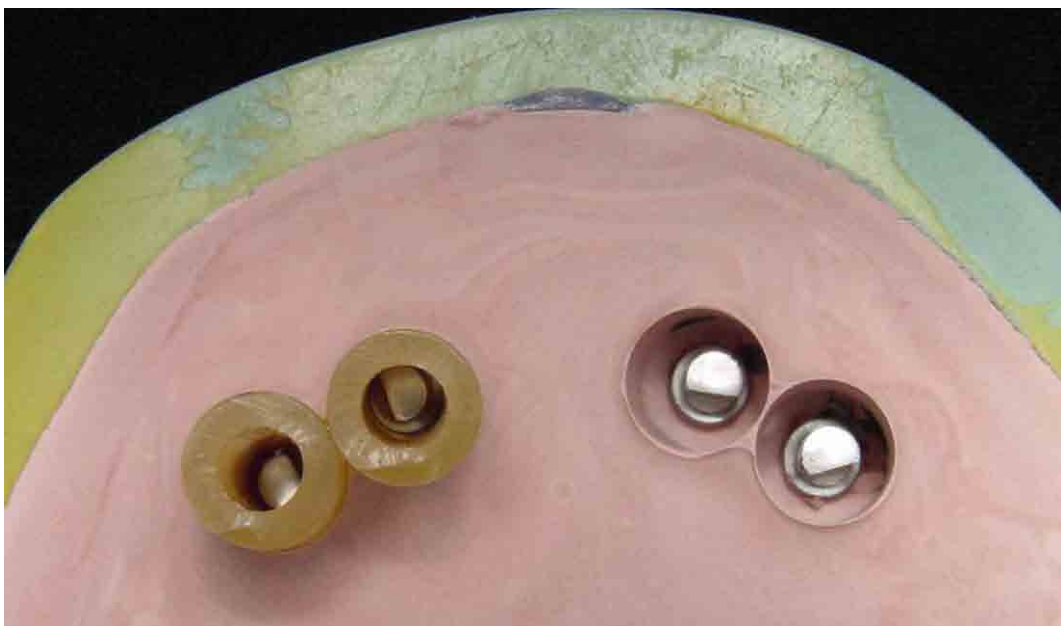


FIGURA 72 – Remoção dos tubos de látex após a presa inicial do gesso.

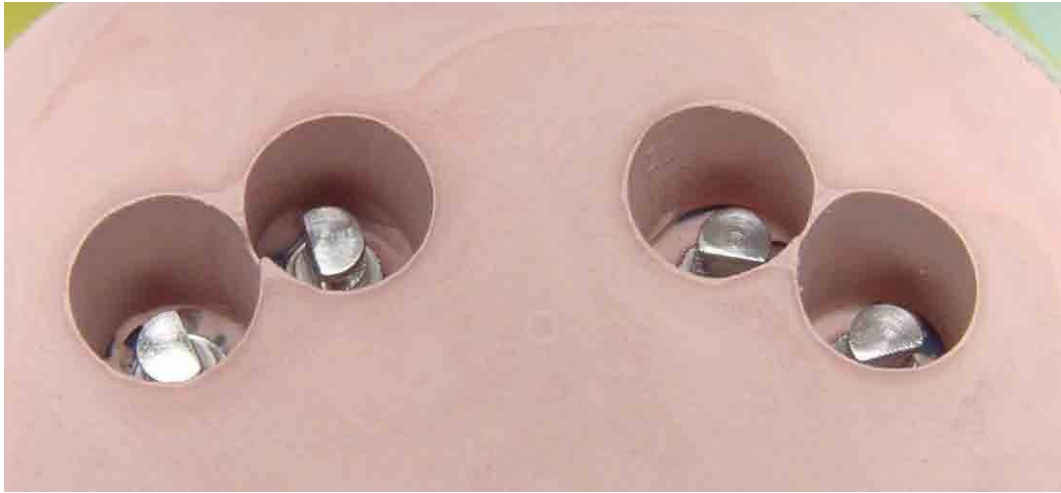


FIGURA 73 – Após a remoção dos tubos de látex.

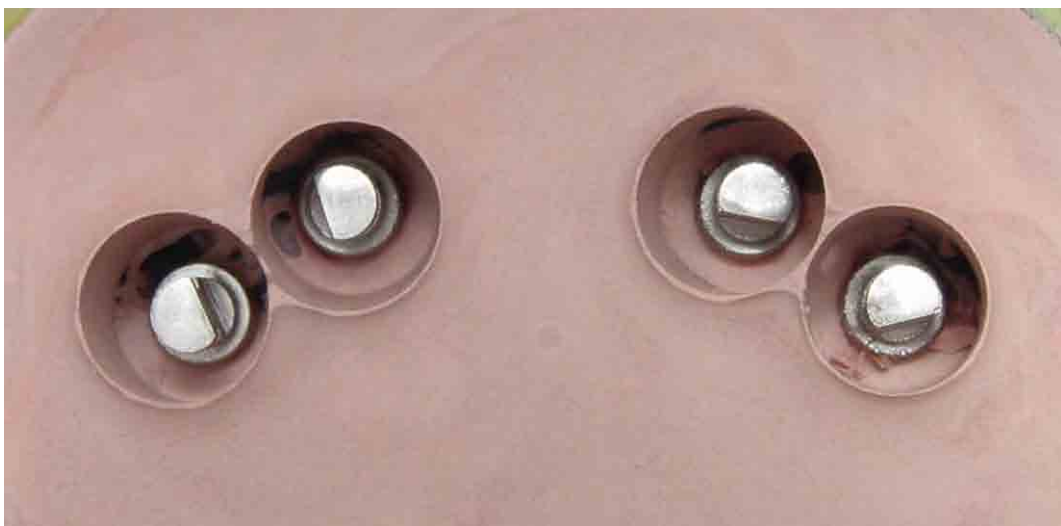


FIGURA 74 – Espaço uniforme criado pelos tubos de látex.

A quantidade de água foi aumentada em 20% para se obter uma consistência mais fluida do gesso, necessária para a sua injeção dentro dos espaços criados pelos tubos de látex. Incorporou-se 25 g de gesso pedra melhorado Vel-Mix a 6 ml de água destilada, espatulou-se por 15 s manualmente e por mais 30 s mecanicamente à vácuo no espatulador Turbomix. O gesso foi depositado dentro de uma seringa plástica de 20 ml e injetado ao redor de cada análogo sob vibração constante proporcionada pelo vibrador de gesso (Figuras 75 e 76).

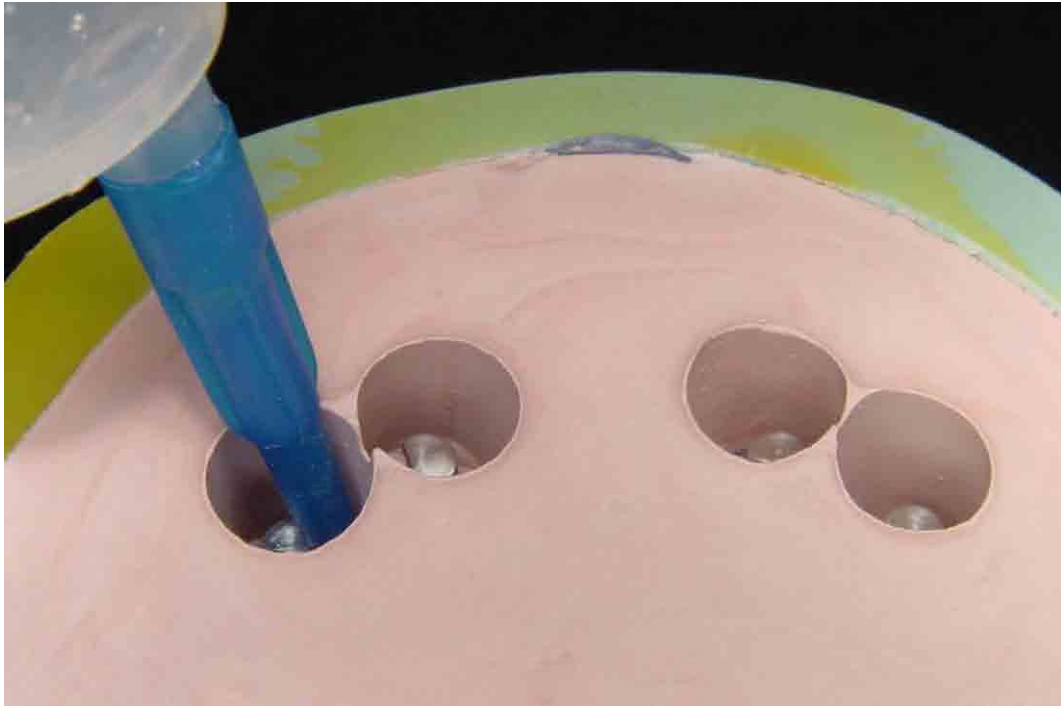


FIGURA 75 – Método empregado para injetar o gesso no interior dos espaços criados.



FIGURA 76 – Modelo de gesso após o vazamento pela técnica com tubo de látex.

Após a presa do gesso, o modelo foi separado do molde recebendo o acabamento idêntico ao utilizado na técnica convencional (Figuras 77 a 79).



FIGURA 77 – Modelo de gesso obtido pela técnica com tubos de látex (vista frontal).



FIGURA 78 – Modelo de gesso obtido pela técnica com tubos de látex (vista frontal).



FIGURA 79 – Modelo de gesso obtido pela técnica com tubos de látex (vista superior).

4.8.3 Vazamento com os análogos unidos com Duralay

O mesmo procedimento utilizado na técnica de união dos transferentes quadrados com Duralay foi realizado com os análogos. Primeiramente foi colocada resina acrílica Duralay ao redor da parte retentiva dos análogos e deixada polimerizar por 17 min (Figura 80).



FIGURA 80 – Resina Duralay colocada ao redor dos análogos.

Após este procedimento, barras pré-fabricadas com 3 mm de diâmetro foram cortadas e unidas aos análogos com pequena quantidade de resina Duralay (Figura 81).

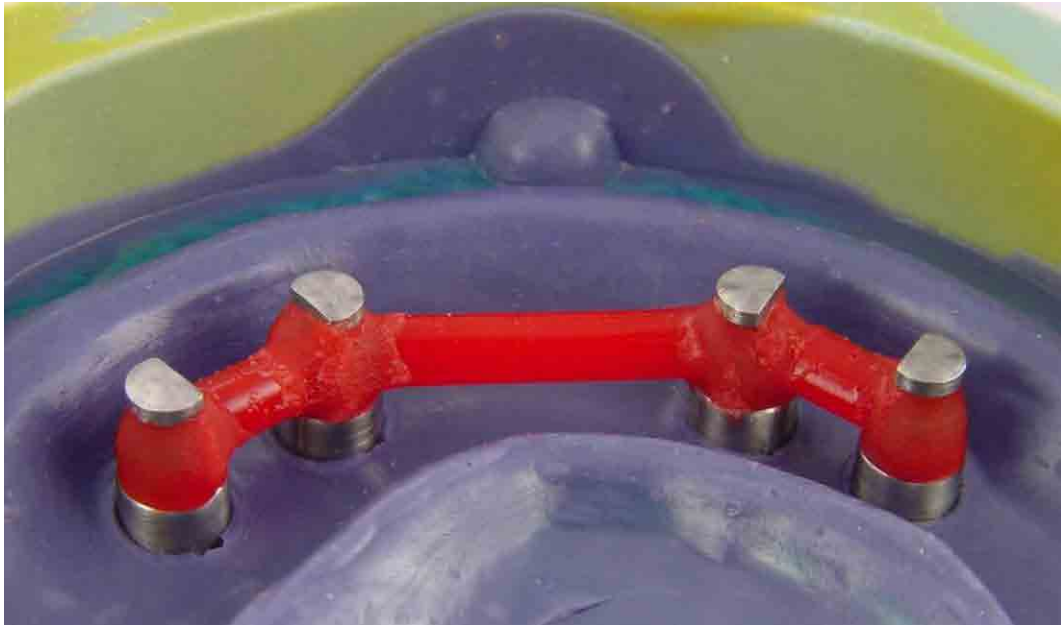


FIGURA 81 – Análogos unidos com as barras de Duralay.

Após 17 min o conjunto dos análogos unidos com Duralay foi removido do molde como se fosse um Index (Figura 82), para possibilitar um seguro seccionamento das barras de Duralay com o disco diamantado e em seguida foram retornados ao molde.



FIGURA 82 – Conjunto formado pelos análogos unidos removidos do molde.

Na técnica em que foi realizada moldagem com os transferentes quadrados sem união foi conseguido dar um torque de 10 Ncm sem girar o conjunto pino guia, transferente e análogo do pilar segurando as barras de Duralay com os dedos. (Figura 83).



FIGURA 83 – Após o parafusamento dos análogos já com as barras seccionadas.

Após a aplicação do torque foi feita uma nova união com resina acrílica Duralay (Figura 84).



FIGURA 84 – Após a nova união das barras de resina com Duralay.

Após os análogos estarem unidos novamente com Duralay, o vazamento foi realizado de maneira convencional.

Da mesma maneira que foi percebida visualmente a distorção provocada pela contração de polimerização da resina antes do seccionamento na técnica dos transferentes quadrados unidos com Duralay, foi visualizado um enorme desajuste no análogo **D** quando a estrutura metálica era parafusada no análogo **A**. Por este motivo esta etapa de nova união das barras foi adicionada nesta técnica.

Deve-se lembrar que este procedimento foi apenas um artifício empregado para facilitar a visualização das alterações causadas pela contração da resina (Figuras 85 a 87).



FIGURA 85 – Estrutura metálica parafusada sobre o análogo A antes do seccionamento.



FIGURA 86 – Estrutura parafusada sobre o análogo A após o seccionamento e nova união com resina Duralay.

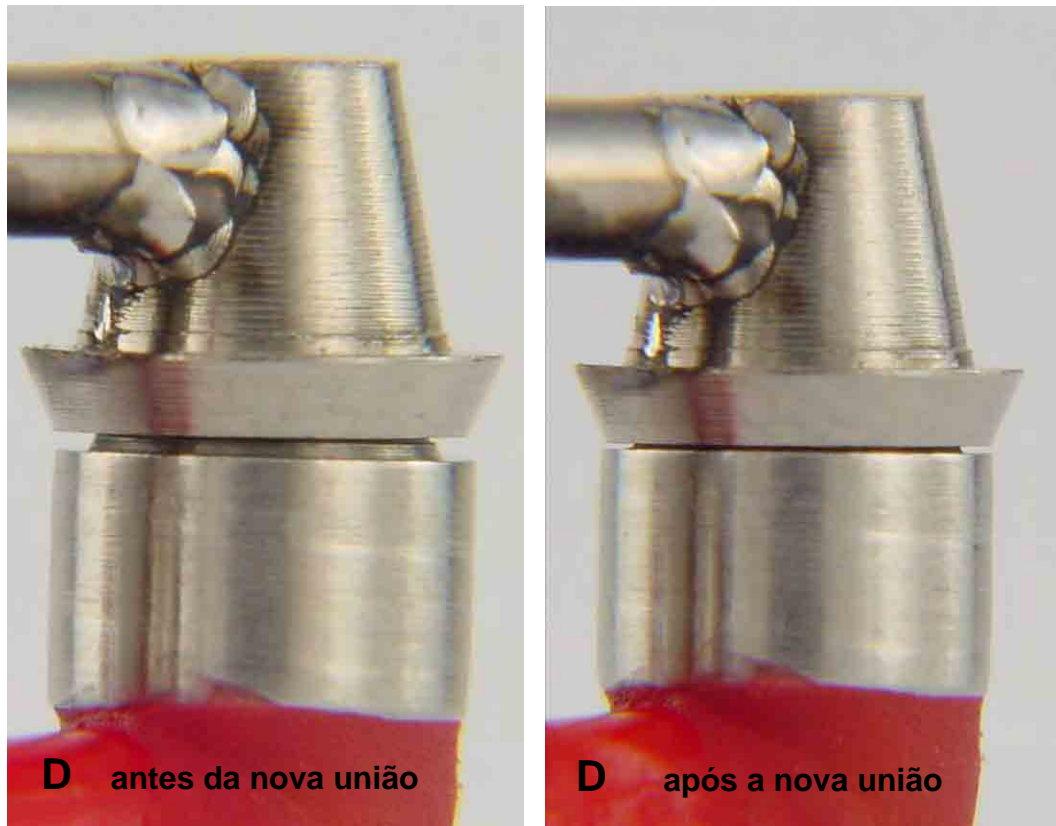


FIGURA 87 – Estrutura parafusada sobre o análogo A antes e após a nova união.

4.9 Confeção do Index

Construiu-se uma matriz com silicona de polimerização por condensação e cera. O conjunto formado pelo Index mais análogos foi posicionado deixando apenas a metade do comprimento dos análogos dentro desta matriz (Figura 88), que foi preenchida com gesso Vel-Mix espatulado à vácuo conforme a técnica descrita anteriormente. Após a sua presa, o Index foi removido da matriz (Figura 89), recebendo um acabamento com lixa nas superfícies laterais (SHIAU et al, 1994).

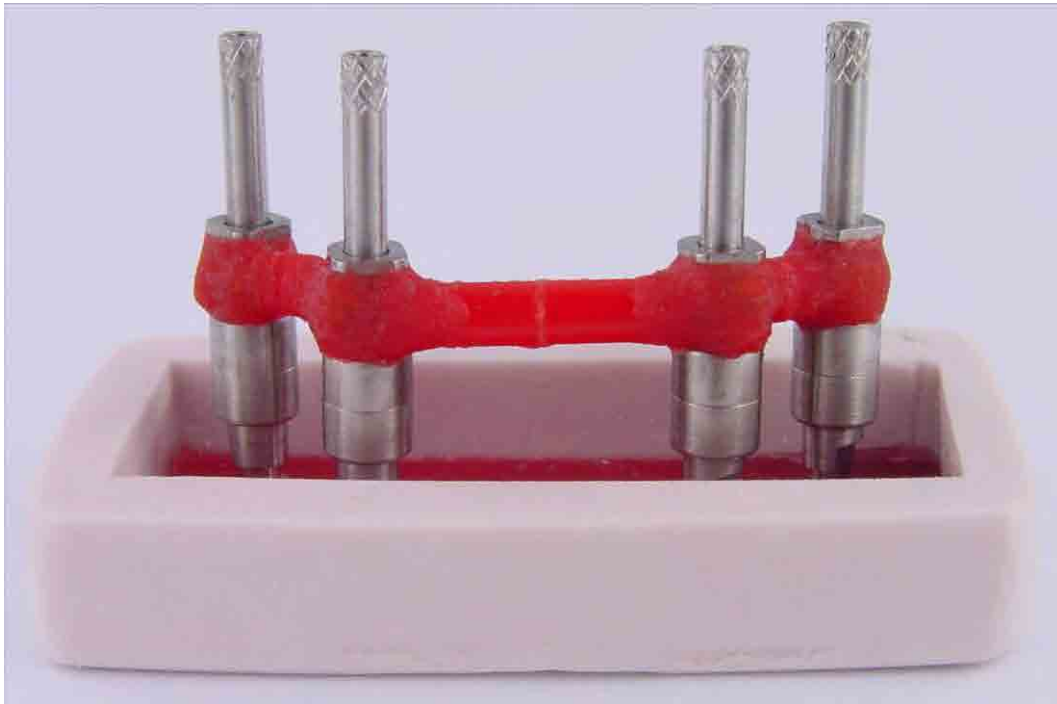


FIGURA 88 – Index posicionado dentro da matriz para vazamento do gesso.

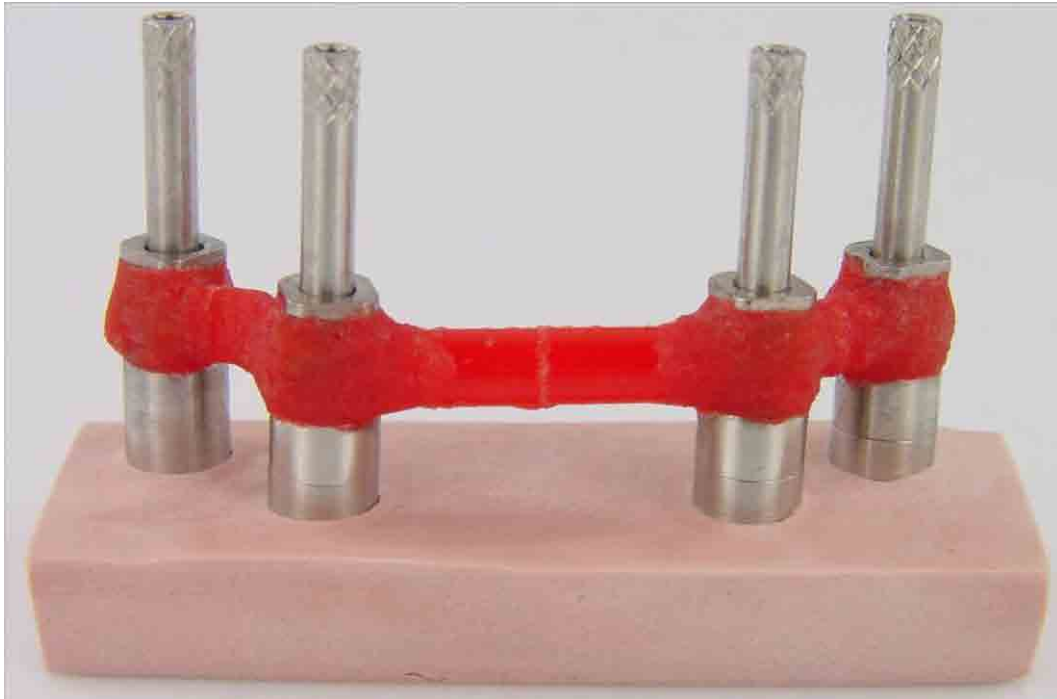


FIGURA 89 – Index removido da matriz.

Após o desparafusamento dos transferentes quadrados unidos, o Index estava pronto (Figura 90).



FIGURA 90 – Index terminado.

Os quarenta e cinco modelos de gesso e os cinco registros (Index) obtidos foram armazenados à temperatura ambiente por no mínimo 2 semanas até que as medidas das fendas fossem feitas. (INTURREGUI et al., 1993; BURAWI et al., 1997 e NISSAN et al., 2002a).

4.10 Obtenção das imagens para mensuração da adaptação da estrutura metálica

De posse dos modelos de gesso, parafusava-se a estrutura metálica com um parafuso de titânio manualmente até sentir um leve toque no análogo **A**. Em seguida, dava-se um torque de 10 Ncm com um torquímetro manual para manter a estrutura em uma posição constante enquanto as medições eram feitas nos análogos **C** e **D** (Figuras 91 e 92). Depois, retirava-se o parafuso do análogo **A** e repetia-se o processo no análogo **D** enquanto as medições eram feitas nos análogos **A** e **B**.

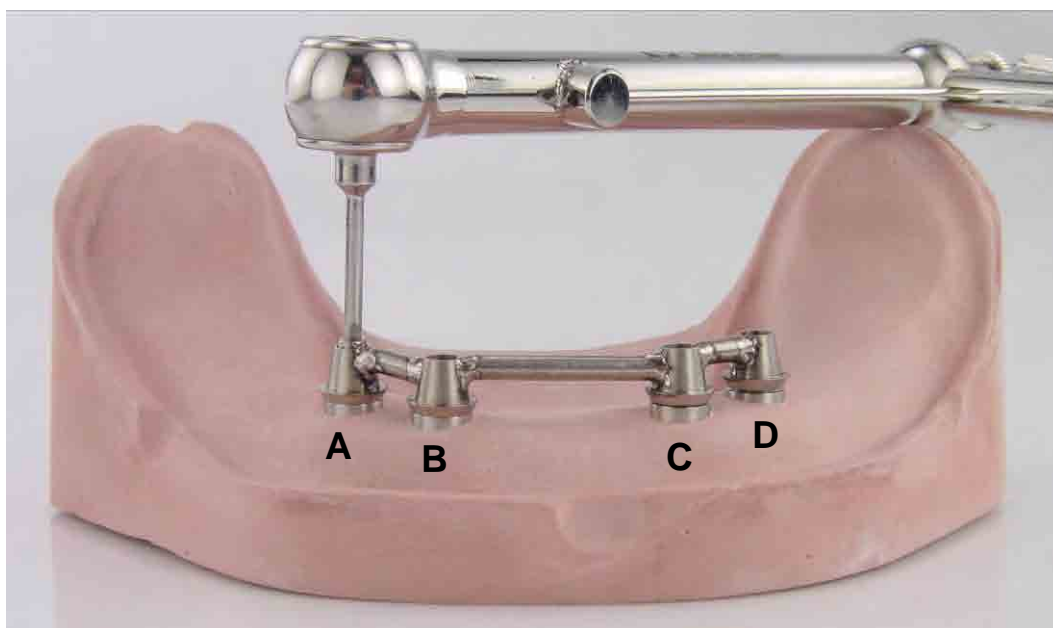


FIGURA 91 – Torque de 10 Ncm aplicado no análogo A.

Este procedimento foi o mesmo realizado por Kallus e Bessing, 1994; Shiau et al., 1994; Romero et al., 2000 e Wise, 2001 que após apertarem um parafuso em um pilar terminal, o outro pilar terminal era examinado em busca da fenda formada entre o pilar e a estrutura. Waskewicz et al., 1994 também realizaram uma análise visual da

adaptação das estruturas com esta mesma metodologia antes de procederem à análise fotoelástica.

Como Cheshire e Hobkirk em 1996 relataram que com o aperto manual, além de não ser conseguido uma padronização adequada, produzia-se um torque acima de 10 Ncm, as fendas foram medidas utilizando-se um torquímetro.

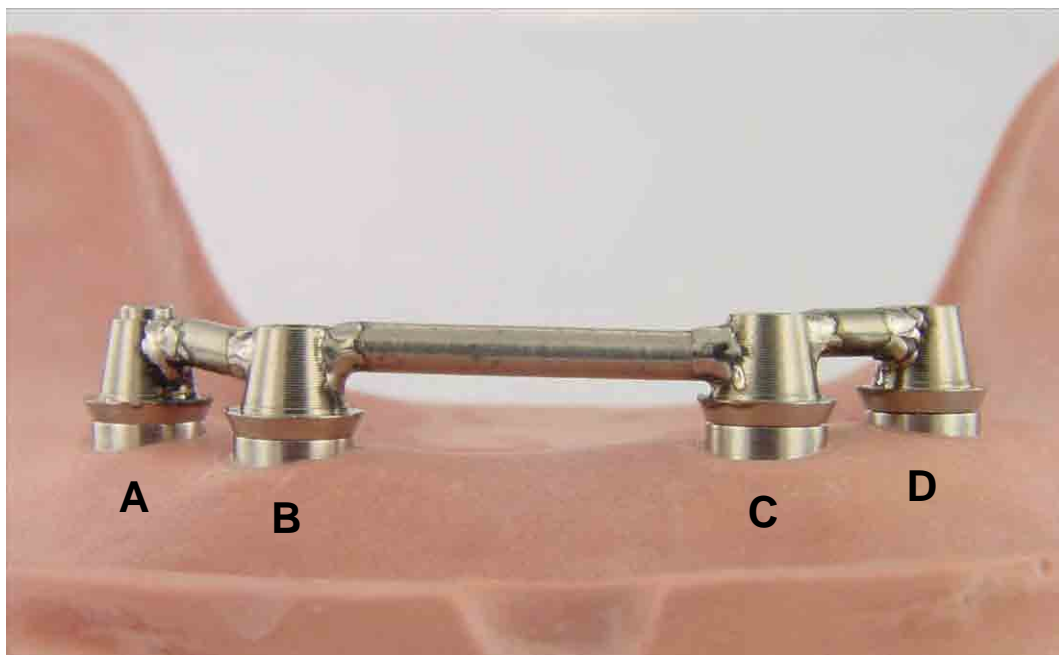


FIGURA 92 – 5º modelo da técnica Quadrado unido / Convencional.

Foi utilizada uma lupa LEICA (fabricada na antiga República Democrática da Alemanha), acoplada a uma câmera de vídeo colorida JVC com CCD de ½ pol., modelo TK-C1380 (fabricada no Japão) para ampliar e gravar a imagem da fenda formada entre a estrutura metálica e cada um dos quatro análogos.

Para a realização das mensurações das fendas foi utilizado o programa LEICA QWin (Leica Imaging Systems Ltd, Cambridge, England).

Antes de iniciar as capturas das imagens das fendas, foi realizada a calibração do programa com uma régua própria da LEICA que possuía divisões de 100 em 100 µm.

Foi registrada a imagem da régua com o maior aumento da lupa (100 vezes), conforme a Figura 93 e obteve-se o valor de 1,47 μm para cada pixel.

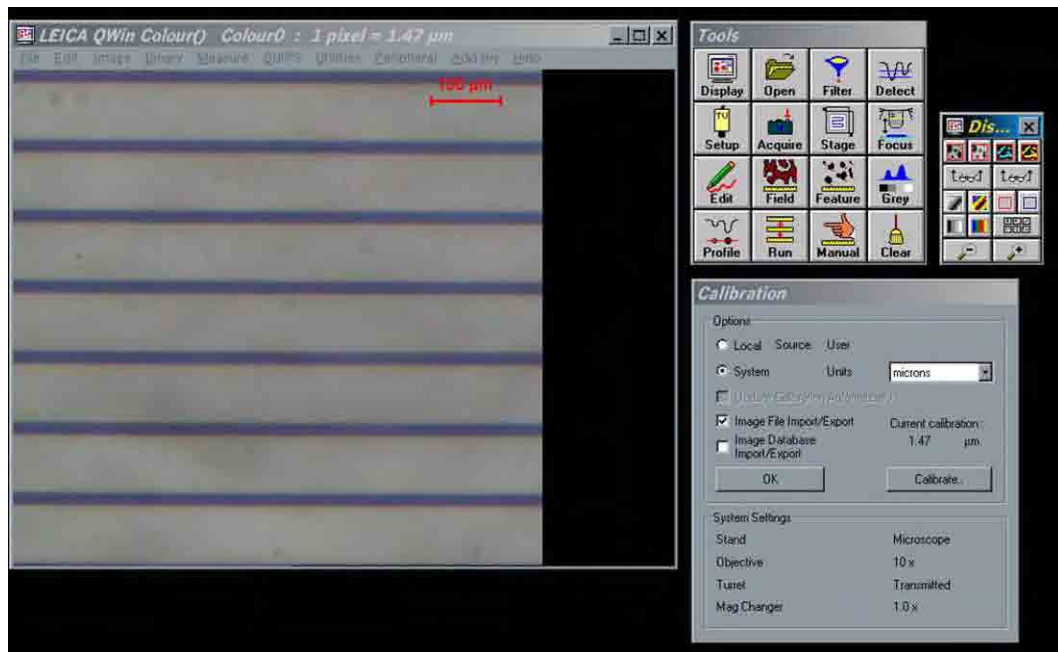


FIGURA 93 – Calibração do programa LEICA QWin.

O modelo com a estrutura metálica parafusada foi posicionado com o lado lingual virado para a objetiva da lupa, devido à impossibilidade de dar foco na fenda se o modelo fosse posicionado com a vestibular voltada para a objetiva. Foram feitas marcações no centro da lingual de cada anel de titânio da estrutura, para padronizar a região em que seriam feitas as capturas das imagens.

A estrutura metálica foi centralizada partindo-se de maneira gradual, de um menor aumento (Figura 94) até o maior (100 vezes), para não sair do foco e da marcação existente no centro da lingual (Figura 95).



FIGURA 94 – Centralização da estrutura metálica com aumento de 16 vezes do análogo B no 1º modelo da técnica Cônico / Convencional.

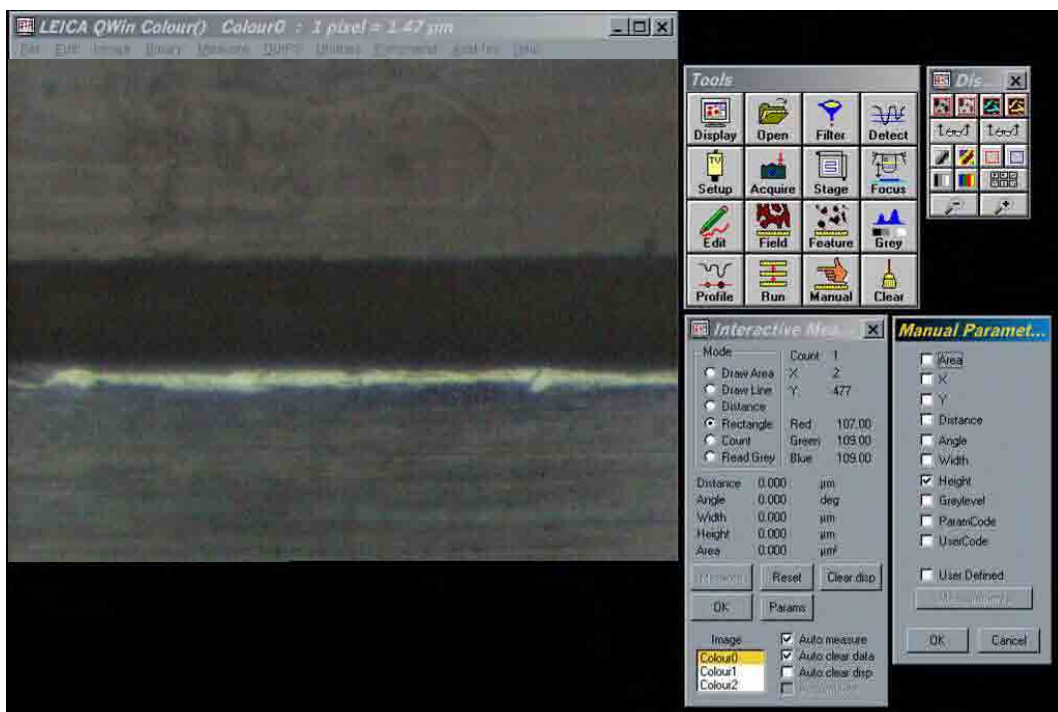


FIGURA 95 – Aumento de 100 vezes da fenda do análogo B no 1º modelo da técnica Cônico / Convencional (152,39 µm).

Para cada fotografia obtida foram realizadas leituras lineares da fenda (interface análogo/estrutura) em três regiões: esquerda, central e direita. A média aritmética desses três valores determinou o valor da fenda. Por exemplo, no caso da Figura 96, o valor da fenda para a região esquerda foi de 33,17 μm , para a região central de 33,91 μm e para a região direita de 36,86 μm e a média aritmética obtida foi de 34,64 μm .

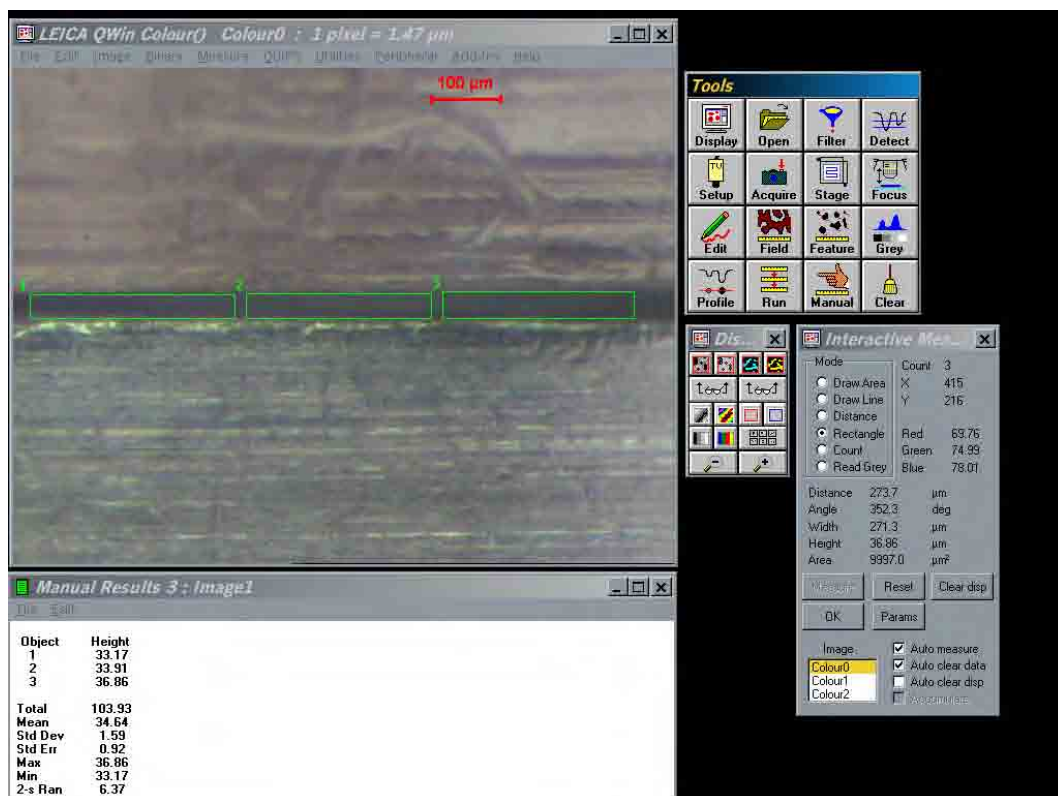


FIGURA 96 – Medição da fenda do análogo B no 3º modelo da técnica Quadrado / Látex.

Para se ter idéia do tamanho das fendas visualizado nas fotos, um caso com uma fenda de 79,60 μm está registrado na Figura 97.

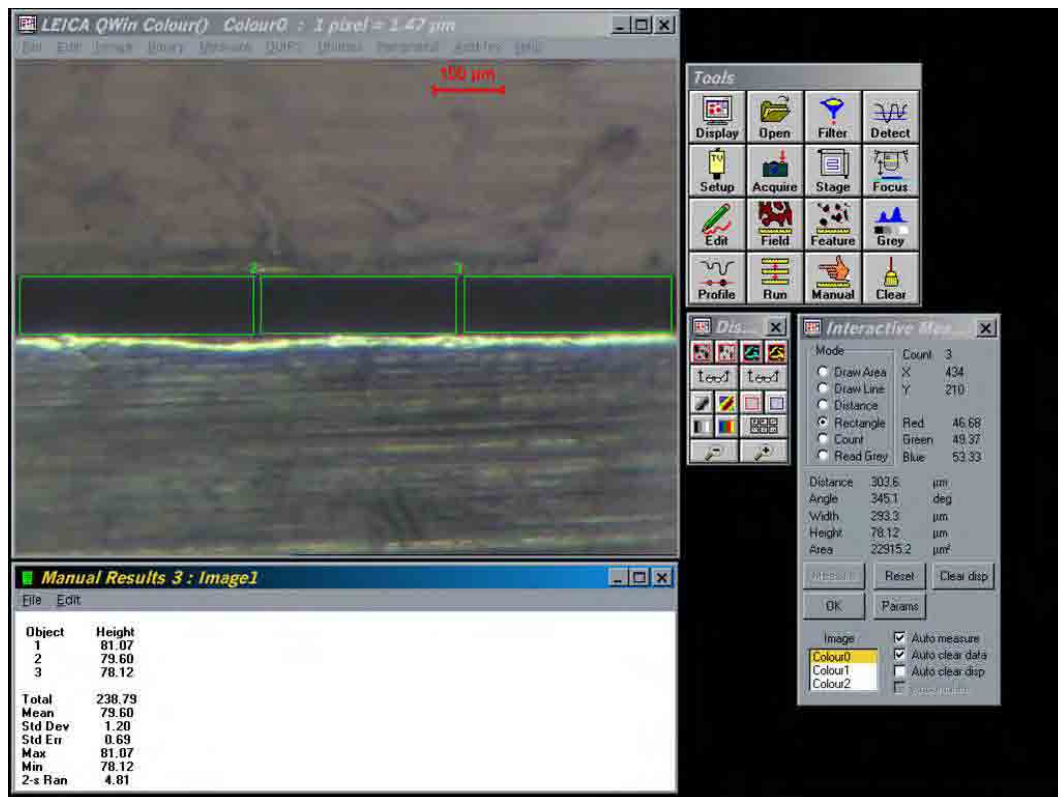


FIGURA 97 – Fenda média de 79,60 µm do análogo C no 4º modelo da técnica Quadrado / Convencional.

Nas Figuras 98 e 99, é possível visualizar um caso onde a fenda observada foi praticamente inexistente (2,70 µm). Apesar de Helldén & Dérand em 1998 comentarem em seu trabalho que as fendas menores que 5 µm não foram mensuráveis, foi possível realizar as medições.

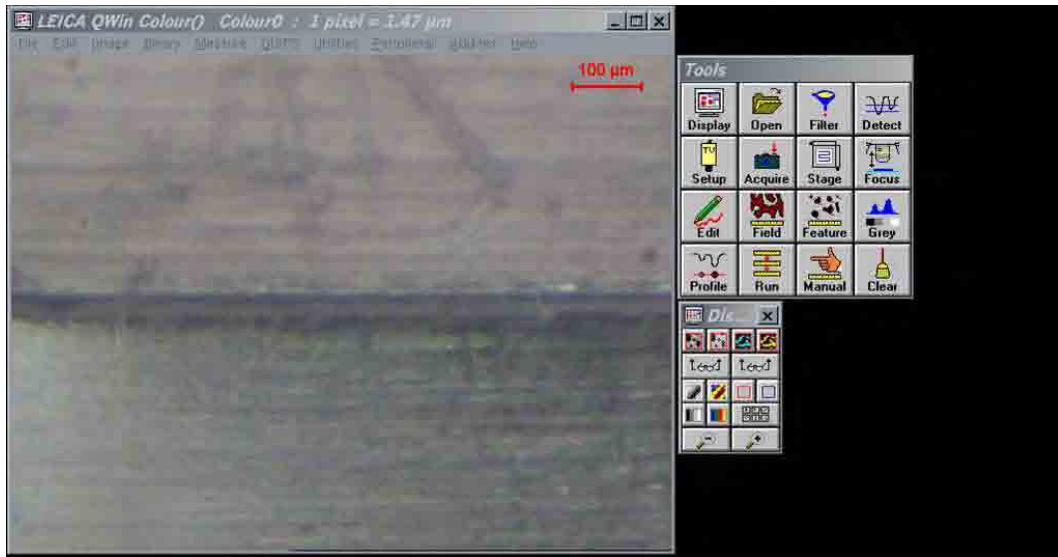


FIGURA 98 – Imagem capturada do análogo D no 4º modelo da técnica Quadrado / Látex (A estrutura estava parafusada somente no análogo A).

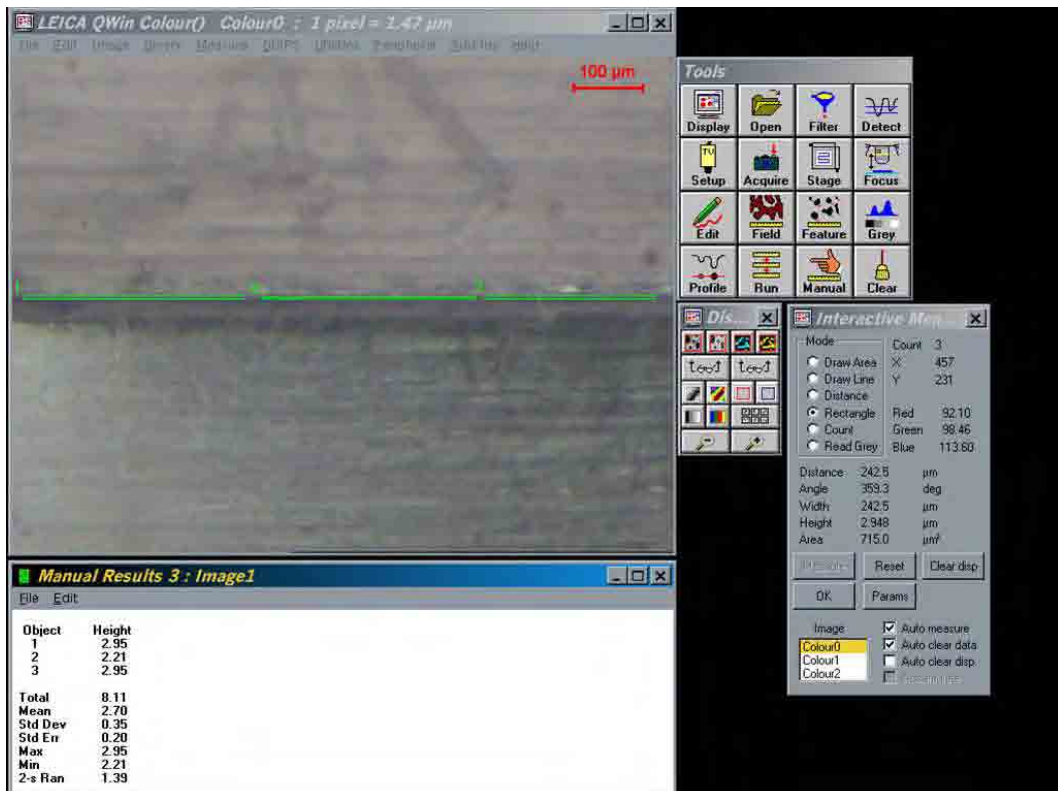


FIGURA 99 – Fenda média de 2,70 µm do análogo D no 4º modelo da técnica Quadrado / Látex.



5 Resultado

5 Resultado

Formaram-se ao todo dez grupos com cinco modelos cada, totalizando cinquenta modelos e duzentos valores de fendas, sendo que nove grupos foram obtidos das associações entre técnicas de moldagem de transferência e vazamento e um grupo da técnica de registro (Index), considerado como grupo controle.

O valor da fenda do modelo mestre foi calculado pela média de cinco medições consecutivas, sendo que a estrutura foi parafusada novamente antes de cada medição (deste modo obteve-se vinte valores de fenda para o modelo mestre).

Todos os dados das medições realizadas estão dispostos no Apêndice sob a forma de gráficos e tabelas.

Devemos lembrar que todas as medidas foram feitas apertando o parafuso **D** e medindo as fendas **A** e **B** e apertando o parafuso **A** e medindo as fendas **C** e **D**.

Os valores médios das fendas após todas as mensurações foram (Figura 100):

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

MÉDIA DAS FENDAS

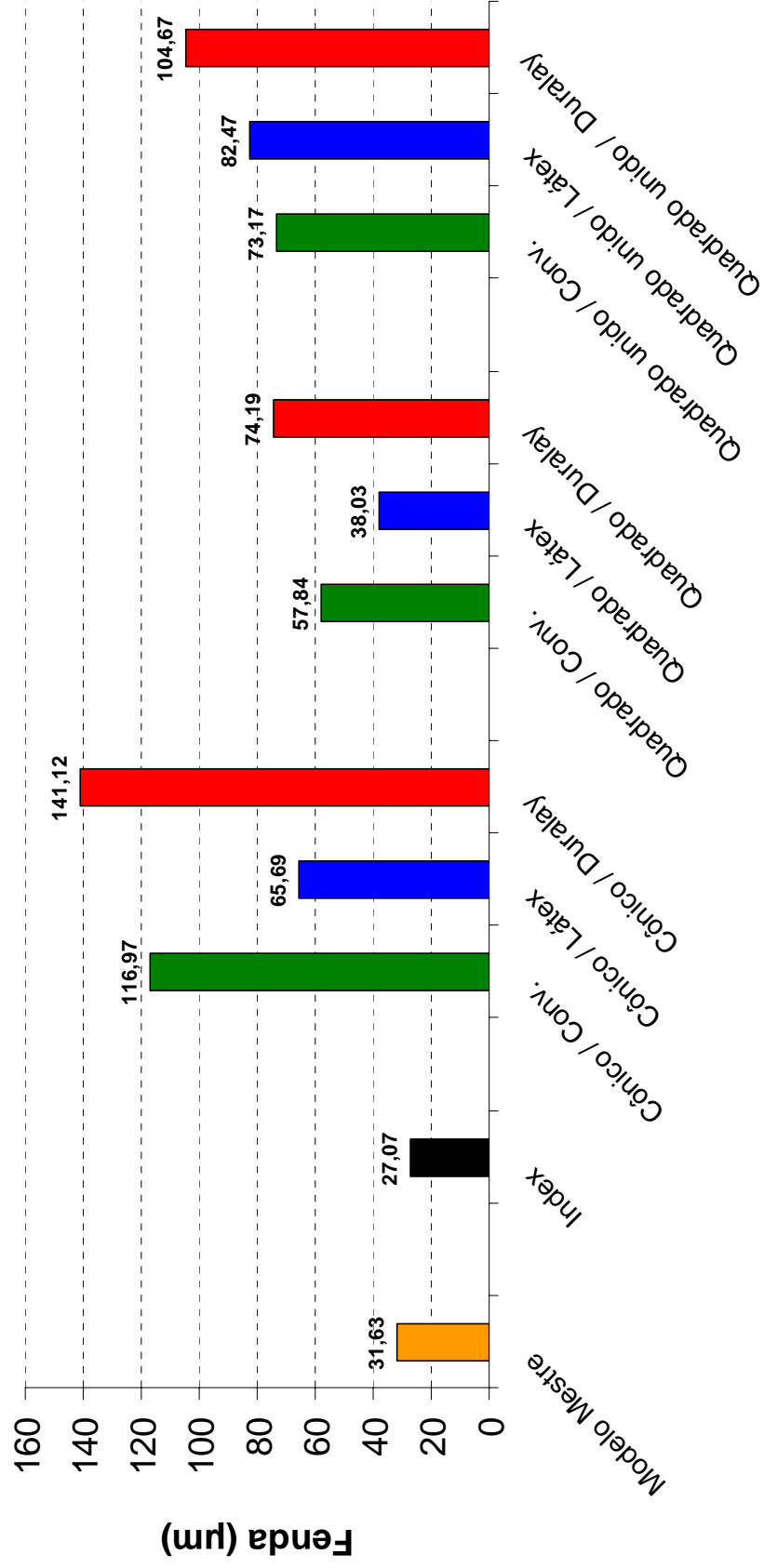


FIGURA 100 – Gráfico das médias das fendas das técnicas estudadas e do modelo Mestre.

Assim, a partir dos dados obtidos e com o auxílio do programa SigmaStat versão 3.11 (Systat Software, Inc.) foi aplicado o teste estatístico indicado para cada comparação feita.

Após serem testadas a normalidade (teste de Kolmogorov-Smirnov) e a homogeneidade das variâncias (teste de Levene) para cada comparação a ser feita, teve-se como indicação a aplicação de testes não-paramétricos (LORENZONI et al., 2000).

O teste indicado para a comparação entre dois grupos foi o teste de **Mann-Whitney**, ao nível de 5% de significância (probabilidade de rejeitar a hipótese nula quando verdadeira).

O teste para comparar mais de dois grupos foi o teste de **Kruskal-Wallis** (Análise de Variância a um critério de classificação), também ao nível de 5% de significância.

Como a Análise de Variância apenas mostra que existe ao menos uma diferença entre os grupos estudados, foi realizado um teste de **comparações múltiplas entre as médias** (teste de **Tukey** ou o teste de **Dunn**) para identificar quais as médias que tomadas duas a duas, diferem significativamente entre si.

Nas tabelas seguintes, estão os resultados de todas as comparações feitas após a análise estatística, assim como os comentários pertinentes.

Tabela 2 – Comparação entre as técnicas de moldagem realizando o vazamento pela técnica convencional com gesso

Grupo	Média
Cônico / Convencional	116,97^b
Quadrado / Convencional	57,84^a
Quadrado unido / Convencional	73,17^{ab}

Médias indicadas pela mesma letra não diferem significativamente entre si ($\alpha=5\%$).

Tabela 3 – Teste de Kruskal-Wallis aplicado na comparação entre as técnicas de moldagem realizando o vazamento pela técnica convencional com gesso

Grupo	Mediana	25%	75%
Cônico / Convencional	116,745	73,5	173,58
Quadrado / Convencional	59,905	44,715	84,39
Quadrado unido / Convencional	66,955	51,35	97,295

H = 10,187 com 2 graus de liberdade. (P = 0,006)

As diferenças entre os valores das medianas foram maiores do que seria esperado ao acaso, havendo diferença estatisticamente significativa entre os grupos de tratamento. (P = 0,006)

Tabela 4 – Teste de Tukey aplicado na comparação entre as técnicas de moldagem realizando o vazamento pela técnica convencional com gesso

Comparações	Dif. de Postos	q	P<0,05
Cônico / Conv. vs Quadrado / Conv.	346	4,43	Sim
Cônico / Conv. vs Quadrado unido / Conv.	231,5	2,964	Não
Quadrado unido / Conv. vs Quadrado / Conv.	114,5	1,466	Não

Realizando-se o vazamento pela técnica Convencional, deve-se optar pela técnica de moldagem com os transferentes Quadrados, cuja técnica é mais fácil e rápida que a técnica com os transferentes Quadrados unidos.

Tabela 5 – Comparação entre as técnicas de moldagem realizando o vazamento pela técnica com tubos de látex

Grupo	Média
Cônico / Látex	65,69^b
Quadrado / Látex	38,03^a
Quadrado unido / Látex	82,47^b

Médias indicadas pela mesma letra não diferem significativamente entre si ($\alpha=5\%$).

Tabela 6 – Teste de Kruskal-Wallis aplicado na comparação entre as técnicas de moldagem realizando o vazamento pela técnica com tubos de látex

Grupo	Mediana	25%	75%
Cônico / Látex	69,215	47,285	89,425
Quadrado / Látex	32,31	23,8	42,875
Quadrado unido / Látex	73,22	46,435	101,595

H = 17,078 com 2 graus de liberdade. ($P \leq 0,001$)

As diferenças entre os valores das medianas foram maiores do que seria esperado ao acaso, havendo diferença estatisticamente significativa entre os grupos de tratamento. ($P \leq 0,001$)

Tabela 7 – Teste de Tukey aplicado na comparação entre as técnicas de moldagem realizando o vazamento pela técnica com tubo de látex

Comparações	Dif. de Postos	q	P<0,05
Quadrado unido / Látex vs Quadrado / Látex	433,5	5,55	Sim
Quadrado unido / Látex vs Cônico / Látex	93	1,191	Não
Cônico / Látex vs Quadrado / Látex	340,5	4,36	Sim

Realizando-se o vazamento com a técnica dos tubos de Látex, observou-se que a melhor técnica de moldagem é a que utiliza os transferentes Quadrados.

Tabela 8 – Comparação entre as técnicas de moldagem realizando o vazamento pela técnica com os análogos unidos com Duralay

Análogo	Média
Cônico / Duralay	141,12^b
Quadrado / Duralay	74,19^a
Quadrado unido / Duralay	104,67^{ab}

Médias indicadas pela mesma letra não diferem significativamente entre si ($\alpha=5\%$).

Tabela 9 – Teste de Kruskal-Wallis aplicado na comparação entre as técnicas de moldagem realizando o vazamento pela técnica com os análogos unidos com Duralay

Grupo	Mediana	25%	75%
Cônico / Duralay	123,235	72,52	205,68
Quadrado / Duralay	72,01	53,41	101,09
Quadrado Unido / Duralay	95,82	45,21	123,835

H = 7,886 com 2 graus de liberdade. (P = 0,019)

As diferenças entre os valores das medianas foram maiores do que seria esperado ao acaso, havendo diferença estatisticamente significativa entre os grupos de tratamento. (P = 0,019)

Tabela 10 – Teste de Tukey aplicado na comparação entre as técnicas de moldagem realizando o vazamento pela técnica com os análogos unidos com Duralay

Comparações	Dif. de Postos	q	P<0,05
Cônico / Duralay vs Quadrado / Duralay	310	3,969	Sim
Cônico / Duralay vs Quadrado Unido / Duralay	164	2,1	Não
Quadrado Unido / Duralay vs Quadrado / Duralay	146	1,869	Não

Realizando-se o vazamento com os análogos unidos com Duralay, observou-se que a melhor técnica de moldagem é a que utiliza os transferentes Quadrados, cuja técnica é mais fácil e rápida que a técnica com os transferentes Quadrados unidos.

Tabela 11 – Comparação entre as técnicas de vazamento para moldagem com transferentes cônicos

Grupo	Média
Cônico / Convencional	116,97 ^b
Cônico / Látex	65,69 ^a
Cônico / Duralay	141,12 ^b

Médias indicadas pela mesma letra não diferem significativamente entre si ($\alpha=5\%$).

Tabela 12 – Teste de Kruskal-Wallis aplicado na comparação entre as técnicas de vazamento para moldagem com transferentes cônicos

Grupo	Mediana	25%	75%
Cônico / Convencional	116,745	73,5	173,58
Cônico / Látex	69,215	47,285	89,425
Cônico / Duralay	123,235	72,52	205,68

H = 11,716 com 2 graus de liberdade. (P = 0,003)

As diferenças entre os valores das medianas foram maiores do que seria esperado ao acaso, havendo diferença estatisticamente significativa entre os grupos de tratamento. (P = 0,003)

Tabela 13 – Teste de Tukey aplicado na comparação entre as técnicas de vazamento para moldagem com transferentes cônicos

Comparações	Dif. de Postos	q	P<0,05
Cônico / Duralay vs Cônico / Látex	363	4,648	Sim
Cônico / Duralay vs Cônico / Convencional	90	1,152	Não
Cônico / Convencional vs Cônico / Látex	273	3,495	Sim

Se a moldagem for realizada com transferentes Cônicos, o vazamento deve ser feito com a técnica que utiliza tubos de Látex (Cônico / Látex), que mostrou ser superior (fenda média de 65,69 μm) às outras duas técnicas de vazamento.

Tabela 14 – Comparação entre as técnicas de vazamento para moldagem com transferentes quadrados

Grupo	Média
Quadrado / Convencional	57,84 ^b
Quadrado / Látex	38,03 ^a
Quadrado / Duralay	74,19 ^b

Médias indicadas pela mesma letra não diferem significativamente entre si ($\alpha=5\%$).

Tabela 15 – Teste de Kruskal-Wallis aplicado na comparação entre as técnicas de vazamento para moldagem com transferentes quadrados

Grupo	Mediana	25%	75%
Quadrado / Convencional	59,905	44,715	84,39
Quadrado / Látex	32,31	23,8	42,875
Quadrado / Duralay	72,01	53,41	101,09

H = 13,158 com 2 graus de liberdade. (P = 0,001)

As diferenças entre os valores das medianas foram maiores do que seria esperado ao acaso, havendo diferença estatisticamente significativa entre os grupos de tratamento. (P = 0,001)

Tabela 16 – Teste de Tukey aplicado na comparação entre as técnicas de vazamento para moldagem com transferentes quadrados

Comparações	Dif. de Postos	q	P<0,05
Quadrado / Duralay vs Quadrado / Látex	393	5,032	Sim
Quadrado / Duralay vs Quadrado / Conv.	129	1,652	Não
Quadrado / Conv. vs Quadrado / Látex	264	3,38	Sim

Se a moldagem for realizada com transferentes Quadrados, o vazamento deve ser feito com a técnica que utiliza tubos de látex (Quadrado / Látex), que mostrou ser superior (fenda média de 38,03 μm) às outras duas técnicas de vazamento.

Tabela 17 – Comparação entre as técnicas de vazamento para moldagem com transferentes quadrados unidos com Duralay

Grupo	Média
Quadrado unido / Convencional	73,17 ^a
Quadrado unido / Látex	82,47 ^a
Quadrado unido / Duralay	104,67 ^a

Médias indicadas pela mesma letra não diferem significativamente entre si ($\alpha=5\%$).

Tabela 18 – Teste de Kruskal-Wallis utilizado na comparação entre as técnicas de vazamento para moldagem com transferentes quadrados unidos com Duralay

Grupo	Mediana	25%	75%
Quadrado unido / Convencional	66,955	51,35	97,295
Quadrado unido / Látex	73,22	46,435	101,595
Quadrado unido / Duralay	95,82	45,21	123,835

H = 1,572 com 2 graus de liberdade. (P = 0,456)

As diferenças entre os valores das medianas não foram suficientemente grandes para excluir a possibilidade de que estas diferenças fossem devidas ao acaso, não havendo diferença estatisticamente significativa entre os grupos de tratamento (P = 0,456)

A forma de vazamento não influenciou a precisão dos modelos de gesso quando foi utilizada a técnica de moldagem com os transferentes Quadrados unidos. Deste modo, deve-se realizar o vazamento da maneira Convencional, por ser uma técnica mais fácil e rápida. Porém, tendo como base os resultados da técnica de moldagem com os transferentes Quadrados, a união dos transferentes com resina Duralay pode ser considerada desnecessária, por tomar um tempo clínico extra e levar a piores resultados.

Tabela 19 – Comparação entre Modelo Mestre e Index

Grupo	<i>Média</i>
Modelo Mestre	31,63^a
Index	27,07^a

Médias indicadas pela mesma letra não diferem significativamente entre si ($\alpha=5\%$).

Tabela 20 – Teste de Mann-Whitney aplicado na comparação entre o Modelo Mestre e o Index

Grupo	Mediana	25%	75%
Modelo Mestre	28,865	20,39	42,87
Index	26,705	19,03	31,975

T = 445 (P = 0,351)

Se P fosse < 0,05 haveria uma diferença significativa.

T é a soma dos postos do 1º grupo selecionado (ou do menor grupo se eles fossem de tamanhos diferentes). Neste caso é a soma dos postos do grupo modelo Mestre.

As diferenças entre os valores das medianas não foram suficientemente grandes para excluir a possibilidade de que estas diferenças fossem devidas ao acaso, não havendo diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos. (P = 0,351)

A técnica do Index provou ser uma técnica que transfere precisamente o posicionamento dos implantes, sendo que a fenda média obtida com esta técnica foi estatisticamente semelhante à fenda média do modelo Mestre.

Tabela 21 – Comparação de todas as técnicas de moldagem contra o Index

Análogo	Index	Cônico Conv.	Cônico Látex	Cônico Duralay	Quadrado Conv.	Quadrado Látex	Quadrado Duralay	Quadrado Unido Conv.	Quadrado Unido Látex	Quadrado Unido Duralay
1A	6,86	186,20	10,05	327,08	90,41	5,15	118,83	126,54	130,47	108,60
1B	21,56	152,39	31,85	225,89	68,11	42,63	70,07	98,28	93,12	84,28
1C	39,45	140,88	18,13	93,35	70,56	26,22	67,13	79,12	133,42	194,59
1D	18,62	196,25	33,81	56,35	96,29	43,12	100,21	133,42	206,63	306,14
2A	29,89	27,20	82,57	103,64	90,16	31,36	78,89	64,86	91,65	38,33
2B	31,36	12,99	76,93	66,89	46,80	14,95	34,30	53,56	57,49	32,68
2C	28,91	189,88	93,59	183,75	50,22	69,34	54,88	68,55	28,01	117,69
2D	19,44	221,97	96,53	224,67	51,70	29,65	51,94	98,28	44,23	181,57
3A	18,38	20,83	44,59	142,83	72,24	32,92	81,57	127,52	135,14	129,73
3B	13,97	46,80	66,64	109,51	44,96	34,64	57,00	76,66	88,94	85,50
3C	44,10	81,58	71,05	136,96	15,97	31,70	86,24	65,36	44,96	87,71
3D	55,86	73,75	53,17	78,16	2,21	21,38	101,97	96,31	72,73	117,94
4A	11,76	208,50	71,29	78,15	95,32	59,21	156,98	48,40	47,91	23,59
4B	24,50	160,96	67,38	52,68	85,25	41,03	108,58	49,14	39,56	25,55
4C	29,16	105,11	88,94	56,84	79,60	69,04	73,95	20,15	86,73	117,44
4D	29,65	73,25	49,98	55,86	83,53	2,70	25,06	18,43	110,07	177,15
5A	19,60	82,32	55,37	223,44	46,68	40,79	63,63	60,20	57,74	52,09
5B	22,05	81,34	89,91	195,02	7,37	29,24	34,88	42,75	43,73	37,59
5C	32,59	128,38	90,41	203,11	44,47	134,64	109,57	61,92	63,14	71,25
5D	43,61	148,72	121,52	208,25	14,99	0,98	8,11	73,96	73,71	103,93
Média	27,07	116,97	65,69	141,12	57,84	38,03	74,19	73,17	82,47	104,67

Tabela 22 – Teste de Kruskal-Wallis aplicado na comparação de todas as técnicas de moldagem contra o Index

Grupo	Mediana	25%	75%
Index	26,705	19,03	31,975
Cônico / Convencional	116,745	73,5	173,58
Cônico / Látex	69,215	47,285	89,425
Cônico / Duralay	123,235	72,52	205,68
Quadrado / Convencional	59,905	44,715	84,39
Quadrado / Látex	32,31	23,8	42,875
Quadrado / Duralay	72,01	53,41	101,09
Quadrado unido / Convencional	66,955	51,35	97,295
Quadrado unido / Látex	73,22	46,435	101,595
Quadrado unido / Duralay	95,82	45,21	123,835

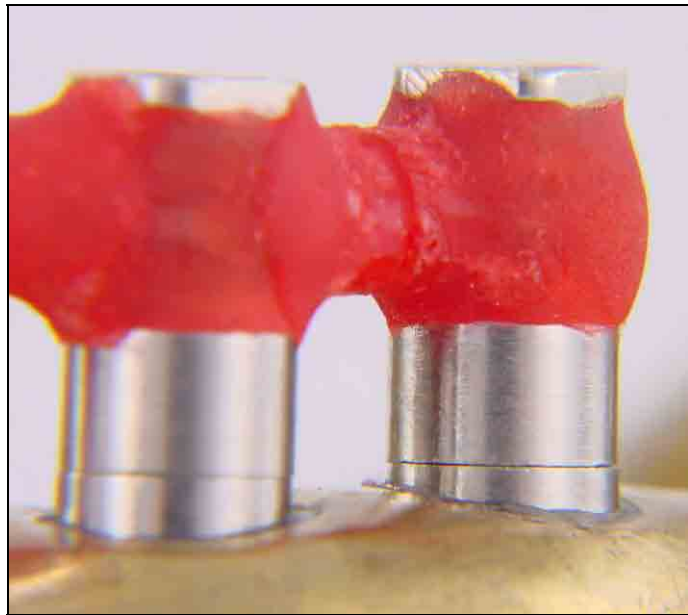
H = 71,918 com 9 graus de liberdade. (P ≤ 0,001)

As diferenças entre os valores das medianas foram maiores do que seria esperado ao acaso, havendo diferença estatisticamente significativa entre os grupos de tratamento. (P ≤ 0,001)

Tabela 23 – Comparações múltiplas contra o Index (Teste de Dunn)

Comparações	Dif. de Postos	Q	P<0,05
Cônico / Duralay vs Index	118,8	6,491	Sim
Cônico / Convencional vs Index	103,8	5,671	Sim
Quadrado unido / Duralay vs Index	92,725	5,066	Sim
Quadrado unido / Látex vs Index	80,5	4,398	Sim
Quadrado / Duralay vs Index	74,075	4,047	Sim
Quadrado unido / Convencional vs Index	72,6	3,967	Sim
Cônico / Látex vs Index	64,475	3,523	Sim
Quadrado / Convencional vs Index	53,35	2,915	Sim
Quadrado / Látex vs Index	17,925	0,979	Não

Somente a associação das técnicas de moldagem com transferentes Quadrados e vazamento com tubos de Látex (Quadrado / Látex) propiciou um resultado estatisticamente semelhante ao Index.



6 *Discussão*

6 Discussão

Os modelos de trabalho deveriam representar precisamente o relacionamento intra-oral dos implantes para permitir a fabricação de próteses com ajuste passivo (CARR e SOKOL, 1991), isto é, que não induzam tensões nos componentes do implante, na interface implante-osso e no osso circunvizinho (LORENZONI et al., 2000 e SAHIN e ÇEHRELI, 2001).

Uma perfeita adaptação ocorre quando as superfícies internas do implante e prótese estão alinhadas e contatadas sem a necessidade de aplicação de força (CHESHIRE e HOBKIRK, 1996). Ainda que a última meta devesse ser tensão zero, isto é provavelmente impossível, pois há limitações provenientes das propriedades físicas dos materiais usados (INTURREGUI et al., 1993).

Embora haja reivindicações que ajuste passivo seja um fator relevante para a manutenção da osseointegração e sucesso dos implantes, há uma tendência contrária na literatura. Os procedimentos laboratoriais e clínicos empregados na fabricação de estruturas ainda são inadequados para oferecer um ajuste absolutamente passivo para próteses fixas implantossuportadas, requerendo então pesquisa e desenvolvimento adicionais. Embora algumas complicações protéticas sejam atribuídas à falta de um ajuste passivo, seu efeito no sucesso dos implantes é questionável (SAHIN e ÇEHRELI, 2001).

A fim de se assegurar um ajuste passivo, o modelo mestre desta pesquisa foi construído a partir de uma estrutura metálica. No entanto, ainda foi observada uma fenda de 31,63 μm (Tabela A1). Esta fenda pode ser explicada pelas imprecisões micrométricas inerentes ao processo de torneamento dos componentes protéticos e pelo método de medição empregado (o fato de parafusar um lado e medir no outro amplifica os valores das fendas).

A diminuição da distância entre os análogos tanto no eixo x como no eixo y poderiam causar desalinhamento do anel de titânio da estrutura com o seu pilar, no plano horizontal. Clinicamente isto poderia parecer um degrau horizontal entre o anel de titânio e o seu pilar. Deslocamento dos análogos no eixo z poderia causar tanto uma fenda vertical quanto um contato prematuro entre o anel da estrutura e o seu pilar. Se a tolerância de usinagem entre o anel de titânio e o seu pilar permitir um movimento lateral (x ou y) superior aos deslocamentos computados, então estes deslocamentos podem não ser significantes (NESS et al., 1992).

As tolerâncias de usinagem podem ser descritas como distorções clinicamente aceitáveis, isto é, não induzem tensão nos componentes durante colocação na boca. Por exemplo, as tolerâncias de usinagem dos componentes Nobelpharma foram $31,9 \mu\text{m}$ ($\pm 14,2 \mu\text{m}$) no plano xy (PHILLIPS et al., 1994).

Uma forma de se avaliar clinicamente a adaptação de uma estrutura é pela quantidade de voltas dadas durante o aperto do parafuso. Quando mais de meia volta for necessária para apertar completamente o parafuso, a estrutura deve ser considerada mal adaptada, sendo seccionada e soldada (JEMT, 1991).

Por causa do limite elástico dos parafusos estar entre 17-18 Ncm, o valor de 10 Ncm é o recomendado para apertar os parafusos protéticos nos pilares. Com um torque muito alto, além do risco de fratura do parafuso, parece haver também uma redução da discrepância vertical com a inevitável transferência de estresse ao implante e aos parafusos (CHESHIRE e HOBKIRK, 1996).

De acordo com Helldén e Dérand em 1998, a carga para fechar uma fenda de $180 \mu\text{m}$ foi medida em $41 \pm 4,3 \text{ N}$; a carga para fechar uma fenda de $30 \mu\text{m}$ foi de $8 \pm 8 \text{ N}$ e a carga para fechar uma

fenda menor que 5 µm foi próxima a zero, isto é, nenhuma força evidente foi detectada na estrutura depois do procedimento de parafusamento.

Uma prótese total fixa conectada até seis pilares pode ser julgada estável, embora uma ou mais das suas conexões estiverem soltas na hora de sua remoção. Soltura de parafusos de ouro como também de parafusos dos pilares, pode conduzir a complicações como o acúmulo de tecido de granulação entre o implante e o pilar, resultando possivelmente em fístulas, depósito de placa entre a prótese e pilares e fraturas dos parafusos de ouro ou pilares (KALLUS e BESSING, 1994)

Kallus e Bessing, 1994 não confirmaram a hipótese de que próteses com pobre adaptação possam representar risco a longo prazo à osseointegração. Afirmaram ainda que como próteses bem adaptadas podem apresentar parafusos soltos, próteses com pobre adaptação podem sustentar parafusos de ouro bem apertados.

Entretanto, a busca pela melhor adaptação não pode ser negligenciada. De acordo com Romero et al., 2000, a falta de passividade entre as interfaces dos componentes implanto-protéticos podem induzir perda óssea, fratura do pilar e quebra ou soltura do parafuso de conexão, complicação esta muito comum em casos de adaptação não passiva.

Em relação ao fator perda óssea citado anteriormente, Sertgöz em 1997 mostrou que forças no osso adjacente aos implantes são baixas, sendo bem inferiores aos limites de compressão e tensão do tecido ósseo cortical e esponjoso. Portanto, fratura ou reabsorção óssea não pode ocorrer sob cargas funcionais. Concluiu ainda que para diminuir as forças nos parafusos de retenção da prótese, deve-se usar um material mais rígido para confecção da prótese. A combinação de materiais mais apropriada do ponto de vista biomecânico foi cobalto-cromo para a estrutura e porcelana para a superfície oclusal.

Em 1994, Kallus e Bessing fizeram uma classificação para definir o ajuste da estrutura. A prótese foi assentada sobre os pilares e apertada com um parafuso de ouro no pilar mais distal no lado esquerdo. Para a discrepância entre o cilindro de ouro e o pilar mais distal do lado direito foi determinada uma classificação que usava uma escala de quatro graus: 0 = nenhuma discrepância visível; 1 = discrepância leve, indicando uma clara elevação da estrutura com uma abertura menor de 0,5 mm; 2 = discrepância moderada de aproximadamente 0,5 a 1 mm e 3 = discrepância pronunciada com uma abertura claramente maior que 1 mm.

Se esta classificação fosse utilizada neste trabalho, todos os resultados seriam 0 ou 1, uma vez que o maior valor de fenda mensurado para um análogo foi de 327,08 μm . Os resultados classificados como grau zero seriam das fendas menores que 30 μm , detectadas somente com auxílio de ampliação (ASSIF et al., 1992).

Vários são os métodos que podem ser empregados para a comparação entre técnicas de moldagem e vazamento para próteses implantossuportadas:

- Para observar alterações do posicionamento dos implantes em um plano somente, Vigolo et al., 2000; Pinto et al., 2001; Vigolo et al., 2003 e Assunção et al., 2004 utilizaram um perfilômetro, sendo que Goiato et al., 1998 e Goiato et al., 2002 utilizaram um microscópio;
- Para analisar os planos horizontal e vertical, Hsu et al., 1993 utilizaram um perfilômetro, entretanto Burawi et al., 1997 e De La Cruz et al., 2002 utilizaram um microscópio;
- Para mensurar a discrepância vertical (fenda), Wise, 2001 utilizou-se da projeção de slides tirados com uma máquina fotográfica e Hussaini e Wong, 1997 e Romero et al., 2000 utilizaram um microscópio;
- Extensômetros foram empregados por Inturregui et al., 1993; Assif et al., 1996; Assif et al., 1999 e Naconecy et al., 2004;

- Um sistema que media os três eixos (x, y, z) foi usado por Humphries et al., 1990; Carr, 1991; Carr, 1992; Phillips et al., 1994; Herbst et al., 2000; Lorenzoni et al., 2000; Wee, 2000 e Daoudi et al., 2001.

Foi escolhido para esta pesquisa um método de mensuração das fendas, o qual fornece a desadaptação de uma estrutura metálica devido aos procedimentos de moldagem e vazamento, facilitando a compreensão dos resultados para os dentistas clínicos.

Para direcionar melhor a discussão, ela foi dividida em tópicos, que estão descritos a seguir.

6.1 Técnicas de moldagem

O volume adequado de material confinado nas moldeiras é um dos procedimentos para que os materiais de moldagem apresentem suficiente estabilidade dimensional. Variações do alívio na técnica de moldagem podem resultar em alterações dimensionais proporcionais a espessura do material. Segundo Nissan et al., 2000 e Nissan et al., 2002a, as moldeiras com 2 mm de alívio proporcionam maior precisão na fabricação de modelos de gesso. Espessuras maiores que 2 mm foram inadequadas para obter modelos precisos.

Nesta pesquisa foi utilizada uma duplicação em alumínio fundido da moldeira de resina acrílica. Assim não foi necessário o uso de uma folha de estanho sobre a cera para prevenir a diminuição da adesão do material de moldagem ocasionada pelos resíduos de cera na moldeira individual. (ABDULLAH e TALIC, 2003)

Uma técnica de moldagem deveria levar idealmente o menor tempo, ser de fácil realização, barata, ser confortável para o paciente e conseguir os melhores resultados (PHILLIPS et al., 1994). Numerosas técnicas de moldagem de implantes têm sido descritas, mas as mais comuns incluem a indireta (transferentes cônicos) e a direta (com ou sem união dos transferentes quadrados).

6.1.1 Transferentes cônicos

Uma vantagem desta técnica é que o análogo pode ser parafusado no transferente cônico fora do molde, possibilitando uma melhor visualização da adaptação entre os dois componentes (PINTO et al., 2001). Entretanto são observadas maiores variações na posição dos análogos com a técnica indireta (transferente cônico) do que com a técnica direta (DAOUDI et al., 2001).

A inexatidão vista com esta técnica parece correlatar com a adição de variáveis como:

- distorção do material de moldagem durante a remoção causando deformação permanente do material de moldagem. Quanto maior for a divergência entre os análogos, mais impreciso será o molde (ASSUNÇÃO et al., 2004). Como nesta pesquisa os análogos estavam paralelos uns aos outros e perpendiculares à superfície, este fator foi minimizado;
- a necessidade de reposicionamento dos transferentes cônicos no molde. Este fato pode possibilitar que o análogo fique com o posicionamento alterado dentro do molde antes mesmo de ser realizado o vazamento (SPECTOR et al., 1990 relataram que a presença de ar entre o molde e o transferente cônico impede seu perfeito assentamento);
- fraca união entre o transferente cônico e o material de moldagem, facilitando a movimentação dos análogos durante a expansão de presa do gesso (Cônico / Convencional = 116,97 μm ; Cônico / Duralay = 141,12 μm). Uma exceção foi a técnica de vazamento com tubos de látex (Cônico / Látex = 65,69 μm), que devido a menor quantidade e distribuição mais uniforme do gesso ao redor dos análogos, sofreu menor influência deste fator.

6.1.2 Transferentes quadrados

No intuito de melhorar a precisão de moldes para transferência de implantes, Vigolo et al., 2000 e 2003, preconizaram o jateamento (com óxido de alumínio 50 μm à 2,5 atm) do transferente quadrado seguido da aplicação do adesivo para moldeira do Impregum sobre o mesmo. Criaram assim uma conexão firme entre o transferente e o material de moldagem. Teoricamente, isto poderia diminuir a quantidade de micromovimentos do transferente dentro do material de moldagem durante todos os passos (moldagem ao vazamento), permitindo a fabricação de um modelo que reproduza mais fielmente a situação clínica. No entanto esta técnica não foi testada nesta pesquisa, pois foram obtidos resultados muito satisfatórios com a associação das técnicas de moldagem com transferentes quadrados e vazamento com tubos de látex (Quadrado / Látex = 38,03 μm).

As fendas observadas utilizando-se a técnica com transferentes quadrados foram menores do que a técnica com os transferentes quadrados unidos com Duralay. Isto ocorreu devido a menor área para a atuação das forças de contração do Impregum (alteração dimensional linear de -0,3%), que só poderiam agir na superfície dos transferentes. No entanto, com a técnica esplintada, atuavam também nas barras de resina, potencializando o efeito nocivo da contração (alteração no relacionamento inter-pilares dentro do material de moldagem após a remoção da moldeira do modelo mestre).

De acordo com a metodologia empregada, parece não ser nenhuma vantagem clínica esplintar transferentes com resina acrílica. Então o uso de um material de impressão elastomérico rígido sozinho deveria simplificar os procedimentos de moldagem para implantes osseointegrados e consumir menor tempo (INTURREGUI et al., 1993).

6.1.3 Transferentes quadrados unidos

O transferente quadrado apresenta a possibilidade de girar no interior do molde no momento do parafusamento da réplica. Por esta razão, alguns autores indicam a união dos transferentes com resina Duralay (PINTO et al., 2001). Em contrapartida, Hsu et al., 1993 e Herbst et al., 2000 disseram que não há a necessidade desta união.

Existe também a possibilidade de unir cilindros de ouro modificados, ao invés de esplintar os transferentes (Rasmussen, 1987). Assim, o padrão formado pelos cilindros de ouro unidos com resina se tornará a base para a fabricação da estrutura metálica.

Uma outra técnica para impedir que os transferentes quadrados girem no interior do molde no momento do parafusamento da réplica foi sugerida por Assif et al. em 1994 e Gregory-Head e Labarre em 1999. Nesta técnica, os transferentes eram unidos diretamente na moldeira individual de resina acrílica, evitando o uso de resina autopolimerizável e fio dental.

Segundo Vigolo et al., 2000, os transferentes podem ser unidos com resina acrílica ou composta para estabilizá-los dentro do material de moldagem. Assif et al., 1999, concluíram que resina acrílica autopolimerizável ou gesso de moldagem foram significativamente mais precisos do que resina acrílica de dupla polimerização.

Um outro material que poderia ser utilizado para a união dos transferentes, seria o gesso de moldagem, que devido a sua baixa expansão de presa e rigidez, propicia ótimos resultados na transferência do posicionamento de implantes (NISSAN et al., 2002b e WISE, 2001). No entanto, como não é encontrado facilmente no mercado nacional, não foi o material eleito para esta técnica.

Os detalhes da técnica de união empregada nesta pesquisa foram retirados do trabalho de Mojon et al., 1990, que concluiu ser

aconselhável utilizar algum método para compensar a contração da resina (como uma nova união), quando quase toda a contração de polimerização tiver ocorrida:

- Depois de 24 horas a contração volumétrica foi de 7,9% para resina Duralay (por isso é que foram confeccionadas as barras de Duralay previamente);
- 80% das alterações apareceram antes de 17 minutos à temperatura ambiente (por isso é que foi esperado 17 min após a inserção da resina ao redor dos transferentes e também foi aguardado 17 min para seccionar e unir novamente as barras de Duralay);
- Até 24 horas, a contração linear em função da consistência da resina Duralay foi: espessa (0,37%), padrão (0,47%) e fluida (0,49%). Portanto não há diferença em usar a resina na consistência padrão ou fluida.

O protocolo de parafusamento sugerido em 1991 por Jemt foi seguido nesta pesquisa, ainda que Waskewicz et al., 1994, afirmassem que a seqüência de parafusamento não influencia a distribuição do estresse. Assim, caso os transferentes quadrados unidos precisassem ser novamente assentados no modelo Mestre, eles seriam apertados manualmente até ser sentida uma leve resistência. Depois um torque de 10 Ncm seria aplicado primeiramente nos transferentes centrais e posteriormente nos terminais para completar a fixação dos parafusos.

Apesar de Hsu em 1993 afirmar que o volume de Duralay utilizado ser um fator insignificante, foi constatado justamente o contrário nesta pesquisa. A diminuição da quantidade de resina pelo uso das barras de Duralay pré-fabricadas não foi suficiente para minimizar as alterações que ocorreram durante a polimerização (Figuras 39 e 40), sendo necessário o seccionamento e uma nova união das barras de Duralay (Figuras 44 e 45).

Com a união dos transferentes quadrados com Duralay houve a criação de uma maior área para a atuação do Impregum durante a sua polimerização. Devido a esta contração de polimerização (-0,3%), houve uma maior alteração no relacionamento inter-pilares dentro do material de moldagem após a remoção da moldeira do modelo mestre. Consequentemente, a constatação de maiores fendas quando foram realizadas as mensurações nos modelos de gesso obtidos por esta técnica (Quadrado unido / Látex = 82,47 μm ; Quadrado / Látex = 38,03 μm).

Então, parece não haver nenhuma vantagem clínica em usar as técnicas mais demoradas de moldagem de transferência com esplintagem feitas com resina acrílica autopolimerizável (INTURREGUI et al., 1993; Phillips et al., 1994 e HERBST et al., 2000); a não ser que esta esplintagem seja realizada com a intenção de se confeccionar um Index (onde após a união, secção e nova união dos transferentes com Duralay, não se realiza a moldagem), que pelos resultados apresentados neste trabalho provou ser a melhor técnica para se reproduzir o posicionamento dos implantes (somente igualada à técnica Quadrado / Látex).

Um outro fato observado foi a não influência da técnica de vazamento na precisão dos modelos de gesso obtidos pela técnica com os transferentes quadrados unidos. A união dos transferentes com Duralay aliada à rigidez fornecida pelo Impregum, conseguiram impedir que as forças de expansão do gesso alterassem o posicionamento dos análogos.

6.1.4 Index

O material de moldagem se contrai em direção às paredes da moldeira (NISSAN et al., 2002a), gerando forças que alteram o posicionamento dos transferentes. Isto foi uma das razões pela qual a técnica do Index (que não utiliza material de moldagem) propiciou melhores resultados do que a técnica de moldagem com os transferentes quadrados unidos (Index = 27,07 μm ; Quadrado unido / Látex = 82,47 μm).

Ao contrário de De La Cruz et al., 2002, que concluíram que a precisão provida por jigs de verificação (Index) não foi significativamente superior a procedimentos de moldagem comuns, a técnica do Index foi superior a praticamente todas as técnicas, apenas se igualando à técnica Quadrado / Látex (38,03 μm). Deve-se lembrar que estas duas técnicas foram estatisticamente semelhantes ao modelo Mestre (31,63 μm).

Assim, se fossem seguidos os detalhes empregados nesta pesquisa durante a realização de qualquer uma dessas duas técnicas, uma precisa réplica do posicionamento dos implantes seria obtida. Portanto, a realização de todas as etapas de confecção de uma estrutura metálica poderia ser feita sobre um desses modelos (o dentista poderia instruir ao laboratório fundir cada unidade separadamente e soldá-las usando modelo como um gabarito). Se a fundição final se ajustar neste index ou modelo, deve-se confiar que ela poderá se adaptar na boca do paciente (HUSSAINI e WONG, 1997). Isto seria uma grande vantagem, pois é muito mais difícil a verificação de fendas entre o pilar e a estrutura metálica durante a prova clínica (WASKEWICZ et al., 1994).

Baseado nos resultados deste estudo, seria de se esperar que uma prótese fixa realizada sobre qualquer um dos modelos de gesso obtidos pelas outras técnicas de moldagem / vazamento poderia resultar em adaptações deficientes e/ou não passivas, gerando tensões indevidas.

6.2 Moldagem com Impregum Soft

Quando utilizada a técnica direta, o material de moldagem deveria possuir rigidez para segurar o transferente quadrado e prevenir seu deslocamento acidental quando parafusado a uma réplica do pilar, proporcionando mínima distorção do posicionamento das réplicas.

Wee, 2000 testou a quantidade de torque necessária para girar os transferentes quadrados em vários materiais de moldagem enquanto apertava as réplicas dos pilares. A falta de torque detectável ao usar combinações de consistências alta/média ou alta/baixa não apresentou vantagem em usá-las para moldagem de implante pela técnica direta. Além disso, o design da maioria dos transferentes não é complicado o bastante para requerer que um material de moldagem de consistência baixa seja injetado ao redor deles. Foi necessário maior torque para girar o transferente no molde de poliéter de média viscosidade, seguido pela silicona por adição de alta viscosidade, enquanto que para o polissulfeto um menor torque já foi suficiente para girar o transferente. Sendo assim a rigidez do poliéter provê resistência ao deslocamento acidental dos transferentes nas moldagens de implante.

Luebke et al., 1979, concluíram que o poliéter permaneceu estável em todos os intervalos de tempo estudados (15 min, 75 min, 24 horas, 48 horas e 1 semana para o 1º vazamento e 75 min, 24 horas, 48 horas e 1 semana para o 2º vazamento) e não diferiu significativamente do modelo mestre. O poliéter mostrou extraordinária estabilidade, permitindo múltiplos vazamentos.

Deste modo, o poliéter foi eleito para ser utilizado nesta pesquisa, estando de acordo com Lorenzoni et al., 2000 e Assunção et al., 2004.

6.3 Técnicas de vazamento

No trabalho de Phillips et al., 1994, a posição dos transferentes foi medida dentro do molde para evitar as distorções no posicionamento dos análogos criadas pela expansão de presa do gesso. Tentando minimizar os efeitos desta expansão, foram testadas duas técnicas de vazamento (com tubos de látex e com os análogos unidos com Duralay), as quais seriam comparadas ao vazamento convencional.

O número de modelos confeccionados para cada grupo está dentro da média utilizada em outros trabalhos, como Humphries et al., 1990 e Herbst et al., 2000 que utilizaram 4 modelos; Spector et al., 1990; Phillips et al., 1994 e Naconecy et al., 2004 que utilizaram 5 modelos e Lorenzoni et al., 2000 que utilizaram 6 modelos.

6.3.1 Vazamento utilizando tubos de látex

Os melhores resultados foram obtidos com a técnica de vazamento com tubos de Látex, pois ao se utilizar uma menor quantidade de gesso uniformemente distribuída ao redor de cada análogo, o efeito da expansão de presa foi minimizado (Cônico / Convencional = 116,97 μm ; Cônico / Látex = 65,69 μm ; Quadrado / Convencional = 57,84 μm ; Quadrado / Látex = 38,03 μm).

Uma outra possibilidade seria utilizar um gesso de baixa expansão, como fez Wise, 2001, onde concluiu que modelos vazados em gesso de baixa expansão (expansão de presa de 0,02%) foram mais precisos do que modelos vazados em gesso pedra melhorado (Vel-Mix - expansão de presa de 0,08%).

6.3.2 Vazamento com os análogos unidos com Duralay

Como é muito comum utilizar resina acrílica Duralay para unir os transferentes quadrado, também foi estudado unir os análogos com resina acrílica Duralay antes do vazamento com gesso.

Hussaini e Wong, 1997, descreveram um procedimento de união, seccionamento e nova união dos análogos onde o material de união empregado foi gesso para impressão com expansão de presa de 0,06% ao invés de resina acrílica.

Através dos resultados obtidos, pode-se comprovar que a técnica de vazamento com os análogos unidos com Duralay tinha uma tendência a acarretar valores de fenda numericamente maiores, porém estatisticamente semelhantes à técnica de vazamento Convencional. Isto deve ter ocorrido pelo fato da união dos análogos com Duralay aumentar a área para a atuação das forças de expansão do gesso Vel-Mix (0,04 a 0,08% em 2 horas).

Ao se realizar o teste para se verificar a necessidade de seccionar e reunir os análogos com Duralay, observou-se a presença de uma fenda entre a estrutura metálica e o análogo **D** mesmo após o seccionamento e nova união (Figuras 85 a 87). Assim, esta fenda pode ser considerada originária das alterações provocadas pela contração do material de moldagem somadas à própria fenda que sempre estaria presente (lembrar que o próprio modelo mestre apresentava uma fenda média de 31,63 μm).



7 Conclusão

7 Conclusão

Dentro das condições experimentais deste estudo, pode-se concluir que:

- 1) a melhor técnica de moldagem foi a com transferentes Quadrados;
- 2) a melhor técnica de vazamento, realizando-se a moldagem com transferentes Cônicos ou Quadrados, foi a técnica que utilizou tubos de Látex;
- 3) a forma de vazamento não influenciou a precisão dos modelos de gesso na técnica com os transferentes Quadrados unidos;
- 4) a técnica do Index e a técnica de moldagem com transferentes quadrados associada à técnica de vazamento utilizando tubos de látex (Quadrado / Látex) foram estatisticamente semelhantes ao modelo Mestre.

A New Method to Routinely Achieve Passive Fit of Ceramometal Prosthesis Over Brånemark Osseointegrated Implants: A Two-Year Report



Carlos Aparicio, MD, DDS, DLT, MS*

To maintain osseointegration, it is essential that the prosthesis fit with total passivity because the absence of a periodontal ligament makes the implant unstable to adjust its position to a nonosseous framework. The traditional system of building a metal framework by milling over machined pieces—called gold cylinders in the Brånemark system—has been modified so these pieces are joined to the metal framework by means of photochemical bonding. This bond is achieved by treating the metallic surfaces with a bis-copolymer system and a compatible resin cement that sets in the mouth using an improved cementing protocol. In this paper, the clinical viability of this philosophy, shown over 2 years, is presented. A total of 68 prostheses (36 maxillary and 32 mandibular) supported by 214 abutments, with an average observation period of 9 months, were evaluated. The results show that it is possible to routinely obtain a circumferential prosthesis with a fully passive circular fitting while maintaining the passivity of retention, thus making photochemical soldering unnecessary. *Int J Periodont Rest Dent* 1994;14:426-435.

*Ortizco Prosthodontic Laboratories, S de RL, Barrios General, Mérida, 95200, Yucatán, México.

The objective of implant placement in the jawbone is to obtain long-term anchorage of dental prostheses that restore the original lost function while maintaining or improving the implant-bone junction. To achieve this objective, it is necessary to teach nondestructive stress levels on the peri-implant bone by controlling the mechanical load distribution on the implants. This is why it is critical that the metal framework supporting the restoration have a fully passive fit, ie, simultaneous circular contact of all the prefabricated, machined pieces—called gold cylinders in the Brånemark system—included in the framework with their respective implant abutments. To be passive, this circular contact should be attained using only light force.

Traditionally, the method used to build a fixed prosthesis over osseointegrated implants consists of milling over the prefabricated pieces in the gold cylinders, thus obtaining a

Comparative Accuracy of Implant Impression Procedures



David Axel, DMD*
Azam Fakhri, DDS, MS, MCD, DCD
George Oak, D ChD, DDS, MS, PhD
Adelmar Schmitt, MS, DDS

*Visiting Professor
†Associate Professor
‡Professor and Head
§Assistant Professor

Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, University of Toronto, University of Toronto, Toronto, Canada.

Correspondence address: Dr. Azam Fakhri, Faculty of Dentistry, University of Toronto, 124 Edward Street, Toronto, M5G 1G6, Canada.

Abstract

In this study, four impression procedures were assessed for accuracy in a laboratory model that simulated clinical practice. The accuracy of stone casts with brass implant analogs was measured against a steel cast framework. The fit of the framework on the casts was tested by means of a metal judgment and by microscope measurement. The measurements supported the clinical judgments. When acrylic resin was used to fabricate models in impression of casts were acceptable and were more accurate than the best of the two other procedures, which did not use an acrylic resin cast. When an impression material was used to cover the brass castings, the accuracy was better if an elastic coping remained in the impression. When impressions were made by removing an impression from acrylic models copings and replacing the copings in the impression, the majority of casts were unacceptable. *Int J Periodont Rest Dent* 1993;12:113-121.

The success of osseointegrated implants is predicated on a precise clinical protocol that is consistently applied. The surgical principles have evolved from scientific research, and the prosthodontic procedures have been adapted from traditional dentistry. These diverse prosthodontic steps of material selection, design considerations, and their clinical application require thorough study. This investigation therefore examines the accuracy of several popular impression procedures.

Method

A mandibular stone cast with five brass implant analogs was constructed as the model for this study. The location of the five implants was determined by the measurement of 46 standard points.¹ A representative maxillary implant framework was then waxed and cast out of gold-plated silver (Palloy M, Durgast). The framework was the standard to which all measurements were made when assessing the accuracy of casts made from different impression procedures.

A metal model was made to fit the framework. The model was the standard for all impressions. An aluminum block was machined to the mandibular arch form and holes were drilled into it to receive five brass implant analogs (McGuffertem). These implant analogs were cemented to the standard framework and were then embedded into the aluminum block with epoxy resin. This formed a metal implant model that closely had a passive implant framework fit to it (Fig 1).

8 Referências

8 Referências *

ABDULLAH, M.A.; TALIC, Y.F. The effect of custom tray material type and fabrication technique on tensile bond strength of impression material adhesive systems. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 30, n. 3, p. 312-317, Mar. 2003.

AL-ABBAS, H.; AL-AJMI, M.; PIPKO, D.J. A positioning jig to verify the accuracy of implant pilares. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 87, n. 1, p. 115-116, Jan. 2002.

APARICIO, C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Brånemark osseointegrated implants: A two-year report. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v. 14, n. 5, p. 405-419, Oct. 1994.

ASSIF, D. et al. Comparative accuracy of implant impression procedures. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v. 12, n. 2, p. 112-121, 1992.

ASSIF, D.; MARSHAK, B.; NISSAN, J. A modified impression technique for implant-supported restoration. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 71, n. 6, p. 589-591, June 1994.

ASSIF, D.; MARSHAK, B.; SCHMIDT, A. Accuracy of implant impression techniques. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 11, n. 2, p. 216-222, Mar./Apr. 1996.

ASSIF, D. et al. Accuracy of implant impression splinted techniques: Effect of splinting material. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 14, n. 6, p. 885-888, Nov./Dec. 1999.

* ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 6023**: informação e documentação – referências – elaboração. Rio de Janeiro, 2002. 24 p.

ASSUNÇÃO, W.G.; GENNARI FILHO, H.; ZANIQUELLI, O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. **Implant Dent.**, v. 13, n. 4, p. 358-366, Dec. 2004.

BINDRA, B.; HEATH, J.R. Adhesion of elastomeric impression materials to trays. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 24, n. 1, p. 63-69, Jan. 1997.

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

CARR, A.B. A comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 6, n. 4, p. 448-455, Winter 1991.

CARR, A.B. Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 7, n. 4, p. 468-475, Winter 1992.

CARR, A.B.; SOKOL, J. Accuracy of casts produced by the Nobelpharma impression techniques. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 70, sp. iss., p. 290, 1991. Abstract 198.

CHESHIRE, P.D.; HOBKIRK, J.A. An in vivo quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 23, n. 11, p. 782-789, Nov. 1996.

DAOUDI, M.F.; SETCHELL, D.J.; SEARSON, L.J. A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 14, n. 2, p. 152-158, Mar./Apr. 2001.

DE LA CRUZ, J.E. et al. Verification jig for implant-supported prostheses: A comparison of standard impressions with verification jigs made of different materials. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 88, n. 3, p. 329-336, Sept. 2002.

DUMBRIGUE, H.B.; GURUN, D.C.; JAVID, N.S. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 1, p. 108-110, July 2000.

FENTON, A.H. et al. The accuracy of implant impression procedures. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 70, sp. iss., p. 399, 1991. Abstract 1065.

GOIATO, M.C.; DOMITTI, S.S.; CONSANI, S. Influência dos materiais de moldagem e técnicas de transferência em implante, na precisão dimensional dos modelos de gesso. **Jbc: J. Bras. Odontol. Clín.**, Curitiba, v. 2, n. 8, p. 45-50, mar./abr. 1998.

GOIATO, M.C. et al. Comparação entre três materiais de moldagem e três técnicas de moldagem de transferência para implantes. **Bci: Rev. Bras. Cir. Implantodont.**, Curitiba, v.9, n.34, p. 164-168, abr./jun. 2002.

GREGORY-HEAD B.; LABARRE, E. Two-step pick-up impression procedure for implant-retained overdentures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 82, n. 5, p. 615-616, Nov. 1999.

HELLDÉN, L.B.; DÉRAND, T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 13, n. 2, p. 190-196, Mar./Apr. 1998.

HERBST, D. et al. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 83, n. 5, p. 555-561, May 2000.

HSU, C.C.; MILLSTEIN, P.L.; STEIN, R.S. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 69, n. 6, p. 588-593, June 1993.

HUMPHRIES, R.M.; YAMAN, P.; BLOEM, T.J. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 5, n. 4, p. 331-336, Winter 1990.

HUSSAINI, S.; WONG, T. One clinical visit for a multiple implant restoration master cast fabrication. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 78, n. 6, p. 550-553, Dec. 1997.

INTURREGUI, J.A. et al. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 69, n. 5, p. 503-509, May 1993.

IVANHOE, J.R. et al. An impression technique for osseointegrated implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 66, n. 3, p. 410-411, Sept. 1991.

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**, Lombard, v. 6, n. 3, p. 270-276, Fall 1991.

KALLUS, T.; BESSING, C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 9, n. 2, p. 169-178, Mar./Apr. 1994.

LORENZONI, M. et al. Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit[®]-2 system. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 27, n. 7, p. 629-638, July 2000.

LUEBKE, R.J.; SCANDRETT, F.R.; KERBER, P.E. The effect of delayed and second pours on elastomeric impression material accuracy. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 41, n. 5, p. 517-521, May 1979.

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

MOJON, P. et al. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 64, n. 6, p. 684-688, Dec.1990.

MOON, P.C. et al. Comparison of accuracy of soldering indices for fixed prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 40, n. 1, p. 35-38, July 1978.

NACONECY, M.M. et al. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 19, n. 2, p. 192-198, Mar./Apr. 2004.

NESS, E.M. et al. Accuracy of the acrylic resin pattern for the implant-retained prosthesis. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 5, n. 6, p. 542-549, Nov./Dec. 1992.

NISSAN, J. et al. Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 83, n. 2, p. 161-165, Feb. 2000.

NISSAN, J. et al. Effect of wash bulk on the accuracy of polyvinyl siloxane putty-wash impressions. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 29, n. 4, p. 357-361, Apr. 2002a.

NISSAN, J. et al. Impression technique for partially edentulous patients. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 88, n. 1, p. 103-104, July 2002b.

PHILLIPS K.M. et al. The accuracy of three implant impression techniques: A three-dimensional analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 9, n. 5, p. 533-540, Oct./Nov. 1994.

PINTO, J.H.N. et al. Estudo comparativo entre técnicas de moldagem para implantes odontológicos. **Rev. Fac. Odontol. Bauru**, Bauru, v. 9, n. 3/4, p. 167-172, jul./dez. 2001.

RASMUSSEN, E.J. Alternative prosthodontic technique for tissue-integrated prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 57, n. 2, p. 198-204, Feb. 1987.

RODNEY, J.; JOHANSEN, R.; HARRIS, W. Dimensional accuracy of two implant impression copings. **J. Dent. Res.**, v. 70, sp. iss., p. 385, 1991. Abstract 953.

ROMERO, G.G. et al. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 6, p. 602-607, Dec. 2000.

SAHIN, S.; ÇEHRELI, M.C. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: Current status. **Implant Dent.**, v.10, n. 2, p. 85-92, 2001

SERTGÖZ, A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 10, n. 1, p. 19-27, Jan./Feb. 1997.

SHIAU, J.C.; CHEN, L.L.; WU, C.T. An accurate impression method for implant prosthesis fabrication. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 72, n. 1, p. 23-25, July 1994.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 49, n. 6, p. 843-848, June 1983.

SPECTOR, M.R.; DONOVAN, T.E.; NICHOLLS, J.I. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 63, n. 4, p. 444-447, Apr. 1990.

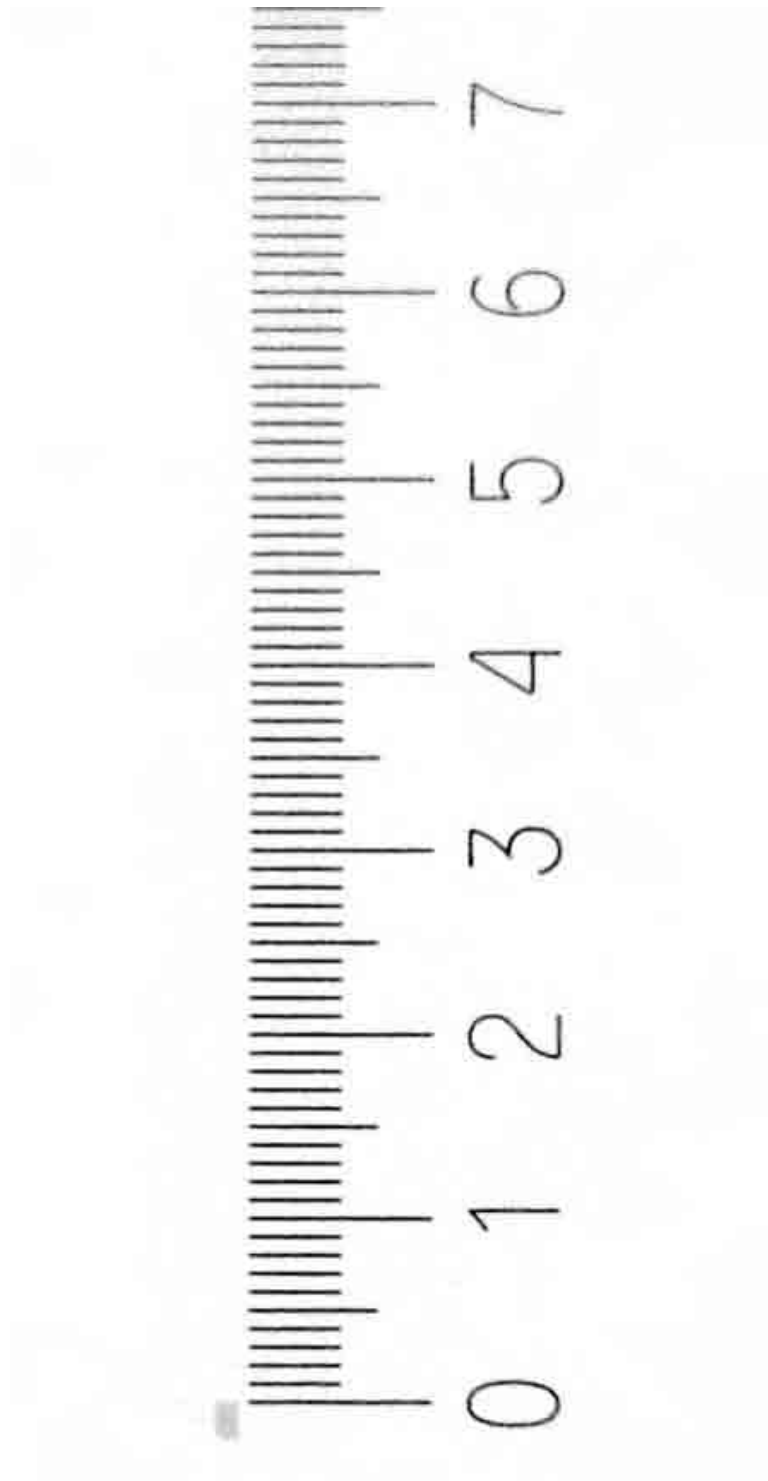
VIGOLO, P.; MAJZOUB, Z.; CORDIOLI, G. In vitro comparison of master cast accuracy for single-tooth implant replacement. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 83, n. 5, p. 562-566, May 2000.

VIGOLO, P.; MAJZOUB, Z.; CORDIOLI, G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. **J. Prosthet. Dent.**, v. 89, n. 2, p. 186-192, Fev. 2003.

WASKEWICZ, G.A.; OSTROWSKI, J.S.; PARKS, V.J. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 9, n. 4, p. 405-411, July/Aug. 1994.

WEE, A.G. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 83, n. 3, p. 323-331, Mar. 2000.

WISE, M. Fit of implant-supported fixed prostheses fabricated on master casts made from a dental stone and a dental plaster. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 86, n. 5, p. 532-538, Nov. 2001.



9 Apêndice

A tabela A1 contém todos os valores das cinco mensurações feitas para o modelo Mestre.

Tabela A1 – Medidas do **modelo Mestre** (fenda média de **31,63 μm**)

ANÁLOGO	1^a Medida	2^a Medida	3^a Medida	4^a Medida	5^a Medida	MÉDIA
A	46,19	49,13	52,82	37,59	44,47	46,04
B	42,99	42,75	41,76	33,90	38,08	39,90
C	21,37	20,64	17,93	19,16	17,69	19,36
D	23,34	18,18	20,64	23,83	20,14	21,23
MÉDIA	33,47	32,68	33,29	28,62	30,10	31,63

Nas Tabelas A2, A3, A4 e A5 estão os resultados das mensurações das fendas para as técnicas: Index, transferentes Cônicos, Quadrados e Quadrados unidos, respectivamente.

Nas Figuras A1, A2, A3 e A4 estão os gráficos das médias das fendas de cada modelo obtido através das técnicas: Index, transferentes Cônicos, Quadrados e Quadrados unidos, respectivamente.

Tabela A2 – Valores das fendas (média de **27,07 μm**) obtidas com a técnica do **Index**

ANÁLOGO	1º Index	2º Index	3º Index	4º Index	5º Index	MÉDIA
A	6,86	29,89	18,38	11,76	19,60	17,30
B	21,56	31,36	13,97	24,50	22,05	22,69
C	39,45	28,91	44,10	29,16	32,59	34,84
D	18,62	19,44	55,86	29,65	43,61	33,44
MÉDIA	21,62	27,40	33,08	23,77	29,46	27,07

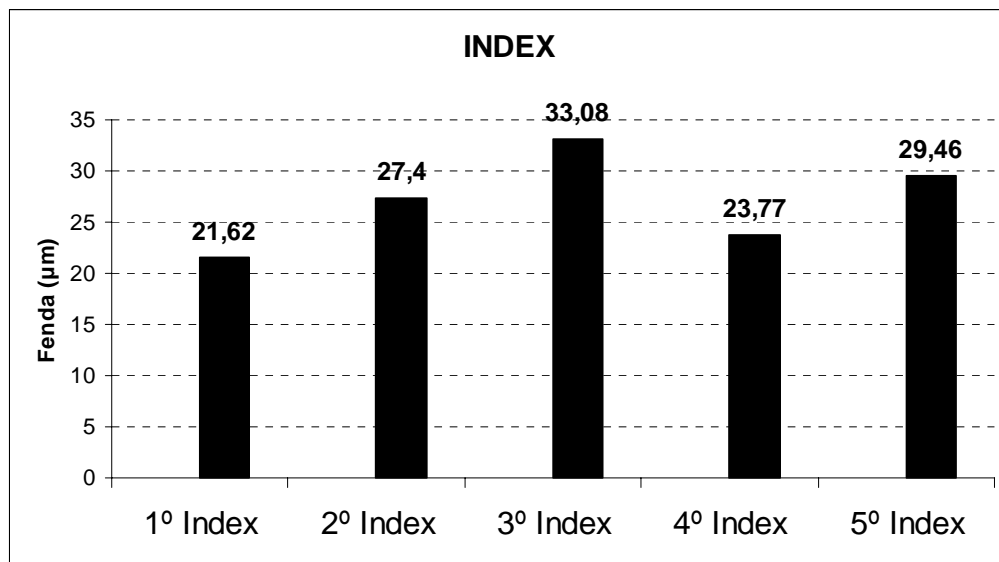


FIGURA A1 – Gráfico com as médias dos valores das fendas mensurados em cada um dos cinco Index obtidos.

Tabela A3 – Valores das fendas obtidas com a técnica de moldagem com transferentes **Cônicos**

Análogo	CÔNICO - 1º Molde			CÔNICO - 2º Molde			CÔNICO - 3º Molde			CÔNICO - 4º Molde			CÔNICO - 5º Molde		
	Conv.	Látex	Duralay	Conv.	Látex	Duralay	Conv.	Látex	Duralay	Conv.	Látex	Duralay	Conv.	Látex	Duralay
A	186,20	10,05	327,08	27,20	82,57	103,64	20,83	44,59	142,83	208,50	71,29	78,15	82,32	55,37	223,44
B	152,39	31,85	225,89	12,99	76,93	66,89	46,80	66,64	109,51	160,96	67,38	52,68	81,34	89,91	195,02
C	140,88	18,13	93,35	189,88	93,59	183,75	81,58	71,05	136,96	105,11	88,94	56,84	128,38	90,41	203,11
D	196,25	33,81	56,35	221,97	96,53	224,67	73,75	53,17	78,16	73,25	49,98	55,86	148,72	121,52	208,25
Média	168,93	23,46	175,67	113,01	87,41	144,74	55,74	58,86	116,87	136,96	69,40	60,88	110,19	89,30	207,46

Média das fendas para a técnica com transferentes Cônicos:

Cônico / Convencional ... 116,97 µm

Cônico / Látex 65,69 µm

Cônico / Duralay 141,12 µm

MOLDAGEM COM TRANSFERENTES CÔNICOS

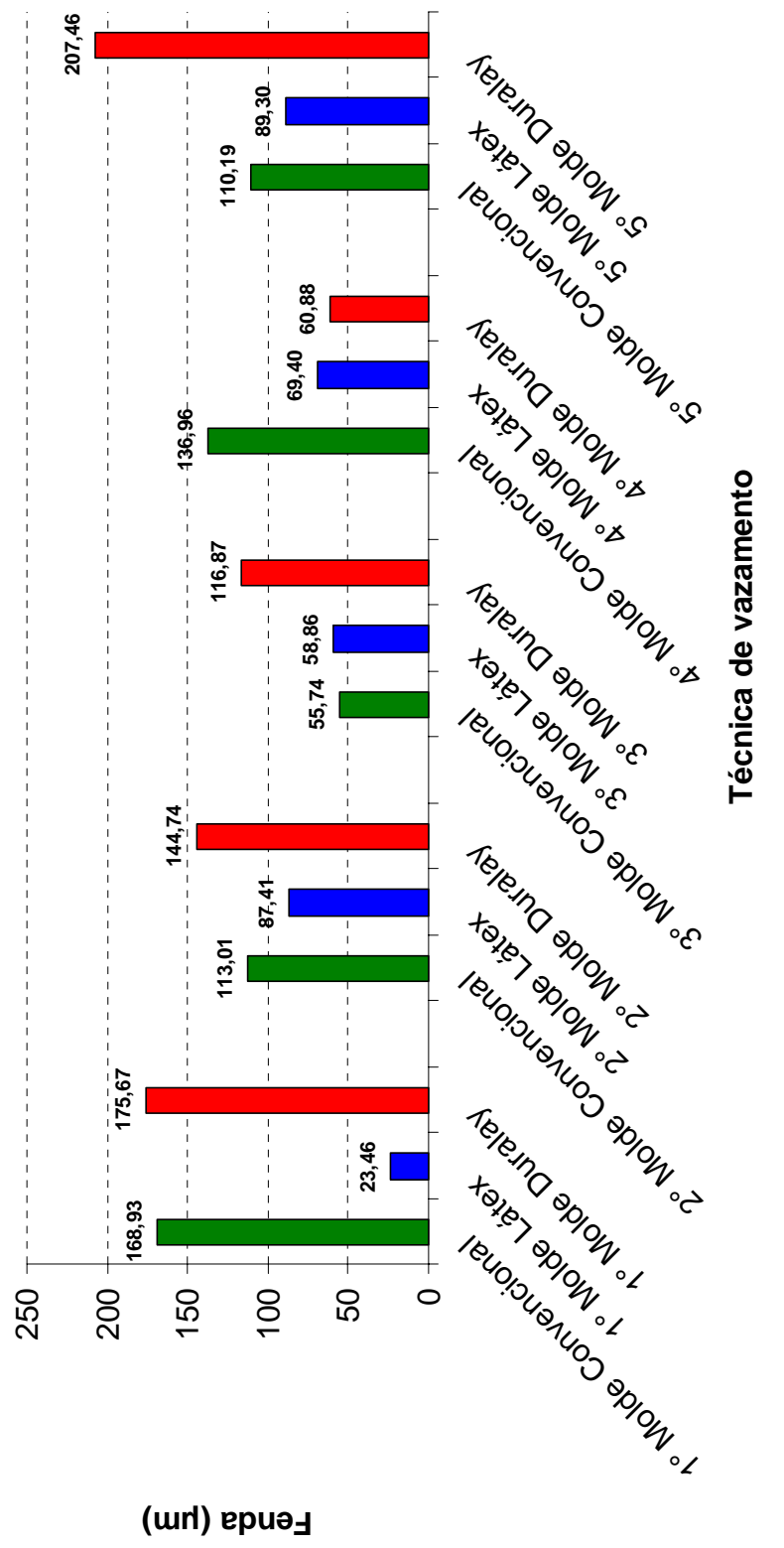


FIGURA A2 – Gráfico com as médias dos valores das fendas mensurados em cada um dos quinze modelos obtidos a partir das moldagens com transferentes Cônicos.

Tabela A4 – Valores das fendas obtidas com a técnica de moldagem com transferentes **Quadrados**

Análogo	Quadrado - 1º Molde		Quadrado - 2º Molde		Quadrado - 3º Molde		Quadrado - 4º Molde		Quadrado - 5º Molde						
	Conv.	Látex	Conv.	Látex	Conv.	Látex	Conv.	Látex	Conv.	Látex					
A	90,41	5,15	118,83	70,07	90,16	31,36	78,89	32,92	81,57	95,32	59,21	156,98	46,68	40,79	63,63
B	68,11	42,63	70,07	67,13	46,80	14,95	34,30	34,64	57,00	85,25	41,03	108,58	7,37	29,24	34,88
C	70,56	26,22	67,13	100,21	50,22	69,34	54,88	15,97	86,24	79,60	69,04	73,95	44,47	134,64	109,57
D	96,29	43,12	100,21	89,06	51,70	29,65	51,94	2,21	101,97	83,53	2,70	25,06	14,99	0,98	8,11
Média	81,34	29,28	89,06	59,72	59,72	36,33	55,00	33,85	81,70	85,93	43,00	91,14	28,38	51,41	54,05

Média das fendas para a técnica com transferentes Quadrados:

Quadrado / Convencional ... 57,84 µm

Quadrado / Látex 38,03 µm

Quadrado / Duralay 74,19 µm

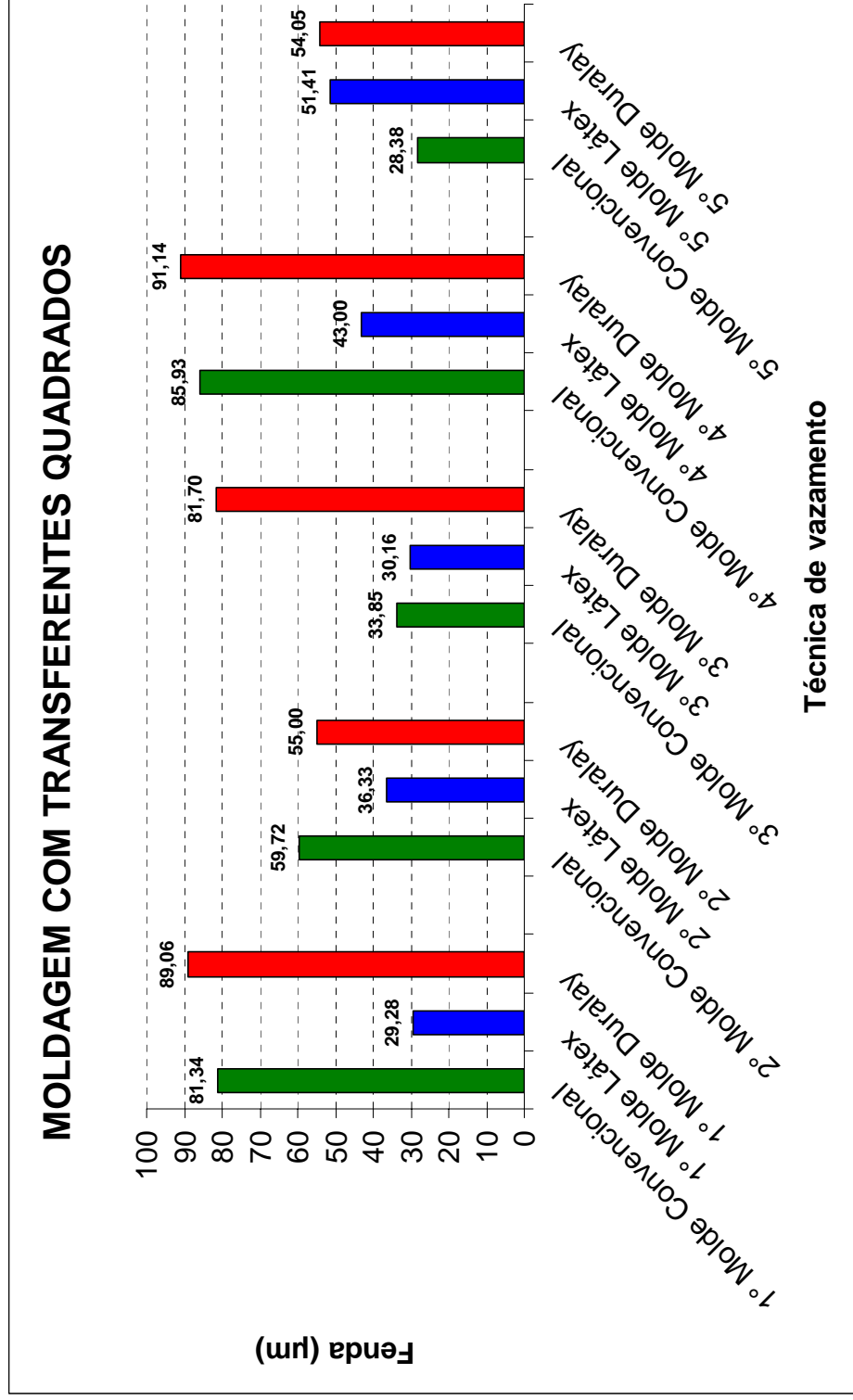


FIGURA A3 – Gráfico com as médias dos valores das fendas mensurados em cada um dos quinze modelos obtidos a partir das moldagens com transferentes Quadrados.

Tabela A5 – Valores das fendas obtidas com a técnica de moldagem com transferentes **Quadrados unidos**.

Análogo	1º Molde			2º Molde			3º Molde			4º Molde			5º Molde		
	Conv.	Látex	Duralay	Conv.	Látex	Duralay	Conv.	Látex	Duralay	Conv.	Látex	Duralay	Conv.	Látex	Duralay
A	126,54	130,47	108,60	64,86	91,65	38,33	127,52	135,14	129,73	48,40	47,91	23,59	60,20	57,74	52,09
B	98,28	93,12	84,28	53,56	57,49	32,68	76,66	88,94	85,50	49,14	39,56	25,55	42,75	43,73	37,59
C	79,12	133,42	194,59	68,55	28,01	117,69	65,36	44,96	87,71	20,15	86,73	117,44	61,92	63,14	71,25
D	133,42	206,63	306,14	98,28	44,23	181,57	96,31	72,73	117,94	18,43	110,07	177,15	73,96	73,71	103,93
Média	109,34	140,91	173,40	71,31	55,35	92,57	91,46	85,44	105,22	34,03	71,07	85,93	59,71	59,58	66,22

Média das fendas para a técnica com transferentes Quadrados unidos:

Quadrado unido / Convencional ... 73,17 µm

Quadrado unido / Látex 82,47 µm

Quadrado unido / Duralay 104,67 µm

MOLDAGEM COM TRANSFERENTES QUADRADOS UNIDOS

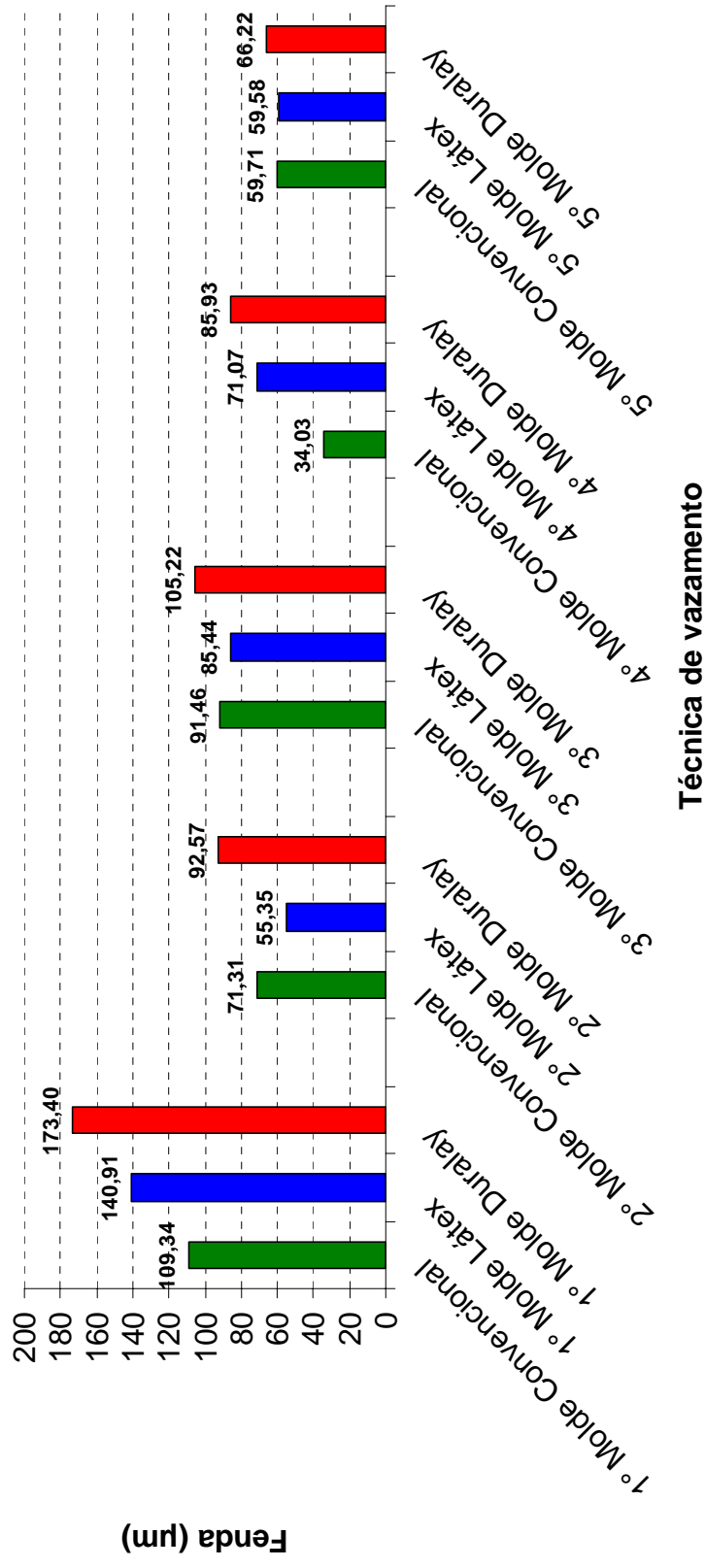
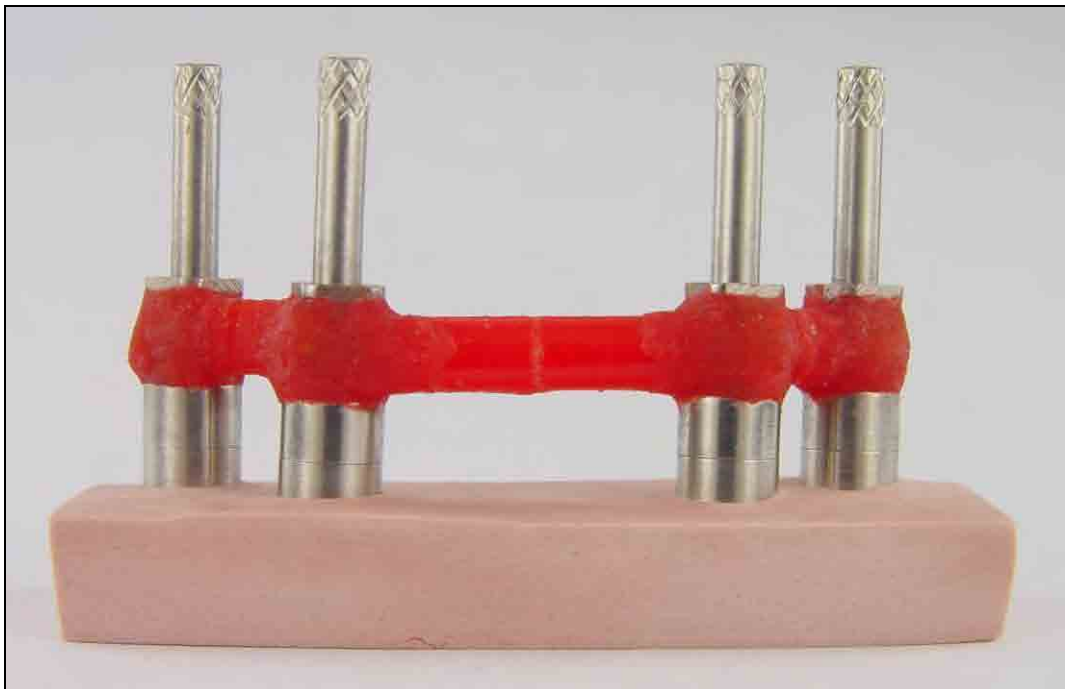


FIGURA A4 – Gráfico com as médias dos valores das fendas mensurados em cada um dos quinze modelos obtidos a partir das moldagens com transferentes Quadrados unidos.



10 *Resumo*

10 Resumo

DEL'ACQUA, M. A. **Precisão das técnicas de moldagem e vazamento para próteses implantossuportadas.** 2005. 202 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral - Prótese) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2005.

Dentre as inúmeras fases clínicas e laboratoriais de um tratamento protético, as técnicas de moldagem e vazamento para próteses implantossuportadas são ainda responsáveis por grande preocupação e controvérsia entre os pesquisadores. Este estudo *in vitro* teve como objetivo avaliar 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 Micro-Unit perpendicularmente à superfície e paralelos entre si, sendo denominados análogos **A**, **B**, **C** e **D**. Uma estrutura metálica foi confeccionada e parafusada a quatro novos análogos. Este conjunto foi cimentado passivamente no modelo mestre com resina epóxica. Foram confeccionadas (com 2 mm de alívio) uma moldeira individual de alumínio para a técnica com os transferentes quadrados unidos e outra para as técnicas com os transferentes cônicos e quadrados. O material de moldagem utilizado foi um poliéter (Impregum Soft Média Viscosidade - 3M ESPE) e o gesso empregado foi um gesso tipo IV (Vel-Mix, Kerr), espatulado à vácuo. Foi obtido um total de cinquenta modelos, sendo cinco por técnica. A estrutura metálica foi parafusada com um torque de 10

Ncm em todos os modelos no análogo **A**, enquanto as medições das fendas formadas foram feitas nos análogos **C** e **D**. Este processo foi repetido no análogo **D**, anotando-se as medidas dos análogos **A** e **B**. Estas medições foram feitas por um programa (Leica QWin) que recebia as imagens de uma 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-se 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.

Palavras-Chave: Técnica de moldagem odontológica; implante dentário endoósseo; modelos dentários.



11 Abstract

DEL'ACQUA, M. A. **Accuracy of impression and pouring techniques for an osseointegrated implant-supported prosthesis.** 2005. 202 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral - Prótese) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2005.

Among the countless clinical and laboratories procedures of a prosthetic treatment, the implant impression and pouring techniques for implant-supported restorations are still responsible for great concern and controversy among the researches. This study in vitro investigated the accuracy of a stone Index and of three impression techniques (tapered impression copings, squared impression copings and squared impression copings splinted with Duralay resin) associated to three pouring techniques (Conventional, with tubes of Latex and joining the analogs with Duralay resin) for an osseointegrated implant-supported prostheses. Conexão (Conexão Systems of Prosthesis) prosthetic components were used. A mandibular brass cast was constructed with four stainless steel implant abutments analogs 90° to the surface and parallel among themselves, being denominated analog **A**, **B**, **C** and **D**. A master framework was made and screwed to four new analogs, which were cemented passively into the model master with epoxy resin. This formed a metal implant cast with a passive implant framework fitted to it. An aluminum custom tray was fabricated for the technique copings splinted with Duralay and other for the techniques tapered and squared copings. Polyether impression material (Impregum Soft medium consistency - 3M ESPE) was used for all impressions. A total of fifty stone casts were formed by carefully vibrating improved dental stone (Vel-Mix, Kerr), mixed under vacuum, being five for technique. The standard framework was seated on each cast and guide pin was tightened in the analog **A** to 10 Ncm using a torque driver, while the measurements of abutment /

framework interface gaps were made in analogs **C** and **D**. This process was repeated in analog **D**, being written down the measures of the analogs ones **A** and **B**. These measurements were analyzed using software (Leica QWin) that received the images of a video camera coupled to a microscope Leica (to x100 magnification). The used statistical tests were Mann-Whitney, Kruskal-Wallis, Tukey and Dunn ($\alpha=.05$). The results of this study were: model Master = 31.63 μm ; Index = 27.07 μm ; Tapered / Conventional = 116.97 μm ; Tapered / Latex = 65.69 μm ; Tapered / Duralay = 141.12 μm ; Squared / Conventional = 57.84 μm ; Squared / Latex = 38.03 μm ; Squared / Duralay = 74.19 μm ; Squared splinted / Conventional = 73.17 μm ; Squared splinted / Latex = 82.47 μm ; Squared splinted / Duralay = 104.67 μm . Under the conditions of this study, the following conclusions can be drawn: 1 - the best impression technique was that used the squared copings; 2 - the best pouring technique, making the impression with tapered or squared copings, it was the technique that used tubes of latex; 3 - the pouring didn't influence the accuracy of the stone casts for the technique which used splinted squared impression copings; 4 - the techniques of the Index or Square / Latex are preferred methods making for implant-supported fixed restorations, with exceptional dimensional accuracy.

Keywords: Dental impression technique; dental implantation; dental models.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)