Avaliação Tridimensional da Precisão das Técnicas de Moldagem para Próteses Implantossuportadas sobre Pilares Alinhados e Não-Alinhados

ARARAQUARA

2009

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

Alejandro Muñoz Chávez

Avaliação Tridimensional da Precisão das Técnicas de Moldagem para Próteses Implantossuportadas sobre Pilares Alinhados e Não-Alinhados

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Reabilitação Oral – Área de Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista, para obtenção do título de Doutor em Reabilitação Oral – Área de Concentração em Prótese.

Orientador:

Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Junior

ARARAQUARA
2009

COMISSÃO JULGADORA

TESE PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR

Presidente e Orientador: **Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Junior** - Orientador, Professor Adjunto do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

2º Examinador: **Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho** - Professor Adjunto do Departamento de Clínica Integrada da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

3º Examinador: **Prof. Dr. Sergio Sualdini Nogueira** - Professor Titular do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

4º Examinador: **Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani -** Professor Adjunto do Departamento de Prótese e Periodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP.

5º Examinador: **Prof. Dr. Pedro César Garcia de Oliveira** – Professor Associado Doutor do Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia de Bauru – USP.

Araraquara, 17 de julho de 2009.

Dados curriculares

Alejandro Muñoz Chávez

Nascimento.....	12/11/80 São Paulo - SP
Filiação	Tirso Fernando Muñoz Rivero Melfy Adela Chávez de Muñoz
2000-2003	Curso de Graduação Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP
2004	Estágio de Atualização Disciplina de Prótese Total Disciplina de Clínica Integrada Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP
2005-2007.....	Curso de Mestrado em Reabilitação Oral Área de Concentração em Prótese Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP
2007-2009	Curso de Doutorado em Reabilitação Oral Área de Concentração em Prótese Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP

Dedico este trabalho

*Aos meus pais, **Tirso Fernando Muñoz Rivero e Melfy Adela Chávez de Muñoz (Nena)**, por sempre estarem ao meu lado quando precisei, pela confiança e pelo incentivo em todas as etapas de minha vida e por acreditarem em mim. Agradeço por tudo que fizeram e que ainda fazem por mim, vocês são tudo para mim.*

*Ao meu irmão, **Oscar Fernando** por transmitir seus conhecimentos não só para minha formação, mas também para a minha vida, seu apoio e amizade foram fundamentais para eu chegar aqui.*

*A minha irmã **Fabiana** e meu cunhado **Edder**, pelos incentivos e momentos de descontração proporcionados.*

*Ao meu irmão **Maurício**, por me ajudar a trilhar este caminho me acompanhando e apoiando durante os bons e maus momentos desta jornada.*

*Aos meus sobrinhos **Giovanni, Letícia e Oscarzinho**, pela alegria que trouxeram a minha vida.*

*A minha namorada **Juliana Manoela de Aveiro**, pela paciência e compreensão nos momentos em que estive ausente, e por sempre me apoiar nesta jornada sempre com muito carinho e dedicação.*

Agradecimento muito especial

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

Obrigado por tudo.

Agradecimentos especiais

*A Prof.ª Drª. **Leonor de Castro Monteiro Loffredo**, por confiar em mim sendo minha primeira orientadora na disciplina de bioestatística e por mostrar para mim os caminhos da pesquisa.*

*Ao Prof. Dr. **Carlos Rossa Júnior** e Prof. Dr. **Joni Augusto Cirelli**, por me aceitarem como Estagiário de iniciação científica na disciplina de periodontia por dois anos, permitindo meu desenvolvimento na área da pesquisa.*

*A Prof.ª Dr.ª **Andréia Affonso Barreto Montandon** pela amizade e conhecimentos transmitidos, durante o ano de 2004 no Estágio de atualização na disciplina de Clínica.*

Agradecimentos

Aos professores do Curso de Pós-graduação em Reabilitação Oral, em especial para ***João Neudenir Arioli Filho, Sergio Sualdini Nogueira, José Cláudio Martins Segalla,*** *e* ***Carlos Alberto dos Santos Cruz*** *pela amizade, compreensão, respeito e significativa contribuição na minha formação.*

Aos funcionários do Departamento de Odontologia Social: ***Gláucia, Cristina, Celinha, Lizete****, pela assistência e pela amizade durante todo o curso.*

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

Aos meus colegas da turma de Doutorado em especial a ***Luciano, Luiz e Pierre*** *pelo companheirismo, amizade durante todo Curso.*

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

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.*

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

*À **CNPq** pelo apoio financeiro.*

Sumário

Sumário

Resumo..... 13
Abstract..... 16
1 Introdução 19
2 Revisão da literatura 23
3 Proposição 86
4 Material e método 88
4.1 Modelo mestre..... 93
4.2 Moldeiras individuais 97
4.3 Matriz para vazamento do gesso 100
4.4 Técnicas de moldagem 101
4.4.1 Transferentes quadrados..... 102
4.4.2 Transferentes quadrados unidos com Duralay..... 103
4.4.3 Transferentes quadrados (Técnica da hélice)..... 108
4.4.4 Transferentes quadrados unidos com Barra Metálica..... 110
4.4.5 Index 111
4.5 Materiais de Moldagem 112
4.5.1 Moldagem com Express Regular..... 113
4.5.2 Moldagem com Impregum Soft..... 114
4.6 Separação dos conjuntos molde / matriz 115
4.7 Vazamento dos moldes 117
4.8 Confecção do Index 121
4.9 Obtenção das imagens para mensuração 123
4.9.1 Calibração do programa ReflexSoft..... 124
4.9.2 Mensurações das coordenadas tridimensionais..... 128
5 Resultado 131
6 Discussão 140
7 Conclusão 149
8 Referências 151
9 Apêndice 161

Resumo

Muñoz-Chávez A. Avaliação tridimensional da precisão das técnicas de moldagem para próteses implantossuportadas sobre pilares alinhados e não-alinhados [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2009.

Resumo

Dentre as inúmeras fases clínicas e laboratoriais de um tratamento protético, as técnicas de moldagem para próteses implantossuportadas são ainda responsáveis por grande preocupação e controvérsia entre os pesquisadores. Este estudo *in vitro* teve como objetivo avaliar a precisão tridimensional das moldagens para próteses sobre implantes, utilizando-se a técnica direta, variando-se os transferentes (transferentes quadrados, transferentes quadrados com extensão vestíbulo-lingual, transferentes quadrados unidos com Duralay, transferentes quadrados unidos com barra de metal e Index), o tipo de material de moldagem (Impregum Soft média viscosidade, Express consistência regular - 3M ESPE) e a disposição dos implantes (alinhados e não-alinhados). Todos os componentes protéticos utilizados foram da empresa Conexão (Conexão Sistemas de Prótese). Foi construído um modelo mestre de resina epóxica simulando um arco inferior parcialmente desdentado onde foram fixados seis análogos de pilares Micro-Unit. Foi obtido um total de cinqüenta e seis modelos, sendo sete por técnica, mais sete registros do index. Estas medições tridimensionais foram feitas por um programa (ReflexSoft 1.0) que recebia as imagens StereoMicroscópio Reflex. Os valores de distorção médios obtidos foram: Index = 25,88µm (±3,41 SD); Quadrado/ Impregum = 80,22µm (±6,36 SD); Quadrado/ Express = 80,72 µm (±4,92 SD); Quadrado Duralay/Impregum = 84,63 µm (±9,22 SD); Quadrado Duralay/ Express =78,73 µm (±6,84 SD); Quadrado hélice/ Impregum = 30,72 µm (±3,53 SD); Quadrado Hélice/ Express =

30,21 µm (±4,08 SD); Quadrado Barra Metálica/Impregum = 57,08 µm (±5,96 SD); Quadrado Barra Metálica/ Express = 50,77 µm (±4,82 SD). Os testes estatísticos utilizados foram Holm-Sidak Method e Mann-Whitney (α=0,05). Pode-se concluir que em relação às técnicas estudadas que: a técnica mais precisa foi a técnica de registro (índex); as melhores técnicas de moldagem sobre os análogos alinhados e não-alinhados foram as com transferentes quadrados hélice\ Impregum e transferentes quadrados hélice\ Express; não houve superioridade em relação aos materiais de moldagem; a situação clínica que promoveu um modelo mais preciso foi a com análogos alinhados.

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

Abstract

Muñoz-Chávez A. Tridimensional accuracy of index and four techniques for multiple implant-abutment impressions [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2009.

Abstract

Purpose. The present in vitro study compared the dimensional accuracy of Index and 4 impression techniques with two impression materials were tested.

Materials and Methods. An epoxy resin cast of a partially dentulous mandibular was fabricated with 6 abutment replicas. Nine groups were formed: (Index(I); squared impression copings/ Impregum (SI), metal splinted Impression copings/ Impregum (MI), Duralay splinted impression copings/Impregum (DI), Squared modified Impression copings/ Impregum (SMI), squared impression copings/ Express (SE), metal splinted Impression copings/ Express (ME), Duralay splinted impression copings/ Express (DE) and Squared modified Impression copings/ Express (SME) with 7 casts each were formed,. The measurements were analyzed using software that received the images of a video camera coupled Reflex microscope. Data were analyzed with a 1-way analysis of variance at α <.05, followed by the Holm-Sidak Method and Mann-Whitney test (α <.05).

Results. The mean values of abutment/framework interface gaps were: I group 25,88µm (±3,41 SD); SI group 80,22µm (±6,36 SD); SE group 80,71µm (±4,92 SD); MI group 57,07µm (±5,96 SD); ME group 50,76µm (±4,82 SD); DI group 84,63µm (±9,22 SD); DE group 78,73µm (±6,84 SD); HI group 30,71µm (±3,53 SD); HE group 30,21µm (±4,08 SD). No significant difference was detected between I group and HI group, and between I group and HE group (*P* <.05). Did not exist superiority regarding the impression material

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

1 Introdução

1 Introdução

Os implantes orais foram desenvolvidos inicialmente para pacientes edêntulos, no intuito de substituir uma prótese total removível por uma supra-estrutura fixa. No entanto, vêm sendo bastante utilizados com o propósito de fornecer melhor retenção e estabilidade de dentaduras completas[23], bem como na substituição de elementos múltiplos e isolados.

Um fator determinante para que haja a confecção de uma prótese sobre implante adequada seria a obtenção de um modelo de trabalho fiel ao posicionamento dos implantes e estruturas adjacentes na cavidade oral, entretanto para que isso ocorra, depende-se de algumas condições como: o material empregado, a técnica de moldagem e o vazamento.

Qualquer imprecisão tridimensional na transferência do posicionamento dos implantes ou pilares para os modelos de trabalho poderá levar a resultados insatisfatórios ou completa falha da prótese[52,53]. 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[48].

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[54].

O propósito principal de uma moldagem de múltiplos implantes é registrar, transferir e reproduzir tridimensionalmente o relacionamento entre os implantes e dentes e o mais preciso possível. Também servem ao importante propósito de registrar a morfologia dos

tecidos moles[23, 24, 58, 64], contudo essa precisão depende de fatores como, o tipo de material de moldagem empregado, o tipo de moldeira utilizada para transferência dos mesmos, a técnica de moldagem e a disposição dos implantes na boca.

Em situações de múltiplos implantes em pacientes parcialmente desdentados, os implantes podem apresentar-se dispostos alinhados (em linha reta) ou também podem ficar não-alinhados (em curva). Alguns autores[57, 66] descreveram como a melhor situação, a que possuía implantes não-alinhados devido à vantagem biomecânica na distribuição de forças, entretanto Jimenez-Lopez[33], em 2000 sugeriu que implantes não-alinhados apesar de serem melhores biomecanicamente, seriam menos precisos do que implantes alinhados durante a realização da moldagem, criando modelos com maior imprecisão.

Técnicas de moldagem têm sido propostas para a obtenção de um modelo de trabalho confiável. De um modo geral, existem 2 técnicas básicas: a indireta (moldeira fechada) e a direta com transferentes esplintados ou não (moldeira aberta). Quando se utiliza transferentes esplintados, a esplintagem mantém o inter-relacionamento dos pilares e evita o movimento rotacional dos mesmos dentro do material de moldagem durante o parafusamento do análogo[5,6,8,42,50,61]. Os materiais usados para esplintar os transferentes podem ser: barras de metal[42], gesso para moldagem com baixa expansão de presa[44,45,65], material termoplástico e resina acrílica, resina composta fotopolimerizável, resina acrílica fotopolimerizável[7,31,35] ou resina acrílica autopolimerizável[5,6,10,17,26-28,30,49,59].

Diversos autores relatam melhores resultados com a união dos transferentes com resina acrílica antes da confecção da moldagem[5,8,42,61]. Entretanto, outros estudos demonstraram que este processo de esplintagem é desnecessário[10,18,26-28,30,35,49,59]. Porém, deve ser considerado que se este procedimento de esplintagem for realizado com o intuito de se confeccionar um Index, isto é, sem a realização de

moldagem, os resultados obtidos apresentam alta precisão[18]. Ainda com o intuito de aumentar a precisão dos modelos, em 1995, El Haje[20] propôs uma modificação no formato dos transferentes, criando extensões ao seu redor utilizando resina acrílica autopolimerizável que teoricamente aumentaria a estabilidade do transferente no interior do material de moldagem[22].

Outro fator a ser considerado diz respeito ao material de moldagem. O poliéter e polivinilsiloxano são comumente utilizados nas técnicas de moldagem. Um material de moldagem elastomérico rígido, como o poliéter, poderia manter os transferentes em posição durante a moldagem[58], além de ser um material que apresenta estabilidade dimensional, alta resistência à deformação permanente e alta resistência ao rasgamento com pequena deformação sobre forças compressivas[11]. Os polivinilsiloxanos, por sua vez, têm sido aceitos extensamente devido à excelente estabilidade dimensional, à superior recuperação elástica, e à precisa reprodução dos detalhes. As adequadas propriedades mecânicas asseguram ao material de moldagem suportar vários esforços durante sua remoção, enquanto mantém a estabilidade dimensional e a integridade[36,63].

Como ainda não há consenso definido com relação às técnicas e materiais de moldagem para implantes e faltam trabalhos sobre a disposição dos implantes, o propósito neste trabalho foi avaliar a precisão das moldagens para próteses sobre implantes, utilizando-se a técnica direta, variando-se a técnica de transferência, o tipo de material de moldagem e a disposição dos implantes.

2 Revisão da literatura

2 Revisão da literatura

Nicholls[47] (1977) definiu considerações teóricas e matemáticas para análises tridimensionais de deslocamento, assim quando muitas mensurações são registradas com a finalidade de estabelecer valores de distorção, do ponto de vista de precisão, procedimentos específicos devem ser desenvolvidos. No sistema processual desenvolvido neste estudo, a origem principal potencial de erro é indicada, assim como os meios de superar esses erros. Do ponto de vista de tecnologia eletrônica moderna, o uso de uma interface digital com um computador é considerado extremamente vantajoso e permite a utilização de ajuda técnica para calcular mensurações preliminares. Sobre essas circunstâncias, maiores fontes de erro, como erro de leitura e erro de cálculos são eliminados. Deste modo, múltiplas leituras adicionais podem ser realizadas sem sacrifício significante de tempo. Esta última afirmação pode ajudar a definir a leitura de precisão em cada ponto e permite leituras adicionais da variação desse ponto em relação ao ponto inicial estabelecido. A aplicabilidade desta abordagem por qualquer sistema em que conjuntos de leituras de precisão são requeridos para definir a distorção ou outro parâmetro é limitado somente pela imaginação do investigador. Pontos de mensuração podem ser estabelecidos em qualquer local, e o número obtido é a função da análise matemática sendo aplicada. O uso de um computador para registrar dados dos valores finais permite uma remensuração imediata dos valores iniciais se necessário, desde que o tempo de resposta do computador seja da ordem de segundos para os cálculos executados. Isto é muito importante se mudanças no arranjo experimental são prováveis de acontecer com o tempo. Em geral, um esquema computadorizado como o proposto permite o investigador se concentrar na experiência em lugar dos resultados dos cálculos.

Moon et al.[41] (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 pôntico 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 a algum empenamento.

Luebke et al.[37] (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 silicona 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[57] (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[51] (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.[28] (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℃, 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 ± 3μm, 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.[40] (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 significantemente 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.[59] (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, Sokol[13] (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[11] (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 ≤ 20 µm. 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°) e com a deformação aparente do material de moldagem.

Fenton[21] (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 µm); b - transferentes quadrados unidos com resina acrílica e moldagem com poliéter (0 com mau ajuste / fenda 4,17 µm); c - transferentes quadrados sem união e moldagem com poliéter (4 com mau ajuste / fenda 11 µm); d- transferentes cônicos e moldagem com silicona por adição (8 com mau ajuste / fenda 21,6 µm). 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.[31] (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[32] (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 (fistula, hiperplasia, inflamação - 1,7%), fratura da estrutura metálica (0,8%). Não houve fratura de nenhum dos componentes. Em relação ao afrouxamento dos parafusos de ouro, o autor relatou que 271 próteses (69,3%) apresentaram os parafusos

estáveis no primeiro controle (após 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.[52] (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 pobre 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 poliéter

(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).

Wasell et al.[63] (1991), avaliaram a influência das moldeiras de estoque na precisão dos moldes moldados com pesado/leve(PL) consistência e massa/ leve(ML) consistência técnicas de moldagem. Duas marcas de moldeiras foram testadas e as mesmas moldeiras foram reforçadas comresina acríica. A precisão do vazamento e a distorção dos modelos foram avaliadas. Moldagens com ML em ambas moldeiras de estoque deram dimensões menores no sentido vestíbulo-lingual as moldeiras reforçadas com resina. Imprecisão no segundo molar foi encontrado em todas as moldagens com ML. Estes distorções resultaram em modelos de gesso clinicamente inaceitáveis. Moldagem com PL, indiferentemente do tipo de moldeira, produziram modelos altamente precisos. Resultantes da distorção foram reduzidas, mas não eliminadas, utilizando moldeiras com reforço de resina tanto para o grupo PL quanto para o grupo ML.

Assif et al.[6] (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 tranferentes 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[12] (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 1º 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 significante 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[43]. (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.[27] (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 cinqüenta 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 ^{o}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, Tókio, 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 significante: 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.[30] (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[3] (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.[4] (1994) sugeriram uma técnica de moldagem para implantes osseointegravéis 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, Bessing[34] (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, Pearson[39] (1994) tentando minimizar as alterações advindas da expansão de presa do gesso apresentaram um procedimento onde preenchiam 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.[49] (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 (±27,2 µm) para os transferentes quadrados esplintados com resina e 35,5 µm (±20,7 µm) para os transferentes quadrados. As tolerâncias de usinagem dos componentes Nobelpharma testados neste estudo foram 31,9 µm (±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.[5] (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.[62] (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.[5] (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, Hobkirk[14] (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.

Ma et al.[38] (1997) avaliaram que tolerâncias de usinagem são características intrínsecas que existem entre componentes de implantes usinados, e identificam o quanto de assentamento horizontal é possível entre os componentes. Tolerâncias de usinagem entre componentes de implantes (abutment, cilindros de ouro, transferentes de moldagem, análogos) foram mensurados com um equipamento que media coordenadas. As medidas das tolerâncias variavam de 22 a 100 micrômetros. Tolerâncias de usinagem entre implantes e componentes devem ser incluídas em estudos futuros de precisão, porque é uma característica inerente do componente propriamente.

Bindra, Heath[9] (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 (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 23ºC por 15 min. Após a aplicação do material de moldagem, deixou-se tomar presa numa estufa a 37ºC 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 Expess 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.[10] (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 contatarem 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, Wong[29] (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[55] (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.[22] (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 extruir 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, Dérand[25] (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 µm). 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 ± 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 µm) resultaram em registros próximos a zero, isto é, nenhuma força evidente foi detectada na estrutura depois do procedimento de parafusamento.

Assif et al.[7] (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, Labarre[24] (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.[19] (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.[26] (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-se ao 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 significante, foi registrada uma diferença máxima de distorção de somente 0,31%. Concluíram que a precisão dimensional de todas as técnicas avaliadas foi excepcional e as diferenças observadas podem ser consideradas desprezíveis clinicamente, sendo, portanto, todas recomendadas para moldagem de transferência dos implantes osseointegrados. Uma implicação clínica destes resultados é que parece não ser clinicamente vantajoso a união dos transferentes com resina acrílica autopolimerizável.

Lorenzoni et al.[36] (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 reversível) 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.[46] (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 se realiza 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.[49] (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.[60] (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[64] (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 x 10^{-3} mN), seguido pela silicona por adição de alta viscosidade (71 x 10^{-3} mN), enquanto que para o polissulfeto um torque menor (51,5 x 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 µm) ou silicona por adição de alta viscosidade (15,2 µm) foram significativamente mais precisos do que o polissulfeto (26,2 µm), 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.[16] (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 significante 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[50] (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, Çehreli[54] (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[65] (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/cm^2, Velmix = 840 kg/cm^2) 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.[2] (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.[17] (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.[24] (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 poliéter e pasta de óxido de zinco e eugenol não apresentaram diferença estatisticamente significativa ente si e em relação às técnicas de moldagem.

Nissan et al.[44] (2002) afirmaram que variações do alívio na técnica de moldagem pesado-leve podem resultar em alterações dimensionais proporcionais a espessura do material leve. O propósito deste estudo foi determinar a quantia 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.[45] (2002) 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, Talic[1] (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.[61] (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 conseqüência, 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 (α = 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 ± 22.14) maior nos modelos do grupo 1; 33,83 µm (DP ± 5.4) maior nos modelos do grupo 2 e 31,72 µm (DP ± 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 ± 15,34) maior nos modelos do grupo 1; 31,42 µm (DP ± 7,6) maior nos modelos do grupo 2 e 30,34 µm (DP ± 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.[8] (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 materia is “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.[42] (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). Dezesseis 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 significante 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.

Kim et al.[35] (2006), avaliaram possíveis deslocamentos dos componentes dos implantes de um modelo de trabalho, e sugeriram um método para comparar as precisões das técnicas de moldagem durante a moldagem e durante o vazamento do gesso. Duas técnicas de moldagem foram avaliadas: transferentes quadrados associados com moldeira aberta, e transferentes quadrados esplintados com resina fotopolimerizável associados com moldeira aberta. Um modelo mandibular com cinco implantes foi confeccionado. Foram realizados cinco modelos de trabalhos por técnica de moldagem, e foram mensurados usando um computador que fornecia as coordenadas dos componentes. Os dados dos deslocamentos durante o procedimento de moldagem e durante o vazamento foram calculados. A média dos deslocamentos no instante que o transferente estava unido à réplica foi de 31,3µm. O menor deslocamento ocorreu no grupo não esplintado em comparação ao grupo esplintado durante a realização da moldagem (p=.001), mas em relação ao vazamento do modelo o grupo não esplintado obteve maior

deslocamento dos componentes (p=.015). Pode-se concluir então, que o grupo não esplintado foi o mais preciso durante a realização da moldagem, mas menos preciso durante a confecção do modelo de trabalho.

Conrad et al.[15] (2007), avaliaram os efeitos das interações combinadas da técnica de moldagem, angulação do implante e o número dos implantes na precisão dos modelos definitivos. Um grupo controle e seis grupos experimentais foram criados. Ao todo sete modelos com três implantes foram dispostos triangularmente criando um plano. Nos seis grupos experimentais, o implante central era perpendicular ao plano do modelo enquanto ou outros tinha 5, 10ou 15 graus de convergência ou divergência do implante central. O modelo mestre tinha três implantes paralelos uns aos outros e perpendiculares ao plano do modelo. Cinco moldeiras abertas e fechadas com silicona de adição fora usadas para cada grupo. As noldagens foram vazadas com gesso tipo IV, e mensurados em três coordenadas (X, Y, Z) no topo da superfívie do implante hexagonal e na base do modelo. Um programa foi usado para alinhar os dados e calcular os vetores determinando as diferenças em graus entre os ângulos dos implantes no modelo mestre e nos modelos duplicados. Os erros de angulação para moldeiras fechadas e abertas não foram significantes (P=.22). Não há um padrão interpretativo da variação dos erros de angulação nos quesitos angulação de implantes e número de implantes. A magnitude da distorão foi similar em todas as combinações de técnica de moldagem, angulação e número.

Del'Acqua[18] (2008), avaliou 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 cinqüenta 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 (α=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.

Sorrentino et al.[58] (2009), avaliaram a precisão das moldagens dos implantes feitas com diferentes materiais, técnicas de moldagem e paralelismo entre os implantes. Formaram-se dois grupos controle do modelo mestre e oito grupos experimentais com retenções pré-determinadas onde foram utilizados silicona de adição e poliéter para realização das moldagens pela técnica da moldeira aberta. Quatro distâncias de referência foram avaliadas em cada modelo de estudo usando um perfilômetro e um protocolo padronizado de mensuração. As moldagens realizadas com a presença de implantes angulados foram menos precisas do que as com implantes paralelos. A silicona de adição mostrou-se mais vantajosa na presença de implantes não-paralelos, já o poliéter mostrou melhores resultados com implantes paralelos e transferentes quadrados. Desta forma, pode-se concluir que a angulação dos implantes pode causar tensões nas moldagens, provavelmente porque são requeridas maiores forças para sua remoção. Ademais, retenções afetam negativamente a precisão da moldagem. Modelos mais precisos foram obtidos usando silicona de adição com implantes não angulados e usando transferentes quadrados na presença de implantes paralelos, respectivamente.

3 Proposição

3 Proposição

O objetivo desse trabalho foi comparar a precisão das moldagens para próteses sobre implantes, utilizando-se a técnica direta, variando-se os transferentes (quadrados, quadrados com extensão vestíbulo-lingual, quadrados unidos com Duralay, quadrados unidos com barra de metal e Index), o tipo de material de moldagem (Impregum Soft média viscosidade, Express consistência regular - 3M ESPE) e a disposição dos implantes (alinhados e não-alinhados).

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 controle estudadas

GRUPO	***SUBGRUPO***	***TRANSFERENTE***
Index (I)	Index / Alinhado Index / Não-alinhado	Quadrado unido com Duralay
Quadrado/ Impregum (QI)	Quadrado / Alinhado Quadrado / Não-alinhado	Quadrado
Quadrado Duralay/ Impregum (DI)	Quadrado Duralay / Alinhado Quadrado Duralay / Não-alinhado	Quadrado unido com Duralay
Quadrado hélice/ Impregum (HI)	Quadrado hélice / Alinhado Quadrado hélice / Não-alinhado	Quadrado com extensões no sentido vestíbulo-lingual criados com Duralay (hélice)
Quadrado Barra/ Impregum (MI)	Quadrado barra metálica / Alinhado Quadrado barra metálica / Não-alinhado	Quadrado unido com Barra Metálica
Quadrado/ Express (QE)	Quadrado / Alinhado Quadrado / Não-alinhado	Quadrado
Quadrado Duralay/ / Express (QE)	Quadrado Duralay / Alinhado Quadrado Duralay / Não-alinhado	Quadrado unido com Duralay
Quadrado hélice/ Express (HE)	Quadrado hélice / Alinhado Quadrado hélice / Não-alinhado	Quadrado com extensões no sentido vestíbulo-lingual criados com Duralay (hélice)
Quadrado Barra/ Express (ME)	Quadrado barra metálica / Alinhado Quadrado barra metálica / Não-alinhado	Quadrado unido com Barra Metálica

Os materiais utilizados nesta pesquisa foram:

1) adesivo de Moldeira para Poliéter (3M ESPE - Seefeld - Alemanha);
2) adesivo de Moldeira para Silicona de Adição (3M ESPE - Seefeld - Alemanha);
3) adesivo vedador Epóxi Durepoxi (Alba Adesivos Indústria e Comércio Ltda - Boituva – SP);
4) análogo pilar Micro-Unit (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP);
5) balança de precisão (0,0001 g) - modelo BL 210S, fabricada por Sartorius, Gottingen, Alemanha;
6) canudo plástico de 3 mm de diâmetro interno (Quick Ind. e Com. Ltda - Limeira - SP);
7) cera rosa nº 7 Wilson (Polidental Indústria e Comércio Ltda - São Paulo - SP);
8) chave digital hexágono externo 1,17 média (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP);
9) chave hexágono externo 1,17 média - usada com torquímetro (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP);
10) delineador Bio-Art B2 (Bio-Art Equipamentos Odontológicos LTDA. - São Carlos - SP);
11) disco diamantado dupla face Intensiv (Intensiv SA - Grancia Switzerland - Swiss);
12) espátula metálica rígida para elastômero;
13) espátula metálica rígida para gesso;
14) espatulador de gesso mecânico à vácuo Polidental (Polidental Indústria e Comércio Ltda. - São Paulo - SP);
15) gesso pedra especial tipo IV – New Fujirock (GC Corp, Tóquio, Japão)

16) gesso pedra especial tipo IV - Vel-mix (Kerr Corporation, Orange, CA – EUA)
17) Hidrocolóide irreversível – Xantalgin Select Fast Set (Heraeus Kulzer GmbH & Co)
18) lixa d'água com granulação 180 – 3M (3M do Brasil, Sumaré - SP);
19) Stereo Microscópio 3D Reflex (Consultantnet Ltd, Cambrige, UK)
20) micro jateador de óxido de alumínio (VH Equipamentos Médico-Odontológicos e Acessórios Ltda - Araraquara - SP);
21) modelo mestre resina epóxica simulando um arco inferior desdentado;
22) moldeiras individuais de resina acrílica;
23) motor elétrico BELTEC modelo LB-100 (Beltec - Ind. e Com. de Equipamentos Odontológicos Ltda - Araraquara - SP);
24) pincel National Keystone 50 Sable (National Keystone, Cherry Hill, NJ - USA);
25) pinça clínica - Wilcos Stainless (Wilcos do Brasil Indústria e Comércio Ltda - Petrópolis - RJ);
26) poliéter - Impregum Soft Média Viscosidade (3M ESPE - Seefeld - Alemanha);
27) Programa (ReflexSoft Revision 1.0, Cambridge, UK)
28) Programa Microsoft Office Excel 2007 (Microsoft, Redmont, Wash)
29) recortador 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 Clonage (DFL Indústria e Comércio S.A. – Rio de Janeiro - RJ);
35) silicona de polimerização por adição Express Regular Body, 3M ESPE, Seefeld, Alemanha);
36) torquímetro Protético 10, 20, 30 e 40 N (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 da duplicação de um modelo padrão (Figura 1) foi confeccionado um modelo mestre em resina epóxica (Figura 2) representativo de um paciente parcialmente desdentado simulando uma condição clínica.

Cinco depressões localizadoras (três na região anterior e duas na região posterior) foram feitas no modelo para padronizar o posicionamento da moldeira durante as moldagens[10]. Essas cinco depressões tinham os ângulos internos arredondados.

FIGURA 1 – Modelo padrãol inicial. A- Vista Frontal, B- Vista Oclusal.

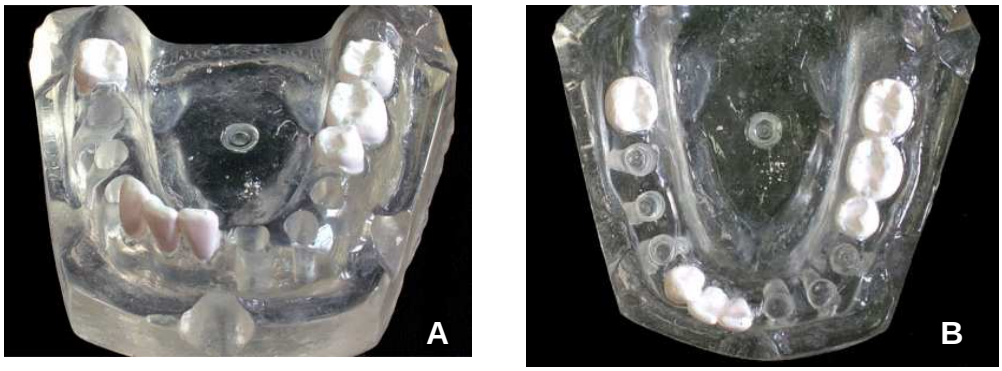

FIGURA 2 – Modelo mestre em resina epóxica. A- Vista Frontal, B- Vista Oclusal.

Com uma furadeira de bancada, foram realizadas seis perfurações, sendo três na região posterior à direita do modelo (referente

aos espaços protéticos: 1º e 2º pré-molares e 1º molar inferior) e três na região ântero-posterior esquerda (referente aos espaços protéticos: incisivos central e lateral, canino e 1º pré-molar), nas quais os análogos do pilar Micro-Unit através do auxílio de um delineador foram posicionados perpendicular à superfície (90°) e par alelos entre si (Figura 3 e 4). Devido ao tamanho do modelo mestre não foi possível a sua colocação entre os três parafusos de fixação da platina, assim o modelo foi posicionado sobre os mesmos e fixados provisoriamente com cimento a base de hidróxido de cálcio.

FIGURA 3 – Delineador utilizado para o posicionamento dos análogos.

FIGURA 4 – Posicionamento dos análogos com delineador.

Neste momento, foi feita a verificação do contato, realizando-se um alargamento dos orifícios para que durante o assentamento não houvesse contato dos análogos à parede interna dos orifícios, de maneira a evitar qualquer tensão aos análogos. As paredes internas dos orifícios do modelo mestre foram jateadas com óxido de alumínio 50 µm para aumentar a retenção. Após tomar este cuidado, é que os análogos foram assentados dentro das perfurações do modelo mestre previamente preenchidas com resina epóxica. Após 24 horas, a polimerização da resina estava completa (Figura 5). [5,17]

FIGURA 5 – Após a cimentação dos análogos com resina epóxica.

Para padronizar as mensurações e análise estatística, os análogos alinhados foram denominados com os números **1, 2, e 3** e os

análogos não-alinhados com os números **4, 5 e 6,** em sentido anti-horário (Figura 6). A distância entre os análogos de centro a centro foram: 1 a 2= 7,75 mm; 2 a 3= 7,64 mm; 4 a 5= 7,32 mm; 5 a 6= 7,48 mm e entre os centros dos análogos 1, 3, 4 e 6 e seus respectivos dentes adjacentes foram de: 1= 5,23 mm; 3= 5,45 mm; 4= 5,66 mm; 6= 5,31 mm.

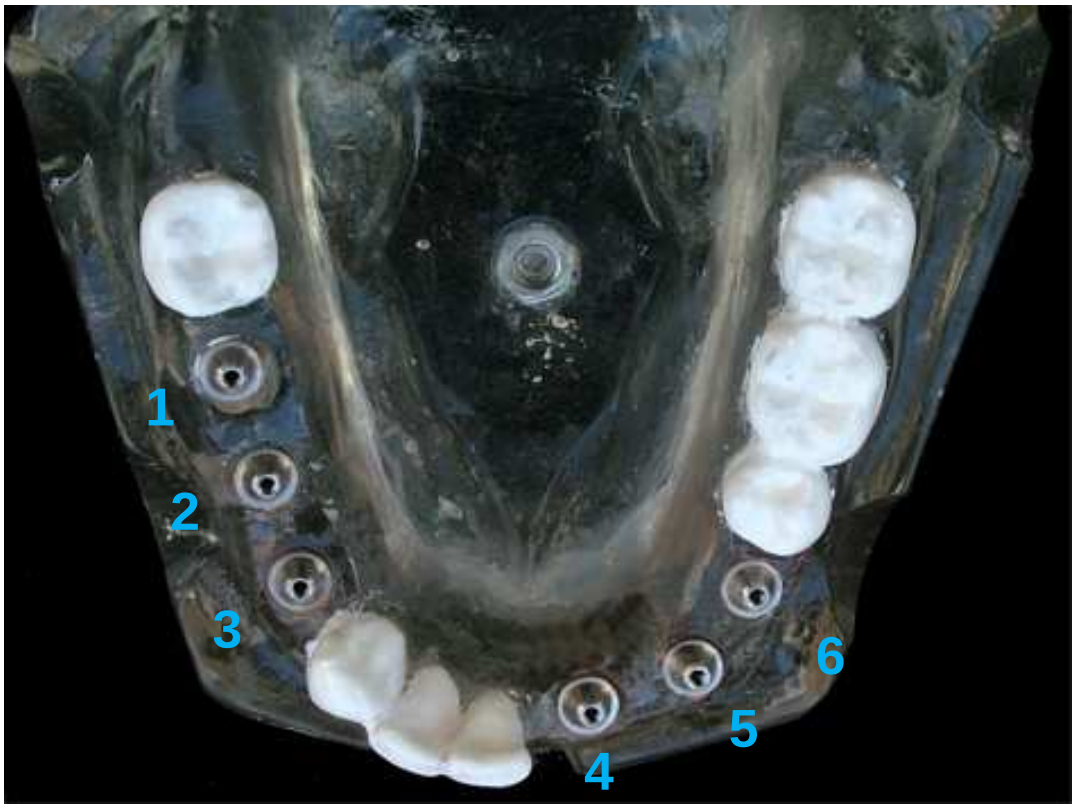

FIGURA 6 – Posicionamento dos análogos no modelo mestre.

4.2 Moldeiras individuais

Após o posicionamento dos transferentes quadrados sobre os seis análogos dos pilares Micro-Unit (Figura 7), o modelo foi aliviado com duas lâminas de cera rosa nº 7 (Wilson) com 1,5 mm de espessura, garantindo um espaço de 3 mm de espessura para o material de moldagem (Figura 8).

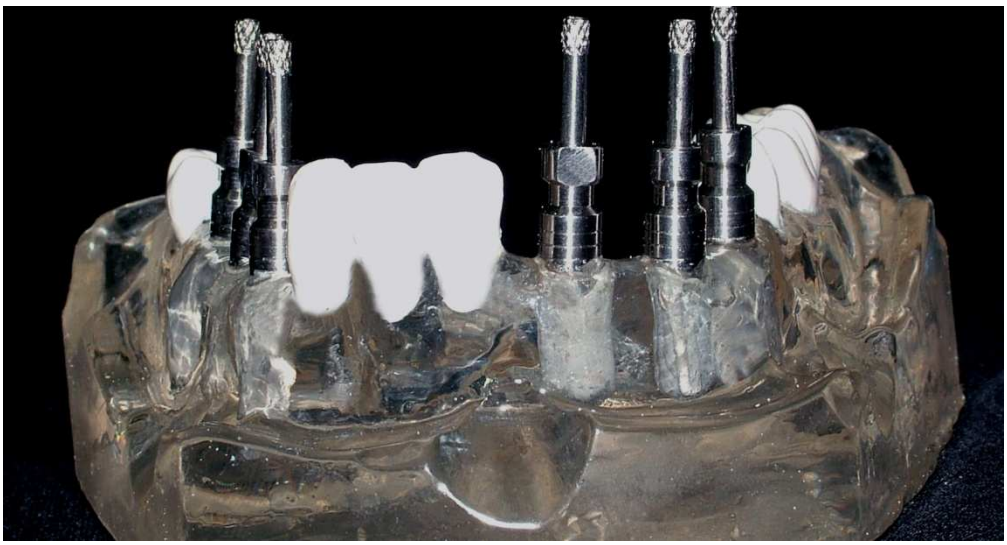

FIGURA 7 – Transferentes quadrados posicionados sobre os análogos.

FIGURA 8 – Alívio de 3 mm em cera.

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

Em seguida, foi realizada a moldagem com um hidrocolóide irreversível do modelo mestre aliviado, e este foi vazado com gesso tipo IV obtendo-se então uma réplica do modelo mestre aliviado, assim como realizado por Vigolo et al.[61], 2003 (Figura 9).

FIGURA 9 – Réplica em gesso do modelo mestre aliviado.

Sobre a réplica do modelo mestre aliviado foram confeccionadas as moldeiras individuais em resina acrílica autopolimerizável incolor com seis orifícios na superfície oclusal para acesso aos parafusos dos transferentes quadrados e com cinco encaixes assegurando uma padronização no alívio e no assentamento das mesmas (Figura 10 e 11)[61.] Todas as moldeiras possuíam uma espessura média de 2,5mm. Ao todo, foram confeccionadas cinqüenta e seis moldeiras, sendo uma moldeira para cada procedimento de moldagem.

FIGURA 10 – Moldeira individual de resina.

FIGURA 11 – Moldeira individual de resina – Vista Frontal.

As moldeiras tiveram o seu interior jateado[9] com óxido de alumínio 20µm para permitir uma melhor retenção do material de moldagem.

4.3 Matriz para vazamento do gesso

Uma matriz para vazamento do gesso (Figuras 12 e 13) foi confeccionada com silicona de polimerização por condensação (Clonage).

FIGURA 12 – Matriz para vazamento do gesso posicionada no modelo mestre.

FIGURA 13 – 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[18].

4.4 Técnicas de moldagem

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

As técnicas estudadas foram:

- transferentes **Quadrados**;
- transferentes **Quadrados unidos** com bastões pré-fabricados de Duralay que, após seccionados, foram unidos novamente com o mesmo material;
- transferentes **Quadrados modificados (Hélice)** com extensões criadas com Duralay no sentido vestíbulo-lingual;
- transferentes **Quadrados unidos com barra metálica** com barras metálicas e pequena quantidade de Duralay;
- **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[10].

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.

4.4.1 Transferentes quadrados

Os transferentes quadrados eram parafusados com a chave digital de hexágono externo de 1,17 mm até promover uma resistência e então recebiam um torque de 10 Ncm com um torquímetro protético[31] para padronização do aperto (Figuras 14 e 15).

FIGURA 14 – Torque de 10 Ncm aplicado nos transferentes quadrados.

FIGURA 15 – Transferentes quadrados parafusados no modelo mestre (a esquerda análogos alinhados e a direita não-alinhados).

4.4.2 Transferentes quadrados unidos com Duralay

A realização da união dos transferentes foi iniciada com a aplicação de resina acrílica Duralay ao redor da parte retentiva dos transferentes quadrados (Figura 16).

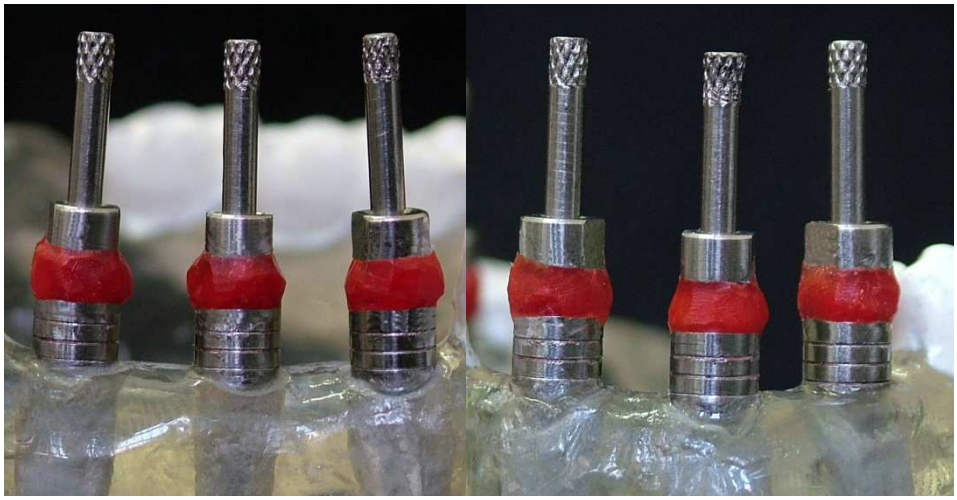

FIGURA 16 – Duralay ao redor da parte retentiva dos transferentes quadrados.

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.[19], 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 17 min, removeu-se a barra de resina do canudo (Figura 17), que foi utilizada somente após 24 horas[40].

O diâmetro de 3 mm está de acordo com o trabalho de Moon et al.[41], 1978, que concluíram que um Index para soldagem em Duralay de 3 mm de espessura foi mais preciso que um de 6 mm.

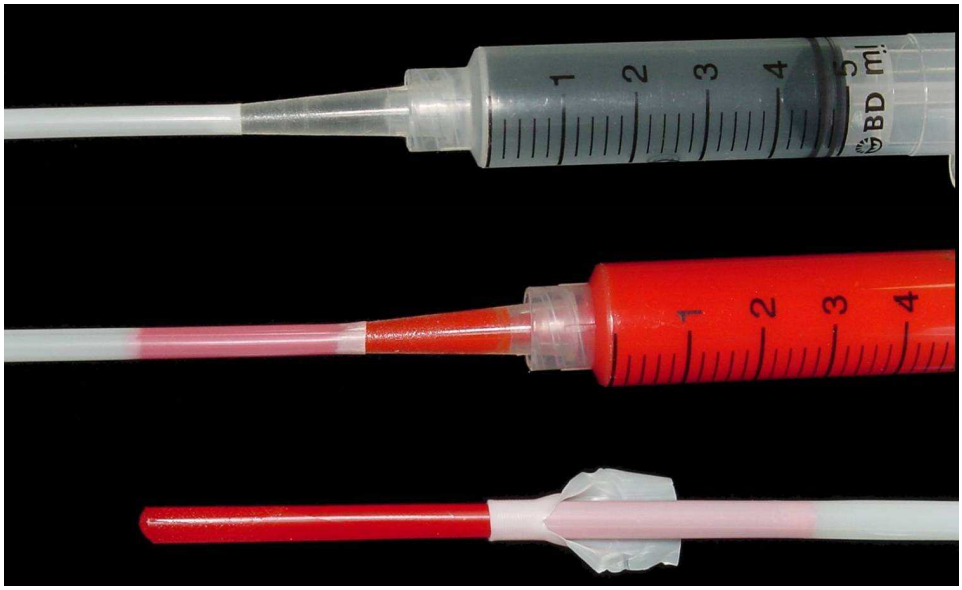

FIGURA 17 – Confecção das barras de Duralay.

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

Usando a técnica do pincel, as extremidades das barras de resina foram unidas aos transferentes sem incorporar monômero adicional para a acomodação da massa acrílica (Figuras 18).

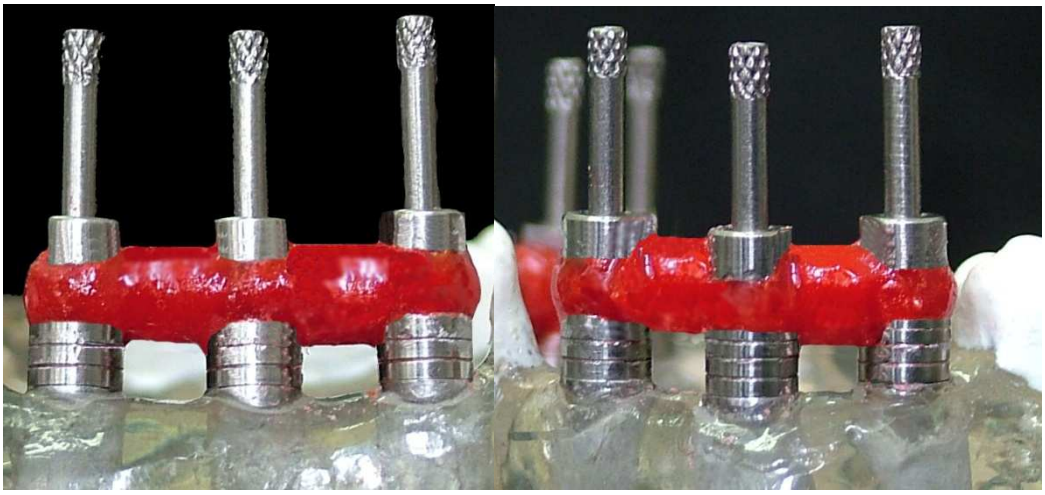

FIGURA 18 – Transferentes quadrados unidos com Duralay.

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, ainda existe a possibilidade de ocorrer alterações ocasionadas pela polimerização da resina e assim, a fim de minimizar tais alterações realizou-se o seccionamento e a nova união das barras. As estruturas unidas foram novamente assentadas no modelo mestre e apertadas manualmente até ser sentida uma leve resistência. Um torque de 10 Ncm foi aplicado primeiro nos transferentes centrais (2 e 5) e depois nos terminais para completar a fixação dos parafusos.

Apesar de Ivanhoe et al.[31], 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 µm de espessura (Figuras 19 e 20). Isto permitiu uma minimização das forças causadas pela contração da resina[17].

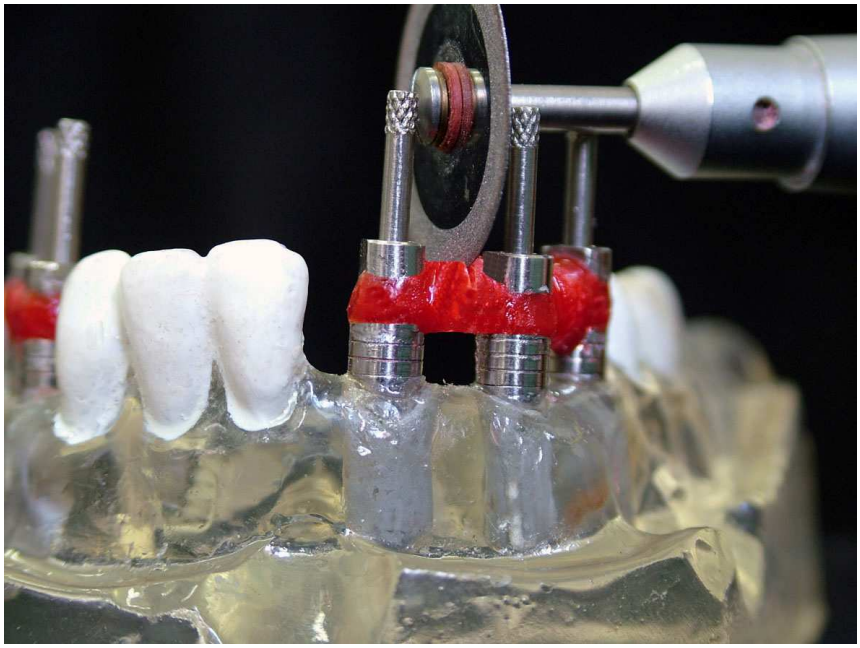

FIGURA 19 – Corte com o disco diamantado com 150 µm de espessura.

FIGURA 20 – 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 21 e 22). Semelhante ao que fizeram Inturregui et al.[30], 1993 e Al-Abbas et al.[2], 2002.

FIGURA 21 – Após a nova união com resina acrílica Duralay.

FIGURA 22 – Vista frontal dos tranferentes quadrados unidos.

A mesma esplintagem de resina acrílica foi usada para transferir os componentes de moldagem do modelo mestre para todos os 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.[10], 1997.

4.4.3 Transferentes quadrados com extensões (técnica da hélice)

A realização da técnica da hélice, assim como a técnica de moldagem dos transferentes unidos foi iniciada com a aplicação de resina acrílica Duralay ao redor da parte retentiva dos transferentes quadrados (Figura 23).

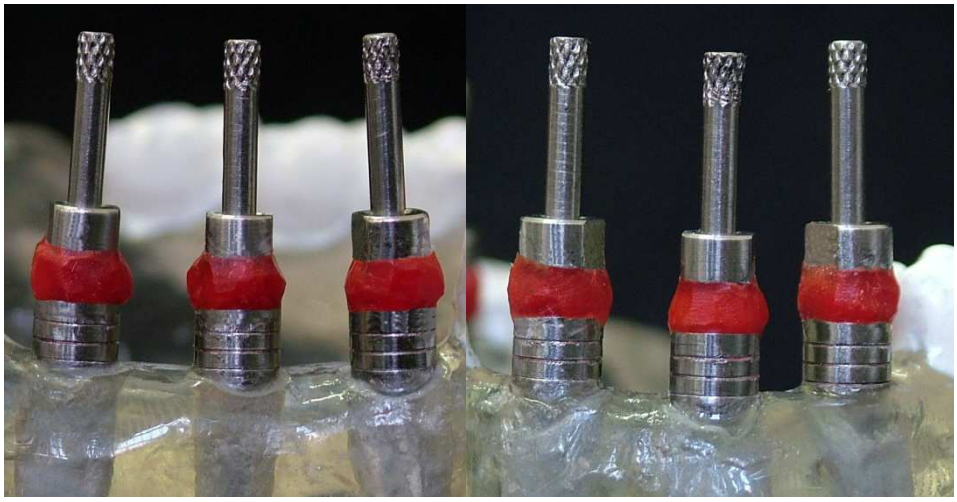

FIGURA 23 – Duralay ao redor da parte retentiva dos transferentes quadrados.

Em seguida, com a resina na fase plástica aplicou-se a Duralay na porção vestibular e na porção lingual criando prolongamentos de 2,0 mm de comprimento no sentido vestíbulo-lingual em forma de hélice (Figura 24 e 25).

Após isso, aguardaram-se no mínimo 17 minutos para os procedimentos de moldagem.

FIGURA 24 – Vista oclusal dos tranferentes quadrados sobre os análogos alinhados e não-alinhados com as extensões em Duralay.

FIGURA 25 – Vista frontal dos transferentes quadrados pela técnica da hélice.

4.4.4 Transferentes quadrados unidos com barra metálica

A realização da união das barras metálicas (2,35mm diâmetro) aos transferentes foi iniciada com a aplicação de pequena quantidade de cianoacrilato (Super Bonder Loctite, Henkel Ltda.- Itapevi - SP) nas extremidades das barras metálicas com as áreas retentivas dos componentes quadrados (Figura 26). Através desse procedimento tornou-se possível a aplicação de pequena quantidade de Duralay com as barras já previamente unidas (Figura 27)[42].

Figura 26- Barra metálica fixadas com Super Bonder nos transferentes quadrados.

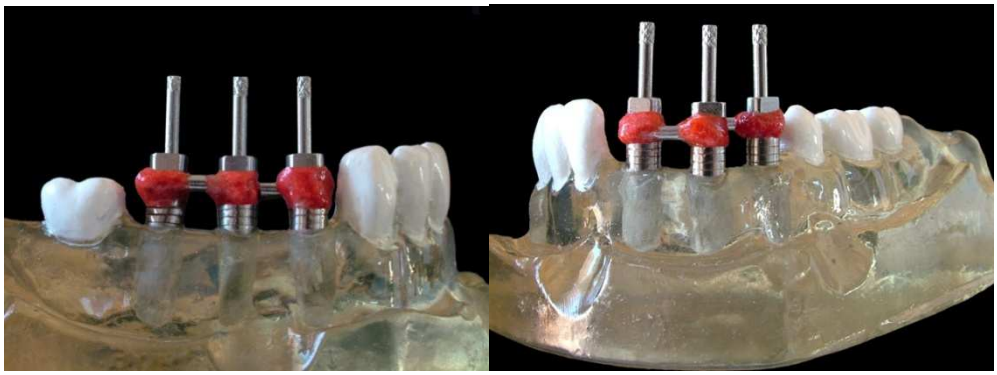

Figura 27 - Transferentes quadrados unidos com barra metálica e Duralay, parafusados aos análogos.

4.4.5 Index

Após o emprego da mesma técnica descrita para os transferentes quadrados unidos, o conjunto dos transferentes esplintados foi removido e parafusado aos análogos com um torque de 10 Ncm (Figura 28).

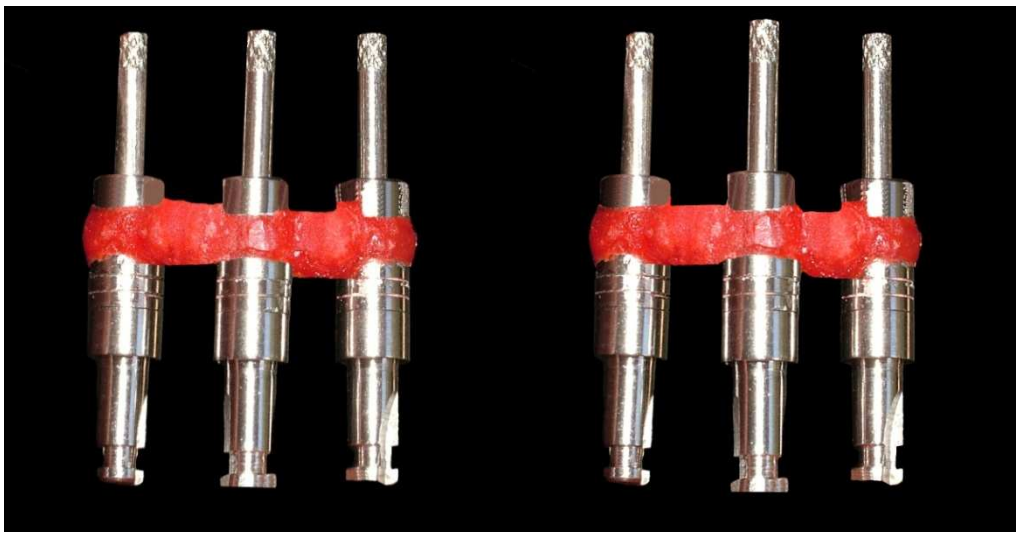

FIGURA 28 – Index parafusado com 10 Ncm aos análogos.

4.5 Materiais de Moldagem

Vinte e oito moldagens, sendo 7 para cada técnica de moldagem de transferência, foram realizadas com o material Express Regular body, 3M ESPE, Seefeld, Alemanha.

Vinte e oito moldagens, sendo 7 para cada técnica de moldagem de transferência, foram realizadas com o material Impregum Soft Medium consistency, 3M ESPE, Seefeld, Alemanha.

Todos os procedimentos foram realizados com temperatura ambiente controlada (23℃ ± 2℃) e umidade relativa de 50% ± 10%.

As moldeiras de resina acrílica foram previamente tratadas com uma fina camada de adesivo de moldeira dos respectivos materiais de moldagem (Figura 29), e espalhados com um pincel em toda a superfície interna e por 3 mm além de suas bordas (Figura 30).

FIGURA 29 – Moldeira individual com adesivo aplicado. A- Poliéter, B- Adição.

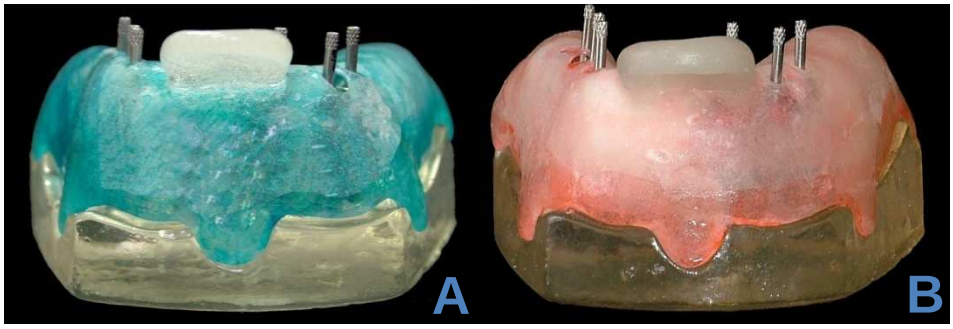

FIGURA 30 – Adesivo pincelado além das bordas da moldeira. A- Poliéter, B- Adição.

4.5.1 Moldagem com Express Regular

Após a secagem do adesivo por 15 min para proporcionar uma melhor adesão, o Express Regular body, apresentado em forma de pasta base e pasta catalisadora foi proporcionado pelo dispensador automático e injetado ao redor dos transferentes com a cânula do dispensador para moldagem e foi depositado na moldeira.

Em seguida, a moldeira foi assentada aplicando-se pressão bidigital, permanecendo nesta posição por 10 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[7,36].

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[24,42].

Antes de cada nova moldagem, o modelo mestre era desengordurado com álcool isopropílico.

4.5.2 Moldagem com Impregum Soft

Após a secagem do adesivo por 15 minutos 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[10].

O material de moldagem foi injetado ao redor dos transferentes com uma seringa para moldagem e em seguida o material foi depositado na moldeira. Em seguida, a moldeira foi assentada aplicando-se pressão bidigital até os encaixes contatarem a base do modelo mestre, permanecendo 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[10,36,45].

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[22,50].

Antes de cada nova moldagem, o modelo mestre era desengordurado com álcool isopropílico.

4.6 Separação dos conjuntos molde/matriz

Para as moldagens em que os transferentes quadrados estavam unidos com Duralay e com a barra metálica, os parafusos mais distais foram soltos primeiro em seguida os parafusos centrais e por último os parafusos mais mesiais para evitar distorções por torque na armação[51]. Em seguida o conjunto molde/matriz foi separado do modelo mestre (Figura 31 e 32).

FIGURA 31 – Conjunto matriz/molde Impregum removido do modelo mestre

FIGURA 32 – Conjunto matriz/molde Express removido do modelo mestre

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 inicialmente com pressão digital até sentir uma resistência, após isso foi aplicado um torque de 10 Ncm com o torquímetro (Figura 33 e 34).

FIGURA 33 – Molde de Impregum com análogos parafusados com torque de 10 Ncm.

FIGURA 34 – Molde de Express com análogos parafusados com torque de 10 Ncm.

4.7 Vazamento dos moldes

McCartney, Pearson[39], 1994 tentando minimizar as alterações advindas da expansão de presa do gesso apresentaram um procedimento, onde preenchiam o espaço ao redor dos análogos suspensos com pequena quantidade de gesso a fim de obter o modelo mestre.

Del'Acqua[18], 2008 avaliou três técnicas de vazamento (convencional, análogos unidos com Duralay e com tubos de látex) e concluiu que a técnica com tubos de látex produziu um modelo mais fiel do que os demais. Assim, devido aos resultados favoráveis obtidos pelos trabalhos acima, foi utilizada neste trabalho esta mesma proposta.

Inicialmente, aguardou-se trinta minutos pelo menos após a realização da moldagem para realizar o vazamento. Após isso, utilizou-se seis 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 do molde (Figura 35).

FIGURA 35 – Tubos de látex encaixados nos análogos.

Em seguida, o molde foi vazado sob vibração constante proporcionada pelo vibrador de gesso, com gesso pedra melhorado tipo IV (FujiRock), proporcionado segundo as recomendações do fabricante, sendo utilizados 250g do pó e 50 ml de água destilada para cada modelo. O gesso foi misturado manualmente por 15 segundos para incorporar a água e então espatulado mecanicamente à vácuo por mais 30 segundos no espatulador Polidental.

Após a presa inicial do gesso (aproximadamente 10 minutos) os tubos de látex foram removidos (Figuras 36).

FIGURA 36 – Tubos de látex removidos nos análogos.

Após a retirada dos tubos de látex, os espaços criados foram preenchidos com um novo vazamento de gesso. Para isso, foram incorporados 50 g de gesso pedra melhorado (FujiRock) 10 ml de água destilada, espatulou-se por 15 s manualmente e por mais 30 s mecanicamente à vácuo no espatulador Polidental. 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 37).

FIGURA 37 – Método empregado para injetar o gesso no interior dos espaços criados.

Foi esperado o tempo de presa total de 2 horas antes de separar cada modelo. Os excessor dos modelos de gesso foram recortadas num recortador de gesso e alisadas com lixa d'água com granulação 180 para um melhor acabamento (Figura 38 e 39).

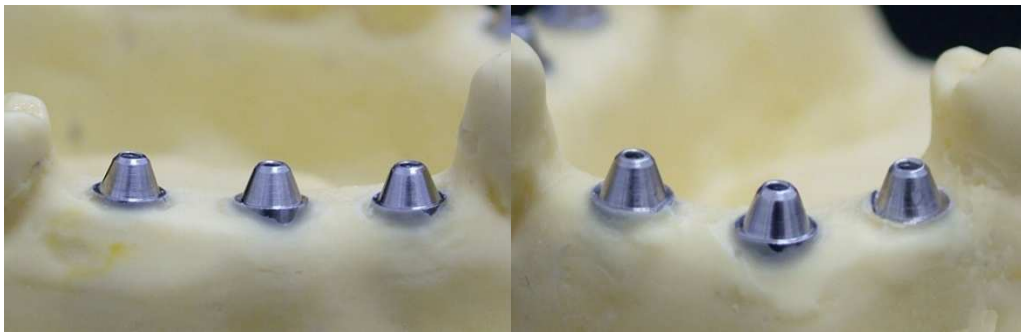

FIGURA 38 – Modelo de gesso obtido pela técnica com tubos de látex (vista vestibular).

FIGURA 39 – Modelo de gesso obtido pela técnica com tubos de látex (vista superior).

4.8 Confecção do Index

O conjunto formado pelo Index mais análogos foi posicionado deixando apenas a metade do comprimento dos análogos dentro de uma matriz, que foi preenchida com gesso FujiRock espatulado à vácuo conforme a técnica descrita anteriormente. Foi usada a mesma matriz com dimensões (4x3x1,5 cm) para o vazamento do índex tanto nos análogos alinhados, como nos não-alinhados Após a sua presa, o Index foi removido da matriz (Figura 40 e 41), recebendo um acabamento com lixa nas superfícies laterais[56].

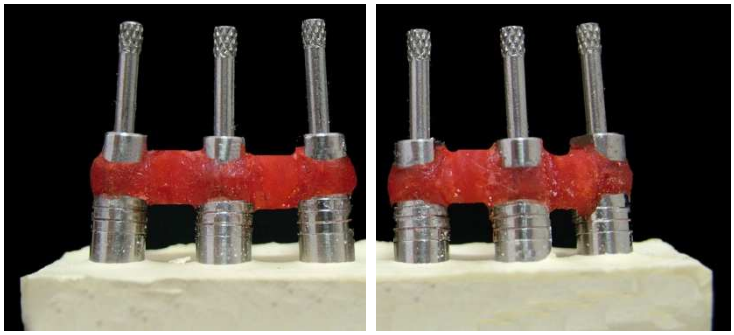

FIGURA 40 – Index removido da matriz.

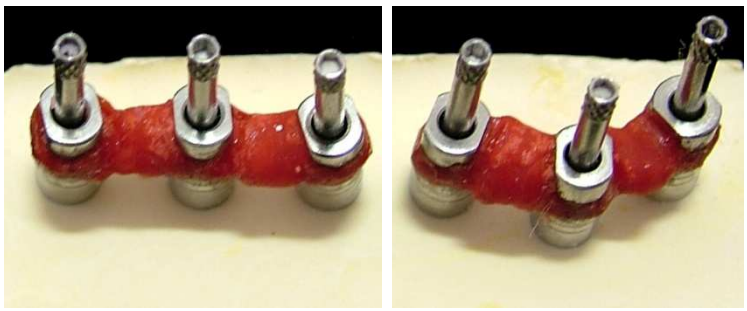

FIGURA 41– Index removido da matriz.

Após o desparafusamento dos transferentes quadrados unidos, o Index estava pronto (Figura 42 e 43).

FIGURA 42 – Index (vista superior).

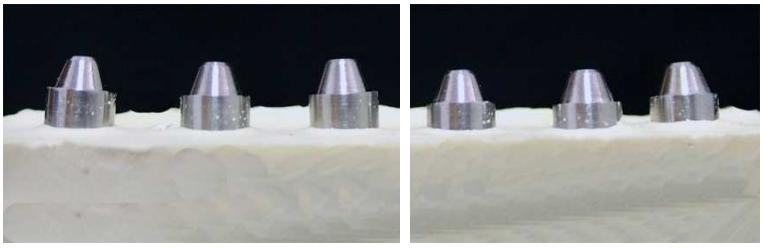

FIGURA 43 – Index (vista frontal).

Os cinqüenta e seis modelos de gesso e sete registros (Index) obtidos foram armazenados à temperatura ambiente por duas semanas até que as medidas dos deslocamentos fossem feitas.[10,30,45]

4.9 Obtenção dos dados

Para mensuração das coordenadas do modelo mestre e dos modelos de gesso foi utilizado um stereo microscópio 3D (Reflex Microscope (Consultantnet Ltd, Cambrige, UK)) que permitia a visualização e demarcação das coordenadas tridimensionais (X, Y, Z) a cada um dos seis análogos (Figura 44).

Para a realização das mensurações das coordenadas foi utilizado o programa ReflexSoft Revision 1.0 (Consultantnet Ltd, Cambridge, UK) com a capacidade de obter dados num nível de ± 3µm nas coordenadas espaciais X-Y e ± 5µm nas coordenadas espaciais Z.

FIGURA 44 – Modelo mestre posicionado no microscópio Reflex.

4.9.1 Calibração das Mensurações

Para realizar as mensurações dos eixos (X, Y, Z) foi necessário realizar uma calibração intra-operador e do programa. Para isso então, realizou-se a determinação do posicionamento dos modelos.

Para isso, foram delimitados e demarcados com uma sonda periodontal quatro pontos (1-lateral esquerda, 2-anterior, 3-lateral direita e 4-posterior) no modelo mestre, os quais serviram para determinar e conferir o posicionamento no plano X-Y (Figura 45).

Para facilitar a visualização e o entendimento foi criado um modelo vetorizado 3D com o programa Blender 2.49 (Blender Foundations, Amsterdam; Holanda) e utilizado em conjunto com o programa ReflexSoft Revision 1.0 (Figura 46).

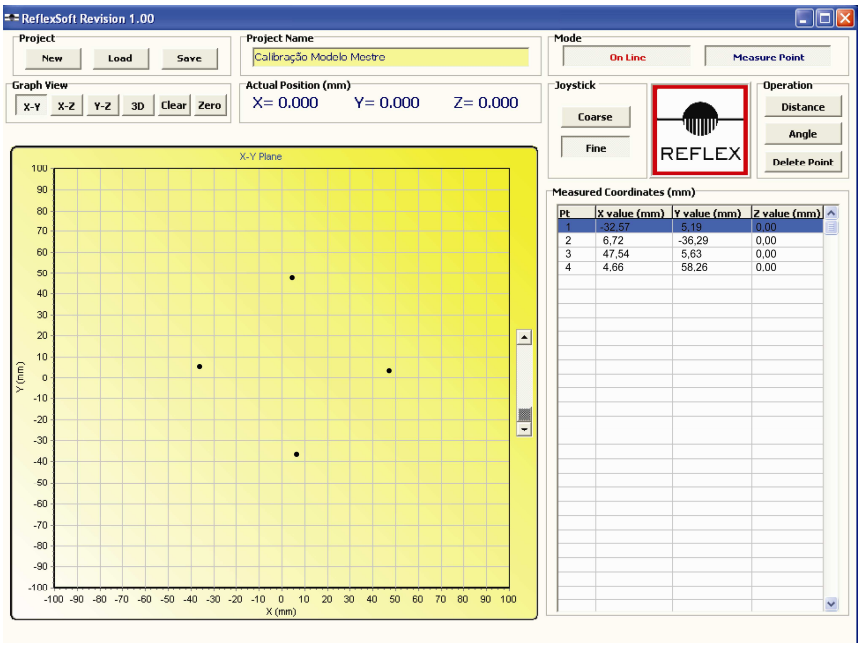

FIGURA 45 – Delimitação dos pontos para posicionamento dos modelos no plano X-Y

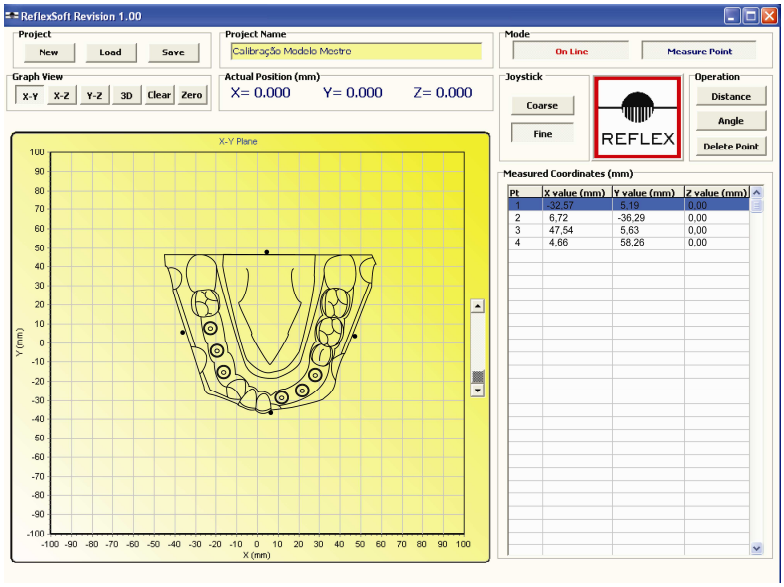

FIGURA 46 – Delimitação dos pontos para posicionamento dos modelos no plano X-Y com modelo vetorizado 3D

Sobre esses pontos realizou-se a calibração intra-operador, foram realizados 10 mensurações do modelo mestre para cada um dos 4 pontos de referência de posicionamento do modelo.

Após a calibração intra-operador, mensurou-se os 4 pontos novamente e estes conjuntos de dados foram definidos no programa como a posição tridimensional do modelo.

Quando três dos quatro pontos de referência coincidem, o modelo de gesso é considerado na mesma posição do modelo mestre. Este procedimento foi o mesmo realizado por Humphries et al.[28], 1990; Spector et al.[49], 1990; Ness et al.[43], 1992; Carr et al.[12], 1992; Kim et al.[35], 2006

Para permitir uma mensuração padronizada dos análogos do modelo mestre e dos modelos de gesso, pontos de referência foram criados. Estes pontos de referência foram localizados nos centros rotacionais do eixo Z dos análogos que, sendo estes perpendiculares ao plano horizontal e paralelos entre si coincidiam com o orifício de parafusamento dos análogos (Figura 46)

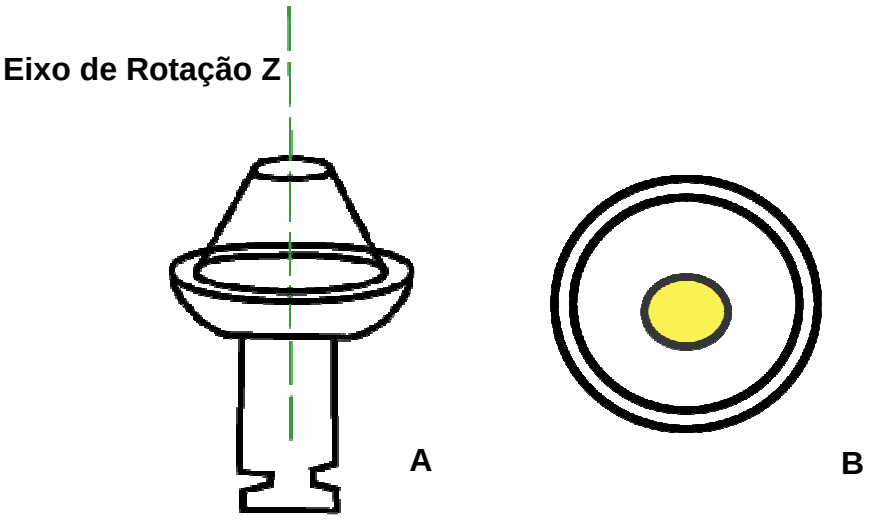

FIGURA 46 – Esquema ilustrando o ponto de referência de mensuração coincidente entre o eixo de rotação Z e o orifício de parafusamento do análogo. A- Vista Frontal, B- Vista superior

Deste modo, foi realizada uma calibração, onde foram realizadas 10 mensurações para o ponto de referência do um análogo 1 do modelo mestre[43].

4.9.2 Mensurações das coordenadas tridimensionais

Com o programa devidamente calibrado, ao mensurar cada ponto de referência situado nos análogos, obtinha-se três valores de coordenadas (X, Y, Z) que representavam o posicionamento espacial do análogo analisado (Figura 47 a 50).

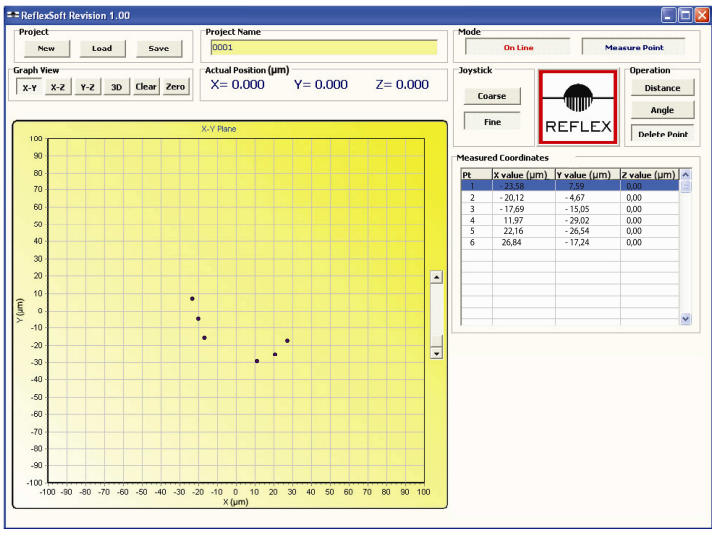

FIGURA 47 – Demarcação dos pontos para análise dos modelos no plano X-Y.

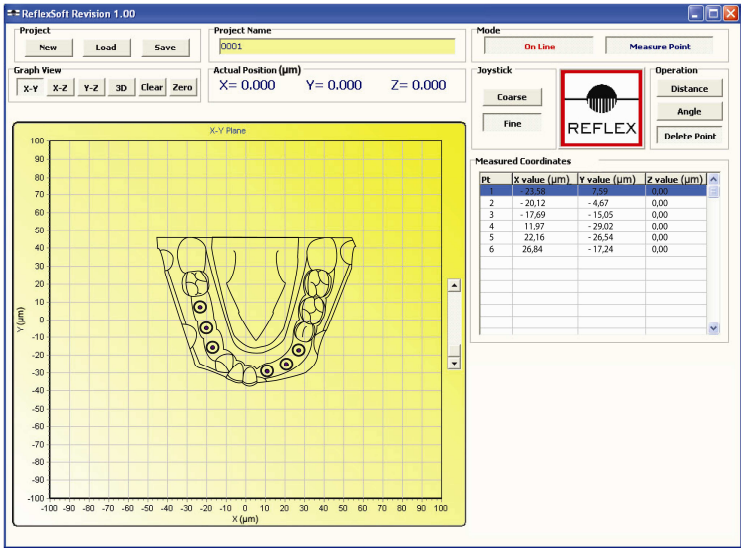

FIGURA 48 – Demarcação dos pontos para análise dos modelos no plano X-Y com modelo vetorizado 3D.

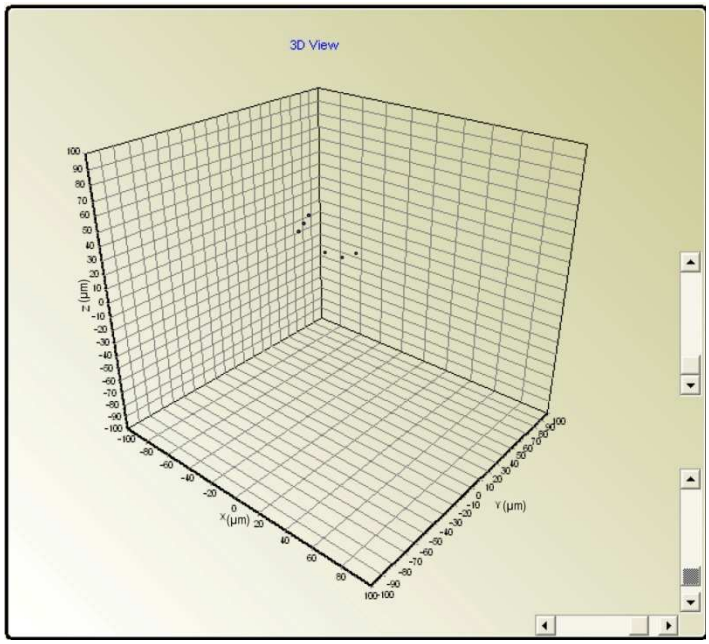

FIGURA 49 – Demarcação dos pontos para de análise dos modelos no plano tridimensional.

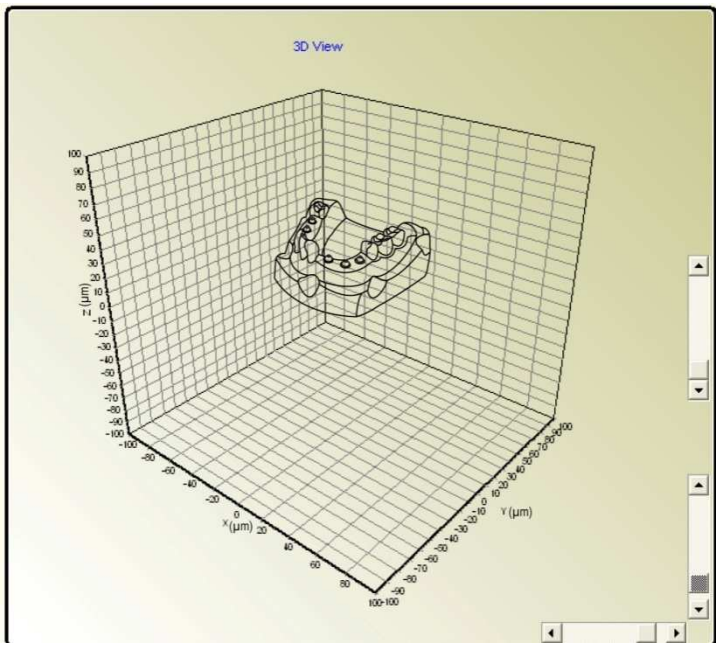

FIGURA 50 – Demarcação dos pontos para de análise dos modelos no plano tridimensional com modelo vetorizado 3D

O programa também permitia que se calculasse a distância entre dois pontos pré-definidos, a essa distância denominou-se deslocamento ou distorção.

Nicholls et al.[47] em 1977, definiu distorção ou deslocamento como um movimento relativo de um ponto, ou de um grupo de pontos, além de um ponto de referência específico como uma deformação permanente.

Assim, neste estudo, a distorção ou deslocamento foi a diferença das coordenadas iniciais dos análogos (Modelo Mestre) com as coordenadas do posicionamento final (grupos I, QI, QE, DI, DE, HI, HE, MI e ME) de cada ponto de referência (análogos). Deste modo, foi possível obter-se então os valores de deslocamento ΔX, ΔY e ΔZ para cada ponto de referência.

A união dos três valores de coordenadas de deslocamento (ΔX, ΔY e ΔZ), compõe o deslocamento global (ΔR) (Figura 51), que representa o movimento absoluto total em cada ponto de referência (análogo). Os valores de ΔR foram calculados a partir de uma transformação ortogonal dos sistemas de coordenadas ΔX, ΔY e ΔZ aplicando a fórmula [49,63]:

$$\Delta R = \sqrt{\Delta X^2 + \Delta Y^2 + \Delta Z^2}$$

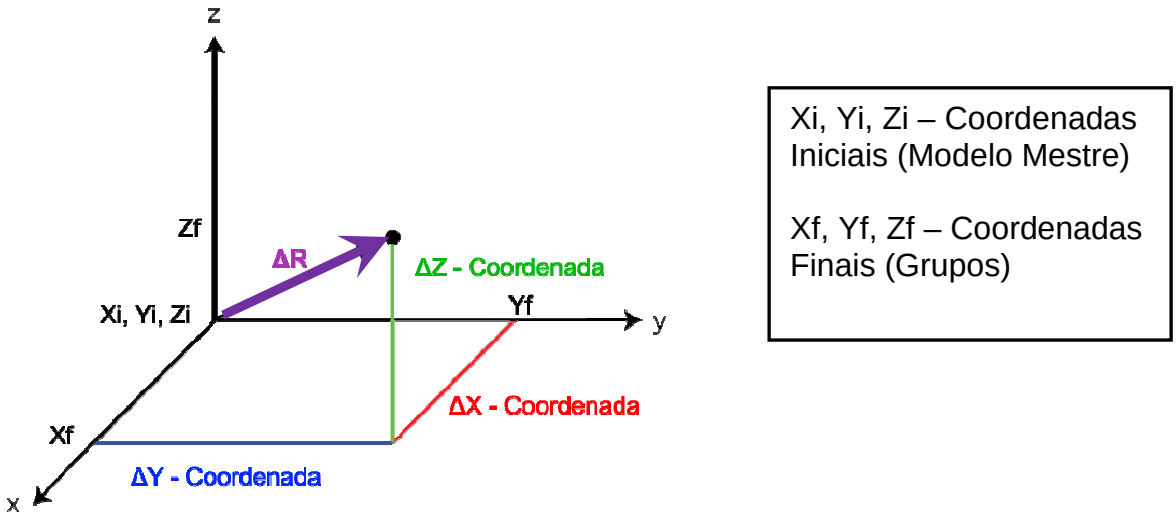

FIGURA 51 - Ilustração de plano cartesiano 3D com as coordenadas de deslocamento (ΔX, ΔY e ΔZ) e o deslocamento global (ΔR)

Para o grupo Index, como o formato do modelo difere do modelo mestre, não seria possível adotar as mesmas referências para mensuração dos deslocamentos, assim, houve a necessidade de se tomar outras referências, neste caso as dimensões dos modelos do índex (4x3x1,5 cm) foram repassados para o programa ReflexSoft de modo que seu posicionamento coincida com os análogos do modelo mestre, permitindo a obtenção dos dados [35].

Com o valor de ΔR obtido por análogo, seis valores de ΔR foram obtidos por modelo analisado. Desta forma, a partir da média aritmética desses valores foi possível calcular o deslocamento global médio do modelo (ΔRm).

5 Resultado

5 Resultado

Nas Tabelas seguintes, estão os resultados das calibrações após a análise estatística, assim como os comentários pertinentes.

Tabela 2 – Resultados da calibração intra-operador para os pontos de referência do posicionamento do modelo

Referência	Média (µm)	DP (±)*	κ**
Lateral esquerda	34,76	1,52	0,98
Anterior	38,51	1,01	0,99
Lateral direita	49,12	1,17	0,98
Posterior	59,47	1,26	0,97

***DP- Desvio Padrão; **κ-** Índice Kappa

Tabela 3 – Resultados da calibração intra-operador para os pontos de referência no análogo 1

Análogo	Média (µm)	DP (±)*	κ**
Análogo 1	27,10	1,11	0,99

***DP- Desvio Padrão; **κ-** Índice Kappa

Para a calibração intra-operador, tanto para o posicionamento do modelo como para aferição dos análogos o Índice Kappa foi maior que 0,75, indicando uma excelente reprodutibilidade dos dados, assegurando a confiabilidade dos dados analisados.

Formaram-se ao todo: oito grupos de técnica de moldagem com sete modelos cada, onde quatro grupos foram moldados com poliéter e quatro com silicona de adição, totalizando cinqüenta e seis modelos e trezentos e trinta e seis valores de deslocamento global (ΔR); um grupo de técnica de registro (Index) com sete registros e quarenta e dois valores de ΔR; sendo que todos os grupos possuíam dois subgrupos (alinhados e não alinhados) totalizando dezoito subgrupos.

Os dados das medições realizadas estão dispostos no Apêndice sob a forma de Gráficos e Tabelas.

Os valores médios de deslocamentos por modelo após todas as mensurações foram (Figura 52):

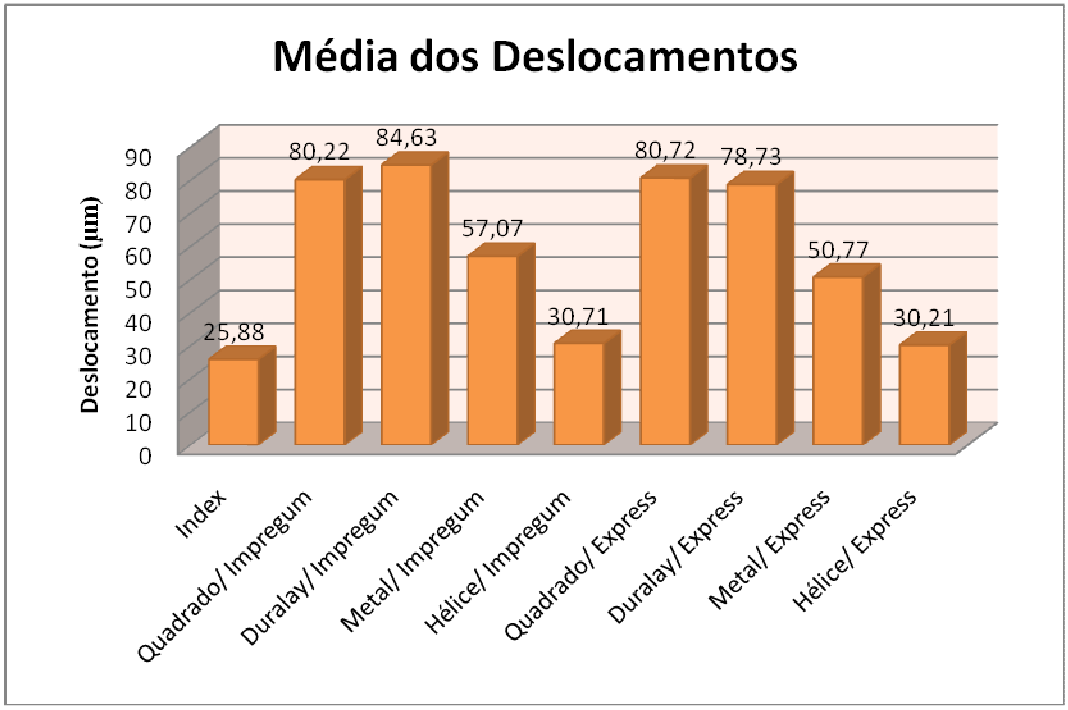

FIGURA 52 – Gráfico das médias dos deslocamentos dos grupos estudados.

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 paramétricos para a comparação entre as técnicas de moldagem, e para comparação entre os materiais de moldagem e entre as situações clínicas foi indicado testes não-paramétricos.

O teste paramétrico indicado para a comparação entre os valores de deslocamentos globais entre os grupos foi o teste **One-Way ANOVA** ao nível de 0,1% de significância (probabilidade de rejeitar a hipótese nula quando verdadeira).

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 **Holm-Sidak Method**) para identificar quais as médias que tomadas duas a duas, diferem significativamente entre si.

Já o teste não-paramétrico 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).

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

Tabela 4 – Resultados do teste Holm-Sidak aplicado na comparação entre todos os grupos

Comparação dos grupos	Diferença das Médias	q	P<0,050
I vs. DI	58,75	19,163	Sim
I vs. QE	54,83	17,886	Sim
I vs. QI	54,34	17,725	Sim
I vs. DE	52,85	17,238	Sim
I vs. MI	31,20	10,175	Sim
I vs. ME	24,89	8,117	Sim
QI vs. HE	50,01	16,313	Sim
QI vs. HI	49,51	16,149	Sim
QI vs. ME	29,46	9,608	Sim
QI vs. MI	23,15	7,550	Sim
QE vs. HE	50,50	16,474	Sim
QE vs. HI	50,00	16,310	Sim
QE vs. ME	29,95	9,769	Sim
QE vs. MI	23,64	7,711	Sim
DI vs. HE	54,42	17,751	Sim
DI vs. HI	53,92	17,587	Sim
DI vs. ME	33,86	9,121	Sim
DI vs. MI	27,55	8,988	Sim
DE vs. HE	48,52	15,825	Sim
DE vs. HI	48,01	15,661	Sim
DE vs. ME	27,96	9,121	Sim
DE vs. MI	21,65	7,063	Sim
MI vs. HE	26,86	8,763	Sim
MI vs. HI	26,36	8,599	Sim
ME vs. HE	20,55	6,705	Sim
ME vs. HI	20,05	6,541	Sim
HI vs.HE	**0,50**	**0,164**	**Não**
HI vs. I	**4,83**	**1,576**	**Não**
HE vs. I	**4,33**	**1,412**	**Não**
MI vs. ME	**6,31**	**2,058**	**Não**
DI vs. DE	**5,90**	**1,925**	**Não**
DI vs. QI	**4,41**	**1,438**	**Não**
DI vs. QE	**3,92**	**1,277**	**Não**
DE vs. QE	**1,99**	**0,648**	**Não**
DE vs. QI	**1,49**	**0,487**	**Não**
QI vs QE	**0,49**	**0,161**	**Não**

Tabela 5 – Resultados do One-Way ANOVA aos valores de ΔR de todos os grupos.

Grupos	N	Média (µm)	DP (±)**	Holm-Sidak Test
I	7	25,88	3,41	A
QI	7	80,22	6,36	B
DI	7	84,63	9,22	B
MI	7	57,07	5,96	C
HI	7	30,71	3,53	A
QE	7	80,71	4,92	B
DE	7	78,73	6,84	B
ME	7	50,76	4,82	C
HE	7	30,21	4,08	A

Médias indicadas pela mesma letra não diferem significativamente entre si.
*** (*p ≤ .001*); **DP- Desvio Padrão**

Comparando-se os valores de deslocamentos globais médios, observou-se que o grupo index foi quem mostrou menor deslocamento, e este é estatisticamente semelhante ao grupo hélice / Impregum e ao grupo hélice / Express.

Tabela 6 – Resultados do teste Mann-Whitney sobre o material de moldagem

Material de Moldagem	**Mediana**	**25%**	**75%**
Impregum	69,045	42,740	79,445
Express	63,365	39,885	80,020

T= 824,000 (P=0,676)

Tabela 7 – Comparação entre os materiais de moldagem

Material de Moldagem	**Média**
Impregum	63,16[a]
Express	60,11[a]

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

Não houve diferença estatisticamente significativa entre os materiais de moldagem (P = 0,676)

Tabela 8 – Resultados do One-Way ANOVA aos valores de ΔR sobre os análogos alinhados

Grupos	N	Média (µm)	DP (±)**	Holm-Sidak Test
QI	21	77,80	6,75	D
DI	21	82,60	8,59	D
MI	21	55,34	5,42	C
HI	21	28,35	4,18	A
QE	21	79,26	4,75	D
DE	21	77,37	6,85	D
ME	21	50,11	5,39	B
HE	21	28,87	4,33	A

Médias indicadas pela mesma letra não diferem significativamente entre si.
*** (*p ≤ .001*); **DP- Desvio Padrão**

Para a situação onde os análogos estão alinhados, a técnica com transferentes quadrados (hélice) mostrou-se mais precisa que as demais.

Tabela 9 – Resultados do One-Way ANOVA aos valores de ΔR sobre os análogos não-alinhados

Grupos	N	Média (µm)	DP (±)**	Holm-Sidak Test
QI	21	82,65	6,92	D
DI	21	86,67	9,86	D
MI	21	58,82	6,86	C
HI	21	33,08	3,89	A
QE	21	82,18	5,56	D
DE	21	80,10	7,13	D
ME	21	51,44	4,73	B
HE	21	31,56	4,33	A

Médias indicadas pela mesma letra não diferem significativamente entre si.
*** (*p ≤ .001*); **DP- Desvio Padrão**

Para a situação onde os análogos estão não- alinhados, a técnica com transferentes quadrados (hélice) mostrou-se mais precisa que as demais.

Tabela 10 – Resultados do teste de Mann-Whitney sobre as situações clínicas (alinhado e não-alinhado)

Disposição do análogos	**Mediana**	**25%**	**75%**
Alinhado	17,400	7,470	26,240
Não-alinhado	39,670	23,113	54,218

T= 57,000 (p= 0,013)

Tabela 11– Resultados do teste Student-Newman-Keuls aplicado na comparação entre os análogos alinhados e não-alinhados

Comparação dos grupos	**Diferença das Médias**	**q**	**P<0,050**
Alinhado vs. Não-alinhado	1613	5565	Sim

Dentre as situações clínicas analisadas, os análogos que estão dispostos alinhados foram mais precisos do que os análogos não-alinhados.

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[13], isto é, que não induzam tensões nos componentes do implante, na interface implante-osso e no osso circunvizinho[36,54].

Uma perfeita adaptação ocorre quando as superfícies internas do implante e prótese estão alinhadas e contatadas sem a necessidade de aplicação de força[14]. Ainda que a última meta devesse ser tensão zero, isto é provavelmente impossível, pois há limitações provenientes das propriedades físicas dos materiais usados[30].

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 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[54].

Quando uma prótese é instalada sem a necessidade de aplicação de força, considera-se que houve uma perfeita adaptação entre ela e as superfícies do implante. Discrepâncias verticais podem ser mascaradas com o aperto manual dos parafusos, porém esse aperto manual não somente leva ao risco de fratura bem como a inevitável transferência de estresse ao implante e aos parafusos. Por causa do limite plástico dos parafusos estar entre 17-18 Ncm, o valor de 10 Ncm é o recomendado para apertar os parafusos protéticos de titânio nos pilares[14]. Seguindo este princípio, foi utilizado nesta pesquisa um torque

de 10 Ncm para o aperto dos parafusos, com o objetivo de se evitar o emprego de forças superiores a desejada.

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 permitirem um movimento lateral (x ou y) superior aos deslocamentos computados, então estes deslocamentos podem não ser significantes [43].

As tolerâncias de usinagem podem ser descritas como distorções clinicamente aceitáveis, isto é, não induzem tensão nos componentes durante colocação na boca [49]. Ma et al.[38] observou que as tolerâncias de usinagem dos componentes variavam de 22 µm a 100 µm.

Neste estudo, apenas três valores de deslocamento registrados foram maiores que 100µm (103,54µm, 106,35µm 102,53µm (Grupo Quadrado Duralay/Impregum- Modelo nº03, análogo 4, 5 e 6)).

Embora não considerado especificamente neste estudo a tolerância de usinagem, definida como a diferença das posições de descanso entre os componentes quando são mantidos no lugar pelo seu respectivo parafusamento, pode representar outro fator mecânico no fenômeno da distorção [35,58].

A distorção tridimensional de uma moldagem é inerente em todos os processos que envolvem restaurações indiretas[47]. Esta distorção pode ser considerada como, absoluta ou relativa, dependendo do ponto de referência que é mensurado: a distorção absoluta é considerada quando o ponto de referência for externo, já a distorção relativa é a medida de um ponto que se encontre interna ao sistema. [11,28,47,49,59,65] De acordo vários autores[11,28,49,59] assim como neste estudo, a distorção relativa foi considerada como parâmetro, visto que a resultante

translacional era mensurada de um coping ao outro. Este tipo de mensuração pode ser considerada mais precisa clinicamente do que a distorção absoluta, já que uma prótese implantossuportada usualmente conecta os abutments uns aos outros.

Neste estudo, os deslocamentos utilizando-se a técnica com transferentes quadrados foram maiores do que a técnica com os transferentes quadrados unidos com barra metálica e também do que a técnica com transferentes quadrados em forma de hélice. Isto ocorreu devido a possibilidade de rotação do transferente quadrado durante o parafusamento do análogo. Alguns autores como Inturregui et al.[30], 1993 e Del'Acqua[18], 2008 relataram que quando se aplica um torque de 10 Ncm (recomendação da ADA n◦ 25) no parafusamento do transferente no molde ao seu análogo causaria uma rotação e conseqüentemente uma movimentação do análogo. Assim, estes autores recomendaram o apertamento dos componentes com pressão digital. Entretanto, neste trabalho isso não foi realizado, pois a falta de um torque padronizado poderia levar a erros devido ao apertamento inadequado.

Devido a esse motivo que muitos autores indicam a união entre os transferentes com resina autopolimerizável [50,61].

Vários estudos[50,61] relataram que a técnica com transferentes quadrados unidos é mais precisa fornecendo um modelo final mais preciso, já que a técnica com transferente quadrado apresenta a possibilidade de girar no interior do molde no momento do parafusamento da réplica. Em contrapartida, Hsu et al.[27], 1993 e Herbst et al.[26], 2000 disseram que não há a necessidade desta união.

Os detalhes da técnica de união empregada nesta pesquisa foram retirados do trabalho de Mojon et al.[40], 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.

Apesar de Hsu et al.[27] em 1993 afirmar que o volume de Duralay utilizado ser um fator insignificante, alguns trabalhos demonstram[18,40,] que 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, sendo necessário o seccionamento e uma nova união das barras de Duralay.

Com a união dos transferentes quadrados com Duralay houve a criação de uma maior área para a atuação do material de moldagem 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. Este fator pode ser uma das razões que explique de porque o índex que não sofre o processo de moldagem possua uma maior precisão do que as técnicas de moldagem.

Outra técnica para impedir que os transferentes quadrados girem no interior do molde no momento do parafusamento da réplica foi sugerida por Naconecy[42] em 2004. Nesta técnica, os transferentes eram unidos com barras metálicas entre si com apenas uma pequena adição de resina autopolimerizável para sua fixação.

Os resultados do presente estudo mostraram que a união dos transferentes com barra de metal obteve maior precisão do que a técnica com transferentes unidos com Duralay. Este resultado poderia ser explicado uma vez que o aumento da rigidez do esplinte tem um papel importante minimizando a sua deformação pelo estresse ao qual é exposto, desde a moldagem até a fabricação do modelo de trabalho[35].

Além disso, esplintar os transferentes quadrados com barras de metal pode ser considerado vantajoso, uma vez que elimina a fase laboratorial para a confecção das barras de resina acrílica e o tempo clínico requerido para o seccionamento e re-união do esplinte de resina acrílica.

Alguns autores contra-indicaram a união justificando que não haveria nenhuma vantagem clínica em usar as técnicas mais demoradas de moldagem de transferência com esplintagem feitas com resina acrílica autopolimerizável[26,30,60], 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 sugereser a melhor técnica para se reproduzir o posicionamento dos implantes.

Em relação aos transferentes quadrados hélice, a sugestão desta técnica se baseou na hipótese de que as extensões criadas no sentido vestíbulo-lingual agiriam como retentores entre o transferente e o material de moldagem, reduzindo a liberdade de movimento rotacional do transferente dentro do material de moldagem durante fases clínicas e laboratoriais. Esta técnica permite sugerir também que a ausência de união entre os transferentes, diminuiria a área de contato da resina autopolimerizável com o material de moldagem e que isso diminuiria o efeito da contração de polimerização sobre o transferente, e também não ocorreria alteração na relação inter-pilares causada pela contração de polimerização da resina.

Outra vantagem desta técnica seria que além de ser de fácil execução ela poderia ser indicada tanto para implantes unitários como para implantes múltiplos podendo ser indicada então a todo tipo de reabilitações sobre implantes.

Em suma, esta técnica se baseia na associação das outras duas técnicas relatadas (quadrado e quadrado unido com Duralay) permitindo que se utilizem as vantagens de ambas as técnicas e também minimizando as desvantagens delas também.

Neste estudo, a técnica de transferentes quadrados hélice foram os que produziram os melhorem resultados dentre as técnicas de moldagem, sendo estatisticamente semelhante ao index que foi a técnica mais precisa.

Esse resultado do grupo Index poderia ser explicado pela ausência de material de moldagem, que gera tensões e micromovimentações na esplintagem, e pela pequena quantidade de gesso empregada no vazamento, minimizando as possíveis alterações advindas da expansão de presa[12]. Porém, como a técnica do Index não copia tecidos moles pela ausência do material de moldagem, só pode ser utilizada para a realização das soldas da estrutura metálica ou então como confirmação da precisão de outro modelo de gesso obtido através de outra técnica de moldagem.

A escolha do material de moldagem deve ser baseada nas considerações destas variáveis: precisão do material, quantidade de retenções intra-orais, a estabilidade dimensional do molde e a experiência do clínico.

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 um análogo do intermediário, proporcionando mínima distorção do posicionamento dos análogos. Ambos poliéter e silicona de adição possuem esses pré-requisitos.

De acordo com os resultados do estudo realizado por Lorenzoni et al.[36] (2000), a silicona de polimerização por adição e o poliéter devem ser os materiais de escolha para os procedimentos de moldagem de transferência para implantes, sendo a silicona de adição mais precisa em relação ao deslocamento tridimensional e a rotação xy. Compartilhando da mesma opinião, Wee [64] (2000) recomendou a utilização de silicona de adição e poliéter para implantodontia. Porém, como primeira escolha deveria ser o poliéter devido a sua rigidez que provê resistência ao deslocamento acidental dos transferentes. Como material alternativo de escolha, ainda de acordo com o autor, a silicona de adição deveria ser utilizada principalmente na situação de arcos parcialmente desdentados, onde seu menor módulo de elasticidade permite fácil remoção da moldagem. E para Daoudi et al.[16] (2001), nenhuma diferença significativa foi encontrada entre o poliéter e a silicona de adição.

Neste estudo ambos poliéter e silicona de adição não foram diferentes entre si, estando de acordo com diversos estudos[5, 6,12,13,27,28,49,64].

Em relação a disposição dos análogos, Jiménez-López[33] em 2000 sugeriu que a disposição dos implantes poderia influenciar na precisão do modelo de trabalho, associados a outros fatores como a técnica de moldagem, tipo de material de moldagem ou o tipo de material de vazamento, ou seja, implantes alinhados (em linha reta) e implante não-alinhados (em curva) poderiam promover imprecisões ao modelo final. A justificativa deste autor para que isso ocorra foi que em regiões curvas principalmente em grandes reabilitações em seus extremos mais distais haja a produção de forças centrípetas que criariam deformações, contudo o autor comentou que isso somente se aplicaria se os implantes estivessem esplintados.

Neste estudo ao se comparar implantes alinhados e não-alinhados houve diferença estatisticamente significante apesar de se ter utilizados técnicas que não possuíam esplintes.

Isso se justifica, pois os análogos não-alinhados se localizam na região anterior e durante os procedimentos de moldagem, apesar de ter sido realizada uma calibração intra-operador para a realização da moldagem, o simples fato de se remover uma moldagem de um paciente parcialmente desdentado que possuí dentes que criam retenção durante a remoção do molde e o uso de um material de moldagem rígido impedem que o modelo seja removido de uma forma ideal, ou seja, num golpe único e no sentido vertical sem produzir forças horizontais. Ao não conseguir essa remoção ideal, essas forças horizontais acarretariam em imprecisões no modelo final, e como os análogos se localizam na região anterior, eles ficam próximos ao ponto de aplicação de força (cabo da moldeira) sofrendo então maior influência das forças horizontais e assim sofrendo maiores alterações durante a remoção do molde.[58]

.

7 Conclusão

7 Conclusão

Dentro das limitações deste estudo, pode-se concluir que:

1) as técnicas que produzram menor deslocamento foram a técnica de registro (índex) e técnica com transferentes tipo hélice

2) independentemente do material de moldagem, a técnica de moldagem que produziu menor deslocamento foi à técnica com transferente tipo hélice

3) Houve similaridade entre os materiais de moldagem

4) a situação clínica que promoveu um menor deslocamento foi a com análogos alinhados.

8 Referências

8 Referências *

1- Abdullah MA, Talic YF. The effect of custom tray material type and fabrication technique on tensile bond strength of impression material adhesive systems. J Oral Rehabil. 2003; 30:312-7.

2- Al-Abbas H, Al-Ajmi, Pipko DJ. A positioning jig to verify the accuracy of implant pilares. J Prosthet Dent. 2002; 87:115-6.

3- Aparicio CA. new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Brånemark osseointegrated implants: a two-year report. Int J Periodontics Restorative Dent. 1994; 14: 405-19.

4- Assif D, Marshak B, Nissan J. A modified impression technique for implant-supported restoration. J Prosthet Dent. 1994; 71: 589-91.

5- Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996;11:216-22.

6- Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. Int J Periodontics Restorative Dent. 1992;12:112-21.

7- Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999;14:885-8.

8- Assunção WG, Gennari Filho H, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. Implant Dent. 2004;13:358-66.

9- Bindra B, Heath JR. Adhesion of elastomeric impression materials to trays. J Oral Rehabil. 1997; 24:63-9.

10- Burawi G, Houston F, Byrne D, Claffey N. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. J Prosthet Dent. 1997;77:68-75.

11- Carr AB. A comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991; 6: 448-55.

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

13- Carr AB, Sokol J. Accuracy of casts produced by the Nobelpharma impression techniques. J Dent Res. 1991; 70:290.

14- Cheshire PD, Hobkirk JA. An in vivo quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. J Oral Rehabil. 1996; 23:782-9.

15-Conrad HJ, Pesun IJ, DeLong R, Hodges JS. Accuracy of two impression techniques with angulated implants. J Prosthet Dent. 2007; 97:349-56.

16- Daoudi MF, Setchell DJ, Searson LJ. A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. Int J Prosthodont 2001; 14:152-8

17- De La Cruz JE, Funkenbusch PD, Ercoli C, Moss ME, Graser GN, Tallents RH. Verification jig for implant-supported prostheses: a comparison of standard impressions with verification jigs made of different materials. J Prosthet Dent. 2002;88:329-36.

18- Del'Acqua MA. Precisão das técnicas de moldagem e vazamento para próteses implantossuportadas. [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2005.

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

20-El Haje E. Direct impression coping for an implant system. J Prosthet Dent. 1995;74: 434-5.

21- Fenton AH. The accuracy of implant impression procedures. J Dent Res. 1991; 70:399.

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

23- Goiato MC, Gennari Filho H, Fajardo RS, Assunção WG, Dekon SFC. Comparação entre três materiais de moldagem e três técnicas de moldagem de transferência para implantes. BCI: Rev Bras Cir Implantodont. 2002; 9: 164-8.

24- Gregory-Head B, Labarre E. Two-step pick-up impression procedure for implant-retained overdentures. J Prosthet Dent. 1999; 82:615-6.

25- Helldén LB, Dérand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998; 13:190-6.

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

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

28- Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. Int J Oral Maxillofac Implants. 1990;5:331-6.

29- Hussaini S, Wong T. One clinical visit for a multiple implant restoration master cast fabrication. J Prosthet Dent. 1997; 78:550-3.

30- Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, Lund PS. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. J Prosthet Dent. 1993;69:503-9.

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

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

33- Jiménez-López V. Rehabilitación oral en prótesis sobre implantes. Barcelona: Quintessence; 2000.

34- 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. 1994;9:169-78.

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

36- Lorenzoni M, Pertl C, Penkner K, Polansky R, Sedaj B, Wegscheider WA. Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit®-2 system. J Oral Rehabil. 2000;27:629-38.

37- Luebke RJ, Scandrett FR, Kerber PE. The effect of delayed and second pours on elastomeric impression material accuracy. J Prosthet Dent. 1979; 41:517-21.

38-Ma T, Nicholls JI, Rubenstein JE. Tolerance measurements of various implant components. Int J Oral Maxillofac Implants. 1997;12:371-5.

39- McCartney JW, Pearson R. Segmental framework matrix: master cast verification, corrected cast guide, and analog transfer template for implant-supported prostheses. J Prosthet Dent. 1994;71:197-200.

40- Mojon P, Oberholzer J-P, Meyer J-M, Belser UC. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. J Prosthet Dent. 1990;64:684-8.

41- Moon PC, Eshleman JR, Douglas Jr HB, Garret, SG. Comparison of accuracy of soldering indices for fixed prostheses. J Prosthet Dent. 1978; 40:35-8.

42- Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004; 19:192-8.

43- Ness EM, Nicholls JI, Rubenstein JE, Smith DE. Accuracy of the acrylic resin pattern for the implant-retained prosthesis. Int J Prosthodont. 1992;5:542-9.

44- Nissan J, Barnea E, Krauze E, Assif D. Impression technique for partially edentulous patients. J Prosthet Dent. 2002 ;88:103-4.

45-Nissan J, Gross M, Shifman A, Assif D. Effect of wash bulk on the accuracy of polyvinyl siloxane putty-wash impressions. J Oral Rehabil. 2002 ;29:357-61.

46- Nissan J, Laufer B-Z, Brosh T, Assif D. Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques. J Prosthet Dent. 2000;83:161-5.

47-Nicholls JI. The measurement of distortion: theoretical considerations. J Prosthet Dent 1977;37:578-86.

48- Oh W, Gotzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. J Dent Res. 2002 ;81:623-7.

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

50- Pinto JHN l. Estudo comparativo entre técnicas de moldagem para implantes odontológicos. Rev Fac Odontol Bauru. 2001; 9:167-172.

51- Rasmussen EJ Alternative prosthodontic technique for tissue-integrated prostheses. J Prosthet Dent. 1987; 57:198-204.

52- Rodney J, Johansen R, Harris W. Dimensional accuracy of two implant impression copings. J Dent Res. 1991; 70:385.

53- Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. J Prosthet Dent. 2000; 84: 602-7.

54- Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. Implant Dent. 2001; 10: 85-92.

55- Sertgoz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. Int J Prosthodont. 1997; 10:19-27.

56- Shiau JC, Chen LL, Wu CT. An accurate impression method for implant prosthesis fabrication. J Prosthet Dent. 1994; 72:23-5.

57- Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent. 1983; 49:843-8.

58-Sorrentino R, Gherlone EF, Calesini G, Zarone F. Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. Clin Implant Dent Relat Res. 2009 May 8. [Epub ahead of print]

59- Spector MR, Donovan TE, Nicholls JI. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. J Prosthet Dent. 1990; 63: 444-7.

60- Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. In vitro comparison of master cast accuracy for single-tooth implant replacement. J Prosthet Dent. 2000; 83:562-6.

61- Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of three techniques used for multiple implant abutment impressions. J Prosthet Dent. 2003; 89:186-92.

62- Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1994; 9: 405-11.

63-Wassell RW, Ibbetson RJ. The accuracy of polyvinyl siloxane impressions made with standard and reinforced stock trays. J Prosthet Dent. 1991; 65:748-57.

64- Wee AG. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. J Prosthet Dent. 2000;83:323-31.

65- Wise M. Fit of implant-supported fixed prostheses fabricated on master casts made from a dental stone and a dental plaster. J Prosthet Dent. 2001;86:532-8.

66- Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: problems and complications encountered. J Prosthet Dent. 1990; 64:185-94.

9 Apêndice

9 Apêndice

Nas Tabelas A1 a A9 estão os resultados das mensurações dos deslocamentos (ΔR) para as técnicas: Index, Quadrados\ Impregum, Unidos Duralay\ Impregum, Barra Metálica\ Impregum, Hélice\ Impregum, Quadrados\ Express, Unidos Duralay\ Express, Barra Metálica\ Express, Hélice\ Express, respectivamente.

Nas Figuras A1 a A9 estão os Gráficos das médias dos deslocamentos de cada modelo obtido através das técnicas: Index, Quadrados\ Impregum, Unidos Duralay\ Impregum, Barra Metálica\ Impregum, Hélice\ Impregum, Quadrados\ Express, Unidos Duralay\ Express, Barra Metálica\ Express, Hélice\ Express, respectivamente.

Nas Figuras A10 e A11 estão os Gráficos das médias dos deslocamentos de cada modelo obtido através da mensuração dos análogos alinhados e não- alinhados, respectivamente.

Tabela A1 – Valores dos deslocamentos globais (ΔR) (média de **25,88 µm**) obtidas com a técnica do **Index.**

Análogo	1	2	3	4	5	6	7	Média
ΔR1	21,35	20,65	17,66	19,48	21,87	22,48	22,31	20,83
ΔR2	21,54	23,03	15,23	29,54	31,02	26,12	19,18	23,67
ΔR3	20,12	23,87	17,65	28,73	29,3	21,54	21,88	23,30
ΔR4	29,43	32,45	23,84	33,58	31,88	25,22	32,3	29,81
ΔR5	28,23	33,66	24,65	34,98	28,77	27,05	22,1	28,49
ΔR6	30,96	33,65	22,41	34,55	32,12	25,24	25,4	29,19
Média	25,23	27,84	20,29	30,17	29,12	24,65	23,88	25,88

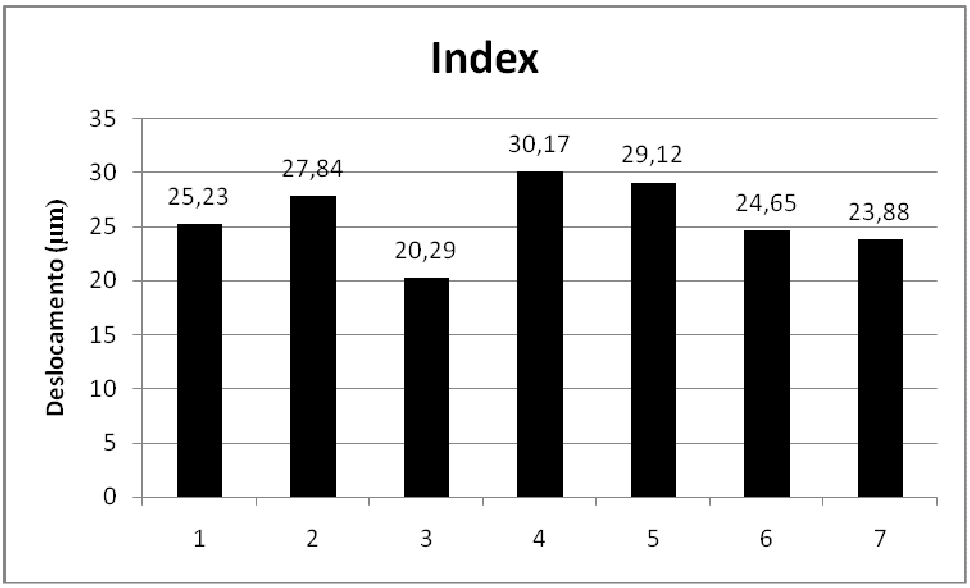

FIGURA A1 – Gráfico com as médias dos valores dos deslocamentos (ΔR) mensurados em cada um dos sete Index obtidos.

Tabela A2 – Valores dos deslocamentos globais (ΔR) (média de **80,22 µm**) obtidas com a técnica do **Quadrado\Impregum.**

Análogo	1	2	3	4	5	6	7	Média
ΔR1	75,45	69,23	88,44	80,24	83,54	77,14	73,69	78,25
ΔR2	73,98	68,19	94,12	75,65	79,66	71,89	71,35	76,41
ΔR3	80,77	72,55	89,51	73,97	76,59	76,32	81,51	78,75
ΔR4	80,62	78,94	93,54	80,14	79,92	87,23	86,45	83,83
ΔR5	79,56	77,11	98,63	83,59	86,47	79,64	74,58	82,80
ΔR6	73,98	75,83	96,32	80,47	87,15	79,2	76,25	81,31
Média	77,38	73,65	93,45	79,01	82,22	78,54	77,32	80,22

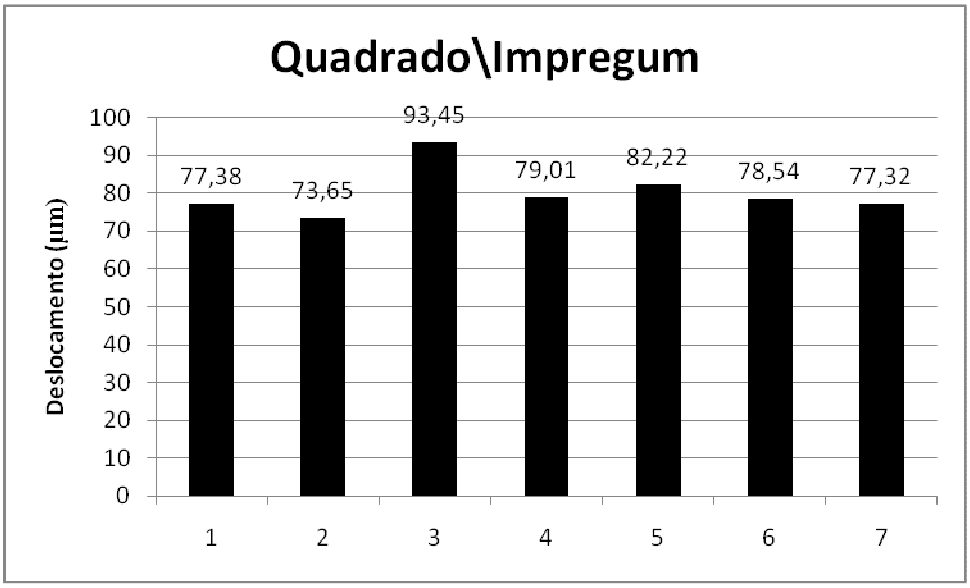

FIGURA A2 – Gráfico com as médias dos valores dos deslocamentos (ΔR) mensurados em cada um dos sete modelos obtidos a partir das moldagens com transferentes Quadrados\ Impregum.

Tabela A3 – Valores dos deslocamentos globais (ΔR) (média de 84,63 **µm**) obtidas com a técnica do **Unido Duralay\Impregum.**

Análogo	1	2	3	4	5	6	7	Média
ΔR1	79,23	75,47	92,85	92,45	78,25	81,59	75,61	82,207
ΔR2	83,21	83,08	93,95	96,35	72,19	79,84	76,36	83,569
ΔR3	82,36	77,82	98,35	94,21	69,26	77,35	75,01	82,051
ΔR4	89,74	88,56	103,54	89,36	75,36	80,36	79,88	86,686
ΔR5	92,2	83,95	106,35	94,62	72,25	81,26	78,74	87,053
ΔR6	91,74	86,45	102,53	92,77	72,15	78,96	79,3	86,271
Média	86,41	82,55	99,59	93,29	73,23	79,88	77,48	84,63

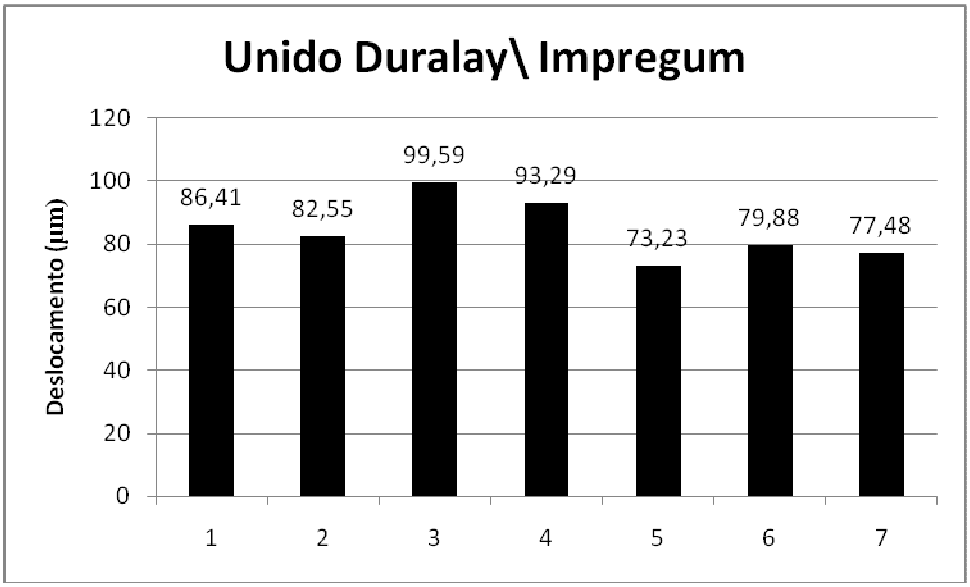

FIGURA A3 – Gráfico com as médias dos valores dos deslocamentos (ΔR) mensurados em cada um dos sete modelos obtidos a partir das moldagens com transferentes quadrados Unidos Duralay\ Impregum.

Tabela A4 – Valores dos deslocamentos globais (ΔR) (média de **57,07 µm**) obtidas com a técnica da **Barra Metálica\Impregum.**

Análogo	1	2	3	4	5	6	7	Média
ΔR1	52,84	58,64	62,34	52,14	48,95	59,65	52,25	55,26
ΔR2	58,45	57,63	63,98	51,69	47,12	57,19	48,65	54,96
ΔR3	55,14	62,53	61,69	54,68	49,62	60,26	46,65	55,80
ΔR4	53,95	66,89	62,37	57,86	50,23	69,79	51,67	58,97
ΔR5	55,35	63,82	63,64	52,61	53,26	71,62	53,64	59,13
ΔR6	56,23	61,62	61,25	54,97	50,63	70,66	53,26	58,37
Média	55,32	61,85	62,54	53,99	49,96	64,86	51,02	57,07

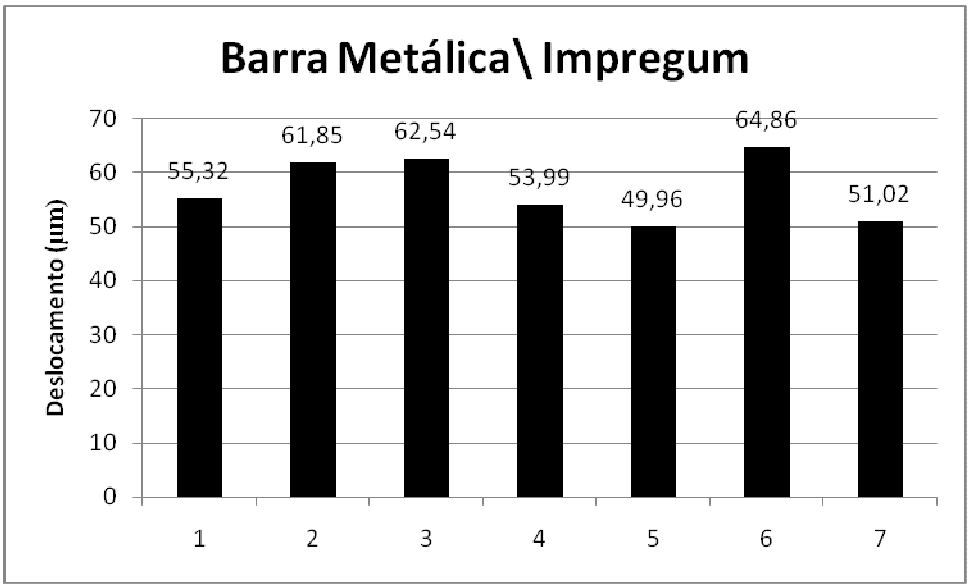

FIGURA A4 – Gráfico com as médias dos valores dos deslocamentos (ΔR) mensurados em cada um dos sete modelos obtidos a partir das moldagens com transferentes Barra Metálica\ Impregum.

Tabela A5 – Valores dos deslocamentos globais (ΔR) (média de **30,71 µm**) obtidas com a técnica do **Hélice\Impregum.**

Análogo	1	2	3	4	5	6	7	Média
ΔR1	29,31	31,99	35,44	24,18	30,74	24,71	36,71	30,44
ΔR2	30,12	27,56	32,74	21,96	27,84	22,38	29,65	27,46
ΔR3	27,28	26,36	29,42	26,17	26,47	21,69	32,67	27,15
ΔR4	33,21	32,01	36,48	28,32	37,59	32,45	39,27	34,19
ΔR5	32,59	28,51	38,83	32,42	33,74	29,12	38,52	33,39
ΔR6	34,71	27,66	35,42	26,03	30,67	30,89	36,31	31,67
Média	31,2	29,01	34,72	26,51	31,17	26,88	35,52	30,71

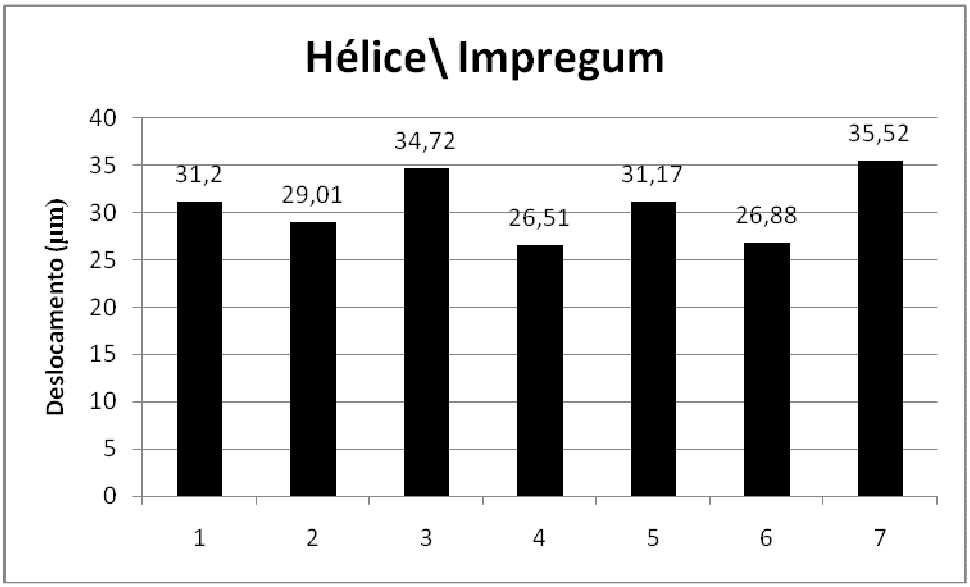

FIGURA A5 – Gráfico com as médias dos valores dos deslocamentos (ΔR) mensurados em cada um dos sete modelos obtidos a partir das moldagens com transferentes Hélice\ Impregum.

Tabela A6 – Valores dos deslocamentos globais (ΔR) (média de **80,72 µm**) obtidas com a técnica do **Quadrado\Express.**

Análogo	1	2	3	4	5	6	7	Média
ΔR1	74,44	73,84	75,42	84,9	78,41	83,67	82,01	78,96
ΔR2	78,51	69,85	74,96	86,51	77,84	86,74	78,65	79,01
ΔR3	76,29	72,55	79,25	84,65	81,65	82,84	81,56	79,83
ΔR4	86,35	72,67	76,36	89,26	84,65	83,56	81,19	82,01
ΔR5	84,39	74,56	80,5	91,86	76,59	88,49	81,13	82,50
ΔR6	82,02	73,63	81,25	89,69	77,25	87,79	82,53	82,02
Média	80,33	72,85	77,95	87,81	79,39	85,52	81,17	80,72

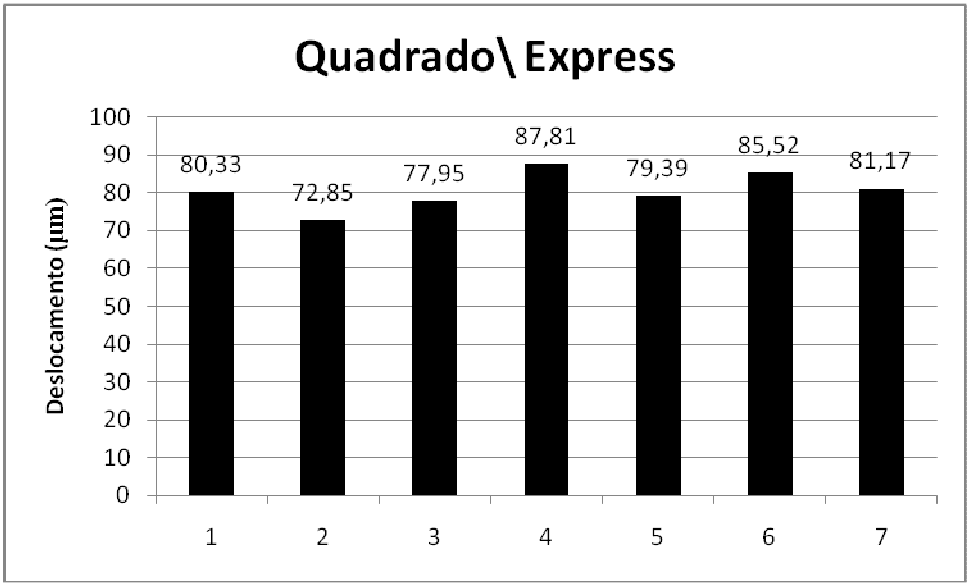

FIGURA A6 – Gráfico com as médias dos valores dos deslocamentos (ΔR) mensurados em cada um dos sete modelos obtidos a partir das moldagens com transferentes Quadrados\ Express.

Tabela A7 – Valores dos deslocamentos globais (ΔR) (média de **78,73 µm**) obtidas com a técnica do **Unido Duralay\Express.**

Análogo	1	2	3	4	5	6	7	Média
ΔR1	78,51	66,59	78,44	84,67	76,2	69,66	87,51	77,37
ΔR2	81,25	71,68	72,52	85,23	78,45	73,86	86,59	78,51
ΔR3	76,99	67,36	71,69	79,15	77,5	69,99	90,9	76,23
ΔR4	77,28	75,32	76,88	76,89	83,74	72,51	88,01	78,66
ΔR5	83,46	67,73	75,67	85,48	83,12	74,94	92,74	80,45
ΔR6	80,81	68,97	78,79	87,55	84,47	73,92	93,77	81,18
Média	79,71	69,6	75,66	83,16	80,58	72,48	89,92	78,73

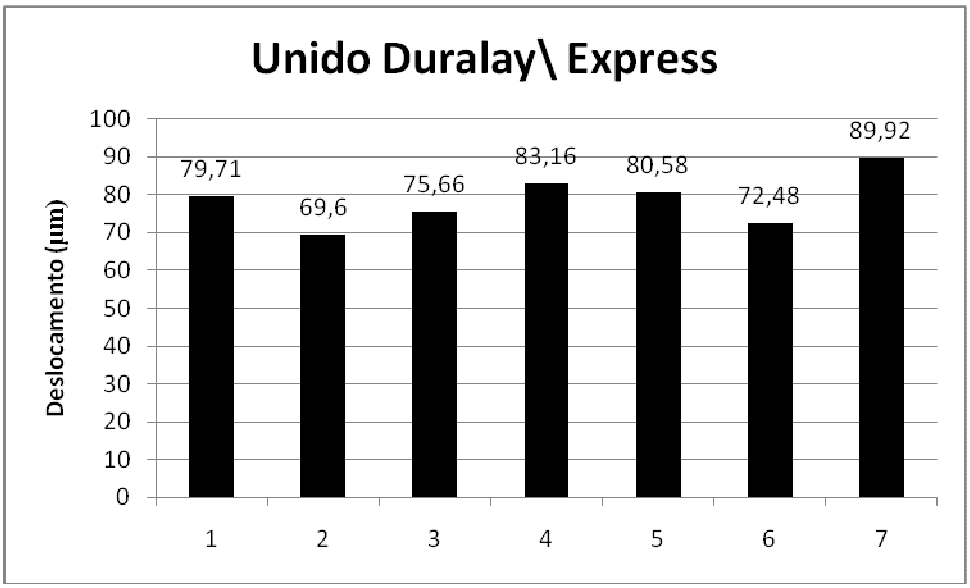

FIGURA A7 – Gráfico com as médias dos valores dos deslocamentos (ΔR) mensurados em cada um dos sete modelos obtidos a partir das moldagens com transferentes Unidos Duralay\ Express.

Tabela A8 – Valores dos deslocamentos globais (ΔR) (média de **50,77 µm**) obtidas com a técnica da **Barra Metálica\Express.**

Análogo	1	2	3	4	5	6	7	Média
ΔR1	46,88	48,26	57,61	55,71	48,63	51,65	44,38	50,45
ΔR2	44,29	49,23	52,14	52,18	51,73	50,64	42,11	48,90
ΔR3	48,03	43,58	53,78	61,69	50,65	57,81	41,26	50,97
ΔR4	49,08	48,64	54,69	56,89	49,42	57,52	44,64	51,55
ΔR5	48,96	49,95	57,38	59,88	47,35	51,06	46,75	51,62
ΔR6	47,44	49,56	57,64	56,42	48,22	54,35	44,33	51,14
Média	47,44	48,2	55,54	57,13	49,33	53,84	43,9	50,77

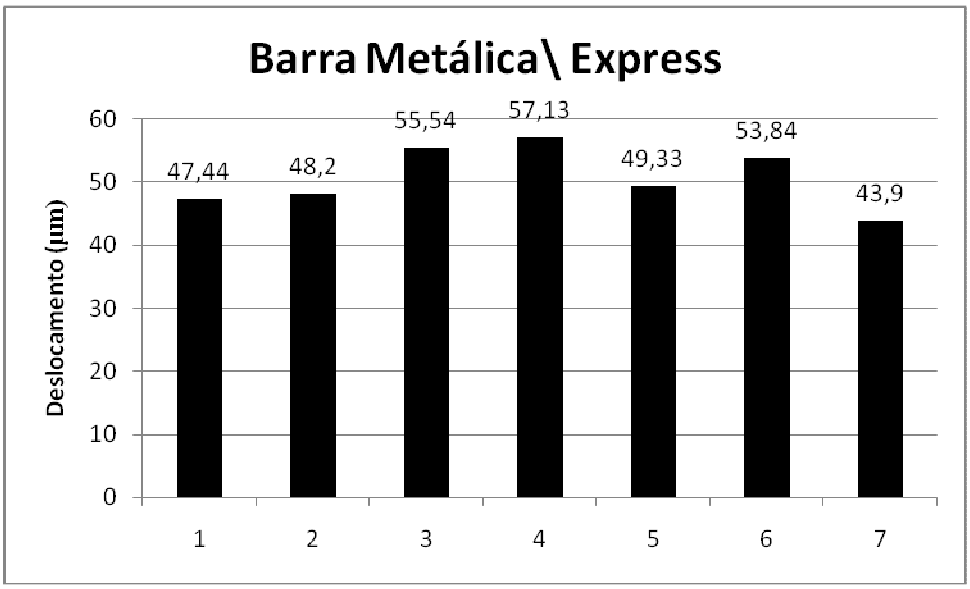

FIGURA A8 – Gráfico com as médias dos valores dos deslocamentos (ΔR) mensurados em cada um dos sete modelos obtidos a partir das moldagens com transferentes Barra Metálica\ Express.

Tabela A9 – Valores dos deslocamentos globais (ΔR) (média de **30,21 µm**) obtidas com a técnica do **Hélice\Express.**

Análogo	1	2	3	4	5	6	7	Média
ΔR1	27,89	22,05	36,57	31,97	25,66	33,74	28,84	29,531
ΔR2	25,74	23,93	32,74	30,22	29,12	32,45	27,51	28,816
ΔR3	25,67	21,48	31,59	35,26	23,58	27,48	32,85	28,273
ΔR4	31,72	26,59	38,33	39,14	27,41	30,57	29,99	31,964
ΔR5	32,35	26,74	37,48	33,58	28,73	32,78	32,3	31,994
ΔR6	27,62	23,95	38,53	35,34	28,26	32,25	29,2	30,736
Média	28,49	24,11	35,87	34,25	27,12	31,54	30,11	30,21

FIGURA A9 – Gráfico com as médias dos valores dos deslocamentos (ΔR) mensurados em cada um dos sete modelos obtidos a partir das moldagens com transferentes Hélice Express.

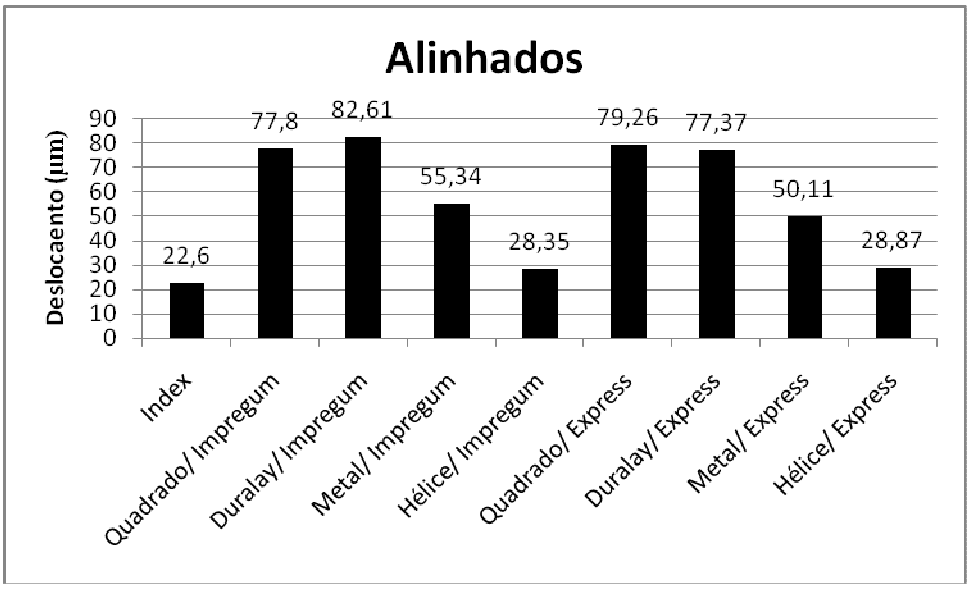

FIGURA A10 – Gráfico com as médias dos valores dos deslocamentos mensurados em cada um dos sete modelos obtidos a partir das medidas dos análogos alinhados.

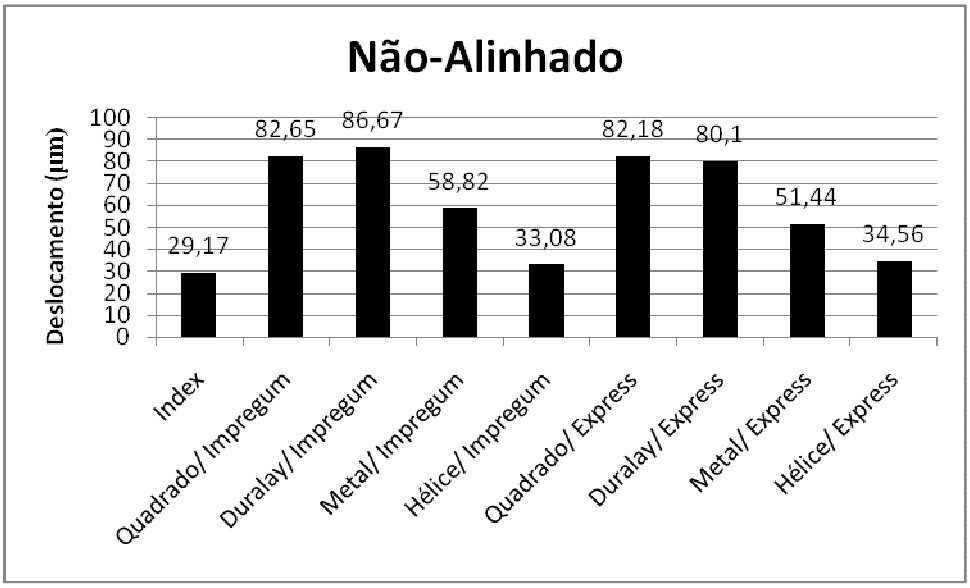

FIGURA A11 – Gráfico com as médias dos valores dos deslocamentos mensurados em cada um dos sete modelos obtidos a partir das medidas dos análogos não-alinhados.

Autorizo a reprodução deste trabalho.
(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 17 de julho de 2009.

ALEJANDRO MUÑOZ CHÁVEZ

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