

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
HOSPITAL DE REABILITAÇÃO DE ANOMALIAS CRANIOFACIAIS**

**AVALIAÇÃO DA PRECISÃO DE ADAPTAÇÃO DE  
ESTRUTURAS METÁLICAS SOBRE IMPLANTES OBTIDAS  
POR TRANSFERÊNCIA DIRETA E MOLDAGEM**

**RODRIGO COSTA BROSCO**

Dissertação apresentada ao Hospital de Pesquisa e Reabilitação de Anomalias Craniofaciais da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de **MESTRE** em Ciências da Reabilitação.

**Área de Concentração:-FissuraOrofaciais**

**Bauru-2005**

*Rodrigo Costa Broscó*

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**  
**HOSPITAL DE REABILITAÇÃO DE ANOMALIAS CRANIOFACIAIS**  
**Bauru- SP**

Rua Silvio Marchione 3-20  
Caixa postal 1501  
CEP- 17043-900 – Bauru – S. P. 0- Brasil  
Telefone: 14- 3235-8000

**Prof. Dr. Adolpho José Melfi – Reitor da USP**  
**Prof. Dr. José Alberto de Souza Freitas – Superintendente do HRAC-USP**

Autorizo, exclusivamente, para fins acadêmico e científico, a reprodução total ou parcial deste trabalho.

**Rodrigo Costa Brosco** \_\_\_\_\_

Bauru, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2.005

B792a Brosco, Rodrigo Costa

*Avaliação da precisão de adaptação de estruturas metálicas sobre implantes obtidas por transferência direta e moldagem.*

Rodrigo Costa Brosco, Bauru 2005.

68p.

Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação – Área de Concentração Fissuras Orofaciais) – HRAC - USP.

**Orientador: Prof. Dr. José Alberto de Souza Freitas**

**Descritores: adaptação, passividade, transferência**

# 1- INTRODUÇÃO

Os implantes osseointegrados assumiram um papel definitivo na área reabilitadora da Odontologia, graças a sua condição de aceitação biológica por parte dos pacientes e sua alta previsibilidade de sucesso nos tratamentos dentais. É lógico pensar que, no sentido coerente na evolução das pesquisas, novas tecnologias vão se agregando às já existentes, permitindo incorporar cada vez mais nossos conhecimentos. Todavia deve-se ter em mente que a razão do implante é a futura prótese e não a sua instalação cirúrgica, e o objetivo da Odontologia moderna é restituir ao paciente suas funções primordiais como fonação, função mastigatória e estética de forma previsível (Dias,2002).

A osseointegração pode ser definida como um contato entre o tecido ósseo vital e implante sem a interposição de tecido mole, ao nível de microscopia óptica, definição esta apresentada por Albrektsson e Jacobson (1987). A osseointegração foi novamente definida como uma conexão direta estrutural e funcional entre o tecido ósseo vital organizado e a superfície de um implante submetido a carga funcional Lekholm et al 1985. Como fatores essenciais para a osseointegração poderíamos citar as características do material, o desenho do implante e a prevenção de excessiva produção de calor durante a perfuração óssea ( Kasemo e Lausmaa 1985).

Possuímos hoje, inúmeros sistemas de implante que, se estiverem alicerçados nos princípios básicos da osseointegração, promoverão uma ancoragem óssea direta, capaz de suportar as forças oclusais originadas durante

a mastigação. No entanto, o sucesso da osseointegração é garantido através da passividade da prótese que é colocada sobre estes implantes (Dias 2002).

A previsibilidade do tratamento através de uma prótese implanto suportada está diretamente relacionada à adaptação passiva entre implante-prótese. A utilização de componentes que não possuem uma perfeita adaptação diminui o sucesso a longo prazo dos implantes (Binon 1992).

As duas maiores preocupações com próteses fixas suportadas por implantes osseointegrados são as dificuldades técnicas na obtenção de uma adaptação precisa entre a infra-estrutura metálica e os intermediários quando os parafusos do cilindro são apertados e o alto custo das ligas utilizadas nas infra-estruturas. A soldagem a laser das infra-estruturas de titânio tem sido sugerida como uma técnica para solucionar ambos os problemas (Jemt et al 1992) e (Sjögren et al 1988). A adaptação passiva entre os componentes de uma prótese sobre implantes é a chave que garante o sucesso do tratamento (Dias 2002). A exatidão dos procedimentos clínicos e laboratoriais tem nos proporcionado uma perfeita adaptação, onde a ausência de espaços entre os cilindros e intermediários ligados aos implantes nos dá uma distribuição de força favorável para uma longevidade do tratamento.

A dificuldade em se obter uma adaptação passiva das próteses parciais fixas e próteses totais fixas sobre implantes tem sido estudada através de diferentes técnicas observando o grau de adaptação entre os cilindros e os intermediários, e tem nos permitido saber que quanto maior este grau de desadaptação menor será a vida útil do conjunto implante e prótese. É importante também levar em consideração que os materiais de moldagens apresentam características as quais sofrem alterações durante o período de polimerização ou

presa, resultando em alterações dimensionais onde não podemos ter o total controle dessas alterações, podendo resultar em uma cópia não fiel da posição dos implantes na cavidade oral para o modelo de trabalho.

Existem vários fatores que podem influenciar na precisão de adaptação entre os componentes destacando-se as etapas clínicas e laboratoriais envolvidas para concluir o tratamento. A realização da moldagem, produção do modelo de trabalho e a técnica de confecção da barra estão sujeitas a variáveis que pode alterar o propósito da reabilitação que é a adaptação (Riedy, Lang BR e Lang BE 1997). Qualquer desajuste das próteses fixas aos implantes, visíveis ou não, é certo que induz tensões nas próteses, nos implantes e na matriz óssea (Vigolo; Mayzoub e Cordiole 2003). Para se alcançar uma adaptação passiva, é necessário eliminar toda distorção possível na transferência e nos procedimentos de moldagem, na presa do gesso e processo de fundição (Kohavi 1997). Durante os procedimentos de moldagem (Zarb e Jansson 1985) descreveram um método no qual parafuso de fixação do transferente foi unido com resina acrílica auto polimerizável e fio dental para diminuir os efeitos da distorção durante o processo de moldagem. Porém, alguns autores sugeriram que esta técnica pode causar distorção como o resultado de liberação de estresse residual, até mesmo após a remoção dos transferentes dos implantes, quando a resina está totalmente sólida (Spector; Donovan e Nicholls 1990). As condições das superfícies a serem moldadas também podem influenciar na presença ou ausência de distorção, tais como as condições de superfícies secas ou molhadas (Johnson; Lepe e Aw 2003).

Como forma de solução para a desadaptação clínica da infra-estrutura com o intermediário do implante obtida inicialmente, o seccionamento e a soldagem

são estratégias comuns para melhorar a adaptação da infra-estrutura com o intermediário do implante ( Sutherland e Hallam 1990) e (Zarb e Schimitt 1990).

Analisando a importância da interface que se estabelece entre o intermediário e a infra-estrutura protética, na transmissão de carga entre os componentes do sistema e o tecido ósseo que o circunda, manifestou-se um interesse no desenvolvimento de um projeto que avaliasse qual seria a técnica mais precisa durante a transferência dos implantes ao modelo de trabalho para a confecção da prótese final. Como forma de contribuir para minimizar as distorções nos procedimentos de transferência dos componentes destinados a receber uma reabilitação protética sobre implantes nos propusemos a comparar a precisão de algumas técnicas.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

Existem vários fatores que podem influenciar na precisão de adaptação entre componentes, destacando-se as etapas clínicas e laboratoriais envolvidas para concluir o tratamento. A realização da moldagem, produção do modelo de trabalho e a técnica de confecção da barra estão sujeitas a variáveis que pode alterar o propósito da reabilitação que é a adaptação.

Skalak (1983) afirma que um aspecto crítico que induz o sucesso ou fracasso de um implante é a maneira no qual o estresse mecânico é transferido do implante para o tecido ósseo. É essencial que o implante e o tecido ósseo não seja estressado além de sua capacidade de fadiga. É também necessário evitar qualquer movimentação que pode produzir reabsorção do tecido ósseo e perda progressiva do implante. A conexão firme de uma prótese sobre implantes osseointegrados resulta em uma estrutura única na qual a prótese, os parafusos e o tecido ósseo agem como uma unidade. Qualquer desalinhamento que haja da prótese fixa com os implantes, resultará em um estresse interno da prótese, implantes e osso. Enfatizou que muito embora esses estresses não possam ser detectados por análise visual, podem ocasionar falhas mesmo sem a presença de forças externas

Para compensar desadaptações é utilizada a técnica de soldagem. A técnica de soldagem convencional é normalmente usada para barras de liga de ouro, enquanto a técnica de solda a laser é recomendada estruturas de titânio. Um pré-requisito para a solda a laser é que o espaço entre as superfícies a serem soldadas deve ser estreito e o mais paralelo possível. A solda laser tem várias

vantagens sobre a solda convencional e podemos destacar a menor energia térmica aplicada à peça, reduzindo a distorção causada pela união. Pode ser realizada sobre o modelo de gesso sem necessidade de inclusão em revestimento. As peças unidas devem estar em contato entre si, reduzindo o potencial de distorção. A baixa entrada de calor permite solda na proximidade de resina ou cerâmica com menor risco de dano. A resistência de união é igual ao metal, o tempo de trabalho é reduzido e não há necessidade de fluxo para a soldagem (Apotheker, Nishimura, e Seerattan 1984).

Durante os procedimentos de moldagem Zarb e Jansson, (1985) descreveram um método no qual o transferente foi unido com resina acrílica auto polimerizável e fio dental para diminuir os efeitos da distorção durante o processo de moldagem. Porém Spector, Donovan e Nicholls,(1990) sugeriram que esta técnica pode causar distorção como o resultado de liberação de estresse residual, até mesmo após a remoção dos transferentes dos implantes osseointegrados, quando a resina está totalmente sólida. Através de um estudo realizado por eles, a fabricação da infra-estrutura para implantes osseointegrados, o objetivo inicial é alcançar uma adaptação passiva da prótese. Neste estudo três diferentes técnicas de moldagem foram avaliadas para determinar suas habilidades de reproduzir a posição dos implantes no modelo de trabalho. Na primeira técnica, os pinos de retenção dos transferentes foram unidos com resina acrílica autopolimerizável (Duralay) e fio dental. A moldagem então foi realizada com Permelastic com o auxílio de uma moldeira individual de resina acrílica aberta. Na segunda técnica, uma moldagem com Polivinil Siloxano foi realizada com moldeira fechada com transferentes pré-fabricados. Na terceira técnica, uma moldagem utilizando Silicona de Condensação (Xantopren) foi feita com moldeira



fechada e transferentes pré-fabricados. Em todas as moldagens, os análogos foram conectados aos transferentes e então vazados com gesso pedra (Die Keen). Um total de cinco moldagens foram obtidos para cada técnica. Na técnica onde os transferentes foram unidos com resina acrílica autopolimerizável as alterações de posição podem ocorrer durante a total polimerização da resina, onde, quanto maior a quantidade de resina usada para unir os componentes de transferência, aumentam os riscos de distorção até a resina alcançar uma condição totalmente sólida (estresse residual). Na técnica 2 e 3 foi feita a recolocação dos transferentes ligados aos análogos na moldagem.

Zarb;e Schmitt em 1990, descreveram os aspectos clínicos e complicações encontradas em 46 pacientes com próteses implanto-suportadas, por um período de 4 a 9 anos. Problemas e complicações foram observados e registrados em todas as etapas do tratamento. Os resultados mostraram que as principais complicações foram: falha na osseointegração em 21 implantes; fratura de 53 parafusos de ouro; fratura de 13 infra-estruturas de paládio-prata e desconforto muscular ou desordem da articulação têmporo-mandibular em 12 pacientes. A maioria dos problemas foi de natureza iatrogênica, mas alguns podem ser inerentes ao próprio método.

JEMT (1991), em um acompanhamento de 1 ano de 380 próteses totais fixas sobre implantes, obteve uma taxa de sucesso de 99,5% do tratamento protético. Embora as complicações tenham sido poucas, estas foram mais freqüentes na maxila. Entre as complicações encontradas destacaram-se: problemas de dicção (31,2%), mordida do lábio e bochecha (6,6%), irritação causada pelo cantilever (3,1%), problemas gengivais

(fístula, hiperplasia, inflamação – 1,7%), fratura da estrutura metálica (0,8%). Não houve fratura de nenhum dos componentes. Em relação ao afrouxamento dos parafusos de ouro, o autor relatou que 271 próteses (69,3%) apresentaram os parafusos estáveis no primeiro controle (após 2 semanas), sendo que quase todos os parafusos reapertados nesse primeiro controle se apresentaram estáveis no controle seguinte (113 próteses). Apenas 7 próteses precisaram de mais de um reaperto para que os parafusos se estabilizassem. A instabilidade dos parafusos de ouro foi maior na maxila, sendo esta diferença estatisticamente significativa. Quando o desenho da prótese está adequado, sendo esta rígida e apresentando uma adaptação passiva, o risco de fratura dos componentes é baixo e sua ocorrência é maior no primeiro ano de função e foi sugerido um protocolo para análise da adaptação da prótese. Considerando-se uma prótese fixa suportada por 5 implantes, numerados de 1 a 5 da direita para esquerda, a prótese deve ser posicionada e o parafuso 1 apertado totalmente. Por meio deste procedimento verifica-se a adaptação dos demais componentes. O procedimento deve ser repetido com o outro parafuso distal (parafuso 5). Uma vez verificada a adaptação, parte-se para o aperto de todos os parafusos, um de cada vez, iniciando-se pelo parafuso 2, depois o parafuso 4, depois o mais intermediário e eventualmente os dois parafusos distais. Cada parafuso deve ser apertado até sua primeira resistência, anotando-se a posição da chave e um máximo de  $1/2$  volta ( $180^\circ$ ) deve ser dado na chave para o aperto final. Outra forma utilizada para avaliar a adaptação foi pela quantidade de voltas dadas durante o aperto do parafuso de ouro. Quando mais de meia volta era

necessária para apertar completamente o parafuso, a prótese era considerada mal adaptada, sendo separada e soldada.

Para Goll (1991) há uma grande dificuldade em se obter uma infra-estrutura com adaptação, já que todo passo da confecção de uma prótese implanto-suportada é crítico. O autor sugeriu algumas soluções para melhorar a precisão das próteses, assim como reduzir alguns erros:

1. usar componentes usinados, pois sua adaptação é mais previsível;
2. checar a adaptação do cilindro de ouro e componentes de transferência nos intermediários na primeira consulta, para assegurar-se que todos os componentes se adaptem adequadamente;
3. cobrir os intermediários com a capa de proteção para impedir que resíduos se acumulem na superfície e rosca,
4. verificar a precisão do modelo através de um guia em resina acrílica, o qual deve ser construído um dia antes;
5. usar pinos de laboratório novos para as fases laboratoriais e para avaliar a adaptação da peça clinicamente. O teste da infra-estrutura é feito com um parafuso no implante mais distal;
6. limpar a superfície de contato do cilindro de ouro com solvente de cera antes da inclusão;
7. usar capas de proteção de cilindro durante o acabamento e polimento da infra-estrutura;

8. para fundição de próteses extensas usar cilindros de ouro de 4mm – a infra-estrutura será mais volumosa e firme.

Millington e Leung em 1992 analisaram a possível relação entre o estresse gerado na superfície das infra-estruturas e a discrepância de adaptação. Foram criadas, através de anéis metálicos, fendas entre 6 $\mu$ m e 104 $\mu$ m em uma prótese de 4 implantes feita com ouro tipo IV. A análise fotoelástica mostrou que estresses foram induzidos com desajustes de 6 $\mu$ m, sendo concentrados ao redor dos implantes centrais, independentemente do local onde a discrepância foi criada. Os autores observaram ainda que os estresses foram maiores, quando o desajuste estava presente no implante central, sendo que o maior estresse registrado foi na ordem de 144MPa.

Assif, Marshak, Nissan (1994), no presente estudo, os autores nos mostra que o objetivo principal ao realizar uma prótese implanto suportada é a produção da infra-estrutura que apresente uma adaptação passiva quando conectada a intermediários múltiplos. Esta passividade é necessária para uma distribuição igual de forças da infra-estrutura aos implantes osseointegrados quando as próteses são instaladas e submetidas às forças mastigatórias.. Uma técnica de moldagem é selecionada para eliminar os difíceis passos de manipulação, e ainda mantém a vantagem da esplintagem de resina acrílica autopolimerizável. Uma moldeira individual de resina acrílica autopolimerizável é então realizada pelo menos 48 hs antes da moldagem para evitar a distorção de polimerização. A esplintagem dos transferentes são realizados diretamente na moldeira com pequenas quantidades de resina que mantém a distorção de polimerização minimizada. Isto elimina o uso de fio dental e passos subseqüentes.

As dificuldades associadas com a precisão de prótese parciais fixas convencionais fundidas em monobloco, também são encontradas nas próteses implanto-suportadas. MacCartney e Doud em 1993, propuseram uma técnica na qual a verificação do modelo de trabalho e correções por meio de soldagens, em que se unia através de uma técnica intra-oral os cilindros de ouro e intermediários. A técnica consiste na confecção da infra-estrutura em uma peça única, mas incorporando apenas um cilindro de ouro (o mais central), enquanto que na região dos demais cilindros se encontra um orifício. Essa peça é então provada clinicamente com os demais cilindros de ouro em posição. Estes são, então, unidos à infra-estrutura através de resina tipo Duralay e esta peça é utilizada para correção do modelo mestre. Após as devidas correções, os cilindros de ouro são soldados à infra-estrutura, obtendo-se adaptação passiva com apenas uma solda. Os autores não relataram como essa adaptação passiva é avaliada clinicamente, nem os critérios para essa análise.

Em um Fórum sobre assuntos atuais publicados em 1994, vários autores foram convidados a relatar como realizam o teste de adaptação da infra-estrutura de uma prótese fixa total. Segundo Jemt (1996a), a verificação da adaptação da infra-estrutura é um dos procedimentos mais críticos durante a confecção de uma prótese implanto suportada, pois nenhuma fundição apresentará uma adaptação completamente passiva a nível micrométrico. Ele ressaltou a necessidade de uma técnica clínica, ou seja, a adaptação é checada em um nível clinicamente aceitável, onde pequenas interfaces ou fendas entre a peça fundida e os implantes, antes do aperto dos parafusos, são aceitas. Ressaltou que devem ser

observadas as possíveis fontes de imperfeições que existem nos procedimentos de confecção da peça protética, ou seja, os procedimentos de transferência, inclusão e fundição, propriedades das ligas e dos materiais de moldagem assim como as características dos componentes usados. Segundo Parel (1994) a obtenção de peças com adaptação passiva ainda é irreal, e embora haja vários métodos para melhorar os procedimentos de fundição, assim como o de confecção da prótese como um todo, a maneira de se avaliar clinicamente o produto final desses procedimentos, em termos de passividade, permanece relativamente sem qualquer base científica. Desse modo, ele acredita que a melhor forma de avaliar a adaptação é através da inspeção visual e da utilização do parafuso, ou seja, apertar o parafuso mais distal e observar a adaptação do outro lado da peça. Esta técnica é facilmente utilizada em laboratório e deve ser repetida clinicamente, embora não seja efetiva quando a área a ser examinada se encontra subgingivalmente localizada. Neste caso, o autor recomenda observar a quantidade de voltas necessárias para apertar totalmente o parafuso e, se um parafuso exige mais voltas, isso pode ser indicativo de um desajuste vertical. O autor também salientou a necessidade de se verificar a fidelidade do modelo obtido – este procedimento é fundamental para obtenção de uma peça bem adaptada e permitir a verificação da adaptação já no próprio modelo.

Através de uma análise fotoelástica, Waskewickz; Ostrowski e Parks (1994) compararam os padrões de estresses gerados em torno dos implantes com uma infra-estrutura adaptada e não adaptada. Um modelo fotoelástico simulando a curva da mandíbula foi construído com 5

implantes Nobelpharma (3,75mm x 10mm) e com intermediários convencionais de 4mm de diâmetro (Nobelpharma). Sobre esse conjunto, foram posicionados os cilindros de ouro que, após torque de 10Ncm, foram unidos entre si com resina autopolimerizável para confecção da infra-estrutura em liga de ouro-paládio. Após a fundição, a infra-estrutura foi colocada no modelo e não havia um contato íntimo entre os intermediários e os cilindros de ouro. Esta infra-estrutura não passiva foi analisada fotoelasticamente pelo apertamento dos parafusos de ouro com 10Ncm por 3 seqüências diferentes de aperto dos parafusos. Após uma avaliação inicial, a infra-estrutura foi seccionada entre cada intermediário, ou seja, em 4 partes. Os resultados mostraram que a infra-estrutura não adaptada gerou uma concentração de estresse em torno dos implantes, independente da seqüência do aperto. Os cinco implantes apresentaram evidências, mas os implantes 1 e 5 (extremos) mostraram a maior concentração de estresse no terço médio de cada implante e a menor na região apical e cervical. Quando a infra-estrutura foi seccionada e soldada, uma relação passiva com os intermediários foi encontrada sem estresse nos implantes. Os autores acreditaram que, quando se tem uma prótese sem adaptação passiva é recomendável que as peças sejam seccionadas e soldadas para se obter uma adaptação o mais passiva possível.

Carlsson (1994) ressaltou a importância da obtenção de próteses com adaptação passiva. Uma prótese com adaptação passiva significa que pode ser parafusada sem causar estresse ou tensão, porém não existe uma adaptação absolutamente passiva já que todo aperto de parafusos gera uma certa deformação da prótese e/ou do osso, introduzindo algum

estresse ao sistema. O estresse e tensão, resultados de uma prótese mal adaptada, são fatores que afetam significativamente a longevidade dos componentes. Segundo o autor, existem duas formas de medir o grau de desadaptação de um sistema: medir as forças que são introduzidas durante o aperto dos parafusos ou medir a extensão dessa desadaptação através de um microscópio de medição. O autor relatou ainda que, devido às características do Sistema Brånemark, uma desadaptação lateral de 50µm não gera qualquer tensão ao sistema, mas um erro angular de mesma dimensão é capaz de gerar um deslocamento angular no ápice do implante para aliviar a tensão gerada.

Gyllenram (1994) analisando os parâmetros clínicos para avaliar a adaptação passiva da prótese implanto-suportada, comentou que qualquer desadaptação gera forças estáticas que vão atuar sobre todo o conjunto e esses efeitos negativos serão acentuados, quando as forças dinâmicas da mastigação atuarem sobre esse mesmo conjunto. Em um osso mais resistente, um certo grau de desadaptação pode ser melhor tolerado que em um osso esponjoso, assim como na região posterior da maxila, que, além de menos volumoso, também é sujeito a maiores forças durante a mastigação. A desadaptação pode ser de 3 tipos: vertical, horizontal e angular. Um erro vertical leva a uma desadaptação que é proporcional ao erro; o erro horizontal pode levar a duas situações diferentes, dependendo do grau de desadaptação e do tipo de implante que está sendo usado. No caso do sistema Brånemark, que apresenta um grau de liberdade horizontal entre o cilindro de ouro e o intermediário, uma desadaptação que não ultrapasse esse grau de liberdade horizontal não será prejudicial



ao sistema; em outras situações, onde não existe essa liberdade horizontal, qualquer desadaptação horizontal leva a uma combinação de desadaptação horizontal e angular. A desadaptação angular é séria, porque seus efeitos são acentuados à medida que o grau de desadaptação é igual, pois existem diferenças funcionais fundamentais. Em uma boa moldagem ainda há a possibilidade de um erro de 50 $\mu$ m em todos os eixos, assim, em um sistema com uma adaptação melhorada, ou seja, onde todas as faces internas do cilindro de ouro se adaptam perfeitamente ao intermediário, esse grau de adaptação pode gerar não apenas um erro horizontal, mas um erro angular 3 vezes maior.

Em 1995, Isa e Hobkirk, avaliaram, *in vitro*, os efeitos causados pelo aperto dos parafusos de ouro em uma prótese de 5 elementos, assim como, os efeitos de se parafusar próteses com diferentes graus de desajuste. Os resultados mostraram que o aperto de cada parafuso de ouro produziu altas forças compressivas, mesmo quando as próteses não apresentavam um desajuste aparente e que essas forças não eram igualmente distribuídas nem tampouco consistentes. Quando diferentes graus de desajuste foram criados na interface intermediário/cilindro de ouro, observou-se que forças de tensão eram produzidas mesmo em desajustes tão pequenos quanto 10 $\mu$ m.

Com o objetivo de medir a adaptação entre as próteses de titânio soldadas e o modelo mestre, antes da conexão com os implantes, e comparar estas medidas com a adaptação precisa das infra-estruturas fundidas com liga de ouro em situações similares, Jemt, em 1995, realizou uma pesquisa. com 30 próteses fixas suportadas por implantes Brånemark

em mandíbulas inferiores edêntulas foram medidas utilizando uma técnica fotogramétrica. Os pacientes foram dispostos em três grupos diferentes de acordo com o desenho da infra-estrutura. No grupo I, 10 pacientes receberam infra-estruturas com liga de ouro fundidas em monobloco e os outros dois grupos receberam infra-estruturas de titânio fundido com desenhos diferentes. Foi realizado o aperto de um parafuso terminal para observar a adaptação das próteses no lado oposto. Medidas da distorção tridimensional em relação ao modelo mestre foram realizadas. A menor distorção foi observada em direção vertical nos três grupos. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos com relação à adaptação.

Em 1996b, Jemt avaliou medidas obtidas a partir de modelos, comparando-as com aquelas obtidas diretamente na cavidade oral, com a intenção de verificar os métodos que produzissem os maiores graus de adaptação das próteses sobre implantes. As análises foram realizadas através do método fotogramétrico computadorizado que fornece medidas tridimensionais. O objetivo da comparação foi verificar a validade dos vários estudos onde são usados modelos como referência devido a dificuldade de realização de estudos *in vivo*. Foram selecionados 17 pacientes, sendo 10 com implantes em mandíbula e 7 em maxila, e os modelos de trabalho obtidos com os cuidados habituais. As próteses foram confeccionadas através de 2 métodos. Cinco próteses foram fabricadas em titânio (Ti-3 frames, Procera, Nobelpharma AB, Göteborg, Sweden) e soldadas a laser e as outras doze foram fabricadas em ouro através do processo de fundição em monobloco. Todas foram clinicamente testadas e

aceitas como adaptadas satisfatoriamente. As análises mostraram resultados diferentes para as diversas situações. Quando os modelos foram usados como referência, a média tridimensional de distorção do ponto central do cilindro de ouro foi de 37 $\mu$ m nas próteses mandibulares e de 75 $\mu$ m nas próteses maxilares. Quando as medidas foram realizadas diretamente na cavidade oral, os valores eram de 51 $\mu$ m nas próteses mandibulares e de 111 $\mu$ m para as maxilares. A média de desajuste tridimensional foi significativamente maior para as medidas realizadas *in vivo*. Os autores lembram que as próteses tinham sido consideradas satisfatórias pelos testes clínicos habituais.

A preocupação em desenvolver sistemas fiéis e reproduzíveis para avaliar e mensurar a adaptação dos componentes de implantes, levou alguns centros a desenvolverem seu próprio sistema de medição. Jemt, et al (1996) apresentaram os resultados dos métodos e sistemas desenvolvidos para mensurar a adaptação na interface componente protético - intermediário. Este estudo foi realizado em 4 centros dos Estados Unidos e Suécia por um período de 2 anos. Foram desenvolvidos 4 sistemas de medição, todos capazes de dar dados tridimensionais que quantificam as relações linear e angular. Todos os sistemas são ligados a computadores com programas para transformações geométricas, análises estatísticas e resumo das informações diretamente em gráficos. Após todas as análises, concluíram que há diferenças entre os 4 sistemas e que é importante que sejam desenvolvidos métodos precisos e confiáveis de avaliação devido à importância clínica do fator adaptação protética.

May et al em 1997, descreveram um método para avaliar a precisão de adaptação dos componentes de implante. A precisão de adaptação é essencial para a longa vida do implante dental e preservação do osso de suporte. Os métodos mais utilizados para avaliar a precisão dos componentes dos implantes são a percussão, observação visual e radiografias periapicais convencionais. O desenvolvimento de um método para identificar e quantificar a imprecisão clinicamente é válido e necessário. Os autores utilizaram o instrumento Periotest (Siemens, BioResearch Inc., Milwaukee, Wis.), para avaliar a estabilidade das interfaces entre o implante e o intermediário e entre o intermediário e o cilindro de ouro sob uma série de condições. O Periotest consiste em um bastão controlado eletronicamente, conduzido eletromagneticamente, que se move rapidamente na superfície do dente em um ângulo de 90°, numa velocidade de 4 ciclos por segundo. O tempo de contato entre a haste e o dente é registrado pelo instrumento e o valor numérico aparece na tela do aparelho. Este valor é registrado como valor Periotest (PTV). Este valor representa a medida quantitativa do grau de movimento do objeto submetido a um estímulo percussão. Este instrumento tem sido utilizado para avaliar a condição periodontal dos dentes naturais e alterações funcionais dos tecidos periodontais e do osso. Quanto mais negativo for o PTV maior será a resistência ao movimento e, quanto mais positivo, menor. Os autores testaram a hipótese de que o valor mais negativo do Periotest, indicaria uma adaptação precisa e o valor mais positivo estaria relacionado com a imprecisão de adaptação. Para esta investigação foram utilizadas duas costelas bovinas para simular o paciente. Em cada uma foram colocados 3 implantes Branemark auto-rosqueáveis com distâncias de 7 a

10mm entre si e em curva. Uma série de condições experimentais de adaptação e desadaptação foram criadas para testar a validade do método. A primeira medida foi realizada com os cilindros de ouro aparafusados; a segunda foi realizada com os cilindros desajustados na ordem de 25,4 $\mu$ m, 50,8 $\mu$ m, e 101,6 $\mu$ m e apertados com torque mecânico de 20 Ncm. Os resultados encontrados mostraram que os valores aumentavam proporcionalmente à desadaptação nos cilindros, ou seja, desadaptações nas margens dos cilindros de ouro causam instabilidade. Os autores relatam que isso pode ser explicado se analisarmos as superfícies internas dos componentes. A superfície superior da interface do intermediário é composta por uma superfície de contato externa plana e uma parte elevada central cônica. Se existe contato entre as partes internas opostas (superfície interna do cilindro de ouro com a parte cônica do intermediário) a carga acontece entre as duas superfícies dos dois componentes. A adaptação desses componentes no plano horizontal permite algum movimento na colocação do cilindro de ouro, antes do procedimento de aperto do parafuso. A altura vertical, no entanto, é preservada. O erro de adaptação da superfície basal pode levar à maior instabilidade. O menor diâmetro e a metalurgia do parafuso de ouro é outro fator que leva à instabilidade porque o parafuso do intermediário é muito mais rígido. Os autores concluíram que: (1) os intermediários e os cilindros de ouro têm diferentes PTVs; (2) o instrumento Periotest pode ser usado para quantificar a adaptação das interfaces dos componentes; (3) o desajuste entre o implante e o intermediário não afeta tanto a estabilidade. Portanto, o desajuste entre o intermediário e o cilindro pode produzir instabilidade significativa que aumenta linearmente com o grau de desajuste.

Riedy et al,(1997) avaliaram *in vitro* a precisão de adaptação de infra-estruturas sobre implantes usando a técnica Procera com videografia laser. A média da interface do eixo z no ponto central serviu como critério para avaliação da adaptação das infra-estruturas com os intermediários dos implantes. Os resultados deste estudo mostraram que a infra-estrutura soldada a laser exibiu uma adaptação mais precisa que a fundição em monobloco.

Observando a frequência de afrouxamento dos parafusos de ouro Mcglumphy; Mendel e Holloway em 1998, oferecem soluções práticas para minimizar este problema clínico. Muitos produtos, componentes e técnicas têm sido sugeridos para manter o parafuso estável. Estas sugestões incluem rosca antivibracional, interligação mecânica direta, alterações no desenho do parafuso, e mecanismo de controle de torque. Todas estas idéias têm ajudado a minimizar o problema de afrouxamento do parafuso, mas nenhuma tem eliminado o problema completamente.

Para minimizar os erros e otimizar trabalhos com adaptação passiva, Helldén e Dérand (1998) apresentam as vantagens obtidas com o método “Cresco Ti Precision” para a execução da próteses em titânio, soldadas a laser. Em um modelo fotoelástico foram colocados 3 implantes (Cresco Ti Systems AB) de 13mm e sobre estes foram enceradas 4 próteses a partir de cilindros de plástico. As peças foram incluídas e fundidas em titânio comercialmente puro através do uso de uma máquina de fundição. Duas próteses foram submetidas ao método de precisão e as outras duas, não. As próteses não adaptadas foram observadas ao microscópio e foram encontradas interfaces no sentido vertical de 70 $\mu$ m e 40 $\mu$ m nos implantes

A e B. Foram realizadas análises fotoelásticas e também medidas as cargas exercidas através de mecanismos apropriados. Os resultados revelaram cargas associadas às próteses não adaptadas e ausência de cargas estáticas nas próteses adaptadas. No momento de medição das cargas, foram encontrados valores de  $41 \pm 4,3\text{N}$  nos parafusos para que os mesmos conseguissem fechar interfaces de  $180\mu\text{m}$  nos implantes distais. Para fechar  $30\mu\text{m}$ , foram encontradas cargas de  $8 \pm 8,0\text{N}$ . Nas próteses adaptadas a carga encontrada nos parafusos foi zero. Para interfaces de  $50\mu\text{m}$ , localizadas no implante central, foi encontrada carga de  $300 \pm 26\text{N}$  no parafuso de ouro. Os autores ressaltam a importância do fato de que os estresses dependem do erro, da dimensão do mesmo, assim como do tamanho da peça e da sua localização.

Com o objetivo de encontrar uma adaptação precisa das próteses sobre implantes, Wee; Aquilino e Schneider em 1999, realizaram uma revisão de literatura. A maioria dos artigos revisados era clínica ou técnica e mostrava estratégias para melhorar a adaptação das próteses sobre implantes. A maioria das estratégias testadas resultaria em uma pequena interface da infra-estrutura com o intermediário do implante. Muitos fatores impedem que o conceito de “adaptação passiva” possa ser encontrado nas próteses sobre implantes, mesmo com o uso de estratégias avançadas.

Preocupados em saber a melhor maneira para verificar clinicamente a adaptação das próteses sobre implantes, Kan et al em 1999, testaram vários métodos clínicos para avaliar a adaptação das infra-estruturas dos implantes. Concluíram que os níveis sugeridos de adaptação passiva são empíricos. Muitas técnicas têm sido sugeridas para avaliar a interface

prótese-implante, mas nenhuma individualmente oferece um resultado objetivo. Os autores sugerem que os clínicos utilizem uma combinação dos vários métodos para minimizar a desadaptação.

.Riedy, Lang BR; e Lang BE (1997) criaram um modelo padrão de resina acrílica com cinco implantes de Ti (Nobel Biocare) 3,75x10mm na região da sínfise mentoniana. Dez modelos foram obtidos através de dez moldagens separadamente e dividida em dois grupos. No grupo 1, a barra foi produzida pelo laboratório Procera, e soldadas a laser. No grupo 2, as barras foram produzidas em laboratórios comerciais em forma de uma barra única - sem secção. Foram escolhidos cinco laboratórios diferentes com no mínimo oito anos de experiência em fabricação de barras sobre implante pela técnica de enceramento. A videografia a laser foi o método selecionado para medir a precisão de adaptação entre os intermediários e os componentes da barra. Os resultados demonstraram que existem diferenças significantes na precisão de adaptação de ambas as técnicas quando comparado aos intermediários do modelo padrão. As barras de Ti soldadas a laser apresentaram uma adaptação mais precisa em relação à barra única, sem secção, com diferenças significantes de quatro das cinco interfaces protéticas. As barras de Ti soldadas a laser apresentaram um espaço menor que 25um na medida do eixo Z em todas as cinco barras na interface com os intermediários.

Para alcançar uma adaptação passiva, é necessário eliminar toda distorção possível na transferência e nos procedimentos de moldagem, na presa do gesso e processo de fundição. (Kohavi 1997).

Hussaini e Wong (1997), apresentaram uma técnica de obtenção do modelo de trabalho fiel para a confecção de uma barra. Para se obter uma barra



única para prótese implanto suportada com procedimentos convencionais, freqüentemente temos dificuldades em obter uma precisão de adaptação. Neste artigo encontramos procedimentos clínicos e laboratoriais para a obtenção de um modelo de trabalho preciso. O procedimento é a união dos transferentes quadrados com resina acrílica e após a presa total da resina esta então é seccionada e unidas novamente em posição na cavidade oral visando a diminuição da quantidade de resina e as chances de uma menor distorção. Assim os análogos são conectados aos transferentes e o gesso pedra vazado. Medidas clínicas, laboratoriais, e radiográficas foram utilizadas para certificar a passividade e a precisão. do encaixe dos componentes ligados uns aos outros (exame clínico). O modelo obtido proporciona a vantagem de realizar a fundição da barra em um modelo de trabalho, o *Index*. Pontos de soldagem podem ser realizados sobre o *Index*, minimizando a inconveniência ao paciente.

O estudo de Helldén e Dérand (1998), foi através da barra de titânio montada temporariamente sobre os análogos dos implantes no modelo de trabalho usando apenas dois ou três parafusos de retenção da barra. Qualquer desadaptação vertical ou horizontal pôde ser observada. Utilizou para avaliação o teste fotoelástico. Três implantes de 13 mm de comprimento e 3.7mm de diâmetro (Cresço Ti Systems AB) foram instalados em um bloco de resina de 15x30x55mm. A distancia entre os implantes era de 10 e 20mm, respectivamente, e a porção mais superior dos implantes não excedeu 2mm acima da superfície mais superior do modelo. Os implantes foram posicionados quase que paralelamente uns aos outros. Tubos de plásticos foram montados diretamente nos implantes, e quatro barras foram enceradas e fundidas em titânio comercialmente puro. Rolos de cera pré-fabricados de 4.5mm de diâmetro foram

usados para as barras conectoras horizontais. As conexões aos implantes tinham 6mm de altura e 35mm de comprimento. Apenas duas das quatro barras foram submetidas aos testes de precisão (Cresço Ti). Um de cada vez, as barras de titânio eram montadas sobre o modelo de resina fotoelástico usando 3 parafusos de titânio para a retenção da barra com um torque de aperto de 40Ncm. O modelo então era posicionado em um microscópio de polarização com monocromo Na e um quarto de ondas para obtenção de imagens branca e preta do estresse causado na resina fotoelástica. Os resultados foram documentados fotograficamente. Utilizou também o teste de medir tensão:- neste experimento três implantes foram posicionados da mesma forma que no experimento anterior, porém com comprimento de 13mm e em um bloco homogêneo de liga de cobre e zinco (15x30x60mm) e as barras então foram também produzidas da mesma forma, através da técnica de enceramento. As duas barras escolhidas após a fundição eram levadas ao bloco de liga de cobre e zinco. Os implantes A e B eram então apertados com um torque de 40Ncm e antes do terceiro implante (C) ser apertado com o parafuso e torque o espaço entre o implante e a barra foi medido através de um microscópio de medida. Após as medições, o terceiro parafuso (implante C) era submetido ao torque de aperto e a tensão era medida e relatada através dos medidores de tensão marca Alvetron, (Stockholm, Suécia). O resultado do estudo fotoelástico claramente nos mostrou uma redução de estresse no tecido ósseo (resina) no modelo quando uma barra de titânio adaptada passivamente comparada à barra não passiva. Embora a resposta do tecido ósseo das próteses adaptadas aos implantes não ter sido demonstrada em estudos experimentais in vivo, é importante uma adaptação passiva entre os componentes dos implantes dentários e das superestruturas da barra. A razão

para isto é que implantes osseointegrados não têm resiliência no tecido ósseo, e não pode se compensar a desadaptação da barra sem gerar tensão no tecido ósseo. Como resultado da contração (distorção) durante os procedimentos laboratoriais, um certo grau de desadaptação entre a barra e os componentes do implante não pode ser evitada.

Herbst, et al (2.000) avaliaram comparando quatro técnicas de moldagens relacionadas à precisão dimensional para a reprodução das posições dos implantes no modelo de trabalho. Um modelo padrão foi desenvolvido para simular uma situação clínica. As moldagens foram realizadas através de quatro diferentes técnicas: (1) componentes de transferência cônicos não esplintados; (2) transferentes quadrados não esplintados; (3) transferentes quadrados esplintados com resina acrílica autopolimerizável; (4) transferentes quadrados com uma extensão lateral no lado não esplintado. Pontos de referência foram realizados no modelo padrão (8 pontos sendo 4 na face vestibular e 4 na face lingual dos cinco implantes). Os modelos foram vazados com gesso pedra em todas as moldagens mantendo o tempo de presa igual para todos os modelos, no mesmo local e com a mesma temperatura. Medidas foram tomadas usando um microscópio *Reflex*, capaz de registrar as dimensões X, Y e Z e analisadas estatisticamente através do método ANOVA. A precisão dimensional obtida nos modelos foi excepcional em todas as técnicas de moldagem (máximo de distorção observada foi igual a 0.31%). Aconselham qualquer uma das técnicas avaliadas neste estudo para moldagem de transferência em implantes osseointegrados.

Neste estudo, Johnson, Lepe e Aw (2.003), compararam o uso de dois materiais de moldagem, Poliéter e Vinil Polisiloxano, ambos materiais a base de elastômeros. Um total de 80 moldagens foi realizada, sendo metade delas para o

grupo controle em condições secas, e 40 em condições úmidas. O grupo sob condições úmidas receberam a aplicação de 3 ml de água destilada a superfície moldada mas foi permitido o escoamento desta água durante o procedimento de moldagem. Após a remoção das moldagens, a superfície de cada moldagem eram escaneadas com o auxílio de um Surfalyzer 4000. Encontrou-se diferenças significantes entre o grupo de Poliéster e Vinil Polissiloxano, na técnica dual e monofásica nas duas condições de superfícies. O material monofásico apresentou uma melhor reprodução dos detalhes quando comparado ao dual, como também apresentou o material de impressão Poliéster comparado à Silicona. As moldagens de superfícies úmidas apresentaram menor reprodução de detalhes que nas superfícies secas

Vigolo, Mayzoub e Cordiole (2.003) avaliaram três diferentes técnicas de moldagem usando o material Impregum de media viscosidade para a obtenção de modelo de trabalho para a fabricação de prótese que adaptaria passivamente em implantes múltiplos. Um modelo padrão de metal com seis implantes e intermediários foi desenvolvido. Um total de 45 moldagens deste modelo foi realizado com transferentes quadrados. Foi dividido um total de três grupos de quinze moldagens cada, com diferentes técnicas de moldagem. No grupo 1 foram utilizados transferentes quadrados não modificados, no grupo 2, os transferentes quadrados foram unidos com resina acrílica autopolimerizável antes do procedimento de moldagem e no grupo 3, os transferentes quadrados receberam um jateamento de partículas abrasivas previamente e o uso de um adesivo recomendado pelo fabricante. Um modelo metálico foi utilizado como controle para verificar a passividade das estruturas obtidas pelos procedimentos de transferência dos implantes. Os modelos de trabalho obtidos pela técnica de

transferência com transferentes quadrados não modificados foram estatisticamente menos preciso que as outras técnicas que tiveram resultados semelhantes.

## 2:- PROPOSIÇÃO

As técnicas de transferência para prótese sobre implante ainda estão sendo revisadas. Os valores da adaptação passiva são empíricos e a busca de formas para quantificar o nível de estresse que os tecidos periimplantar podem suportar, tem sido sugerida. Enquanto informações objetivas não se fizerem presente nosso objetivo é minimizar a ocorrência de desadaptação das próteses sobre implantes.

A proposta do presente estudo é avaliar a precisão de adaptação de estruturas metálicas implantossuportadas parafusadas, obtidas pela técnica de transferência de componentes intermediários do tipo *micro unit* pela técnica direta e técnica de moldeira fechada.

#### 4-.Material e Método

Para este estudo foi fabricado um modelo em alumínio, simulando uma mandíbula edentada, na qual foi instalado cinco implantes 3,75 x 10mm, marca Titânio Fix (código-SP310) da Empresa AS Technology, São José dos Campos, SP. Brasil. Os implantes foram fixados por rosqueamento ficando sem possibilidade de movimento algum.

Vamos denominar o modelo metálico de Modelo Padrão, que estará em todas as condições do experimento simulando a mandíbula de um paciente que pudesse ser levada ao microscópio eletrônico para análise direta da adaptação da estrutura protética metálica.

Conectado aos implantes foram instalados componentes intermediários do tipo *multi unit*, Titânio Fix (código:-AMU 1.0) (**Figura 01**) parafusados ao implante com aperto de 20Ncm.

O modelo padrão apresentava cinco implantes para receber uma estrutura metálica parafusada do arco inferior foi submetido a 2 técnicas para a transferência do componente intermediário e obtenção do modelo de trabalho protético. Denominamos de **técnica de transferência direta** a que não utilizou procedimento de moldagem e **a técnica de transferência com moldeira fechada** cujo material de moldagem foi uma silicona de adição. Cada técnica foi constituída de cinco conjuntos de transferência obtidos do modelo padrão utilizando cilindros protéticos usinados em titânio e barras em titânio, com 3 mm de diâmetro, soldadas a laser.

Os cilindros protéticos usinados em titânio foram específicos para o intermediário *multi unit* (Titanium Fix, código AMUP), fixados através de parafusos (Titanium Fix, código AMUSP). Todos os cilindros e intermediários tiveram uma marca de referência vestibular para permitir seu reposicionamento definido sempre na mesma posição em todas as condições que exigissem recolocação sobre o modelo (**Figura 02**).



**Figura 01:-** Modelo Padrão com componente intermediário em posição



**Figura 02:-** Cilindros de titânio e intermediários com marcas de referência para reposicionamento



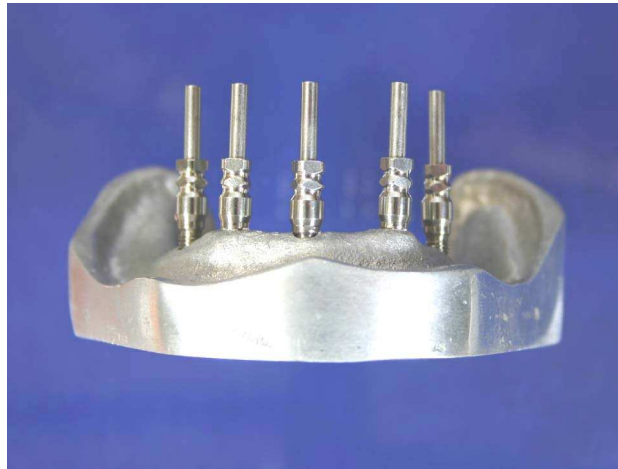
### **Avaliação prévia dos cilindros protéticos.**

Julgamos necessário avaliar as condições de adaptação dos cilindros antes de se constituir as estruturas metálicas para análise uma vez que a usinagem dos componentes pode não estar perfeita apresentando deficiência no seu assentamento. Para isso os cilindros foram fixados aos intermediários do modelo padrão com aperto dos parafusos em 10Ncm, observando suas marcas de referência, e levados para Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). As imagens foram tomadas uma por distal e outra por mesial de cada cilindro para posterior avaliação.

### **Técnica de Transferência Direta**

Transferentes quadrados do intermediário *micro unit* (Titanium Fix código- AMUTO). foram colocados em posição no modelo padrão (**Figura 03**). Utilizamos fio de aço ortodôntico com 1mm diâmetro cortado em segmentos correspondentes aos intervalos entre os transferentes posicionados no modelo padrão. Estes segmentos de fio foram presos aos transferentes quadrados através da adição de pequenas porções de resina duralay (Dental Mtg Co. Worth, Il., USA) (**Figura 04**). Tendo sido unidos os transferentes e após a polimerização da duralay, o conjunto em estrutura única foi removido do modelo padrão. Os análogos dos intermediários *micro unit* foram rosqueados com aperto de 10 Ncm aos transferentes e uma porção de gesso tipo IV Durone (Dentsply Industria e Comercio, Petrópolis, RJ.), suficiente para estabilizar o conjunto foi manipulado. O conjunto foi colocado sobre essa porção de gesso envolvendo apenas a parte retentiva dos análogos e aguardado a presa do gesso. Após a presa do gesso os transferentes foram

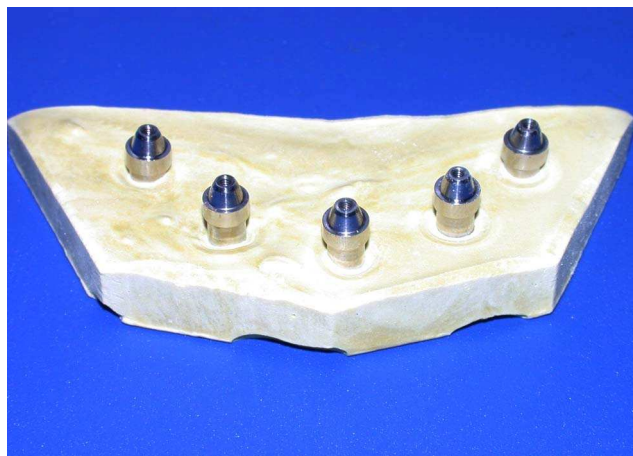
removidos e o modelo de transferência obtido passamos a chamar de Index  
(Figura 05).



**Figura 03:-** Transferente quadrado em posição



**Figura 04:-** Transferência direta (análogos em posição)



**Figura 05:-** Index - modelo obtido pela transferência direta

### **Técnica de Transferência com Moldeira Fechada.**

Para a moldagem de transferência com moldeira fechada utilizaremos o transferente cônico para intermediário *multi unit*, Titanio Fix (código:-AMUTC). Esse transferente é constituído por uma peça única com um parafuso interno para ser fixado ao componente intermediário que se encontra sobre o implante **(Figura-06)**. O aperto do transferente foi realizado com torquímetro (Conexão Sistema de Prótese código 400000) com força de 10Ncm aplicada através de chave de fricção (Conexão Sistema de Prótese código 068000) adaptada para ação da chave de fenda do conjunto. A chave de fricção foi adaptada com uma fenda na parte superior para permitir sua ação no aperto do transferente cônico com a intenção foi padronizar o torque em todos os cilindros durante os procedimentos de rosqueamento dos componentes.

O material de moldagem utilizado foi a silicona de adição Elite (Zermack – Itália, distribuidora do Brasil Labordental Ltda) **(Figura 07)**. A técnica de moldagem foi em tempo único, utilizando seringa de moldagem para a pasta fluida. A técnica para preparo e cuidados com o material seguiu as orientações do fabricante.

Obtido o molde de transferência os transferentes de moldagem foram retirados do modelo padrão, rosqueados aos respectivos análogos de laboratório do componente *multi unit* com aperto de 10 Ncm, e colocados nas cavidades do molde **(Figura 08)**.

O vazamento do modelo obedeceu a normas para diminuir a interferência da expansão de presa do gesso. Primeiramente foi vazado uma pequena porção de gesso tipo IV Durone (Dentsply Industria e Comercio, Petrópolis, RJ.). Este procedimento visa a estabilização dos componentes de

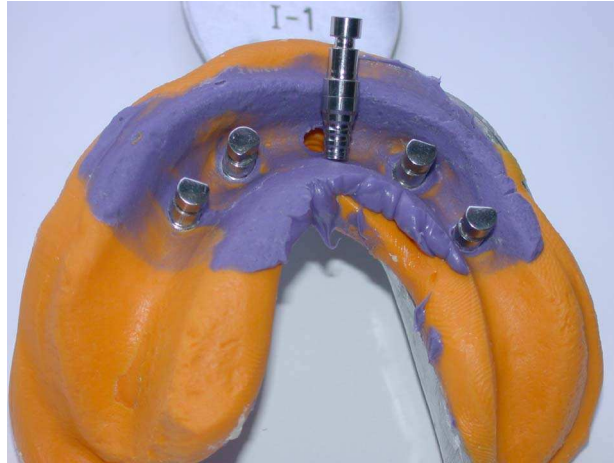
moldagem, antes da adição do gesso pedra. Após sua presa foi completado o vazamento do molde com gesso pedra tipo III (Gesso Rio, Rio Claro SP) **(Figura 09)**. Removido os transferentes cônicos foi feito os devidos recortes no modelo para definir a estrutura metálica soldada a laser **(Figura 10)**.



**Figura 06:-** Transferentes cônicos para moldeira fechada



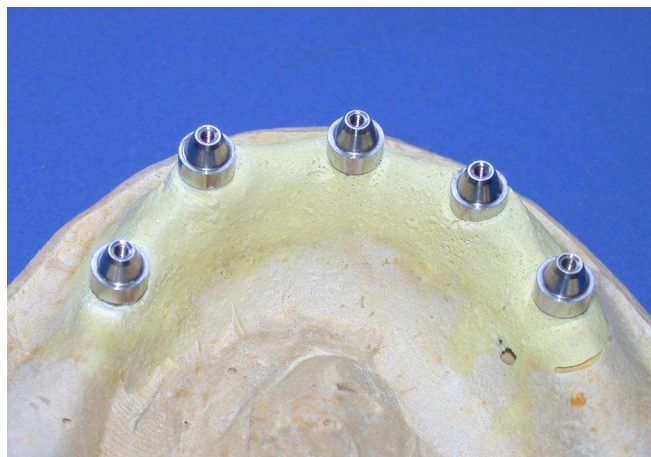
**Figura 07:-** Silicona de adição para transferência de moldagem



**Figura 08:-** Análogos no molde de transferência com moldeira fechada



**Figura 09:-** Modelo obtido após desmoldagem (transferentes em posição)



**Figura 10:-** Modelo obtido para solda da estrutura metálica

## **Obtenção da Estrutura Metálica**

O procedimento para obtenção da estrutura metálica foi realizado sobre o modelo de gesso obtido pela transferência da mesma forma para as duas técnicas, posicionando os cilindros e unindo-os com a barra de titânio.

Os cilindros protéticos foram posicionados com aperto de 10 Ncm sobre os análogos dos intermediários no modelo de gesso. O procedimento de solda laser foi realizado pelo Laboratório Vaiazzi (R. Cantagalo 16-15 Tatuapé São Paulo)

Inicialmente foi necessária a união dos segmentos de barras de titânio por mesial em cada cilindro protético. Estando os cilindros unidos a uma extremidade da barra de titânio passou-se à soldagem da outra extremidade obedecendo a uma seqüência para a união. A primeira união se deu entre o cilindro 1 e 2; a segunda entre 4 e 5; a terceira entre 2 e 3 ; a quarta entre 3 e 4. Isto foi realizado com a intenção de minimizar o possível efeito da solda laser sobre a estrutura metálica com a somatória de prováveis contrações na seqüência lógica de soldagem (**Figura 11**). Concluído o procedimento de soldagem os parafusos de retenção foram removidos e verificada a passividade no assentamento da estrutura pós solda. Não tendo sido detectado fator negativo de adaptação pela influência da solda a estrutura foi removida do modelo de gesso e levada ao modelo padrão para tomada das imagens com microscopia eletrônica.

A fixação da estrutura metálica no modelo padrão foi feita com apenas um parafuso de fixação no cilindro mediano (no terceiro cilindro) com aperto de 10 Ncm. Este método se justifica devido a pequenas desadaptações poderem chegar a adaptação pela força de aproximação na ação de parafusos múltiplos. Assim dois cilindros de cada lado sem aperto da estrutura evidenciam de forma clara

que as desadaptações se transformam em estresse sobre os implantes (**Figura 12**).



**Figura 11:-** Estrutura metálica sobre o modelo de gesso pós soldagem



**Figura 12:-** Estrutura metálica sobre o modelo padrão para MEV.

A metodologia eleita nesta pesquisa foi através de imagens obtidas com Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) no Centro de Caracterização e Desenvolvimento de Materiais (CCDM) do Departamento de Engenharia de

Materiais da Faculdade de Engenharia da Universidade Federal de São Carlos - S.P.

### **Obtenção das Imagens**

Para obtenção das imagens foi utilizado um Microscópio Eletrônico de Varredura modelo Stereoscan 440, da marca Leica –Cambridge (**Figura 13**).



**Figura 13:-** Microscópio Eletônico de Varredura Stereoscan 440

A imagem no MEV tem origem através da emissão de elétrons. Os elétrons são gerados convencionalmente por um filamento de tungstênio, sob um potencial de 20-30 Kv. Tais elétrons, forçados a passar por uma coluna, são colimados por lentes eletromagnéticas em um feixe com diâmetro de aproximadamente de 2nm. O feixe eletrônico ao atingir um ponto na superfície interage com os átomos da amostra, o que resulta na emissão de eletrons e ou fótons. Parte dos elétrons emitidos é coletada por detectores, cujos impulsos, com maior ou menor intensidade, são visualizados com maior ou menor brilho em um tubo de raios catódicos que é a tela de visualização da imagem. Os impulsos de entrada no tubo estão sincronizados com o sinal emitido, de modo que cada ponto que o



feixe atinge na superfície tem o seu correspondente na tela, produzindo a imagem da amostra. Todo o processo é realizado em uma câmara de vácuo.

A microscopia eletrônica de varredura foi realizada por mesial e distal de cada interface entre componente intermediário e cilindro com aumento de 500 vezes para obtenção das imagens.

As imagens obtidas foram analisadas através de medidas lineares verticais com o uso do programa IMAGE TOOL para quantificar as desadaptações. Os resultados foram analisados estatisticamente através do teste ANOVA para comparações múltiplas.

## 4- RESULTADOS

Para se alcançar uma adaptação passiva, é necessário eliminar toda distorção possível na transferência e nos procedimentos de moldagem, na presa do gesso e processo de fundição. (Kohavi, 1997).

O objetivo principal de uma prótese sobre implante é alcançar seu ajuste passivo. O fracasso pode ser reconhecido como a perda da osseointegração do implante e a perda progressiva do tratamento. A conexão forçada da estrutura pode resultar em microfraturas do tecido ósseo, zonas de isquemia marginal, e uma cicatrização com uma ancoragem não mineralizada na interface osso implante (Spector, Donovan, e Nicholls, 1990). A distribuição adequada de tensão sobre os implantes mantém o tecido ósseo periimplantar em condições biológicas favoráveis para a manutenção da saúde e longevidade do tratamento.

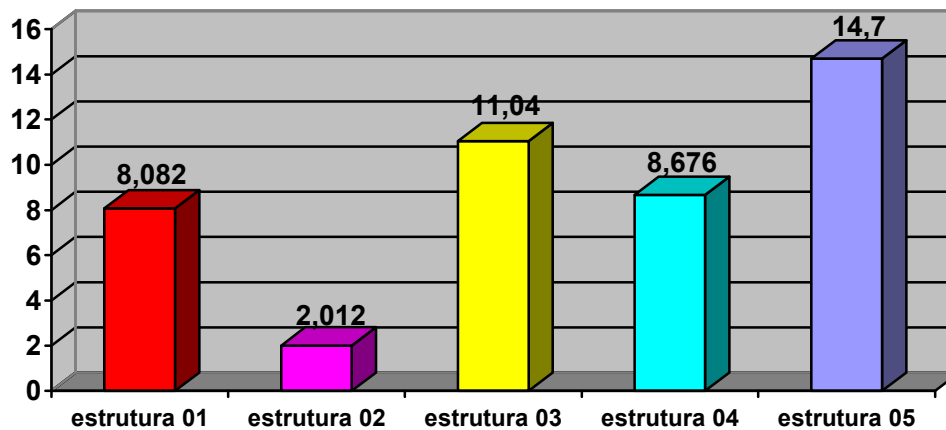
A forma de avaliação dos resultados através da microscopia eletrônica de varredura foi para uma maior consistência dos resultados na forma de visualização e determinação precisa dos pontos a serem medidos. O aumento de 500 vezes foi determinado para facilitar a medida de pequenos desajustes próximos a nível zero micrômetro

**Tabela 01:-Média e respectivo desvio padrão dos valores obtidos pelas medidas por mesial e distal de cada cilindro**

de Ti das cinco estruturas ( *medidas em  $\mu m$*  )

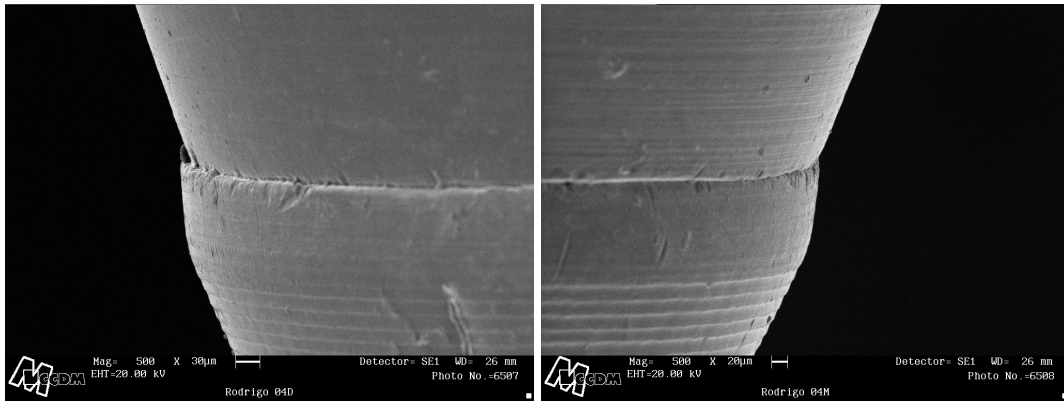
	Média	Desv. Padrão	Valor mínimo	Valor máximo
Estrutura 01	8,082	8,881	0,65	27,74
Estrutura 02	2,012	2,216	0,65	7,13
Estrutura 03	11,04	14,546	0,65	49,74
Estrutura 04	8,676	11,150	0,65	36,78
Estrutura 05	14,7	18,997	0,65	56,77
Valor total	8,902	11,485		

A avaliação prévia do ajuste dos cilindros indicou que mesmo os cilindros usinados apresentam desajuste que não pode ser atribuído aos processos intermediários para obtenção de uma estrutura, como podemos observar na tabela 01.

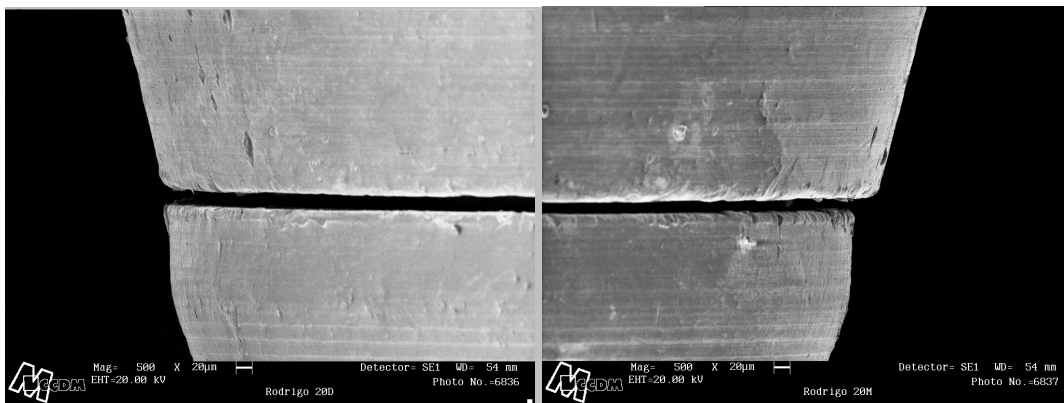


Fi

gura 14:- Representação gráfica da média do valor de adaptação dos cilindros das estruturas metálicas pré solda ( *medidas em  $\mu m$*  )



**Figura 15:- Imagem da MEV do cilindro adaptado antes da solda**



**Figura 16:- Imagem da MEV do cilindro desadaptado antes da solda**

### **Resultado da Microscopia Eletrônica de Varredura após solda**

Todos os resultados obtidos neste estudo representam a diferença dos valores de desadaptação dos cilindros pré solda e a desadaptação pós solda.

A técnica de transferência direta é uma técnica rápida de transferência sendo utilizada em clínica com a finalidade de conferência da precisão de outras que utilizam vários procedimentos intermediários que podem induzir variáveis não controladas para a desadaptação. A técnica de transferência com moldeira fechada é uma delas.

Para tabulação dos dados foi utilizado o teste de comparações ANOVA, considerando as diferenças entre os valores iniciais e pós solda.

Nossa avaliação se baseou em uma medida distal e mesial de cada cilindro, totalizando 10 variáveis para cada estrutura metálica. O cilindro número 01 o posterior direito.

**Tabela 02:- Média geral dos valores obtidos pelos desajustes de acordo com a localização do cilindro, analisado por mesial e distal em todas estruturas ( medidas em  $\mu m$ )**

Localização	Técnica Direta N=5		Técnica Moldagem N=5	
	Distal	Mesial	Distal	Mesial
<b>Cilindro 01</b>	149,0820	123,0200	92,2780	141,0620
<b>Cilindro 02</b>	52,8420	51,7780	244,4000	175,0180
<b>Cilindro 03</b>	,780000	3,482000	8,538000	,386000
<b>Cilindro 04</b>	21,55200	15,98600	3,30200	82,24200
<b>Cilindro 05</b>	62,9040	80,0240	215,7160	169,3020

O menor valor médio de desajuste está relacionado com o cilindro de localização 3 por ser aquele que se apresenta com fixação através do parafuso.

**Tabela 03:-Análise de variância a 3 critérios: 1= Técnica; 2= localização; 3= lado ( $\alpha= 0,05$ )**

Efeito	Df	MS	Df	MS	f	p-nível
Efeito	Efeito	Efeito	Erro	Erro		
1	1*	79359,96*	8*	14819,57*	5,35508*	,049372*
2	4*	79313,12*	32*	7197,04*	11,02024*	,000010*
3	1	2,66	8	858,10	,00310	,956964
1-2	4*	30452,85*	32*	7197,04*	4,23130*	,007330*
1-3	1	126,32	8	858,10	,14720	,711218
2-3	4*	3990,67	32*	924,16*	4,31813*	,006620*
1-2-3	4*	7075,31	32*	924,16*	7,65590*	,000191*

Nível de significância  $p < 0,05$

A análise de variância a 3 critérios mostrou que não há significância estatística quando consideramos o lado e a relação entre técnica e lado.

**Tabela 04:- Teste de Tukey HSD comparando as técnicas de transferência considerando localização e lado do cilindro ( $\alpha=0,05$ )**

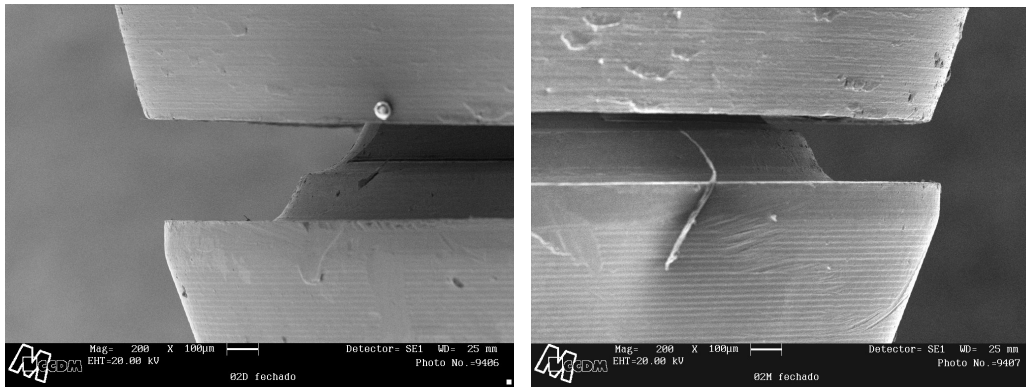
	Média
Técnica Direta	56,1450
Técnica Moldagem	112,4868

A tabela acima mostra que a média de desajuste na técnica direta foi menor que a de transferência por moldagem

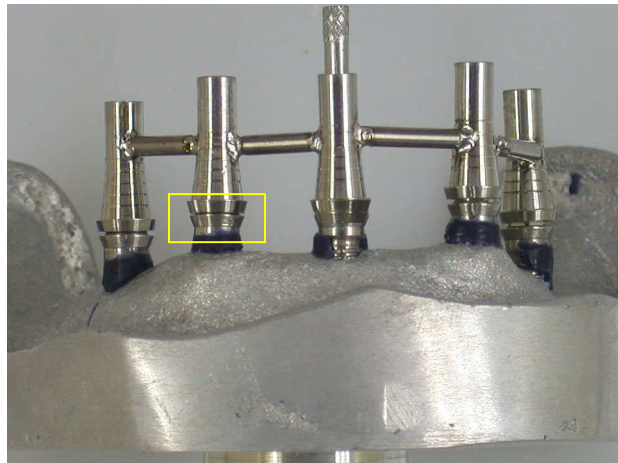
**Tabela 05:- Teste de Tukey HSD comparando as técnicas de transferência considerando localização do cilindro ( $\alpha=0,05$ )**

Localização	Média	1	2
3	3,1035	xxxx	
4	29,1195	xxxx	
1	126,3605		xxxx
2	131,0095		xxxx
5	131,9865		xxxx

O teste de Tukey evidenciou que os cilindros 3 e 4 apresentaram menor média de desajuste, o que não aconteceu com os de número 1, 5 e 2.



**Figura 17:- Imagem da MEV do cilindro 02 desadaptado após a solda .**



**Figura 18:- Figura ilustrativa da condição do cilindro 02 para MEV**

## 6- DISCUSSÃO

O tratamento através da prótese sobre implante conserva todos os princípios de reabilitação oral no aspecto anatomofuncional, na estética e biomecânica. A distribuição das forças oclusais sempre foi uma preocupação na dentição natural, pois qualquer desequilíbrio causa reações indesejáveis como desgaste da coroa ou reabsorção óssea que pode comprometer a inserção do dente no alvéolo. O sistema estomatognático possui recursos para adaptações fisiológicas e proteger suas unidades: articulação temporo mandibular, músculos da mastigação, dentes, ossos e ligamento periodontal. Considerando a unidade dentária essas compensações induzem ao desgaste da coroa ou à mudança de posição do dente pelo processo de reabsorção e aposição óssea mediada pela fisiologia do ligamento periodontal. O dente natural tem uma liberdade de movimento no alvéolo através de seu sistema de inserção que está em torno de 28um. na direção vertical e 73um na horizontal (Hussaini e Wong, 1997). Pequenas desadaptações em uma prótese convencional podem ser absorvidas e compensadas quando o ligamento periodontal entra em ação para eliminar a tensão.

A interface osso implante é uma entidade diferente do ligamento periodontal, não permite compensações onde impera a lei do tudo ou nada. As tensões implantares podem causar isquemias vasculares, perda óssea, perda do implante, fratura dos componentes protéticos e fratura do implante. O sucesso do tratamento depende da fabricação da prótese com uma adaptação passiva (Vigolo, Mayzoub e Cordiole, 2.003). A falta de compensação biomecânica pelo



sistema de interface rígida é a responsável pela dificuldade de produzir prótese sobre implante com assentamento passivo.

Entendemos que a facilidade na utilização de componentes usinados pré fabricados podem levar a resultados animadores no resultado da prótese. Os cuidados de fabricação, o controle de qualidade de uma empresa com bons produtos são fatores que contribuem para o resultado, isto porque temos necessidade de várias conexões de componentes: implante-intermediário; intermediário-cilindro protético; cilindro protético-parafuso de fixação. Por outro lado os procedimentos laboratoriais são os principais responsáveis pela dificuldade de adaptação, interferindo a presa do gesso, as alterações da cera e do revestimento para fundição, a contração da liga durante a fundição e os desgaste de estrutura no acabamento e polimento. A verificação da adaptação da infra-estrutura é um dos procedimentos mais crítico durante a confecção de uma prótese implanto suportada, pois nenhuma fundição apresentará uma adaptação completamente passiva a nível micrométrico, (JEMT, 1995)

Há uma grande dificuldade em se obter uma infra-estrutura com adaptação já que todo passo da confecção de uma prótese implanto suportada é crítico desde a adaptação dos componentes até os procedimentos de laboratório (GOLL, 1991).

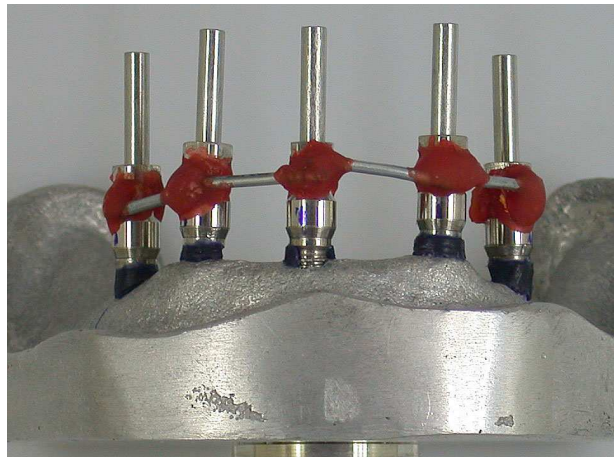
Com base nas evidências científicas procuramos desenvolver uma metodologia para esta pesquisa que reproduzisse uma condição clínica. Para isso construímos um modelo de uma mandíbula em alumínio com dispositivo que pudesse ser levada ao interior de um microscópio eletrônico para a tomada direta de imagens que denominamos de modelo padrão. Colocamos no rebordo desse modelo cinco fixações de implante com seus respectivos intermediários para

possibilitar a confecção de uma estrutura metálica parafusada. Como a análise de interesse esteve na interface entre o intermediário e o cilindro protético, realizamos uma avaliação preliminar dos cilindros para verificar a relação de adaptação entre as partes, para a qualidade do assentamento. Na Tabela 01, encontramos as médias por conjunto de cilindro, sendo que o melhor resultado esteve no conjunto 02 que na tabela denominou-se estrutura 02. Observando o valor mínimo e máximo de cada conjunto de cilindro deparamos com diferenças que indicam a ocorrência de cilindros fora de padrão de usinagem que pode ser um fator agravante no resultado final de adaptação da estrutura. O desvio padrão coloca uma evidência de falta de regularidade nas medidas. A média total dos conjuntos caracteriza a relação de adaptação aceitável clinicamente ( $8,902 \pm 11,485$ ).

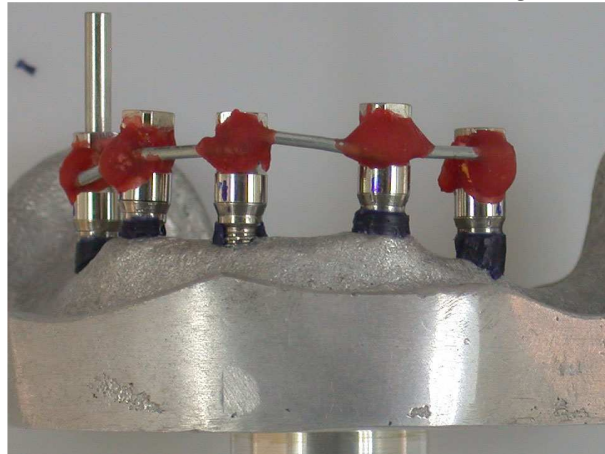
Os cilindros protéticos foram numerados de 1 a 25, sendo cada estrutura composta pelo conjunto de cinco e seus valores de desadaptação foram subtraídos das medidas de desadaptação pós soldagem. Assim as desadaptações dos cilindros não interferiram na tabulação dos resultados pós solda.

A técnica de transferência direta, por ser simples e rápida de executar, tem sido utilizada como auxiliar das técnicas de transferência através de moldagem, sendo traduzida como um modelo *index* de referência de verificação de adaptação. Nesta técnica contamos com as variáveis: a presa da resina duralay, o coeficiente de expansão de presa do gesso, e a contração da solda laser. Utilizamos pequenas porções da resina, gesso suficiente para manter fixos os análogos dos intermediários e observando os requisitos para uma boa solda laser que é espaço mínimo entre as partes a serem soldadas.

Nesta investigação tivemos uma preocupação de verificar a qualidade do assentamento dos cilindros unidos sobre o modelo padrão para a transferência. Para isso após a presa da resina duralay, os parafusos de retenção dos cilindros foram removidos deixando-se apenas fixado pela distal do lado direito, o número 01, observando se a união pode ter causado alguma tensão sobre o conjunto, isto é a fidelidade da adaptação (Figura 19 e 20). Com a remoção de todos os parafusos também coube esta observação.



**Figura 19:- União dos transferentes com fio de aço e resina duralay**



**Figura 20:- Verificação visual do assentamento da estrutura antes da transferência direta**

Antes de remover a estrutura do modelo de gesso, após o procedimento de solda laser o cuidado com o assentamento da estrutura também foi verificado (Figura 21 e 22) e só confirmado o assentamento a estrutura

soldada voltava ao modelo padrão para ser levada para análise ao microscópio eletrônico.



**Figura 21:- Verificação do assentamento da estrutura após solda laser com um parafuso de retenção a distal da estrutura.**



**Figura 22:- Verificação do assentamento da estrutura após solda laser sem parafuso de retenção**

A microscopia eletrônica foi realizada com a estrutura fixada apenas pelo parafuso do implante mediano. A opção para esta localização foi livrar quatro cilindros para sua real condição a ser analisada. Jemt, (1991),

aconselha que o aperto dos parafusos comece pelo implante número 01 depois o aperto do número 05, em seguida o mediano e por último o 02 e 04. Nossa opinião é que qualquer seqüência de aperto é válida desde que a estrutura esteja com bom assentamento. A seqüência não elimina a tensão que a prótese será submetida e o estresse será tanto maior quanto maior for a distância vertical entre o cilindro e a superfície de assentamento do componente intermediário. Notamos facilmente que uma estrutura está em tensão quando ao apertar o parafuso de fixação do cilindro notamos a necessidade de aumentar a força de aperto antes do parafuso chegar a seu limite de ação. O profissional deve ter critério e bom senso para julgar a necessidade de realizar ou repetir procedimento de soldagem.

. Parel, (1994), acredita que a melhor forma de avaliar a adaptação é através da inspeção visual e da utilização do parafuso, ou seja, apertar o parafuso mais distal e observar a adaptação do outro lado da peça.

Com o aperto do parafuso no cilindro mediano qualquer desadaptação da estrutura levou ao afastamento vertical dos cilindros à medida de sua localização distal. A Tabela 02 mostra claramente esta ocorrência onde o cilindro 03 teve uma média de desadaptação de 0,780um por distal e 3,482um por mesial. O teste de Tukey (Tabela 05) demonstra que existe similaridade nos resultados entre o cilindro 03 e 04. Os de extremo, 01 e 05, apresentaram os maiores valores 149,082um e 123,020um respectivamente, com similaridade dos resultados para os cilindros 01, 02 e 05 (Tabela 05) na técnica de transferência direta. Considerando a localização e lado dos cilindros esta técnica apresentou a média de desadaptação foi de 56,145um o que é um desajuste de difícil diagnóstico clínico, pois nossa capacidade visual a olho nu está ao redor de 50um. Segundo PAREL, (1994), a obtenção de peças com adaptação passiva

ainda é irreal, contudo deve haver a preocupação em minimizar as tensões sobre os implantes. Carlsson (1994) relatou ainda que, devido às características do Sistema Brånemark, uma desadaptação lateral de 50µm não gera qualquer tensão ao sistema, mas um erro angular de mesma dimensão é capaz de gerar um deslocamento angular no ápice do implante para aliviar a tensão gerada.

Zarb e Schmitt, em 1990, descreveram os aspectos clínicos e complicações encontradas em 46 pacientes com próteses implanto-suportadas por um período de 4 a 9 anos. Problemas e complicações foram observados e registrados em todas as etapas do tratamento. Os resultados mostraram que as principais complicações foram: falha na osseointegração em 21 implantes; fratura de 53 parafusos de ouro; fratura de 13 infra-estruturas de paládio-prata. Qualquer intercorrência negativa para o tratamento é multifatorial não deixando de estar incluída a falta de assentamento passivo da prótese.

A técnica de transferência através de moldagem com o uso de moldeira fechada e material de moldagem silícica de adição, vem sendo utilizada por clínicos que transportam sua eficiência para os resultados conseguidos com a prótese convencional. A técnica tem resultados comprovados na prótese convencional para aqueles que a dominam. Na implantodontia, as manobras técnicas de recolocação dos transferentes com os análogos do componente intermediário no molde é possível induzir distorções pelo aprisionamento de partículas de material que pode se desgarrar ou pequenas franjas calçar lateralmente o assentamento do transferente. Spector, Donovan e Nicholls (1990) aconselha que a recolocação dos transferentes ligados aos análogos na moldagem devem ser feitas de forma onde o profissional se certifique de que este

conjunto seja introduzido de forma correta e completa no interior da moldagem pois o aprisionamento de ar pode causar o não assentamento completo do conjunto, resultando em uma alteração na transferência.

A observação da adaptação do transferente cônico ao componente intermediário no ato da moldagem é tão importante quanto a adaptação do transferente ao análogo. Desadaptações podem ocorrer e serão transferidas para a estrutura somando-se a outros fatores já mencionados. Na Figura 23 notamos uma franja resultante da fluidez do material que penetrou no espaço vertical existente entre o transferente cônico e o componente intermediário.



**Figura 23:- Molde resultante de má adaptação do transferente cônico**

O resultado obtido com a técnica de transferência com moldeira fechada leva consigo uma série de fatores incontroláveis para o resultado final do procedimento. Acrescenta-se aos já mencionados para transferência direta a estabilidade dimensional do material de moldagem, possibilidade de indução de tensão no material no ato da desmoldagem e recolocação no molde do transferente e análogo que é o erro mais freqüente. Esta técnica apresentou maiores resultados de desadaptação quando comparada com a técnica de transferência direta. Na desadaptação dos cilindros tivemos a média de

112,486um para 56,145um da técnica direta (Tabela 04) e considerando o lado do cilindro os resultados confirmam a evidência (Tabela 02).

Carlsson (1994) ressaltou a importância da obtenção de próteses com adaptação passiva. Uma prótese com adaptação passiva significa que pode ser parafusada sem causar estresse ou tensão, porém não existe uma adaptação absolutamente passiva já que todo aperto de parafusos gera uma certa deformação da prótese e/ou do osso, introduzindo algum estresse ao sistema

Analisando as medidas no anexo 3 notamos por vezes a ocorrência de valores não compatíveis com a localização do cilindro nessa técnica, o que evidencia que mesmo com os cuidados que foram tomados durante o procedimento pode ter havido mal posicionamento do conjunto, transferente e análogo, no momento da recolocação no molde.

A prótese considerada satisfatória pelos testes clínicos habituais, com aparência aceitável, pode possuir dezenas de microns na interface de desadaptação a nível de causar problemas, sendo aconselhável sempre melhores observações.

Com as evidências dos resultados a técnica de transferência através da moldagem com moldeira fechada pode ser viável clinicamente desde que seja associada à transferência direta para a confirmação da qualidade de assentamento do nosso trabalho na fase laboratorial.



## 7- CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos podemos concluir:

- 1- A técnica de transferência direta apresentou melhores resultados (56,1450um) quando comparada com a técnica de transferência com moldagem através de moldeira fechada (112,4868um.).
- 2- Considerando a localização dos cilindros, o número 03 (média = 3,1035um) e 04 (média = 29,1195um) não apresentaram resultados significantes entre si.
- 3- Considerando a localização dos cilindros número 01 (média = 126,3605um); número 02 (média = 131,0095um) e o 05 (média = 131,9865um), não apresentaram diferenças significantes entre si.
- 4- Considerando a localização dos cilindros houve diferença significativa do grupo de cilindro 03 e 04 comparando com o grupo 01,02 e 05.
- 5- A técnica de transferência com moldeira fechada tem aplicação clínica quando associada à técnica de transferência direta.

## 8- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Albrektsson T, Jacobsson M. Bone-metal interface in osseointegration. *J Prosthet Dent* 1987; 57:597-607.

Apotheker, H.; Nishimura, I.; Seerattan, C. Laser-welded vs soldered nonprecious alloy dental bridges: a comparative study. *Lasers Surg. Med.*, New York: 1984, 4: 207-13,.

Binon, P., Weir, D., Watanabe, L., Walker, L. Implant component compatibility. In: *Proceedings International Congress on tissue integration in oral orthopedic and maxillofacial reconstruction*. Chicago: Quintessence; 1992. p. 23-27.

Carlsson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9:90-4.

Dias, RP. *Precisão de adaptação e ajuste horizontal de abutments unitários em sistemas de implantes com hexágono externo* [ dissertação ]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2002.

Goll GE. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: part I – clinical procedures. *J Prosthet Dent* 1991; 66:377-84.

Gyllenram F. Handling and hardware. The two ultimate parameters for a clinically acceptable fit. *Nobelpharma News* 1994; 8:4-5.

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

Isa ZM, Hobkirk JA. The effect of superstructure fit and loading on individual implants units: Part I. The effects of tightening the gold screws and placement of superstructure with varying degrees of fit. *Int J Prosthodontic Rest Dent* 1995; 3:247-53.

Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed protheses 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* 1991; 6:270-6.

Jemt T. How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant supported prothesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9:470-4.

Jemt T. Three dimensional distortion of gold alloys castings and welded titanium framework. Measurements of a precision of fit between completed implant

protheses and master casts in routine edentulous situations. *J Oral Rehabil* 1995; 22:557-64.

Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit and the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent* 1996; 75:314-24.

Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported protheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11:151-7.

Jemt T, Lindén B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial protheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Maxillofac Implants* 1992; 7:40-4.

Johnson GH, Lepe X, Aw TC. The effect of surface moisture on detail reproduction of elastomeric impressions. *J Prosthet Dent* 2003; 90:354-64.

Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent* 1999; 81:7-13.

Kasemo B, Lausma A. Metal selection and surface characteristics. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue integrated protheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1985. p. 99-116.

Kohavi D. A combined impression technique for a partial implant-supported fixed detachable restoration. *Quintessence Int* 1997; 28:177-81.

Lekholm U, Adell R, Branemark PI. Complications. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue integrated protheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1985. p. 233-40.

MacCartney JW, Doud R. Passive adaptation of the prothesis-implant interface by soldering gold cylinders to the framework casting. *J Prosthet Dent* 1993; 70:17-20.

May KB, Edge MJ, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent* 1997; 77:497-502.

McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin N Am* 1998; 42:71-89.

Millington ND, Leung T. Stress on the implant superstructure in relation to its accuracy of fit. *J Dent Res* 1992; 71:529.

Parel S. How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prothesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9:470-4.

Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent* 1997; 78:596-604.

Sjögren G, Andersson M, Bergman M. Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odont Scand* 1988; 46:247-53.

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

Spector MR, Donovan TL, Nicholls JL. A evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 444-7.

Sutherland JK, Hallam RF. Soldering technique for osseointegrated implant protheses. *J Prosthet Dent* 1990; 63:242-4.

Vigolo P, Majzoub Z, Cordiolo G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impression. *J Prosthet Dent* 2003; 89:186-92.

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

Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodontics* 1999; 12:167-78.

Zarb GA, Jansson TJ. Prosthetic procedure. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue integrated protheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1985. p. 241-282.

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