

UNISA - UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

ADILSON SAKUNO

**ANÁLISE DA PRECISÃO DE DUAS TÉCNICAS DE MOLDAGEM PARA PRÓTESE
SOBRE IMPLANTES**

**SÃO PAULO
2004**

ADILSON SAKUNO

**ANÁLISE DA PRECISÃO DE DUAS TÉCNICAS DE MOLDAGEM PARA PRÓTESE
SOBRE IMPLANTES**

Dissertação apresentada à Universidade de Santo Amaro para obtenção do título de mestre, pelo programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de concentração Implantodontia, sob a orientação do Prof. Dr. Paulo Francisco Cesar.

SÃO PAULO

2004

B. 80122551
Class. U 617.69
Cutter S12+a
Patri nº 3823
Tipo entrada LOA(A)
Nota Fiscal
Data rec. 23/10/08
Preço
Origem UNISA Fac.
de Odontologia

**Ficha Catalográfica elaborada pela
Biblioteca Dr. Milton Soldani Afonso – Campus I**

Sakuno, Adilson
S152a Avaliação da precisão de duas técnicas de
moldagem para prótese sobre implantes / Adilson Sakuno.
Orientação do Prof. Dr. Paulo Francisco Cesar.
--São Paulo: 2004.
83 p.

Dissertação (Mestrado). Área de Concentração em
Implantodontia. Faculdade de Odontologia da
Universidade de Santo Amaro.

1. Proteses e Implantes 2. Técnica de moldagem
odontológica 3. Implantes Dentários I. Título

**ANÁLISE DA PRECISÃO DE DUAS TÉCNICAS DE MOLDAGEM PARA PRÓTESE
SOBRE IMPLANTES**

Adilson Sakuno

Dissertação apresentada à Universidade de Santo Amaro para obtenção do título de mestre, pelo programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de concentração Implantodontia, sob a orientação do Prof. Dr. Paulo Francisco Cesar.

Aprovada em __/__/__

Banca Examinadora



Prof. Dr. Paulo Francisco César

Doutor em Materiais Dentários pela Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo



Prof. Dr. Paulo José Bordini

Doutor em Diagnóstico Bucal pela Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Prof. Dr. Oswaldo Scopin de Andrade

Doutor em Clínicas Odontológicas pela Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp

Nota: _____ Observação: _____

Dedicatória

À minha mãe e “in memoriam” de meu pai ,pelos mais importantes ensinamentos de minha vida: nunca esmorecer, nunca abaixar a cabeça e sempre lutar com dignidade e honestidade, dedico esse trabalho.

Dedicatória

À colega Ana Luisa que me deu força e acompanhou todos os dias dessa jornada, dedico esse trabalho.

Agradecimentos

As minhas irmãs e minhas sobrinhas, o quanto me ajudam no dia a dia de nossa família.

À minha sobrinha Julyana, por ter ficado horas a noite me ajudando nas traduções e nas digitações.

Aos meus amigos Alberto Calasans e Celso Kenji Yokoyama, pela ajuda na parte prática do meu trabalho.

À todos os professores do mestrado que contribuíram para minha formação de mestre, meu muito obrigado

Aos prof. Paulo Bordini e Nelson Villa pela amizade e minha admiração nesses dias que passamos juntos, e a ajuda na minha formação desde acadêmico dessa faculdade.

Ao Mauro e a Kátia pela amizade e paciência de me esperarem acabar essa jornada, e ao Mauro pela ajuda na montagem da aula.

A Luci e Fátima minha equipe do consultório que controlaram minha clínica nesses dias de minha ausência.

A família Conexão que apoiaram essa empreitada, meu muito obrigado, ao Rodolfo, ao Douglas, ao engenheiro Fabio e ao meu amigo João, por toda amizade.

Ao meu orientador meu muito obrigado, por ter me aceitado e me orientado, meu eterno agradecimento.

Ao prof. Wilson Sendik, por ter me aceitado no seu programa de mestrado e ser o líder e grande mestre que é.

A todos meus companheiros e amigos de mestrado minha eterna amizade, que dificilmente, esquecererei esses dias juntos, saudades....

A Sabrina, Juliana, Luciana, e Renata, que são peças fundamentais nesse programa de mestrado, meu eterno agradecimento

A DEUS que me ilumina todos os dias de minha vida.

Obrigado a todos

Frase de Efeito

**“ IF WE KNEW WHAT WE ARE DOING, IT WOULD NOT BE CALLED
RESERCH”**

Albert Einstein

**“ Se soubéssemos o que estávamos fazendo, não poderia ser chamado de
pesquisa”**

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi avaliar a precisão da moldagem de transferência de implantes em função da técnica de moldagem (com e sem ferulização de resina acrílica), e da inclinação do implante em relação ao rebordo alveolar. Foi confeccionada uma matriz de alumínio, na qual foram inseridos 4 implantes de 3,75 mm de diâmetro, com hexágono interno. Os implantes foram inseridos na matriz de modo que cada um tinha uma inclinação diferente ($89,643^\circ$; $74,355^\circ$; $59,124^\circ$; $45,186^\circ$). Esses implantes foram moldados com transferentes quadrados para implantes de hexágono interno (Conect Grip). Foram realizados 20 moldes, sendo que 10 foram feitos ferulizando-se os transferentes com resina acrílica e 10 foram feitos sem essa ferulização. Os modelos de gesso obtidos foram levados a um microscópio óptico para que se pudesse medir o ângulo formado entre superfície da base do gesso e a superfície externa do pilar intermediário. Os resultados obtidos, em graus, foram utilizados para que se estabelecesse o índice de distorção em cada um dos implantes moldados. A média global de índice de distorção quando se utilizou a ferulização com resina acrílica foi significativamente maior ($0,680^\circ$) do que a média global obtida quando a férula não foi realizada ($0,424^\circ$). O fator “ângulo do implante no modelo mestre” também foi estatisticamente significativo ($p = 0,000$). A comparação entre as médias globais em função do ângulo do implante no modelo mestre mostra que a média global de índice de distorção referente ao implante com angulação de $45,186^\circ$ foi significativamente maior do que as médias referentes a todas as outras angulações. Além disso, a média global referente ao implante com angulação de $59,124^\circ$ no modelo mestre foi significativamente maior que as médias referentes às outras duas angulações

maiores, as quais apresentaram médias globais semelhantes. Com base nos resultados foi possível concluir que: 1) considerando-se o transferente Conect Grip, a técnica de moldagem que não utiliza a ferulização com resina acrílica resulta em maior precisão de moldagem do que a técnica que utiliza a ferulização; e 2) a inclinação do implante em relação ao rebordo alveolar interfere na distorção da moldagem, sendo que implantes com menor angulação (mais inclinados) resultam em moldagens significativamente mais distorcidas.

Palavras-chave: moldagem, técnica de moldagem odontológica, próteses e implantes.

ABSTRACT

The objective of the present study was to evaluate the precision of implant impressions as a function of the impression technique (with or without resin splint), and the inclination of the implant with respect to the alveolar bone. A metallic mold was made and 4 implants were positioned on it with four different inclinations ($89,643^\circ$; $74,355^\circ$; $59,124^\circ$; $45,186^\circ$). Impressions of these implants were taken with squared transfers for implants with internal hexagon connection (Conect Grip, Conexão Sistemas de Prótese Ltda). 20 molds were made: 10 of them were made with the acrylic splint on the transfers, and the other 10 were made without it. The impression material was an addition silicon. The stone dies obtained were taken into an optical microscope in order to measure the angle formed by the surface of the plaster and the external surface of the abutment. The data were analyzed by means of two-way ANOVA and Tukey's test (global significance level of 5%). The results showed that both factors (type of impression, and angle of the implant) were statistically significant ($p < 0,05$). Thus, the mean values of distortion for the group with the splint ($0,680^\circ$) was significantly higher compared to that obtained by the group without the splint ($0,424^\circ$) do. The factor "angle of the implant" was also statistically significant ($p = 0,000$). Implants with lower inclination presented significantly higher distortion compared to the those with lower angles. The interaction between the two factors was also statistically significant ($p = 0,000$). In conclusion: 1) considering the transfer Conect Grip, the impression technique that does not use the splint results in lower distortion than the technique that uses the splint; 2) The inclination of the implant affects the distortion of the impression.

Key-words: impressions, impression techniques, prosthodontic and implants.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1- Modelo de alumínio com implantes inseridos em diferentes angulações	53
Figura 2- Resina acrílica utilizada para a confecção das moldeiras individuais.....	55
Figura 3 – Alívio realizado com cera para a confecção da moldeira individual (A: vista lateral; B: vista superior).....	55
Figura 4 – Moldeira individual sobre os implantes.....	56
Figura 5 - Transferente quadrado para implantes de hexágono interno.....	56
Figura 6 – Transferentes posicionados sobre os implantes.	57
Figura 7 – A: Fio dental amarrado ao redor dos transferentes; B: Resina acrílica; C:Transferentes unidos com resina acrílica	57
Figura 8 – Silicona de adição	59
Figura 9 – A: adesivo para silicone de adição ; B: moldeira com o adesivo	59
Figura 10 – Gesso pedra especial tipo IV	60
Figura 11 – Microscópio VDM (ROI).	61
Figura 12 – Imagem observada no monitor do microscópio com a demonstração do ângulo medido.	64

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Valores individuais (em graus) da inclinação dos implantes nos modelos obtidos por meio da técnica de moldagem sem férula de resina acrílica. 62

Tabela 2 - Valores individuais (em graus) da inclinação dos implantes nos modelos obtidos por meio da técnica de moldagem com férula de resina acrílica. 63

Tabela 3 – Valores individuais de índice de distorção (em graus) em função do tipo de moldagem (com e sem férula) e do ângulo do implante no modelo mestre. 64

Tabela 4 – Médias (\pm desvio padrão) dos índices de distorção (em graus) em função do tipo de moldagem e do ângulo do implante no modelo mestre. Para o mesmo tipo de moldagem, valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes ($p < 0,05$). 65

Tabela 5 – Análise de Variância de dois fatores ("two-way") do índice de distorção (graus) em função do tipo de moldagem (com e sem férula) e do ângulo do implante no modelo mestre (89,643°; 74,355 °; 59,124 °; 45,186 °). G.L: grau de liberdade; Q.M: quadrados médios; R.Q.M: relação dos quadrados médios. 68

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Médias de índice de distorção em função do tipo de moldagem e do ângulo do implante no modelo mestre. (1 = 89,643°; 2 = 74,355 °; 3 = 59,124 °; 4 = 45,186 °; SF = sem férula; F = com férula). Considerando-se o mesmo ângulo de modelo mestre, valores unidos pela barra horizontal são estatisticamente semelhantes ($p > 0,05$). 65

Gráfico 2 – Gráfico do tipo “Box-plot” mostrando a variação dos índices de distorção em função do tipo de moldagem e do ângulo do implante no modelo mestre (1 = 89,643°; 2 = 74,355 °; 3 = 59,124 °; 4 = 45,186 °; SF = sem férula; F = com férula). 66

Gráfico 3 – Índice de distorção em função do tipo de moldagem (houve diferença estatística entre os valores, pois $p < 0,05$) 68

Gráfico 4 – Índice de distorção em função do ângulo do implante no modelo mestre. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes ($p < 0,05$) (1 = 89,643°; 2 = 74,355 °; 3 = 59,124 °; 4 = 45,186 °). 69

LISTA DE ABREVIATURA

al. – Colaboradores

et – e

μm - Micra

mm – Milímetros

N – Newtons

ICI - Infiltrado celular Inflamatorio

VDM – Vídeo Direct Microscop

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

LISTAS

1. INTRODUÇÃO.....	18
2. PROPOSIÇÃO.....	20
3. REVISÃO DE LITERATURA.....	21
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	53
5. RESULTADOS.....	62
6. DISCUSSÃO.....	76
7. CONCLUSÕES.....	76
8. REFERÊNCIAS.....	77

1 INTRODUÇÃO

A implantodontia é um dos principais tratamentos odontológicos realizados em pacientes edêntulos parciais ou totais. Os tratamentos com implantes osseointegrados apresentam um bom prognóstico, como já foi demonstrado pelos trabalhos científicos que utilizaram os implantes idealizados por Branemark. Esses implantes apresentam uma grande previsibilidade de sucesso e possibilitam a devolução da função para os pacientes que não encontram uma solução satisfatória para suas deficiências orais nas alternativas clínicas convencionais (prótese parcial fixa, prótese parcial removível e prótese total).

Apesar do alto índice de sucesso dos tratamentos com implantes, uma pequena porcentagem de insucessos tem sido relatada. Uma das causas de insucesso em implantodontia é a falha na moldagem dos implantes, que pode levar a: a) afrouxamento ou fratura do parafuso de fixação da prótese (muito freqüente), b) inflamação dos tecidos peri-implantares, c) perda total da osseointegração (em casos extremos), d) fratura da estrutura metálica, e) fratura do revestimento estético da prótese, f) fratura do implante (raramente) e g) problemas biológicos como perda óssea da crista alveolar ao redor dos implantes.

A moldagem com transferentes tem grande importância na obtenção de uma prótese sobre implante com boa adaptação, já que ela é usada para a construção do modelo de trabalho sobre o qual os procedimentos laboratoriais serão executados. Uma falha na moldagem de transferência resultará em uma desadaptação de difícil

detecção clínica. Entretanto é preciso considerar que algumas distorções da moldagem são inerentes a esse processo de moldagem de transferência, e não podem ser eliminadas. Alguns fatores que levam a essas distorções “inevitáveis” são a flexibilidade mandibular e defeitos de fabricação dos transferentes. Dessa forma, considera-se que dificilmente uma prótese possa ser assentada sem que nenhuma tensão seja gerada sobre o conjunto prótese – implante.

Para diminuir ao máximo a distorção dos moldes, alguns procedimentos relacionados à técnica de moldagem de transferência podem ser realizados, como por exemplo, a ferulização dos transferentes com resina acrílica e o emprego de materiais de moldagem mais rígidos. A literatura apresenta vários trabalhos comparando a precisão de moldagens realizadas com ou sem a ferulização dos transferentes. Teoricamente, a ferulização dos transferentes aumenta a precisão dos modelos obtidos. Entretanto, alguns trabalhos mostram que este passo não é suficiente garantir um modelo preciso porque a resina acrílica usada para a ferulização sofre uma alteração dimensional como consequência da sua contração de polimerização. Devido à falta de um consenso sobre a necessidade da ferulização dos transferentes durante a moldagem de transferência, o objetivo deste estudo foi comparar a precisão de duas técnicas de moldagem (com e sem ferulização), utilizando um transferente com hexágono interno.

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar a precisão da moldagem de transferência de implantes (utilizando um transferente para hexágono interno) em função da técnica de moldagem (com e sem ferulização de resina acrílica), e da inclinação do implante em relação ao rebordo alveolar.

3 REVISÃO DE LITERATURA

Sahin e Cehreli (2001) para que uma prótese fosse considerada com adaptação passiva, ou uma supra-estrutura livre de tensão, esta deveria, teoricamente, induzir tensão absolutamente zero sobre os implantes de suporte e no osso circundante na ausência da aplicação de uma carga externa.

Wee ;Aquilino ;Scheineider (1999) citam como fatores clínicos e laboratoriais que contribuem para distorção final das próteses sobre implante os itens a seguir:

Entre os procedimentos de moldagem: Flexibilidade mandibular, técnica de moldagem, material de moldagem, tolerâncias de fabricação entre pilares protéticos intra-orais e transferentes;

Durante a fabricação do modelo mestre: tolerância de fabricação entre transferentes e análogos, técnica de vazagem do modelo, material de troquel, curvatura do arco implantado;para padrão de cera: Tolerância de fabricação entre os análogos e cilindros de ouro, estrutura em acrílico e distorção da cera; fabricação da estrutura: fundição convencional da estrutura; fabricação da prótese final; adição de resina ou porcelana e instalação da prótese: Tolerância de fabricação entre os análogos dos implantes e o cilindro de ouro, variação individual na detecção da desadaptação e flexibilidade mandibular.

Rangert et al. (1989) afirmaram que para uma adaptação perfeita a todos os pilares protéticos é necessária quando dois ou mais pilares são utilizados em linha reta, caso isto não seja conseguido, algumas das unidades dos implantes iriam

receber a maior parte da carga enquanto outras estariam virtualmente sem carga. Além disso, uma adaptação precisa entre prótese e pilar protético é um dos parâmetros chave para que a união parafusada tenha uma alta capacidade de recebimento de carga.

Ao avaliarem após um ano da instalação de próteses sobre implante em 96 pacientes com 354 pacientes, Jemt et al. (1992) relatam que o problema mais comumente encontrado estava relacionado ao afrouxamento do parafuso de fixação.

Paterson e Johns (1992) demonstraram através de um procedimento de cálculo da fadiga das partes rosqueadas de um sistema de prótese fixa que, quando a prótese é construída precisamente a fadiga dos parafusos de fixação é da ordem de 20 anos. Entretanto quando isto não ocorre esta vida é drasticamente reduzida.

O objetivo em apertar uma união parafusada é conseguir a pré-carga ótima que irá maximizar a vida ante a fadiga, enquanto oferece um grau razoável de proteção contra o afrouxamento. Entretanto, em caso de desadaptação sem contato, a pré-carga é usada para trazer as superfícies de contato mais próximas e talvez até em contato. Nesta situação praticamente não se obtém proteção contra fadiga, isto porque a fenda dá às partes parafusadas um baixo grau de firmeza (Burguete et al., 1994).

Waskewicz ;Ostrowski ;Park. (1994) mostraram através de análise fotoelástica que a tensão sobre os implantes tem início com a fixação de uma estrutura para prótese sobre os pilares protéticos, e que esta força pode decrescer através da melhoria da adaptação da estrutura, através de procedimentos como a indexação, o seccionamento da estrutura, e a soldagem.

Kalius e Bessing (1994) avaliaram 50 pacientes que haviam recebido uma prótese implanto suportada há cinco anos, com um total de 283 implantes, através de exames clínicos e radiográficos, onde verificaram que 40 dos parafusos de ouro com fenda estavam inaceitáveis, e 10 dos parafusos de ouro com hexágono não eram aceitáveis devido a afrouxamento evidente. Os autores relacionaram ao afrouxamento a má adaptação das próteses.

Ericsson et al. (1995) observaram em cães que um infiltrado celular inflamatório estava consistentemente presente ao nível da margem entre pilar protético e a parte da conexão do implante, infiltrado denominado de ICI do pilar protético, ocorrendo tanto em sítios com controle de placa como nos sítios em que foi deixado acumular placa. Isto sugeriria que o infiltrado representa um esforço pelo hospedeiro para isolar bactérias presentes dentro do sistema de implantes, fato que explicaria a perda óssea de 1mm observado durante o curso do primeiro ano após a instalação da prótese.

Smedberg et al. (1996) sugeriram que o maior benefício da melhoria da precisão de adaptação seria a incorporação de uma maior margem de segurança contra sobrecargas geradas pela função, que levariam a complicações como o afrouxamento dos parafusos de retenção das próteses sobre implantes. A diminuição da pré-carga inicial em função da melhoria da adaptação reduziria as chances de sobrecarga do sistema que poderia resistir a forças maiores do que em um sistema que tivesse uma pré-carga inicial alta.

Estudando a adaptação de estruturas para prótese sobre implante, Jemt. (1996), verificou que existem diferenças significantes entre os resultados obtidos no

assentamento sobre o modelo mestre, com os resultados obtidos diretamente na boca. A distorção média na mandíbula foi de $37 \pm 18 \mu\text{m}$ no modelo e de $90 \pm 53 \mu\text{m}$ na boca, na maxila as distorções foram de $73 \pm 40 \mu\text{m}$ e de $111 \pm 59 \mu\text{m}$, quando são usados o modelo mestre e os implantes intra-orais, respectivamente. Deste modo, não é possível transferir mensurações de desadaptação extra-oral para a situação clínica.

Vários sistemas de implantes (Ankylos, Astra, ITI, Brånemark, Frialit- 2, Ha-Ti, IMZ) foram analisados por Jansen et al. (1997) quanto à infiltração bacteriana em relação à fenda marginal. Para todos os sistemas de implantes houve infiltração de bactérias *Escherichia coli* ($1,1$ a $1,5 \mu\text{m}$), mesmo com fenda marginal máxima mensurada através de MEV para estes sistemas inferior a $10 \mu\text{m}$. Os autores verificaram também que não houve correlação entre tamanho da fenda marginal e o nível de infiltração.

Dellow ; Driessen; Nel .(1997) com o uso de microscopia eletrônica de varredura a um aumento de 300 vezes, demonstraram que o intercâmbio de pilar protético-implante entre alguns sistemas de implante é viável, não existindo diferenças significantes quanto aos valores de microfenda encontrados dentro dos sistemas, ou no intercâmbio destes, apresentando valores médios de micro-fenda que variavam de 0 a $7,15 \mu\text{m}$.

Ao estudar os fatores relacionados à fratura de implantes dentais, Eckert et al. (2000), através de um estudo retrospectivo, encontraram uma incidência muito baixa dessa complicação, em 4936 implantes apenas 28 implantes fraturaram. Entretanto

desse número todos os casos foram precedidos de afrouxamento do parafuso de fixação, com exceção de apenas um caso.

Toguedaní (2001) avaliou a adaptação marginal de pilares protéticos UCLA usinados e calcináveis, assim como a distorção promovida pelos processos de confecção de uma coroa metalocerâmica sobre a fenda marginal. Através do uso de microscopia eletrônica de varredura a 1200 vezes, o autor encontrou para o pilar protético usinado, adaptação de $1,94 \pm 0,96 \mu\text{m}$, após a sobrefundição a fenda passou para $2,58 \pm 0,43\mu\text{m}$, e após a queima da porcelana para $4,94 \pm 0,47 \mu\text{m}$. A fundição do UCLA calcinável mostrou fenda de $2,68 \pm 1,21 \mu\text{m}$, enquanto que a aplicação de porcelana elevou a desadaptação média para $5,54 \pm 1,58 \mu\text{m}$. Para avaliar a influência de desadaptações verticais sobre a estabilidade do parafuso de fixação.

Tolerância de fabricação é a diferença na posição de assentamento (deslocamento horizontal) permitida pelos componentes quando estes são colocados em posição pelo aperto de seus respectivos parafusos. Apesar de todos os componentes serem torneados, para garantir íntimo contato, existe sempre uma inerente tolerância de fabricação entre as superfícies contactantes. Esta diferença é importante para que a fundição final possa ser assentada sem induzir tensão caso haja uma distorção de tamanho menor ou igual à tolerância de fabricação. Dois fatores que contribuem para a tolerância de fabricação são a tolerância dimensional e a rugosidade superficial. A tolerância dimensional especifica o quanto um componente fabricado pode variar a partir da sua "exata dimensão". A rugosidade

superficial do componente após a fabricação afeta a adaptação das superfícies contactantes. (Ma ; Nicholls ; Rubistein ;1997).

Schulte (1994) mensurou e comparou as dimensões dos hexágonos de seis fabricantes de implantes (Dentsply, Impl-Med, ímplant Innovations, Interpore International, Nobel-pharma e Steri-Oss), chegando a conclusão que existem diferenças no controle de qualidade entre os vários sistemas de implantes, advertindo sobre a chance de diminuir a precisão de adaptação ao utilizar componentes de mais de um fabricante para restaurar um caso.

Binon (1995 a) publicou o primeiro de uma série de artigos sobre precisão e consistência de fabricação de implantes e componentes protéticos. Neste estudo o autor concluiu que as especificações de fabricação de extensões hexagonais de implantes e análogos, assim como os nichos hexagonais de pilares protéticos, podem variar significativamente entre os fabricantes. Apesar de onze sistemas avaliados apresentarem estreita tolerância de fabricação e excelente precisão e consistência.

Binon (1995 b) verificou uma melhoria da tolerância, precisão, fidelidade e consistência de fabricação dos componentes protéticos e implantes em relação a estudos anteriores, resultando em desadaptações rotacionais reduzidas para a conexão implante-pilar protético. No mesmo trabalho, ao comparar onze sistemas de implantes de hexágono externo diferentes, Binon constatou que apesar das relações plano a plano das extensões hexagonais dos implantes e dos análogos apresentarem uma correlação próxima, todos os hexágonos dos análogos deste estudo foram levemente menores do que os hexágonos dos respectivos implantes.

Além disso, observou que existem diferenças significantes quanto à tolerância de fabricação entre os vários sistemas. O intercâmbio de componentes entre sistemas poderia levar a erros de tolerância acumulados (hexágono do implante, nicho hexagonal do transferente, nicho hexagonal de cilindros de ouro, hexágono do análogo, etc.) com desadaptações rotacionais e proximais significantes como resultado.

Ma ; Nicholls ; Rubistein ;1997, ao estudarem a tolerância de fabricação no plano horizontal no sistema Nobel Biocare sugerem que estas tolerâncias de fabricação entre os componentes de implantes deveriam ser incluídas em futuros estudos de precisão, isto devido a características inerentes dos próprios componentes. Os autores verificaram que as tolerâncias variaram dentro do sistema de 22 a 100 μm . Esta tolerância varia de acordo com a combinação realizada. Entre o pilar protético e o cilindro de ouro foi de 23.1 μm , para o análogo do pilar protético e o cilindro de ouro foi de 37,1 μm , entre o transferente quadrado e o pilar protético de 31.9 μm , enquanto que entre análogo do pilar protético e o transferente quadrado foi de 51,7 μm .

Weiss ; Kozak ; Gron ;(2000) demonstraram que aberturas e fechamentos repetitivos dos parafusos de fixação causam progressiva perda do torque de retenção. Para sistemas de hexágono externo foi observada perda de 16 a 20 logo após o primeiro aperto e afrouxamento do parafuso, e de 24 a 36 após o 15º ciclo. Tendo em vista isto os autores sugerem que o número de ciclos abertura/fechamento nos procedimentos laboratoriais e clínicos antes da instalação final da prótese seja reduzido.

Jemt (1991) sugeriu como um dos procedimentos para verificação do assentamento da infra-estrutura metálica aos implantes, o aperto completo de apenas um dos parafusos de fixação terminais da infra-estrutura metálica. Uma adaptação ruim seria revelada como uma fenda aberta entre a infra-estrutura e o implante terminal do outro lado.

Assif et al.(1992) verificaram em seu estudo que os dentistas são capazes de detectar a presença de desadaptações a partir de 30 μm , quando da avaliação da aceitabilidade de modelos de gesso para prótese sobre implante, o teste utilizado foi da pressão digital alternada sobre uma estrutura referência assentada sobre os modelos, tentando observar deslocamentos ou fendas da estrutura com os análogos, ou báscula. Para desadaptações abaixo deste valor, todas as estruturas foram consideradas aceitáveis.

Tan et al. (1993) descreveram como "teste do parafuso único" um procedimento semelhante ao descrito por Jemt (1991), com uma variante, a de testar o aperto de um parafusa alternadamente em todos os implantes, verificando visualmente a fenda criada entre a infra-estrutura e os demais implantes. Através do qual verificaram que deslocamentos significantes ocorrem entre os cilindros de ouro de uma mesma estrutura, tanto em rotação quanto em translação, observaram também que mesmo pequenos deslocamentos rotacionais podem manifestar grandes fendas quando é realizado o teste.

Jemt (1996) analisaram quatro sistemas de mensuração de desadaptação em implantes dentais quanto à validade e confiabilidade. Todos os sistemas estudados foram capazes de prover dados em um modo tridimensional com coordenadas nos eixos x, y, e z, que quantificam as relações lineares e angulares. Dois métodos são baseados em técnicas de contato: O sistema de mensuração Mylab. Usado pelo grupo de pesquisa Nobelpharma, e o sistema da Universidade de Washington. Um terceiro sistema, o da Universidade de Michigan utiliza o laser como fonte de leitura, a videografia laser coleta dados com um digitalizador laser que tem um computador Gráfico para leitura visual e numérica. O último sistema analisado foi o da fotogrametria, desenvolvido na Clínica Brånemark, este obtém os dados através de fotografias tomadas simultaneamente em três planos. Os métodos foram comparados em análises de desadaptações entre 40 μm e 80 μm . Entre os quatro métodos estudados, os autores verificaram que do aspecto de repetibilidade, o sistema Mylab proporcionou os menores desvios padrão. Somente o sistema de fotogrametria é capaz de registrar a adaptação intra-oral. Todos os quatro métodos podem detectar desadaptações que podem ser relevantes para complicações clínicas.

May et al. (1997) avaliaram o uso do instrumento Periotest (Siemens, Milwaukee, EUA) como método de avaliação da adaptação do acoplamento entre o implante e o pilar protético, e entre o cilindro de ouro e o pilar protético. O Periotest avalia a estabilidade do acoplamento através de uma ponta que contata a superfície do objeto a uma taxa de quatro ciclos por segundo. Quanto maior a resistência do objeto ao movimento, menor é o efeito de abafamento e menor será a velocidade de

desaceleração da ponta. Utilizando implantes colocados em costelas de porcos os autores concluíram que o método é eficaz na avaliação da adaptação entre pilar protético e cilindro de ouro, entretanto não se mostrou eficaz para detectar desadaptações entre o implante e o pilar protético, neste último caso os resultados foram contrários ao esperado em casos de má desadaptação, apresentando estabilidade maior do que em situação de boa adaptação.

Ao mensurarem a fenda marginal presente entre pilar protético-Implante, com o uso de microscopia eletrônica de varredura a um aumento de 750 vezes, Jansen et al. (1997) discutem a adoção das bordas arredondadas do pilar protético e do implante para definir a fenda marginal, principalmente em relação ao sistema Brånemark. Os autores mostram que a borda arredondada da interface pilar protético-implante, não interfere na capacidade de minimizar a penetração microbiana deste modo deveria ser desconsiderada no momento de mensurar a desadaptação. Usando um explorador de ponta afiada sobre uma superfície metálica lisa. A percepção tátil é um meio confiável na detecção de defeitos marginais acima de 36 μm . Largura a partir da qual 95 dos examinadores foram capazes de detectar a existência de fendas. Entretanto a dificuldade parece não estar em detectar a existência do defeito, mas em avaliar a aceitabilidade clínica uma vez que o defeito seja detectado (BALDISSARA ;BELAISSA ; SCOTTI ; 1998).

Kan et al. (1999) ao realizarem uma revisão da literatura sobre os métodos clínicos de avaliação da adaptação em prótese sobre implante, chegaram à conclusão que a desadaptação não pode ser precisamente avaliada ou determinada com os métodos clínicos de avaliação de adaptação disponíveis atualmente. Além

disso, salientam que nenhum estudo definiu ou quantificou cientificamente o nível mínimo de tolerância biológica, e que os níveis sugeridos para adaptação passiva são empíricos.

Tan et al. (1993) demonstraram que a avaliação humana é altamente subjetiva na detecção de distorções. Deste modo, já que os métodos clínicos e laboratoriais de determinação da adaptação podem falhar em detectar certos tipos de deslocamento rotacional, a aceitabilidade da adaptação deveria ser vista em termos de longevidade da prótese e dos componentes protéticos, assim como da manutenção da osseointegração.

A relação entre tamanho de desadaptação, ou fenda marginal, e a tensão gerada em uma estrutura em ouro sobre um modelo com quatro implantes foi avaliada por Millington e Leung (1995). Através de uma camada fotoelástica sobre a estrutura, padrões de franjas indicaram as regiões de maior tensão à medida que diferentes níveis de discrepância eram inseridos. Através desta metodologia os autores concluem que a partir de seis μm de desadaptação a estrutura passa a estar sob tensão. A maior taxa de crescimento da tensão em relação ao crescimento da fenda marginal ocorre abaixo de 40 μm para desadaptações localizadas no pilar protético intermediário, enquanto que a tensão superficial continuou a crescer com o aumento da discrepância até a fenda máxima testada (104 μm), quando a desadaptação se encontrava em um dos pilares protéticos das extremidades.

Jemt e Lie (1995) mensuraram através de fotogrametria a distorção entre estruturas metálicas e análogos de implantes em modelos de gesso, onde verificaram que estruturas consideradas clinicamente aceitáveis em relação à

adaptação em boca e no laboratório apresentavam distorções de posição, com fendas médias entre o cilindro de ouro e o análogo inferior a 150 μm . Os autores sugerem que este nível de adaptação pode ser considerado como adequado desde que, poucos casos de complicação relacionados à adaptação ruim tem sido observados em pacientes com próteses implantossuportadas que seguiram os mesmos critérios clínicos de aceitação da adaptação.

Jemt e Book (1996) através da técnica de fotogrametria intra-oral analisaram dois grupos (sete pacientes), um acompanhado por um ano após a instalação dos pilares protéticos, enquanto que o outro através de uma análise retrospectiva após quatro anos da instalação dos pilares protéticos. Os autores não observaram adaptação passiva completa em nenhuma das próteses mensuradas (87 implantes ao total), com deslocamentos de $111 \pm 91 \mu\text{m}$ em relação ao centro. Entretanto não houve correlação estatística entre mudança dos níveis ósseos marginais e os diferentes parâmetros de desadaptação das próteses nos dois grupos. Através destes dados chegaram à conclusão que uma certa tolerância biológica para desadaptação estava presente.

Chesire e Hobkirk (1996) questionaram se é possível a obtenção de uma adaptação perfeita, após demonstrarem que a força utilizada no aperto do parafuso promove a diminuição da discrepância marginal entre cilindro de ouro e pilar protético transmucoso. Entretanto a custa de introdução de tensão no conjunto.

Jemt (1996) observou que em nenhum dos 96 sítios de implante-pilar protéticos mensurados em seu estudo foi observado uma adaptação perfeita sem nenhum deslocamento, apesar disto o autor ressalta que os casos estudados

mostraram baixa frequência de problemas mecânicos e biológicos que pudessem ser relacionados à adaptação ruim, indicando adaptação clínica aceitável.

Carr ; Gerard ;Larsen (1996) ao estudarem o efeito de estruturas desadaptadas (345 μm) conectadas a implantes em macacos, observaram que quando cargas dinâmicas não são aplicadas, a má adaptação não altera a resposta óssea ao redor dos implantes se comparada àquela apresentada em estruturas bem adaptadas (38 μm).

Michaels ;Carr ; Larsen (1997) demonstraram que em tíbias de coelhos a desadaptação de estruturas assentadas sobre implantes dentais (466 \pm 224 μm) não levou a diferenças significantes no comprimento percentual de osseointegração, e nem no percentual de área de osseointegração, em relação às infra-estruturas bem adaptadas (62 \pm 35 μm). Entretanto os autores ressaltam que o estudo de adaptação deve ser realizado com outro modelo animal tal como um modelo primata intra-oral para determinar o relacionamento entre a performance clínica e os achados histológicos.

Jemt e Lekholm (1998) demonstraram em estudo in vivo realizado em tíbias de coelhos que, estruturas sobre implante com desadaptações em torno de 177 μm , induzem a deformação óssea entre os implantes. Este estudo também verificou que fendas maiores que 100 μm podem ser fechadas em situação clínica, por meio do aperto dos parafusos de fixação com um torque médio de 25,9 N. e com a flexão da estrutura metálica. Além da flexão da estrutura os autores demonstraram que o osso também pode se deformar acima de 100 (um como resultado da desadaptação). Os autores sugerem que esta concentração de deformação óssea como resultado de

desadaptação pode ser um dos fatores que contribuem para a perda óssea marginal inicial, ocasionalmente observada após a inserção da prótese implante suportada

Wee ;Aquilino ;Scheineider (1999)Múltiplos fatores impossibilitam que o conceito de adaptação passiva possa ser realizado em prótese sobre implante, mesmo com o uso de estratégias avançadas. Entre os fatores que criam limites para isso estão a imprecisão das técnicas de confecção da prótese, tolerância de fabricação do implante e dos componentes protéticos, e a flexibilidade mandibular .

Ao analisarem a tensão gerada por quatro técnicas de confecção de estruturas sobre implante, Watanabe et al. (2000) verificaram que nenhuma técnica foi capaz de gerar estruturas que não apresentassem franjas de tensão ao redor dos implantes de suporte instalados em uma resina fotoelástica, no momento em que parafusos de fixação eram apertados. Além disso, observaram que a tensão era totalmente aliviada quando os parafusos de fixação eram afrouxados.

Guichet et al. (2000) demonstraram que a discrepância marginal inferior das próteses parafusadas em relação às próteses cimentadas é associada com a geração de maior tensão sobre os implantes e com distribuição irregular das forças. Este estudo mostra também que o aperto dos parafusos leva ao fechamento da fenda marginal e ao aumento de tensão ao sistema prótese-implante.

Pietrabissa et al. (2000), ao avaliarem o emparelhamento entre pilar protético e cilindros de ouro, verificaram que o sistema prótese-pilar protético cimentado proporcionou menor tensão na presença de erros de translação (axiais e verticais), enquanto que o sistema parafusado proporcionou melhores resultados ao compensar erros de rotação. Afirmando também que na prática comum uma

adaptação perfeita da estrutura protética com os pilares protéticos dos implantes é praticamente impossível de se alcançar, isto devido aos processos adotados para a confecção da prótese fixa.

Sahin e Cehreli (2001) realizaram uma revisão de literatura sobre a adaptação passiva em estruturas implanto suportadas, ao final da qual observaram que, dentro dos trabalhos levantados, uma adaptação de estrutura absolutamente passiva não foi conseguida durante as três últimas décadas, colocando em dúvida a possibilidade de obtenção e da necessidade de uma adaptação passiva.

Hermann et al. (2001) ao estudarem a influência da microfenda pilar protético/implante sobre a crista alveolar peri-implantar, observaram que a colocação da microfenda ao nível, ou abaixo do nível da crista óssea alveolar leva a perda óssea, e que estaria relacionada à existência de dimensões de tecido peri-implantares semelhantes ao espaço biológico existente nos dentes naturais. Os autores sugerem que a microfenda seria um sítio de infecção e que o hospedeiro reagiria com uma resposta inflamatória e conseqüente perda óssea.

Kunavisarut et al. (2002) criando próteses fixas de dois elementos sobre dois implantes osseointegrados em modelos matemáticos, pelo método do elemento finito, estudaram a ação de desadaptações de 111 μm sobre distribuição de tensões geradas na prótese, componentes dos implantes, e no tecido ósseo adjacente, comparando com uma prótese com uma adaptação passiva, ou seja, sem desadaptação. Através desta metodologia concluíram que a desadaptação aumenta a tensão gerada, sendo que este aumento é exacerbado com a conexão de um cantilever a prótese. As estruturas internas dos componentes protéticos (parafuso de

ouro e o parafuso do pilar protético) foram os que exibiram a maior tensão. Quando a adaptação passiva foi conseguida a tensão foi largamente distribuída em todos os componentes, produzindo picos menores de tensão em cada componente. Entretanto os autores salientam que, com os atuais protocolos de fabricação de próteses implantossuportadas, uma verdadeira adaptação passiva não pode ser alcançada.

Wee et al. (1999) apresentaram os fatores que contribuem para distorção final em próteses sobre implantes, entre os quais encontramos os procedimentos de moldagem (flexibilidade mandibular, técnica de moldagem, material de moldagem, tolerância de fabricação entre pilares protéticos intra-orais e transferentes) e da fabricação do modelo mestre (tolerância de fabricação entre análogo do pilar protético e o cilindro de ouro, técnica de vazagem do modelo, material de troquei, curvatura do arco implantado).

Carr (1991), Dois métodos podem ser utilizados na transferência de posição do implante em boca para o modelo de trabalho. A transferência indireta requer o parafusamento de um transferente de peça única ao implante, e a realização da moldagem. Após a polimerização do material, a moldagem é removida da boca, deixando o transferente parafusado no local. Este é removido e parafusado a um análogo apropriado, para então ser reposicionado em seu respectivo nicho no molde. Já a técnica direta também requer o parafusamento inicial de um transferente quadrado de duas partes, com um parafuso separado se projetando acima da altura do transferente. A moldagem é realizada com uma janela no topo da moldeira, e

após a polimerização do material o parafuso é afrouxado e a moldeira é removida, tal que o molde retém o transferente. Após a remoção do molde, um análogo apropriado é cuidadosamente parafusado ao transferente enquanto este permanece preso no material de moldagem.

Zarb e Jansson (1985) o relacionamento preciso entre os transferentes dentro do molde final é melhorado pela presença de sulcos em seu desenho e/ou o uso de fio dental e férula de resina acrílica. A seleção entre os vários desenhos de transferentes disponíveis se baseia sobre a localização dos implantes e suas angulações. Conveniência de acesso, e preferência clínica. Sendo o protocolo para moldagem preconizado pelos autores como uma moldagem ao nível dos pilares protéticos utilizando transferentes quadrados ou cônicos com o uso de uma moldeira individual confeccionada sobre um modelo preliminar obtido pela técnica indireta e o uso de hidrocolóide irreversível.

Loos (1986) utiliza parafusos curtos para fixar transferentes quadrados aos pilares protéticos. Os componentes de moldagem eram então unidos com fio de amarrilho ortodôntico macio, este é passado frouxamente ao redor e entre os transferentes servindo como matriz para a resina acrílica adicionada pela técnica incremental. Uma moldeira plástica perfurada é selecionada, cortando-se uma janela incisal que permita o acesso ao topo dos transferentes através da moldeira. Uma camada de adesivo é passada no interior da moldeira, permitindo a moldagem com uma silicona de adição pesada das áreas distais implante para facilitar a orientação na hora da inserção. Com uma seringa, silicona de adição leve é injetada ao redor dos transferentes e sob a férula de resina acrílica, além de preencher o interior da

moldeira. Após a inserção e polimerização do material, é removida a ceda da janela possibilitando a remoção do molde após o afrouxamento dos parafusos de fixação. A ferulização dos transferentes é vantajosa por ajudar a manter os transferentes em posição dentro do molde, no momento em que torque é aplicado aos parafusos para fixação dos análogos. Isto por formar uma unidade rígida entre férula e transferentes dentro de um material de impressão rígido. Com isto o relacionamento dos transferentes com os tecidos moles e entre eles seria extremamente preciso como resultado da ferulização.

Rasmussen (1987) preconizou a confecção de anéis de resina acrílica ao redor de cilindros de ouro modificados, posicionados sobre um modelo preliminar com os pilares protéticos duplicados em gesso. Na moldagem final os cilindros de ouro são conectados aos pilares protéticos com pequenos parafusos de ouro, eliminando a utilização de transferentes na moldagem final. Uma pequena quantidade de resina acrílica é adicionada entre os anéis pré-fabricados, unindo-os. A adaptação é verificada e caso não seja satisfatória devido à contração de polimerização, o padrão pode ser seccionado e reconectado. A moldagem é realizada com silicone de adição de polimerização rápida.

Spector ;Donavan ;Nicholls (1990) não encontraram diferenças significantes entre a ferulização de transferentes quadrados com resina acrílica associada ao fio dental e moldado com polissulfeto, e a não união de transferentes moldados com polissulfeto moldados com polissulfeto, e a não união de transferentes moldados com polissulfeto, e a não união de transferentes cônicos transferidos por uma silicona de adição, e nem da utilização da transferência pela técnica direta, com

transferentes quadrados ou pela técnica indireta, com transferentes cônicos. Estes dados foram obtidos através do registro e comparação de coordenadas em três eixos com o modelo referência. Os autores apontam a grande quantidade de resina acrílica utilizada na ferulização como causa para a distorção gerada na união dos transferentes. Já para as técnicas indiretas, o reposicionamento do conjunto análogo transferente dentro do molde pode ser uma causa para a distorção desta técnica.

Humphries et al (1990) onde a análise estatística não apresentou diferenças entre as técnicas utilizadas para moldagem de transferência. A precisão das técnicas foi avaliada pela mensuração das distâncias de referências feitas sobre copings que eram fixados aos análogos dos modelos de estudo. Apesar dos transferentes cônicos pela técnica indireta apresentou maior correlação de coordenadas com o modelo padrão do que os transferentes quadrados não unidos, e do que os transferentes quadrados unidos por resina acrílica, os dois pela técnica direta. Apontando uma tendência para a utilização de transferentes cônicos pela técnica indireta.

Mojon et al (1990) ao estudarem a contração de polimerização de duas resinas acrílicas para indexação, encontraram que a contração volumétrica da resina acrílica DuraLay é de 7,9, enquanto que a resina Palavit é de 6.5, após 24 horas. 80 dessa contração ocorreu antes do 17º minuto após a mistura do pó com líquido, ou seja, no minuto 17 a contração volumétrica alcançou 6,5 e 5,5 respectivamente para a resina DuraLay e Palavit G. Após 3 horas, ocorre um acréscimo de 0,6 da contração inicial. Fazendo com que os autores sugerissem que alguma técnica para compensar a contração fosse utilizada quando do emprego destas para indexação

de posição. Neste trabalho os autores também demonstram que alterando a proporção pó-líquido com a adição de mais líquido ocorre um significativo aumento da contração.

Hobkirk e Schwab (1991) demonstraram que o movimento mandibular, ou flexibilidade mandibular, a partir de uma posição em repouso resulta em deslocamento relativo entre implantes contra-laterais acima de 420 μm , com transmissão de forças entre implantes conectados acima de 16 N. Deste modo uma estrutura rígida sobre implantes, confeccionada sobre um modelo obtido a partir de uma única posição mandibular, estará associado com tensão no sistema mecânico estrutura, implantes e mandíbula em outras posições mandibulares. Os autores levantam a possibilidade de que este fato poderia estar implicado a alguns padrões de falhas, incluindo o afrouxamento de parafusos.

Carr (1991) chegou à conclusão que o método de transferência direto proporciona modelos de trabalho mais precisos do que a técnica indireta quando é utilizado o poliéter como material de moldagem. Para verificar a precisão das técnicas Carr realizou mensurações verticais entre esferas posicionadas nos modelos e sobre uma estrutura padrão de referência. Quanto maior à distância entre a esfera pior à precisão do modelo. Ivanhoe et al. (1991), na tentativa de desenvolver uma técnica que fosse mais rápida, precisa, e que minimizasse o desconforto do paciente utilizaram transferentes cônicos e alginato para confeccionar um modelo primário. Sobre o modelo primário substituíram os transferentes cônicos por quadrados e os ferulizaram com resina acrílica de polimerização dupla. Após a polimerização, fendas de 1 mm de largura entre cada transferente foram realizadas

com um disco fino na férula. Os transferentes foram levados à boca, assentados sobre os implantes e unidos em posição com quantidade mínima de resina, após a polimerização uma nova moldagem com material elastomérico é feita.

A influência da ferulização com resina acrílica autopolimerizável foi estudada por Ness et al. (1992). Em um modelo de cinco implantes os autores mensuraram a desadaptação de cilindros de ouro antes e após a ferulização com três resinas acrílicas para padrão (Relye Acrylic Resin, GC Pattern Resin, DuraLay Loctite 242) em termos de três variáveis de deslocamento ortogonal nos eixos x, y e z. As barras foram confeccionadas pela injeção da resina acrílica na fase líquida (proporção de 1:3 pó-líquido) dentro de um molde em silicone de adição sobre os anéis de ouro. Através desta metodologia puderam concluir que todas as resinas causam deslocamento dos cilindros de ouro, que variaram em relação ao decréscimo da largura do arco onde a resina DuraLay teve a maior deformação, para decréscimo da altura de arco a DuraLay foi maior que Relye, e na deflexão do final do arco houve diferença entre Relye e DuraLay.

Carr (1992) realizou um estudo para verificar qual técnica de transferência é mais precisa sobre um modelo com 15 graus de divergência entre dois implantes, chegando à conclusão de que não há diferença estatisticamente significativa entre a técnica direta (0,036 mm) e a indireta (0,035 mm), quando é utilizado o poliéter como material de moldagem. Carr utilizou a mesma metodologia de seu trabalho de 1991 para determinar a precisão de cada técnica de transferência, observando que a distorção em um modelo de 15 graus não se apresenta igual a um modelo com divergência menor entre os implantes.

Assif et al .(1992) afirmam que os dois objetivos primários de uma moldagem sobre implante são: (1) registrar o relacionamento preciso dos transferentes, e (2) preservar este registro durante a construção dos modelos de gesso com os análogos dos implantes orais. Através de um experimento in vitro em um modelo com 5 implantes, os autores estudaram se estes objetivos são alcançados quando do emprego das quatro técnicas mais populares para transferência em prótese sobre implante, concluindo que quando é realizada a ferulização dos transferentes, tanto associada ao alginato, como associada ao poliéter, todos os modelos são clinicamente aceitáveis com média de movimentação de 4,17 μm não havendo diferença estatística entre alginato ou o poliéter. Quando foi realizada a transferência sem a união de resina, somente com o poliéter pela técnica indireta a desadaptação foi de 11 μm , a técnica direta sem a férula levou a uma desadaptação de 21,6 μm . A referência utilizada para avaliar a precisão das técnicas foi à adaptação da estrutura padrão em relação aos análogos. Com apenas um parafuso apertado (o intermediário) foi mensurada a desadaptação marginal e registrada como posição frouxa, depois um parafuso de uma das extremidades e feita nova mensuração e registrada como posição apertada, a diferença entre estas posições foi calculada e usada como referência para comparação.

Lechner ;Duck ; Klinberg (1992) para obtenção de modelos para prótese sobre implante mais preciso. Esta técnica é bem semelhante à proposta por Ivanhoe et al. (1991) consistindo na moldagem com alginato dos pilares protéticos, inserção de análogos dos pilares protéticos no molde e vazamento de gesso. Sobre o modelo são conectados transferentes quadrados ferulizados com resina acrílica

autopolimerizável. A barra formada é então seccionada entre os transferentes com um disco fino e transferido para união na boca com quantidade mínima de resina pela técnica incremental, permitindo a realização da moldagem com material elastomérico.

Inturregui et al. (1993) concluíram que nenhuma das técnicas investigadas é aceitável clinicamente, e que não existe vantagem na ferulização dos transferentes com resina acrílica, já que os modelos obtidos a partir de moldagens utilizando apenas o poliéter geraram tensão semelhante à referência. Estes dados foram obtidos da investigação da precisão de modelos obtidos a partir de moldagens com poliéter, poliéter e gesso de moldagem, e poliéter com férula obtida a partir da injeção de resina acrílica na fase líquida em um molde de silicona de adição sobre transferentes quadrados, após 15 minutos os transferentes unidos foram removidos do modelo e a férula seccionada ao meio por um disco de carborundum. Os transferentes eram reassentados no modelo e unidos novamente com resina acrílica através de técnica incremental, só então uma moldagem com o poliéter foi realizada. A comparação da tensão gerada pelo assentamento de uma estrutura padrão sobre o modelo original e a tensão gerada sobre os modelos em estudo definiu o grau de precisão de cada técnica. A determinação da magnitude e o exato padrão das distorções criadas pelas técnicas de impressão não foram definidos neste estudo.

Para obtenção de um modelo mais preciso, foi apresentada por Shiau ; Chen ;Wee (1994) uma técnica na qual, sobre um modelo preliminar obtido com transferentes cônicos pela técnica indireta, substituem-se estes transferentes por outros quadrados, ferulizando-os com resina acrílica. Confecciona-se uma moldeira

individual e depois se secciona a férula de resina entre os transferentes para então reposicioná-los intra-oralmente. A férula é unida com resina pela técnica incremental. Os transferentes são removidos e os análogos são fixados a eles para serem incluídos em um index de gesso. Os transferentes são novamente levados à boca para uma nova moldagem com a moldeira individual. Sobre o molde final os análogos unidos pelo index de gesso são posicionados e fixados, e uma nova camada de gesso é vazada definindo o modelo final.

Phillips et al. (1994) compararam a precisão de três técnicas de transferência: técnica indireta com transferentes cônicos, técnica direta com transferentes quadrados e uma terceira ferulizando transferentes quadrados e moldando pela técnica direta. Os transferentes foram fixados com um torque de 10 N. Para a confecção da férula, fio dental foi preso ao redor dos transferentes e resina acrílica (GC pattern resin) foi colocada sobre este, utilizando uma forma para padronizar a quantidade de resina acrílica aplicada. Das três técnicas somente a técnica direta sem ferulização foi semelhante à tolerância de fabricação mensurada, entretanto não houve diferença significativa entre a técnica direta sem férula e a com férula. As distorções foram avaliadas através de uma análise tridimensional de posição em três eixos, x, y e z.

McCartney e Pearson (1994) sugeriram um procedimento para obtenção do modelo de trabalho sobre implantes que possibilitasse ao mesmo tempo o registro preciso do relacionamento tri-dimensional dos implantes, verificação da precisão do modelo mestre, e como um guia para um correto procedimento de vazagem. Esta técnica trabalha sobre um modelo preliminar obtido com os pilares protéticos em

posição na boca. Os análogos são fixados ao molde e, com exceção de um central, são aliviados com silicona ao redor dos ápices, antes da inclusão no gesso. Sobre novos pilares protéticos no modelo é feita a ferulização e posterior segmentação da férula, permitindo que estes sejam levados à boca para substituírem os pilares protéticos iniciais. Do modelo preliminar são removidos os análogos aliviados, mantendo-se apenas o que estava em contato direto com o gesso. Em posição na boca os pilares protéticos são unidos com resina acrílica, retirados e conectados a novos análogos com exceção do correspondente ao análogo guia mantido no modelo para fixar os transientes em posição. A fixação dos novos análogos com gesso define o modelo de trabalho.

Assif ; Moussab ; Nissan (1994) propuseram uma técnica de moldagem de transferência com a intenção de diminuir a quantidade de resina acrílica autopolimerizável para a ferulização dos transferentes. uma moldagem através da técnica indireta é feita com alginato. Sobre o modelo preliminar, uma moldeira individual é confeccionada com alívios sobre os transferentes, deixando orifícios através dos quais era possível o acesso aos parafusos de trabalho. A moldeira era confeccionada de modo que sua altura deixasse a parte quadrada dos transferentes acima da moldeira, exposta para a adição da resina acrílica. Com a moldeira individual é realizadas uma moldagem com material elastomérico com os transferentes unidos a moldeira com resina acrílica. Após a conexão dos análogos, gesso é vazado para obtenção do modelo de trabalho.

Cho e Chee (1995) estudaram a precisão de três resinas para padrão, DuraLay (Reliance Dental), G.C. Pattern resin (G. C. América) e G.C. Unifast light cure resin. Sobre dois pilares protéticos foram confeccionados copings metálicos unidos por uma barra. A barra foi então seccionada simulando um procedimento para soldagem, e na fenda formada foram inseridas a resina. Após a medição das distâncias entre os copings, verificou-se que todas as resinas estudadas contraíram, provocando diminuição das distâncias quando utilizadas entre os copings, com 0,007 mm para a DuraLay, 0,006 mm para GC pattern resin, e 0,010 mm para GC Unifast, não havendo diferença significativa entre elas. Os autores citam como requisitos para um material de indexação os seguintes itens: estabilidade ao longo do tempo, resistência, aderência à fundição, fácil remoção ou queima, e se possível, uso sem procedimentos auxiliares, por exemplo, a construção de uma moldeira.

Assif et al. (1996) concluíram que a união rígida com resina acrílica autopolimerizável entre os transferentes proporciona modelos mais seguros do que a transferência guiada apenas pelo material de moldagem, ou a união dos transferentes a uma moldeira individual. A resina acrílica foi inserida através da técnica incremental para minimizar a contração de polimerização da fêrula de resina acrílica. A precisão das três técnicas de moldagem de transferência foi avaliada através da tensão gerada sobre uma estrutura padrão quando assentada nos modelos obtidos por moldagens em poliéter. Os autores especulam que o comportamento semelhante demonstrado pela transferência guiada pelo material de moldagem e pela união dos transferentes a moldeira individual estaria relacionado à rigidez insuficiente dos conjuntos para impedir distorções relacionadas ao momento

de remoção da moldeira do modelo após a polimerização do material de moldagem, rigidez esta conseguida com a ferulização dos transferentes com resina acrílica.

A ferulização dos transferentes foi novamente objeto de estudo, Burawi et al. (1997) compararam a precisão dimensional de uma técnica de moldagem com ferulização de transferentes cônicos lisos, utilizando fio dental mais resina acrílica autopolimerizável confeccionada 24 horas antes da moldagem, cortes deixando 2 mm de distância separaram as férulas, que foram religadas com resina DuraLay 15 minutos antes das moldagens, e outra sem ferulização. O material utilizado foi uma silicone de adição. Uma estrutura confeccionada sobre o modelo padrão, seccionada entre os locais de cada implante foi utilizada para avaliar a precisão dimensional nos eixos x, y e z, através da mensuração das distâncias entre os fragmentos. Com o uso desta metodologia foi possível concluir que a ferulização exibiu maior desvio a partir do modelo mestre do que a técnica sem a união. Os autores associam os desvios primariamente a discrepâncias rotacionais ao redor do longo eixo dos implantes. Estas discrepâncias estariam relacionadas à falta de um desenho que impedisse a rotação do transferente dentro da férula de resina.

Hussaini e Wong (1997) descreveram um procedimento clínico e laboratorial para se obter um modelo mestre mais preciso, na tentativa de diminuir os erros devidos à contração e expansão durante a criação do modelo de trabalho. Para isso transferentes quadrados são posicionados na boca e unidos com fio dental e resina acrílica. Fora da boca, a barra formada por resina é seccionada para então os transferentes serem reassentados na boca. Com mínima quantidade de resina acrescida pela técnica incremental, os transferentes são ferulizados novamente para

uma moldagem de transferência pela técnica direta. Com os análogos em posição dentro do molde, suas porções apicais são unidas com gesso e após a presa do gesso, a férula é seccionada e unida novamente com quantidade menor de gesso, permitindo agora completar o vazamento do gesso. Dois modelos foram confeccionados, um seguindo esta técnica e o outro sem a união dos análogos por gesso. Através da avaliação clínica (radiografia, exame tátil, com sonda, aperto do parafuso único) e laboratorial, os autores encontraram fendas entre 20 e 36 μm para o modelo confeccionado com a férula de gesso, e 82 a 139 μm para o modelo sem união dos análogos com gesso.

Takahashi et al. (1999) estudaram o comportamento de uma resina acrílica de baixa contração (GC Pattern Resin) quando preparadas por três métodos diferentes. Técnica do pincel, método de injeção, através da mistura de pó-líquido e injeção imediata com uma seringa dentro do molde, e método de injeção por pressão, com o molde mantido sobre pressão de uma força de 40 N. Através do qual concluem que a técnica de injeção produz a maior contração de polimerização, o método do pincel e o método de injeção por pressão tiveram menor contração, não havendo diferença significativa entre estes dois. Em uma segunda etapa, este estudo conclui que a contração linear de polimerização diminui com o aumento da proporção pó-líquido, sendo que a mistura de pó-líquido em uma proporção de dois: produziu a menor contração linear da resina acrílica.

Assif et al. (1999) avaliaram três materiais de ferulização em técnicas de moldagem de transferência sobre implantes: A) resina acrílica autopolimerizável (DuraLay), B) resina acrílica dual (Accuset) e C) gesso para moldagem. Para isso

utilizou uma estrutura padrão, confeccionada sobre o modelo original, com medidores de tensão acoplados para avaliar a tensão gerada quando do assentamento sobre os modelos experimentais. Em A e B o material de moldagem foi o poliéter, enquanto que em C o material de moldagem foi o mesmo que o da férula, o gesso. A metodologia permitiu concluir que a resina acrílica autopolimerizável e o gesso foram mais precisos do que a resina acrílica de dupla polimerização na ferulização de transferentes.

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

A ferulização de transferentes com resina acrílica durante os procedimentos de moldagem é realizada para transferir precisamente o relacionamento espacial dos implantes ao modelo mestre, pensando em simplificar este procedimento aumentando sua precisão, Dumbridge et al. (2000) descreveram uma técnica para minimizar a distorção causada pela contração de polimerização da resina acrílica autopolimerizável. Barras de resina acrílica foram confeccionadas com o auxílio de

canudos plásticos com aproximadamente 3 mm de secção transversal. Após 24 horas da polimerização das barras elas foram cortadas e adaptadas em posição na boca, para união de transferentes quadrados pela técnica incremental. A moldagem só é realizada após 17 minutos, tempo necessária para que a contração da resina acrílica ocorra. A moldagem de transferência pode então ser realizada com o material de moldagem de escolha.

Utilizando silicone de adição como material de moldagem Herbst et al. (2000) avaliaram e compararam quatro técnicas de moldagem de transferência. Uma técnica utilizando o método indireto e transferentes cônicos, e as outras três pelo método direto, uma só com transferentes quadrados, outra com transferentes quadrados unidos, e a última utilizando transferentes quadrados com extensões laterais em um dos lados não unidos. As férulas de resina foram confeccionadas pelo uso de fio dental com matriz para adição de resina acrílica (DuraLay). A avaliação foi realizada com o registro de posição dos eixos x, y, e z. que permitiu concluir que não existe diferença significativa entre as técnicas, e que todos os modelos obtidos apresentavam precisão excepcional.

Lorenzoni et al. (2000) compararam a precisão de três materiais de moldagem com o uso de coifas de transferência dentro do sistema Frialit 2, para isso utilizou uma máquina de mensuração de coordenadas 3D. O uso desta metodologia permitiu verificar que o poliéter e a silicone de adição são os materiais de escolha para procedimentos de transferência sobre implantes. A técnica mais precisa foi a que utilizou silicone de adição junto com as coifas de transferência, o alginato com ou sem as coifas de transferência proporcionou os resultados mais pobres dentro deste

estudo. Entretanto adaptação absolutamente precisa pode ser inalcançável devido às propriedades físicas dos materiais.

Para Castilio e Pinto (2000) não existe diferença entre o alginato e o polissulfeto. ao variarem a técnica de transferência, direta com transferentes quadrados unidos com fio dental e resina acrílica, e indireta com transferentes cônicos. Medidas entre as bordas internas de cada réplica com um microscópio comparador demonstraram também que as duas técnicas da transferência produziram alterações horizontais significantes, sendo que a transferência indireta foi melhor do que a direta com a união dos transferentes. Todos os grupos apresentaram diferenças estatisticamente significantes em relação ao modelo padrão.

Daoudi et al. (2001) ao avaliarem técnicas de moldagem de transferência para próteses unitárias concluíram que, não existe diferença entre o poliéter e a silicona de adição. Os autores ressaltam que os modelos obtidos resultariam em trabalhos que necessitariam de ajustes e às vezes repetição dos trabalhos protéticos.

De La Cruz et al. (2002) compararam a precisão dimensional de três resinas acrílicas para indexação (GC pattern resin, DuraLay, Triad ge resin) na ferulização de pilares protéticos, com dois procedimentos de moldagem de transferência, moldagem com moldeira aberta sem férula e moldagem de moldeira fechada. Neste estudo barras de resina acrílica conectarem três pilares protéticos provisórios através das três resinas estudadas, para compensar a contração das resinas, as barras foram seccionadas logo após a união com os pilares protéticos. Após 24 horas as partes foram reconectadas com a respectiva resina acrílica. Para a avaliação da

precisão das técnicas, coordenadas x e y, a partir dos ângulos dos hexágonos, foram registradas em um microscópio comparador. Através desta metodologia, puderam concluir que o grupo de moldeira aberta sem união apresentou significativamente mais distorção no plano vertical do que os grupos com férula de resina, e do que o grupo de moldeira fechada. A férula com resina GC pattern resin proporcionou maior precisão do que a resina DuraLay.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Para a realização deste trabalho, foi confeccionada um modelo em alumínio anodizado, medindo 1,0 x 2,0 x 4,5 cm, no qual foram inseridos 4 implantes de 3,75 mm de diâmetro, hexágono interno (Conect AR, Conexão, São Paulo, Brasil). Os implantes foram inseridos no modelo de modo que cada um tinha uma inclinação diferente ($89,643^\circ$; $74,355^\circ$; $59,124^\circ$; $45,186^\circ$) (Figura 1).

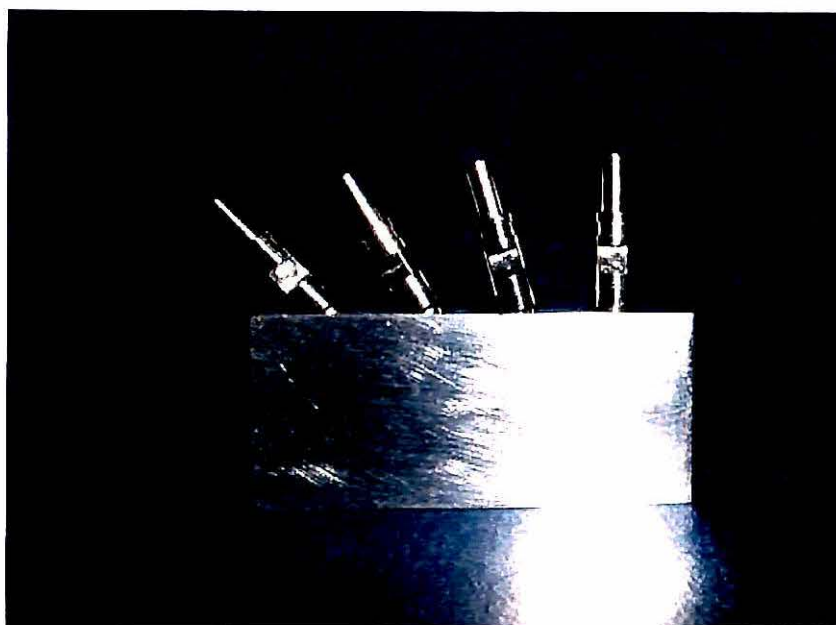


Figura 1- Modelo de alumínio com implantes inseridos em diferentes angulações.

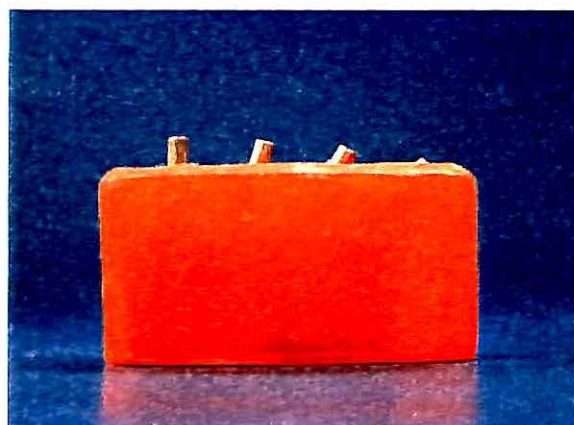
Foram confeccionadas 20 moldeiras individuais (abertas) de resina acrílica fotopolimerizável (Stern Tek, Stern Gold) (Figura 2) com 3 mm de alívio (Figura 3 – A e B). A Figura 4 mostra uma moldeira sobre a matriz com os implantes. Para a realização das moldagens foram utilizados transferentes quadrados para implantes

de hexágono interno, (Conect Grip, da marca Conexão Sistemas de Prótese Ltda) (Figura 5). A Figura 6 mostra os transferentes posicionados sobre os implantes.

Foram realizados 20 moldes, sendo que 10 foram feitos ferulizando-se os transferentes com resina acrílica e 10 foram feitos sem essa ferulização. A ferulização foi feita amarrando-se os transferentes com fio dental e aplicando-se resina acrílica (Pattern Resin) por meio da técnica do pincel (Figura 7). Todos os moldes foram feitos com uma silicona de adição (Doble Elite , Zhermack) (Figura 8). Antes da realização das moldagens, as moldeiras receberam um adesivo (Heraus Kulzer) (Figura 9) em toda sua superfície interna. Aguardou-se a secagem do adesivo por 5 minutos e em seguida realizou-se a moldagem propriamente dita, utilizando-se a técnica da moldagem única (uso de material leve e pesado ao mesmo tempo). Após a polimerização da silicona, os parafusos dos transferentes foram desparafusados com uma chave própria (hexagonal) e o molde foi removido. O sistema de transferente Conect Grip ser removido juntamente com o parafuso, evitando o rasgamento do material de moldagem durante a sua remoção da cavidade oral.



Figura 2- Resina acrílica utilizada para a confecção das moldeiras individuais.



A



B

Figura 3 – Alívio realizado com cera para a confecção da moldeira individual (A: vista lateral; B: vista superior).



Figura 4 – Moldeira individual sobre os implantes.



Figura 5 - Transferente quadrado para implantes de hexágono interno.

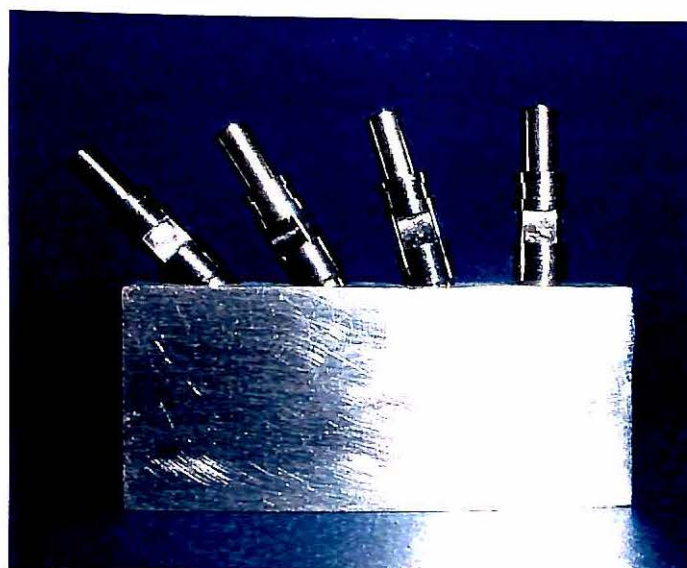
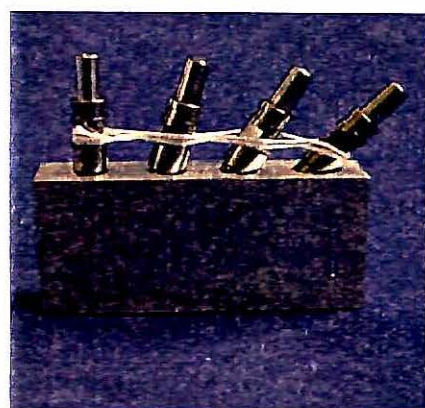


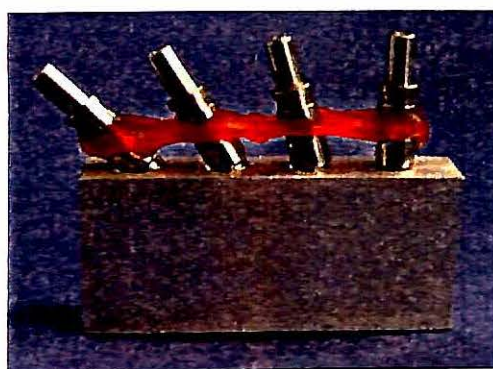
Figura 6 – Transferentes posicionados sobre os implantes.



A



B



C

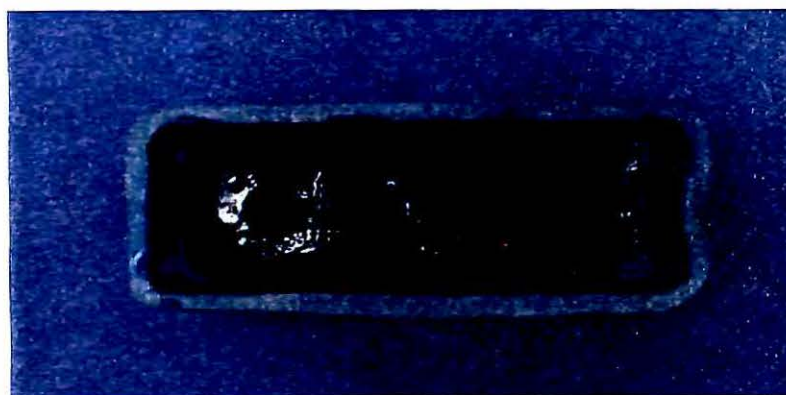
Figura 7 – A: Fio dental amarrado ao redor dos transferentes; B: Resina acrílica; C: Transferentes unidos com resina acrílica



Figura 8 – Silicona de adição



A



B

Figura 9 – A: adesivo pra silicona ; B: moldeira com o adesivo

Após a obtenção dos moldes, os análogos dos implantes foram adaptados e parafusados aos transferentes que se encontravam no interior do molde. 60 minutos após a realização da moldagem, vazou-se no molde o gesso tipo IV (Fuji Rock, GC) (Figura 10). Nos análogos dos modelos de gesso obtidos, foram encaixados os pilares intermediários de perfil paralelo ao longo eixo do implante. Os modelos de gesso foram então levados a um microscópio de transferência (Vídeo Direct Microscop, ROI) (Figura 11) para que se pudesse medir o ângulo formado entre superfície da base do gesso e a superfície externa do pilar intermediário (Figura 12).



Figura 10 – Gesso pedra especial tipo IV



Figura 11 – Microscópio VDM (ROI).

As leituras foram realizadas aleatoriamente tanto no que diz respeito ao corpo-de-prova como em relação às quatro angulações estudadas. Assim, foram realizadas 10 medidas referentes a cada inclinação de implante ($n=10$). Esses dados obtidos foram primeiramente transformados de modo que expressassem o valor de inclinação somente em graus, eliminando-se os minutos e segundos. Assim, o valor de $98, 38' 36''$, por exemplo, foi transformado para $89,643^\circ$. Em seguida, estabeleceu-se o índice de distorção em cada um dos modelos obtidos. Esse índice foi calculado utilizando-se a seguinte fórmula:

$$\text{Índice de distorção} = A_1 - A_2$$

onde, A_1 é o ângulo obtido para o implante do modelo mestre e A_2 é o ângulo medido no implante correspondente no modelo de gesso. Os índices foram transformados em módulo já que o sentido da distorção não foi considerado relevante.

A análise estatística foi realizada por meio de análise de variância de dois fatores, sendo que, quando necessário, o teste de Tukey foi utilizado para contraste de médias com nível global de significância de 5%. Os fatores considerados no modelo estatístico foram: a) tipo de moldagem (com e sem fêrula); e b) ângulo do implante no modelo mestre ($89,643^\circ$; $74,355^\circ$; $59,124^\circ$; $45,186^\circ$).

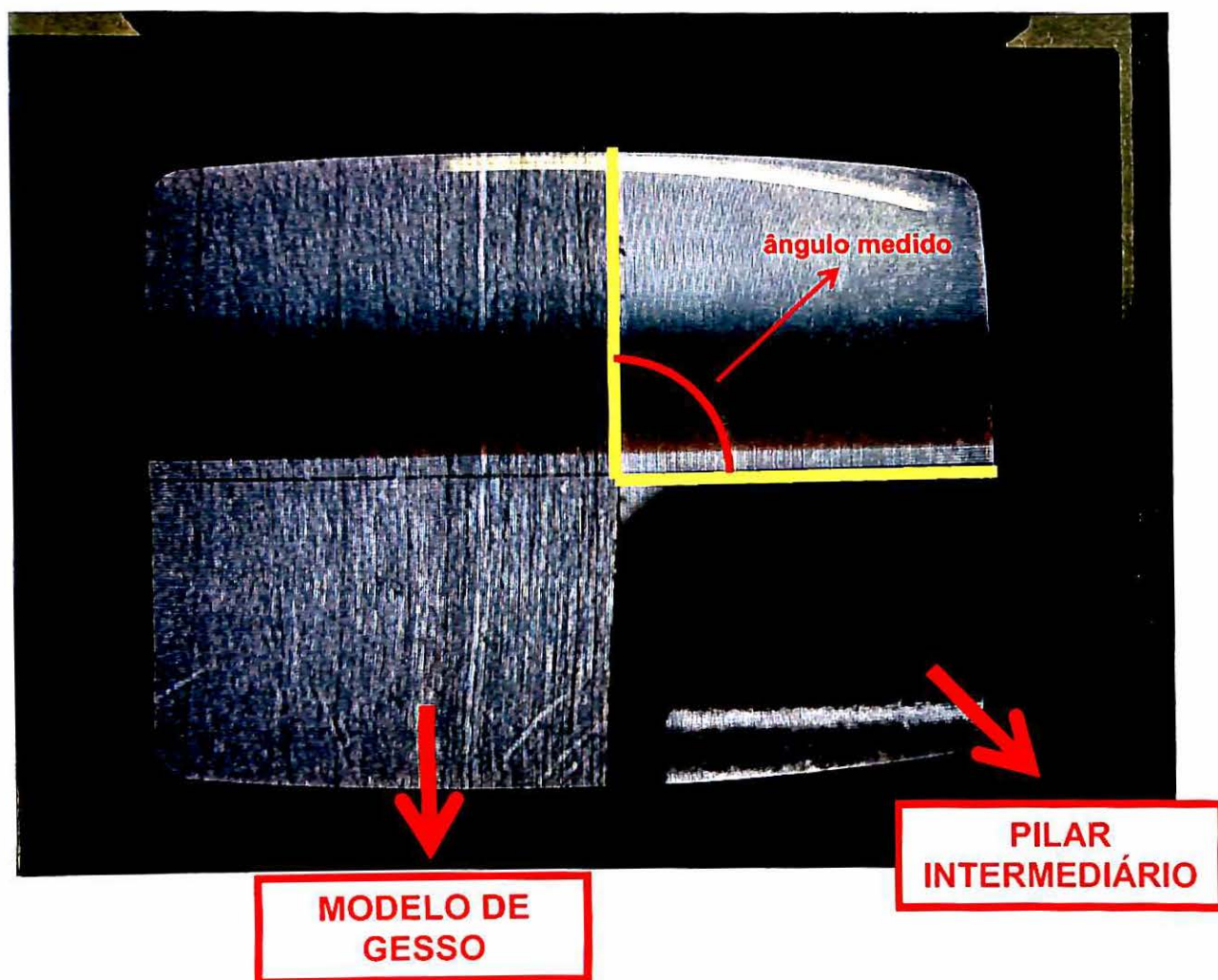


Figura 12 – Imagem observada no monitor do microscópio com a demonstração do ângulo medido.

5 RESULTADOS

As medidas das inclinações dos implantes realizadas no experimento estão descritas nas Tabelas 1 e 2, respectivamente para os grupos com e sem férula de resina acrílica.

Tabela 1 – Valores individuais (em graus) da inclinação dos implantes nos modelos obtidos por meio da técnica de moldagem sem férula de resina acrílica.

Modelo Mestre	89,38'36"	74, 4'19"	59,7'27"	45,11'8"
1	89,24'13"	74,21'22"	59,45'53"	46,1'17"
2	89,9'42"	74,32'15"	60,4'7"	45,51'27"
3	88,22'13"	74,41'59"	60,4'59"	45,48'48"
4	89,30'17"	74,37'37"	59,47'41"	45,56'7"
5	89,29'47"	74,25'38"	59,32'24"	45,48'2"
6	89,32'31"	74,29'17"	59,45'21"	45,52'9"
7	89,25'41"	74,28'21"	59,31'25"	45,42'3"
8	89,35'42"	74,35'34"	59,43'31"	45,51'25"
9	89,26'43"	74,24'27"	59,41'16"	45,47'12"
10	89,31'14"	74,27'52"	59,45'11"	45,55'16"

Tabela 2 - Valores individuais (em graus) da inclinação dos implantes nos modelos obtidos por meio da técnica de moldagem com férula de resina acrílica.

Mestre	89,38'36"	74, 4'19"	59,7'27"	45,11'8"
1	90,13'59"	73,37'28"	59,22'16"	46,31'6"
2	90,9'40"	74,53'5"	59,44'14"	46,30'38"
3	90,18'12"	74,16'50"	59,46'7"	46,29'21"
4	90,18'33"	73,52'1"	59,13'46"	46,11'47"
5	89,56'9"	74,36'20"	59,52'52"	46,28'42"
6	90,4'33"	74,9'28"	60,1'26"	46,30'44"
7	90,7'35"	74,50,2"	59,48,32"	46,27'43"
8	90,14'31"	74,51'5"	59,27'42"	46'27'25"
9	90,16'37"	74,33'17"	59,43'28"	46'24'26"
10	90,5'28"	74,35'7"	59,48'11"	46'28'21"

Os dados obtidos no experimento (Tabelas 1 e 2) foram primeiramente transformados de modo que expressassem o valor de inclinação somente em graus, eliminando-se os minutos e segundos. Assim, o valor de 98, 38' 36", por exemplo, foi transformado para 98,643°. Em seguida, estabeleceu-se o índice de distorção em cada um dos modelos obtidos. Esse índice foi calculado utilizando-se a seguinte fórmula:

$$\text{Índice de distorção} = A_1 - A_2$$

onde, A_1 é o ângulo obtido para o implante do modelo mestre e A_2 é o ângulo medido no implante correspondente no modelo de gesso. Os índices foram transformados em módulo já que o sentido da distorção não foi considerado relevante. A Tabela 3 apresenta os valores individuais de índice de distorção, e a Tabela 4 e o Gráfico 1 apresentam as médias deste índice em função do tipo de moldagem e do ângulo dos

implantes no modelo mestre. Já o Gráfico 2 (tipo "Box-plot") apresenta a dispersão dos dados nos diferentes grupos experimentais.

Tabela 3 – Valores individuais de índice de distorção (em graus) em função do tipo de moldagem (com e sem férula) e do ângulo do implante no modelo mestre.

Tipo de moldagem	Número do implante	Ângulo no modelo mestre			
		89,643°	74,355°	59,124°	45,186°
Sem férula	1	0,239	0,184	1,641	0,835
	2	0,481	0,332	0,945	0,672
	3	0,273	0,278	0,041	0,627
	4	0,138	0,072	0,671	0,749
	5	0,147	0,139	0,416	0,615
	6	0,101	0,116	0,632	0,683
	7	0,215	0,234	0,400	0,515
	8	0,048	0,054	0,601	0,671
	9	0,198	0,102	0,564	0,601
	10	0,122	0,224	0,629	0,735
Com férula	1	0,590	0,731	0,247	1,332
	2	0,518	0,530	0,613	1,325
	3	0,660	0,074	0,645	1,303
	4	0,661	0,488	0,105	1,010
	5	0,293	0,251	0,757	1,292
	6	0,433	0,197	0,900	1,326
	7	0,483	0,479	0,685	1,276
	8	0,599	0,496	0,338	1,271
	9	0,634	0,200	0,600	1,221
	10	0,448	0,230	0,679	1,287

Tabela 4 – Médias (\pm desvio padrão) dos índices de distorção (em graus) em função do tipo de moldagem e do ângulo do implante no modelo mestre. Para o mesmo tipo de moldagem, valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes ($p < 0,05$).

Tipo de moldagem	Ângulo no modelo mestre			
	89,643°	74,355°	59,124°	45,186°
Sem férula	0,196 \pm 0,121 b	0,174 \pm 0,092 b	0,654 \pm 0,417 a	0,670 \pm 0,089 a
Com férula	0,532 \pm 0,11 b	0,368 \pm 0,205 b	0,557 \pm 0,247 b	1,264 \pm 0,095 a

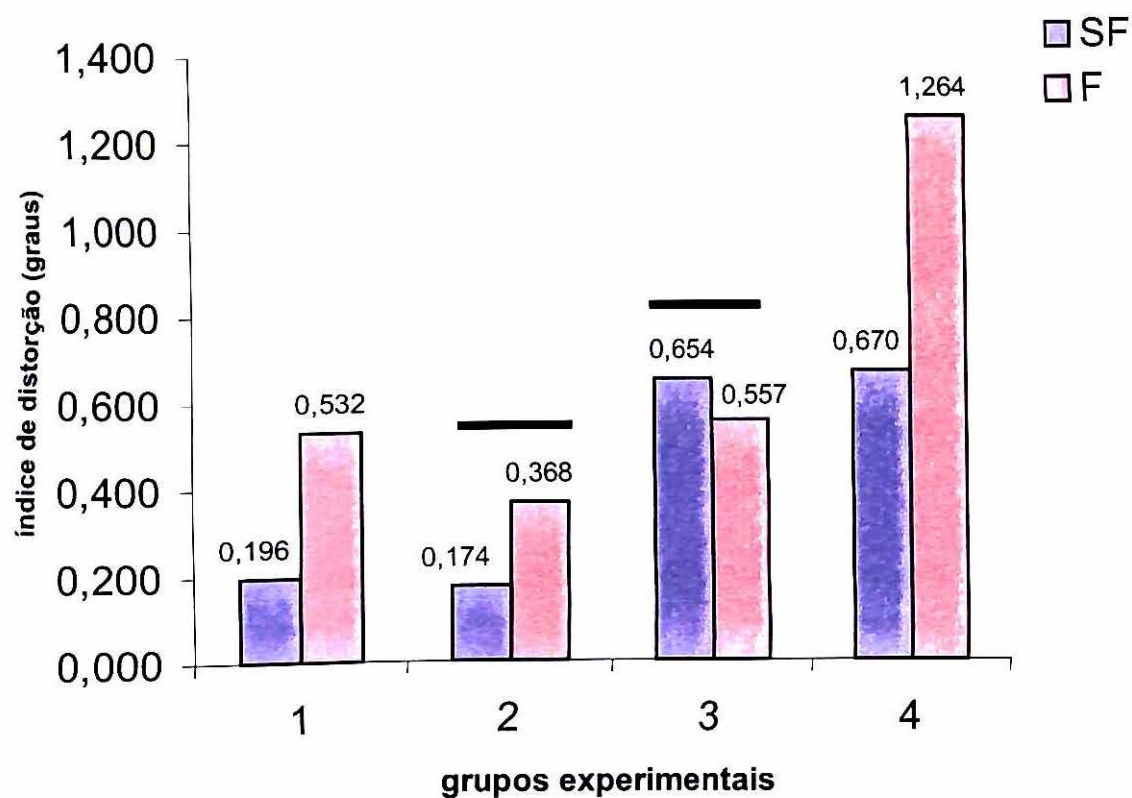


Gráfico 1 – Médias de índice de distorção em função do tipo de moldagem e do ângulo do implante no modelo mestre. (1 = 89,643°; 2 = 74,355°; 3 = 59,124°; 4 =

45,186 °; SF = sem fêrula; F = com fêrula). Considerando-se o mesmo ângulo de modelo mestre, valores unidos pela barra horizontal são estatisticamente semelhantes ($p > 0,05$).

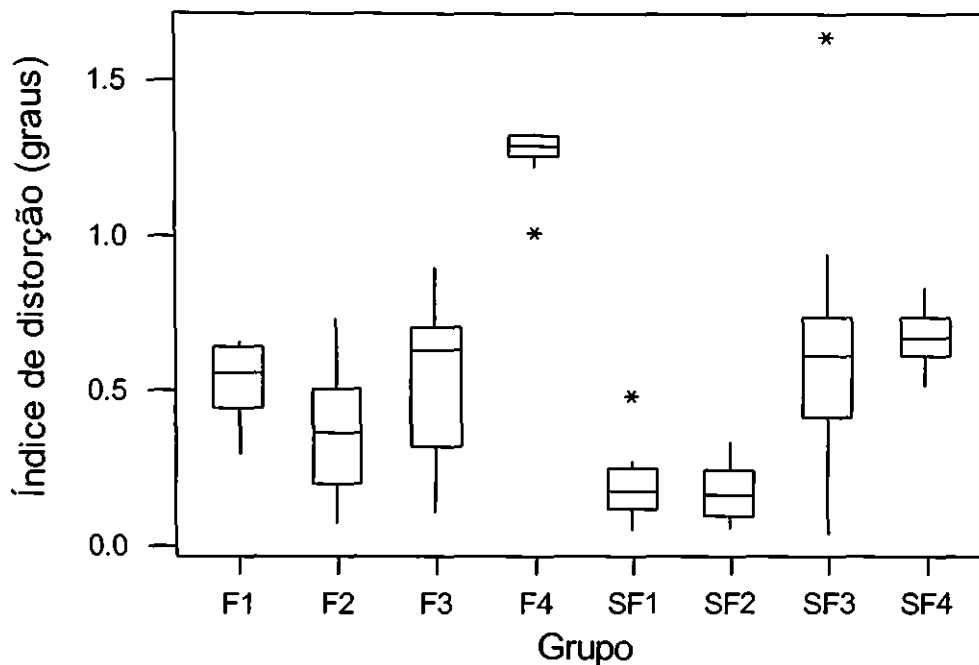


Gráfico 2 – Gráfico do tipo “Box-plot” mostrando a variação dos índices de distorção em função do tipo de moldagem e do ângulo do implante no modelo mestre (1 = 89,643°; 2 = 74,355°; 3 = 59,124°; 4 = 45,186°; SF = sem fêrula; F = com fêrula).

Os dados do experimento foram tratados por meio de análise de variância de dois fatores, sendo que, quando necessário, o teste de Tukey foi utilizado para contraste de médias com nível global de significância de 5%. Os fatores considerados no modelo estatístico foram: a) tipo de moldagem (com e sem fêrula); e b) ângulo do implante no modelo mestre (89,643°; 74,355°; 59,124°; 45,186°).

A Tabela 5 apresenta o resultado a análise de variância de dois fatores. Com base nessa análise é possível concluir que os dois fatores em estudo foram significativos ($p < 0,05$). Assim, a média global de índice de distorção quando se utilizou a ferulização com resina acrílica foi significativamente maior ($0,680^\circ$) do que a média global obtida quando a férula não foi realizada ($0,424^\circ$) (Gráfico 3). O fator “ângulo do implante no modelo mestre” também foi estatisticamente significativo ($p = 0,000$). A comparação entre as médias globais em função do ângulo do implante no modelo mestre (Gráfico 4) mostra que a média global de índice de distorção referente ao implante com angulação de $45,186^\circ$ foi significativamente maior do que as médias referentes a todas as outras angulações. Além disso, a média global referente à angulação de $59,124^\circ$ no modelo mestre foi significativamente maior que as médias referentes às outras duas angulações maiores, as quais apresentaram médias globais semelhantes. A interação entre os dois fatores estudados foi estatisticamente significativa ($p = 0,000$). A Tabela 4 e o Gráfico 1 mostram esse efeito da interação entre os fatores. Assim, constatou-se que, para o grupo que não sofreu ferulização, a distorção foi significativamente maior para os grupos referentes às duas menores angulações do implante no modelo mestre. Já para o grupo que sofreu ferulização, a distorção do grupo referente à menor angulação no modelo mestre foi significativamente maior do que a dos outros três grupos, que apresentaram distorção estatisticamente semelhante. A observação do Gráfico 1 mostra que quando se consideram as angulações extremas no modelo mestre ($89,643^\circ$ e $45,186^\circ$), a distorção foi significativamente maior quando a moldagem foi realizada com a ferulização. Porém, considerando-se as angulações intermediárias

(74,355° e 59,124°), nota-se que não houve diferença estatística entre as médias obtidas com e sem ferulização.

Tabela 5 – Análise de Variância de dois fatores (“two-way”) do índice de distorção (graus) em função do tipo de moldagem (com e sem férula) e do ângulo do implante no modelo mestre (89,643°; 74,355°; 59,124°; 45,186°). G.L: grau de liberdade; Q.M: quadrados médios; R.Q.M: relação dos quadrados médios.

Fonte de Variação	G.L.	Q.M.	R.Q.M.	F	p
Tipo de moldagem (M)	1	1,3176	1,3176	31,78	0,000
Ângulo no modelo mestre (A)	3	5,7974	1,9325	46,61	0,000
M x A	3	1,2455	0,4152	10,01	0,000
Resíduo	72	2,9849	0,0415	--	--
Total	79	--	--	--	--

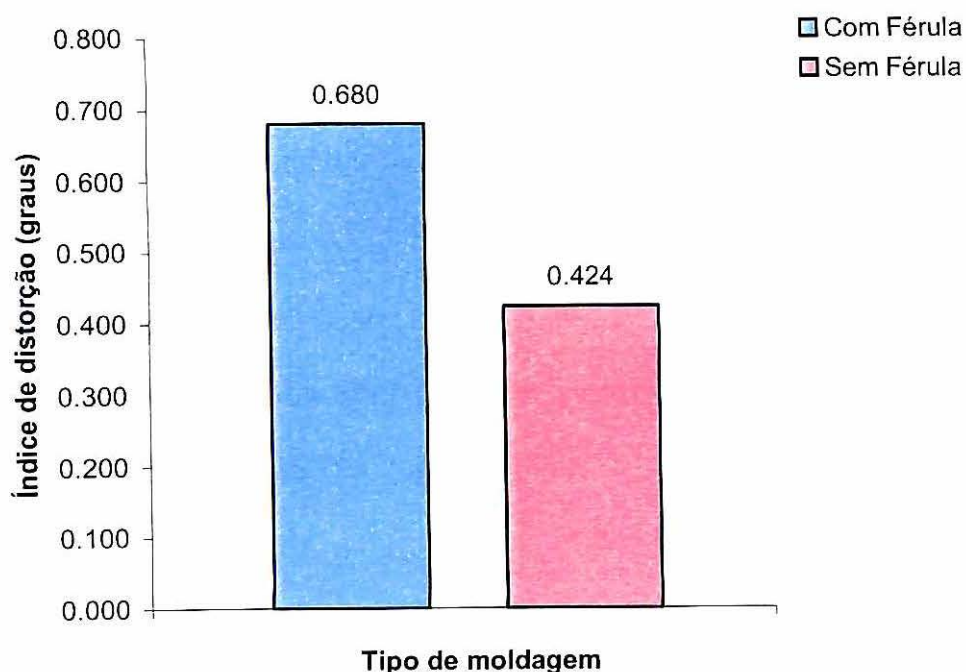


Gráfico 3 – Índice de distorção em função do tipo de moldagem (houve diferença estatística entre os valores, pois $p < 0,05$)

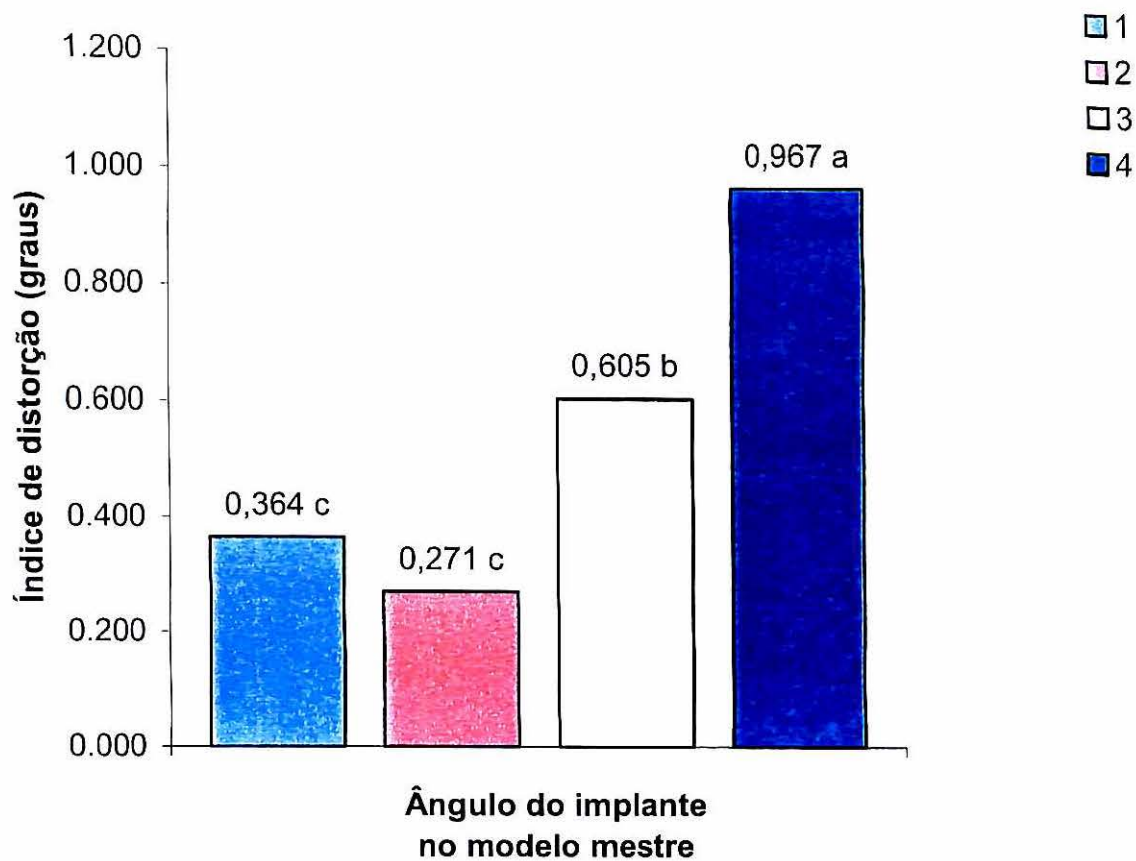


Gráfico 4 – Índice de distorção em função do ângulo do implante no modelo mestre.

Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes ($p < 0,05$) (1 =

89,643°; 2 = 74,355°; 3 = 59,124°; 4 = 45,186°).

6 DISCUSSÃO

Os resultados do presente estudo mostraram que a técnica de moldagem com ferulização de resina acrílica não deve ser utilizada em situações em que se tem múltiplos implantes com diferentes angulações e quando o transferente utilizado é do tipo Conect Grip. Ao se utilizar esse tipo de transferente, seria mais indicado realizar a moldagem sem fazer a ferulização com resina acrílica, já que o Gráfico 3 mostra que o grupo sem fêrula atingiu um valor de índice de distorção significativamente menor do que o grupo com fêrula.

A maior distorção observada no grupo que sofreu a ferulização pode ser explicada pelo fenômeno de contração de polimerização das resinas acrílicas. Nesse tipo de material, o endurecimento acontece por meio de uma reação de polimerização na qual radicais livres são gerados e iniciam a união dos monômeros entre si. Antes do início da reação de polimerização, as moléculas dos monômeros guardam entre si uma distância da ordem de 3 nm. Essa distância é decorrente da força de repulsão que naturalmente existe entre duas moléculas muito próximas. Após a ocorrência da reação de polimerização, essa distância intermolecular torna-se muito menor, pois as moléculas monoméricas ligadas ficam mais aproximadas. A diferença entre a distância inicial e final entre os monômeros é conhecida como a contração de polimerização das resinas acrílicas que geralmente é da ordem de 7% em volume.

Alguns trabalhos da literatura também observaram que a união dos transferentes de implantes durante moldagens múltiplas resultam em modelos distorcidos. Assif et al. (1996) observaram que modelos obtidos a partir da técnica de

moldagem com ferulização com resina acrílica eram menos precisos do que aqueles obtidos sem ferulização. Esses autores concluíram que existe uma certa falta de rigidez no sistema de transferentes unidos aos implantes de modo que, ao ocorrer a contração de polimerização, os transferentes acabam sofrendo algum tipo de deflexão, resultando em um modelo de trabalho distorcido.

Burawi et al. (1997) também avaliaram a precisão de moldagens com e sem ferulização com resina acrílica e observaram que a união dos transferentes resultou em maior distorção dos modelos de trabalho. Esses autores concluíram que a causa das distorções foi o fato do sistema de transferentes utilizado não possuir um desenho que impedisse a sua rotação dentro da férula de resina acrílica. O desenho do transferente utilizado no presente estudo (Conect Grip) pode evitar a ocorrência deste tipo de rotação, pois o seu formato é facetado. Assim, a rotação do transferente dentro da resina acrílica não deve ter atuado significativamente na ocorrência das distorções observadas.

Além da férula, é preciso considerar que outros fatores têm influência sobre a adaptação final da prótese sobre implantes, tais como a flexibilidade mandibular, material de moldagem, tolerância de fabricação entre implantes e transferentes (WEE et al., 1999). Fontes de erro como a flexibilidade mandibular, (HOBKIRK e SCHWAB, 1991), e a tolerância de fabricação determinam valores iniciais de desadaptação inerentes ao processo de fabricação.

Uma adaptação pobre vem sendo apontada na literatura como a causa de problemas biológicos e mecânicos relacionados à reabilitação protética sobre implantes dentais. Entre os problemas biológicos estão as perdas ósseas marginal ao redor dos implantes (HERMANN et al., 2001; JEMT e LEKHOLM, 1998) e a

inflamação dos tecidos peri-implantares (ERICSSON et al., 1995; HERMANN et al., 2001). Já entre os problemas mecânicos, os mais freqüentes estão relacionados com o afrouxamento e fratura do parafuso de fixação (JEMT et al., 1992; KALIUS e BESSING, 1994), sendo que um afrouxamento recorrente em casos extremos poderia até levar a fratura do implante (ECKERT et al., 2000). Jemt (1996) definiu adaptação clínica aceitável para próteses sobre implante como o grau de adaptação que não causa nenhum problema clínico em longo prazo. De forma semelhante, Tan et al. (1993) afirmaram que a aceitabilidade da adaptação deveria ser vista em termos de longevidade da prótese e dos componentes protéticos, assim como da sobrevivência da osseointegração.

Com base neste conceito alguns autores consideram discrepâncias marginais de até 111 μm (JEMT e BOOK, 1996), ou até 150 μm (JEMT e LIE, 1995), como clinicamente aceitáveis. Somente a dimensão da desadaptação por si só não é suficiente para causar resposta óssea desfavorável (JEMT, 1996; MICHAELS et al., 1996). Carr (1996) demonstrou que estruturas desadaptadas (345 μm) sem a aplicação de cargas dinâmicas, não têm alteração da resposta óssea ao redor dos implantes, quando comparado a estruturas bem adaptadas (38 μm). Entretanto, os valores sugeridos para adaptação passiva até o momento são todos empíricos, não existe consenso sobre qual é o valor aceitável para a adaptação do pilar protético sobre o implante (KAN et al., 1999). Apesar desta tolerância biológica, problemas mecânicos relacionados a desadaptação são freqüentes fazendo com que a meta seja sempre a obtenção de uma adaptação perfeita.

Em próteses múltiplas sobre implantes, é necessário que uma adaptação perfeita a todos os implantes pilares seja conseguida, caso contrário haverá uma distribuição desigual de forças com sobrecarga de alguns, além disso, uma adaptação precisa é um dos parâmetros chave para que a união parafusada tenha uma alta capacidade de recebimento de carga (RANGERT et al, 1989); quando esta adaptação não é conseguida, a resistência da união parafusada é reduzida drasticamente (JOHNS e PATERSON, 1992). Na ocorrência de uma desadaptação sem contato entre o pilar protético e o implante, parte da pré-carga responsável em garantir a fixação entre as partes, é utilizada para trazer as superfícies de contato mais próximas ou até em contato. Nesta situação não se obtém proteção contra a fadiga, isto porque a fenda dá às partes parafusadas um baixo grau de firmeza (BURGUETE et al., 1994). Deste modo, a maior vantagem da melhoria da adaptação seria a incorporação de uma margem maior de segurança contra sobrecargas (SMEDBERG et al., 1996).

O simples aperto dos parafusos para fixação da estrutura gera tensão sobre os implantes (GUICHET et al., 2000; WASKEWICS et al., 1994; WATANABE et al., 2000), e esta tensão cresce à medida que o tamanho da desadaptação aumenta, a partir de 6 μm a estrutura já passa a estar sob tensão (LEUNG e MILLINGTON, 1995). Outra vantagem da melhoria da adaptação é a diminuição desta tensão (WASKEWICS et al., 1994). A pré-carga externa, também conhecida como carga por desadaptação, é a diferença da força registrada na estrutura antes e após o aperto dos parafusos de fixação. A introdução de uma desadaptação de 100 μm gera uma pré-carga externa de 200 N (SMEDBERG et al., 1996), aumentando a chance de

sobrecarga do sistema e falha mecânica. Além disso, acima de 100 μm de desadaptação, o parafuso protético passa a estar sob significativa instabilidade, fazendo com que Ebrahim et al (2002) considerassem como inaceitáveis próteses com desadaptações acima deste nível.

Para que uma prótese seja considerada com adaptação passiva, ou seja, uma estrutura livre de tensão, a estrutura deveria, teoricamente, induzir tensão absolutamente zero sobre os implantes de suporte e no osso circundante na ausência da aplicação de uma carga externa (CEHRELI e SAHIN, 2001). Pelo discutido até o momento pode-se verificar a importância de uma adaptação perfeita entre prótese-implante, sendo que o ideal seria a obtenção de uma adaptação passiva.

Uma outra conclusão importante do presente estudo foi que implantes mais inclinados em relação ao rebordo alveolar (com menor angulação) têm maior chance de apresentar distorção como pode ser observado no Gráfico 4. Neste gráfico, é possível notar que um implante com inclinação de aproximadamente 45° tem uma maior probabilidade de resultar em molde distorcido do que implantes com angulações maiores.

Finalmente, é importante considerar que, neste estudo, foi utilizado um “novo” tipo de transferente (Conect Grip), chamado de “transferente inteligente”. A principal vantagem deste transferente é o fato do hexágono sair junto com o parafuso ao final da moldagem (nos transferentes convencionais para hexágono interno, o hexágono fica fixo no corpo do transferente). Na prática, o transferente Conect Grip apresenta menos chance de causar o rasgamento do material de moldagem durante a sua

remoção da boca. Um possível estudo futuro será realizar a comparação entre a precisão da moldagem realizada com os dois tipos de transferentes.

7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados deste estudo, foi possível concluir que:

1. Considerando-se o transferente Conect Grip, a técnica de moldagem que não utiliza a ferulização com resina acrílica resulta em menor distorção do que a técnica que utiliza a ferulização.
2. A inclinação do implante em relação ao rebordo alveolar interfere na distorção da moldagem, sendo que implantes com menor angulação (mais inclinados) resultam em moldes significativamente mais distorcidos.

REFERÊNCIAS¹

- ASSIF D, MARSHAK B, NISSAN J. A modified technique for implant-supported restoration. **J Prosthet Dent** , v.71,n.6,p.589-91,1994.
- ASSIF D, MARSHAK B, SCHMIDT A. Accuracy of implant techniques, **Int J Oral Maxillofac Implants** , Lombard,v.11,n.2,p.216-22.,1996.
- ASSIF D, FENTON A, ZARB G, SCHMITT A. Comparative accuracy of implant impression procedures, **Int J Periodont Res** , , v.12,n.2,p. 113-21,1992.
- ASSIF D, NISSAN J, VARSANO I, SINGER A. Accuracy of implant impression splinted techniques: Effect of splinting material, **Int J Oral Maxillofac Implants** , Lombard,v.14,n.6,p.885-8, 1999.
- BALDISSARA P, BALDISSARA S, SCOTTI R. Reliability of tactile perception using sharp and dull explorers in marginal opening identification. **Int J Prosthodont** ,v.11,n.6,p.591-4, 1998.
- BESIMO C et al. Marginal fit of prefabricated crowns of Ha-Ti implant system: An in vitro scanning electron microscopic study. **Int J Prosthodont** ,v.9,n.1,p. 87-94. 1996.
- BINON PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of select implants, standard abutments, and laboratory analogs. **Int J Prosthodont** ,v.8,n.2,p.162-78, 1995.
- BINON PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw Joint stability. **Int J Prosthodont** ,v. 9,n.2,p. 149-60,1995.
- BURAWI G et al. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-lock implant system. **J Prosthet Dent** ,v.77,n.p.68-75, 1997.
- BURGUETE RL, JOHNS RB, KING T, PATTERSON EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. **J Prosthet Dent**, v.71,n.6,p.592-9,1994.
- CARR AB. A comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model, **Int J Oral Maxillofac Implants** ,Lombard,v.6,n.4,p.448-55.

¹ De acordo com NBR-14724 e NBR-6023 da Associação Brasileira de Normas Técnicas, 2002. Abreviaturas de periódicos SESC (Serviços Em Ciências da Saúde)

- CARR AB, GERARD DA, LARSEN PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting protheses with different levels of fit. **J Prosthet Dent** ,v.76,n.5,p.500-9,1996.
- CASTILIO D, PINTO JHN. Estudo comparativo entre duas técnicas de moldagem em implantes odontológicos. **RPG Rev PosGrad**, Brasil,v.7,n.4,p.328-33, 2000.
- CHESHIRE PD, HOBKIRK JA. An in vivo quantitative analysis of the fit of nobel biocare implant superstructures. **J Oral Rehabil** ,v. 23,n.11,p.782-9,1996.
- CHO GC, CHEE WWL. Efficient soldering index materials for fixed partial dentures and implant substructures. **J Prosthet Dent** , v.73,n.5,p.424-7,1995. CARR, A.B. Comparison of impression techniques for two-implant 15-degree divergent model. **Int. J. Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v.7,n.4,p.468-75, 1992
- ECKERT, S.E. et al. Analysis of incidence and associated factors with fractures implants. **Int. J. Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v.15,p. 662-7, 2000
- ERICSSON, I. et al. Different types of inflammatory reactions peri-implant soft tissues. **J Clin Periodontol**, Indianapolis, v. 22,n. 3,p.255-61, 1995
- EBRAHIM,L. et al. Changes in prosthetic screw satability because of misfitif of implant-supported protheses. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.15, p.38-42, 2002
- DAOUDI MF, SETCHELL DJ, SEARSON LJ. A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants, **Int J Prosthodont** ,v.14,n.2,p.152-8, 2001.
- DE LA CRUZ JE et al.Verification jig for implant-supported protheses: A comparison of standard impressions with verification jigs made of different materials. **J Prosthet Dent** ,v.88,p.329-36,2002.
- DELLOWAG, DRIESSEN CH, NEL HJC. Scanning electron microscopy evaluation of the interfacial fit of interchanged components of four dental implant systems. **Int J Prosthodont** ,v.10,n.3,p.216-21,1997.
- DUMBRIDGE HB, GURUN DC, JAVID NS. Prefabricated acrylic resin bars for splinting transfer copings. **J Prosthet Dent** ,v.84,n.,p.108-10,2000.
- ERICSSON I et al. Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. **J Clin Periodontol** ,v.22,n.3,p.255-61,1995. ECKERT, S.E. et al. Analysis of incidence and associated factors with fractures implants. **Int. J. Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v.15,p. 662-7, 2000

- ERICSSON, I. et al. Different types of inflammatory reactions peri-implant soft tissues. **J Clin Periodontol**, Indianapolis, v. 22,n. 3,p.255-61, 1995
- EBRAHIM,L. et al. Changes in prosthetic screw satability because of misfitif of implant-supported prostheses. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.15, p.38-42, 2002
- GUICHET DL et al. Passivity of fit and marginal opening in screw-or cemente-retained implant fixed partial denture designs. **Int. Oral Maxillfac. Implants** v.15,n.2,p.239-46,2000
- HALL CE. Microscopia eletronica. Bilbao. Ediciones Urmo p.13-14, 1970
- HAMAGUCHI H. et al. Marginal distortion of the porcelain-bonded-to-metal complete crown: Na SEM study **J Prosthet Dent**, v.47,n.2,p.146-58.
- HERBST D., Evalution of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. **J Prosthet Dent**, v.83,n.5,p.555-61
- HERMANN JS. et al.Biologic width around one-and two piece titanium implants. A histometric evalution of unloaded nonsuberged implants in the canine mandible. **Clin Oral Impl Res Copenhagen**,v.12,n.6,p. 559-71, 2001.
- HOBKIRK JA , SCWAB J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**,Lombard,v.6,n.3,p.319-28,1991.
- HOLMES JR et al .Considerations in measurement of marginal fit. **J Prosthet Dent** ,v.62,n.4,p.405-8,1989.
- HUMPHRIES JR et al. the accuracy of implant masters casts constructed from transfer impressions. **Int J Oral Maxillofac Implants**,Lombard,v.5,p.331-6,1990.
- HUSSANI S. ,WONG T. one clinical visit for multiple implant restoration master cast fabrication. . **J Prosthet Dent** ,v.78,n.6,p.550-3,1997.
- INTURREGUI JA et al. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. **J Prosthet Dent** ,v.69,n.5,p.503-9p.1993.
- IVANHOE JR et al. An impression technique for osseointegrated implants. **J Prosthet Dent** ,v.66,p.410-1,1991.
- JANSEN VK, CONRADS G, RICHTER E-J. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. **Int J Oral Maxillofac Implants**,Lombard,v.12,p.527-40,1997.

JEMT T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of Prosthesis placement to the first annual checkup. **Int J Oral maxillofac Implants Lombard** ,v.6,p.270-6,1991.

JEMT T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. **Int J Oral Maxillofac Implants** ,Lombard,v.11,n.5,p. 151-8,1996.

JEMT T, BOOK K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. **Int J Oral Maxillofac Implants** ,Lombard,v.11,n.5,p.620-5,1996.

JEMT T, LEKHOLM U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. **Clin Oral Impl Res Copenhagen**,v.9,p. 272-80, 1998.

JEMT T, LIE A. Accuracy of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of three-dimensional photogrametric technique. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen v.6,n.3,p.172-80,1995.

JEMT T, LINDEN B, LEKHOLM U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. **Int J Oral Maxillofac Implants Lombard**,v.7,n.1,p. 40-4,1992.

KALLUS T, BESSINNG C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prosthese supportes by osseointegrated implants after 5 years. **Int J Oral Maxillofac Implants** ,Lombard,v.9,n.2,p.169-78,1994.

KAN JYK et al. Clinical methods for evaluating implant framework fit. **J Prosthet Dent** ,v.81,p.7-13,1999.

KUNAVISARUT C et al. Finite element analysis on dental implant supported prostheses without passive fit. **J Prosthodont** v.11,n.01,p.30-40,2002.

LECHNER S, DUCKMANTON N, KLINEBERG I. Prosthodontic procedures for implant reconstruction. 2. Post-surgical procedures. **Aust Dent J** v.37,n.6, p.427-32, 1992.

LOOS LG. A fixed prosthodontic technique for mandibular osseointegrated titanium implants. **J Prosthet Dent** ,v.55,p.232-42,1986.

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

MA T, NICHOLLS JL, RUBENSTEIN JE. Tolerances measurements of various implants components. **Int J Oral Maxillofac Implants** ,Lombard,v.12,n.3,p.371-6, 1997.

MAY KB et al. The precision of fit at implant prosthodontic interface. **J Prosthet Dent** ,v.77,n.5,p.497-509,1997.

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

MICHAEL GC, CARR AB, LARSEN PE. Effect of prosthetic superstructure accuracy on the osseointegrated implant bone interface. **Oral Surg Med Oral Pathol** ,v. 83,n.2, p.198-205p.1997.

MILLINGTON ND, LEUNG T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: stresses generated on the superstructure relative to size of fit discrepancy. **Int J Prosthodont** ,v.8,n.6,p.511-6,1995.

MOJON P et al. Rization shrinkage of index and pattern acrylic resins. **J Prosthet Dent** ,v. 64,p.684-8,1990.

NESS EM et al. Accuracy of the acrylic resin pattern for implant-retained prosthesis. **Int J Prosthodont** ,v.5,p.542-49,1992.

PATTERSON EA, JOHNS RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard ,USA,v.7,n.1,p.26-34,1992.

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

PIETRABISSA R. et al. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. **Clin Oral impl Res** , Copenhagen,v.11,n.5,p.448-57,2000.

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

RANGERT B et al.. Forces and moments on Branemark implants. **Int J Oral Maxillofac Implants** , Lombard,v.4,n.3,p.241-7,1989.

SAHIN S, QEHRELI MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. **Implant Dent** ,v.10,n.2,p.85-92,2001.

SCHULTE JK. External hex manufacturing tolerances of six implant systems: A pilot study. **Implant Dent** ,v.3,p.51-3,1994.

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

SMEDBERG J-L et al. On the influence of superstructure connection on implant preload: A methodological and clinical study. **Clin Oral implants Res** ,Copenhagen ,v.7,n.1,p.55-63,1996.

CTOR MR, DONOVAN TE, NICHOLLS JL. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. **J prosthet Dent** ,v.63,p.444-51,1990.

TAKAHASHI J et al. Resin pattern material with low polymerization Shrinkage. **Int J Prosthodont** , v.12,n.4.p.325-9,1999.

TAN KB et al. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. **Int J Prosthodont** , v.6,n.4,p.346-63,1993.

THE ACADEMY OF PROSTHODONTICS. The Glossary of Prosthodontics Terms. **J Prosthet Dent** ,USA,v.81,n.1,p.39-110,1999.

TOGUEDANI EE. Estudo comparativo "in vitro" da adaptação marginal entre dois abutments, UCLA usinado com cilindro de ouro e UCLA calcinável, antes e depois da sobrefundição e fundição com uma liga nobre (AuPd) e também após a aplicação de porcelana, através da microscopia eletrônica de varredura. 2001 108 p. dissertação (Mestrado em Prótese) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.

WASKEWICS GA, OSTROWSKI JS, PARKS VJ. Photoelastics analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants** ,Lombard,v.9,n.4,p.405-11,1994.

WATANABE F et al. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants** ,Lombard,v.15,n.2,p.209-18,2000.

WEE AG. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. **J Prosthet Dent** , v.83,p.323-31,2000.

WEE AG, AQUILINO AS, SCHNEIDER RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. **Int J Prosthodont**, v.12,n.2,p.167- 78, 1999.

WEISS EL, KOZAK D, GROSS, MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. **J Prosthet Dent** , v.84,p.194-9, 2000.

ZARB GA, JANSSON T. Laboratory procedures and protocol. In Branemark. P-I, Zarb GA, Albrektsson T (eds): Tissue integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. Chicago, **Quintessence Publishing Co**,p. 293-315,1985.