

UNIVERSIDADE IBIRAPUERA - UNIB

Rafael de Almeida Simão

Utilização da Resina Bis Acrílica e UCLAs na moldagem de
implantes.

São Paulo

2012

RAFAEL DE ALMEIDA SIMÃO

Utilização da Resina Bis Acrílica e UCLAs na moldagem de
implantes.

Dissertação apresentada ao setor de Pós-
Graduação da Universidade Ibirapuera para
a obtenção do título de mestre em
Odontologia

Área de Concentração Biodontologia

Orientador: Prof. Dr. Carlos Martins Agra

São Paulo

2012

Autorizo a reprodução total o parcial deste trabalho por qualquer meio convencional ou eletrônico com finalidade de estudo e pesquisa desde que citada a fonte.

Catálogo da Publicação
Preparada pelo serviço de Biblioteca da
Universidade Ibirapuera

S588u

SIMÃO, Rafael de Almeida

Utilização da resina bis acrílica e UCLAs na
moldagem de implantes/

Rafael de Almeida Simão. - São Paulo, 2012.

63 f.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Martins Agra

Dissertação (Mestrado em biodontologia) -

Universidade Ibirapuera,

2012.

1. Implantes 2. Moldagem 3. Resina Bis-Acrílica I.

Título. II. SIMÃO,

Rafael de Almeida. III. AGRA, Carlos Martins,
orient.

CDD - 617

Aluno: RAFAEL A. SIMÃO

Título: Utilização da Resina Bis Acrílica na moldagem de implantes

Dissertação apresentada ao setor de Pós-Graduação da Universidade Ibirapuera para a obtenção do título de mestre em Odontologia

Data de Aprovação ___/___/_____

Banca Examinadora:

Prof. Dr. _____ Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Dedico esta dissertação a Deus.

Sob todas as formas que Ele se manifesta em minha vida, desde a menor partícula material presente em nossa natureza até a complexa e incompreensível força que manifesta a vida. Desde a Luz que nos atinge e permite a percepção da matéria que seria improvável na total escuridão, até a energia que nos une transformando o sentido de nossa caminhada rumo ao eterno, que é o Amor.

AGRADECIMENTOS

Aos Professores Antonio Carlos Guedes Pinto, Carlos Agra, Suzana Morimoto, Eduardo Guedes Pinto, Fernanda Calheiros, Fernanda Sadek, Marcos Salles, Marcelo Yoshimoto, Sergio Allegrini, Paulo, Fernanda Almeida e Stella Moreira, Washington Steagall.

Obrigado.

Ao meu orientador Prof. Carlos Agra, por sua dedicação não só como orientador, mas principalmente como coordenador deste curso, que chega ao final, muito por sua dedicação e postura firme, nos apoiando mesmo sob condições adversas e um mar bravio, demonstrou ser um grande capitão.

Obrigado.

Aos Professores Guilherme Scarpel de Mello, Luís Ronaldo Picosse, José Roberto Sá Lima e Bruno Konig Jr., que durante minha vida deram rumo ao caminho profissional a tomar, sendo grande influência nas escolhas que fiz.

Obrigado.

A minha esposa Virgínia, companheira inseparável nos últimos 25 anos, com quem juntos galgamos os degraus do maior aprendizado da vida, obtendo grau de Doutores em Amor, expedido pela Universidade FAMÍLIA e ratificado pelos grandes professores Vinícius, Melissa e Tomás, nossos filhos

Obrigado.

A minha Mãe e meu Pai, Lúcia e Paulo, pelo amor e pelos valores, pela dedicação e exemplo de amor e conduta que levo comigo e levarei sempre.

Obrigado.

A Família Almeida Toledo, meus Tios, Padrinhos e primos, que são todos grande exemplo de carreira acadêmica, e me demonstraram a beleza de carregar o título de Professor. Espero fazer juz ao ser mais um nesta família.

Obrigado.

Aos colegas de mestrado pela convivência e apoio. Por estarmos juntos nesta caminhada e empenharmos energia nesta conquista pessoal, mas que no entanto se torna conjunta no momento que passamos integrar um rol seletivo.

Obrigado.

Ao grande amigo Pedro Guedes Pinto e família pela volta da convivência, por ser amigo e incentivador, ter me motivado a participar e chegar ao fim deste curso e por ser energia agonista e ao mesmo tempo antagônica, necessárias para juntos realizarmos grandes sonhos.

Obrigado.

Ao meu amigo Vini Cassares, que este curso me deu a oportunidade de voltar a ter um convívio mais próximo e me fez lembrar como as amizades verdadeiras nunca podem ser esquecidas.

Obrigado.

Aos Professores Carlos Torres, Sergio Eduardo Gonçalves, Maria Amélia Araújo e Taciana Ferraz, do departamento de dentística restauradora da UNESP, SJC. Pela amizade e o apoio nas pesquisas.

Obrigado.

A Capes.

Obrigado.

Ao Primo Mário de Almeida Toledo, pelas correções.

Obrigado

Aos amigos Marcelo e Renata, representantes da Titânium Fix e da Voco que colaboraram com a execução deste trabalho.

Obrigado.

Aos amigos indispensáveis a quem dedico todo o amor, pois amigos são o reflexo de nos mesmos e nos ensinam a ser melhores cada dia.

Obrigado.

Ao Mar e a Natureza de Ilhabela que nos acolhe e revitaliza.

Obrigado.

Aos quinze que entram em campo comigo sempre.

Por fim agradeço aqueles que não preciso anunciar, que sempre estiveram, estão e estarão ao meu lado.

MUITO OBRIGADO.

EPÍGRAFE

*"Há homens que lutam um dia e são bons.
Há outros que lutam um ano e são melhores.
Há os que lutam muitos anos e são muito
bons.
Porém, há os que lutam toda a vida.
Esses são os imprescindíveis."*

Bertolt Brecht.

Resumo

Uma das etapas primordiais para o sucesso de uma reabilitação por meio de prótese fixa sobre implante é a moldagem, onde busca-se obter uma adaptação precisa e passiva entre a plataforma do implante e o componente protético. Essa adaptação garantirá a integridade do tecido ósseo e das estruturas adjacentes aos implantes, bem como da prótese e do próprio implante. Muitas técnicas foram descritas até então sem que os autores concluam qual o procedimento ideal, que confira segurança e praticidade. Frente a isso o objetivo desta pesquisa é avaliar um procedimento de transferência de posição de implantes múltiplos, utilizando-se UCLAs com base metálica unidos com resina bis-acrílica, comparando-o com a Técnica clássica descrita por Branemark e testada por diversos autores utilizando transfers de implantes unidos com resina acrílica. Na metodologia utilizada confeccionou-se quinze modelos de três implantes cada, utilizando três técnicas diferentes, em cada modelo obtido foram feitas 9 medidas das fendas observadas entre os análogos dos modelos e um index metálico previamente confeccionado sobre o modelo mestre. Os resultados demonstraram através da avaliação das mensurações, que o procedimento é válido para os padrões demonstrados neste trabalho.

Palavras Chave: Implantes, Moldagem , Resina Bis-Acrílica

Abstract

One of the primary steps for a prosthetic implant successful rehabilitation is the impressions, which needs to obtain a precise and passive adaptation between the platform of the implant and the prosthetic component. This adjustment ensures the integrity of bone tissue and implants adjacent structures as well as the prosthesis and the implant itself. Many techniques have been described without the authors conclude what is the ideal procedure, which provides security and convenience. The objective of this research is to evaluate a procedure for transferring position of multiple implants, using UCLAs with metal base splinted with bis-acrylic resin, comparing it with the classical technique described by Branemark and tested by several authors using implants transfers splinted with acrylic resin. The methodology used fifteen models of three implants each, with three different techniques in each group of five models were obtained from measurements made 9 gaps observed among similar models and a metal index previously made on the master model. Results demonstrated through the evaluation of the measurements, the procedure is valid for patterns demonstrated in this work.

Key Words: Implants, Impression, Bis-Acrylic Resin.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 : Modelo Mestre

Figura 2 – Index Metálico.

Figura 3: Modelo Mestre e Modelos de Trabalho.

Figura 4: Modelo do grupo II finalizado.

Figura 5: Visualização ao microscópio.

Figura 6: Fotografia da fenda entre Implante e index metálico, sendo mensurada pelo programa ImageJ.

Figura 7 : imagem das fendas de um modelo do grupo I.

Figura 8 : Imagem das fendas de um modelo do grupo II.

Figura 9 : imagem das fendas (A,B eC) de um modelo do grupo III.

LISTAS DE TABELAS

Tabela 1: Conversão de Pixel para μm , no programa ImageJ.

Tabela 2: Resultados das medições das Fendas e médias.

Tabela 3 - Gráfico dos valores de Soma de Desadaptação e Média de desadaptação de cada grupo.

Tabela 4: comparação de tempo entre os métodos utilizados

Tabela 5: teste ANOVA

Tabela 6: teste Turkey

Tabela 7: Test of $\mu = 8,65$ vs not = 8,65

LISTA DE ABREVIATURAS

Et al – Colaboradores

3D - Tridimensionais

FIR – Fixação Interna Rígida

PRC-ADAHF - American Dental Association Health Foundation Paffenbarger

NIST - Instituto Nacional de Padrões e Tecnologia

EUA – Estados Unidos da América

MEV – Microscopia Eletrônica de Varredura

BR - Brasil

JP- Japão

Gm- Alemanha

SP- São Paulo, Brasil

HE – Hexagono Externo

HI – Hexagono Interno

CM - Cone Morse

SF- Soma das Fendas

TD- Total de Desadaptação

SDG- Soma das Desadaptações do Grupo

MDG- Média das Desadaptações do Grupo

3i – Implants Innovation Inc.

NOBEL – Nobel Biocare Ltda.

TF – Titanium Fix Materiais Odontológicos Ltda.

G1- Grupo de estudo I

G2- Grupo de estudo II

G3- Grupo de estudo III

MS- Grupo Modelo Mestre

LISTA DE SIMBOLOS

mm - Milímetro

μm - Micrômetro - (μ) = 10^{-6} m

nm - Nanômetro

N/cm^2 – Newton por cm quadrado

(I) - Primeiro

(II) - Segundo

(III) - Terceiro

(IV) - Quarto

(V) - Quinto

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	18
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	20
2.1. Próteses sobre Implantes.....	20
2.2. Moldagem de Implantes.....	21
2.2.1 Técnicas de Moldagem.....	21
2.2.2 Moldagem de Moldeira Fechada (Técnica Indireta).....	22
2.2.3 Moldagem com Moldeira Aberta (Técnica Direta).....	22
2.2.4 Moldagem com Moldeira aberta e transfers unidos (técnica Direta Modificada).....	23
2.3 Adaptação Passiva.....	26
2.4 Sistemas de Conexão de Próteses sobre Implantes.....	28
2.5 Resinas Acrílicas.....	31
2.5.1 Resistência ao desgaste.....	31
2.5.2 Textura da superfície.....	31
2.5.3 Coeficiente de expansão térmica.....	31
2.5.4 Sorção de água (adsorção e absorção).....	32
2.5.5 Resistência à Fratura.....	32
2.5.6 Resistência à compressão e à tração.....	32
2.5.7 Contração de polimerização	33
3. OBJETIVO.....	35
4.MATERIAIS E MÉTODOS.....	36
4.1) Modelo mestre.....	36
4.2) Index metálico.....	37
4.3) Confecção dos modelos de estudo.....	38
4.3.1) Transferentes quadrados unidos.....	38
4.3.2) União de componentes com resina Bis-Acrílica.	39
4.3.3) União de componentes com resina Bis-Acrílica aguardando-se 72h para confecção do modelo de gesso.	40
4.4) Confecção dos Modelos de Gesso.....	41
4.5) Obtenção das imagens para mensuração da adaptação da estrutura metálica.....	41
5.RESULTADOS.....	44

6.DISSCUSSÃO.....	50
7.CONCLUSÃO.....	55
8.REFERÊNCIAS BIBLOGRÁFICAS.....	56
9.ANEXOS.....	62

1. INTRODUÇÃO

Em maio de 1982, durante a conferência de Toronto – Canadá, foi introduzido o conceito de osseointegração na odontologia, como sendo a união de um corpo ao tecido ósseo vivo sem a presença de qualquer tecido mole intermediário de modo que haja a transmissão direta de cargas para o osso de ancoragem⁹

A partir de então, foram consideráveis os avanços dos sistemas de implantes tanto para os implantes em si quanto para os componentes protéticos, ampliando extraordinariamente as possibilidades de emprego clínico da técnica, aumentando as chances de sucesso tratamento reabilitador, reduzindo em muito a ocorrência de complicações biomecânicas.⁶¹

A terapêutica reabilitadora utilizando implantes osseointegráveis deve sempre ser guiada pela prótese que será instalada sobre os implantes, já que o objetivo primordial do tratamento, para a equipe operatória e para o paciente é o resultado protético final do ponto de vista estético e funcional. Sabe-se que para obtenção de um bom resultado, a moldagem representa um ponto de importância crítica, fazendo-se necessário por parte do cirurgião dentista um correto manuseio dos materiais existentes e sua correta aplicação³.

A posição e a disposição originais dos pilares protéticos devem ser reproduzidas quando se obtém o modelo de trabalho, para manter a precisão do encaixe com a prótese, sem interferência dimensional no eixo de inserção. A adaptação entre próteses e implantes é um procedimento complexo, influenciado pela moldagem. A moldagem dos componentes protéticos fixados aos implantes constitui-se numa transferência da posição destes da boca para o modelo de trabalho³⁰.

A precisão de um modelo de trabalho depende de vários fatores, tais como o tipo de material de impressão, a técnica de impressão, a mudança dimensional do gesso durante a confecção do mesmo⁶⁷. Pequenas discrepâncias ao aparafusar a estrutura, podem levar um estresse aplicado aos implantes causando danos ao osso¹⁹.

Para proporcionar um ajuste passivo, uma prótese fixa sobre implantes deve induzir nenhuma tensão sobre os componentes de suporte do implante e ao osso circundante, no entanto, as variáveis clínicas e laboratoriais intrínsecas ao

tratamento restaurador torna praticamente inatingível a confecção de uma prótese absolutamente passiva⁵⁵.

O assentamento passivo de próteses sobre implantes é um dos requisitos fundamentais no controle das cargas transmitidas à interface implante-osso. Sua construção requer materiais de moldagem que registrem precisamente a posição de implantes, bem como suas relações com os dentes adjacentes⁶³.

Várias técnicas de moldagem têm sido propostas para proporcionar um molde que irá assegurar o ajuste mais preciso das próteses sobre implantes osseointegrados. Existem duas técnicas primárias, a indireta (moldeira fechada) e direta (moldeira aberta). A técnica direta pode usar componentes unidos ou não por estrutura rígida²⁴.

A utilização de um material rígido para a transferência de posição entre implantes pode ser mais adequada do que a utilização de materiais flexíveis, neste aspecto o material ainda deve apresentar propriedades como estabilidade dimensional e baixa contração e exotermia controlada durante a fase de polimerização⁵⁸. No entanto Inturregui et al.³⁷ avaliaram três diferentes técnicas de moldagem (poliéter, poliéter associado ao gesso para moldagem e poliéter associado á resina acrílica) de implante para determinar o procedimento que registra a melhor relação entre os pilares. Não observaram nenhuma vantagem na moldagem com “splint” em resina acrílica autopolimerizável.

Observa-se que na literatura ainda não há um consenso com relação a melhor técnica de moldagem, pois independente do material de moldagem selecionado, o clínico operador deve indicar adequadamente a técnica específica para o procedimento e ter domínio suficiente para obtenção de modelo satisfatório⁵⁰, assim em nossa experiência clínica como especialista em implantes e de quinze anos trabalhando com diversos sistemas e materiais, a busca por resultados mais seguros sempre foi uma constante, e a necessidade de dar embasamento científico aos procedimentos clínicos justificam o empenho em pesquisar a cada dia novos materiais e métodos que venham a ampliar os horizontes da odontologia.

2. REVISAO DE LITERATURA

2.1. Próteses sobre Implantes

A confecção de próteses dentárias é um procedimento de múltiplas etapas onde o sucesso final do trabalho depende da minimização da possibilidade de falhas em cada etapa. A fase crítica da confecção das próteses sobre implantes é a moldagem de transferência de posição dos implantes para o modelo de trabalho. Qualquer distorção ou imprecisão na transferência do posicionamento destes para os modelos de laboratório poderá levar a resultados insatisfatórios ou completa falha da prótese⁴⁵.

As próteses implanto-suportadas, entre as diversas modalidades de tratamento, têm, como um dos principais requisitos, a união passiva entre o pilar da prótese e o implante osseointegrado. Entre os fatores relevantes para a obtenção de um modelo fiel ao posicionamento dos implantes na cavidade bucal, estão o material de moldagem utilizado e a técnica de transferência dos componentes protéticos¹⁴.

A terapêutica reabilitadora utilizando implantes osseointegráveis deve sempre ser guiada pela prótese que será instalada sobre os implantes, já que o objetivo primordial do tratamento, para a equipe operatória e para o paciente é o resultado protético final do ponto de vista estético e funcional. Sabe-se que para obtenção de um bom resultado, algumas etapas como a moldagem representa ponto importantíssimo, fazendo-se necessário por parte do cirurgião dentista um correto manuseio dos materiais existentes e sua correta aplicação³.

2.2. Moldagem de Implantes

O propósito principal da moldagem de múltiplos implantes é registrar, transferir e reproduzir o relacionamento entre os implantes de forma precisa^{23, 33}.

O material de moldagem utilizado para transferir a posição do implante na boca é um fator importante, principalmente no que diz respeito à fidelidade de moldagem, rigidez, fluidez e estabilidade dimensional. A rigidez deve ser suficiente para manter o transferente e evitar o deslocamento acidental quando parafusado a um análogo proporcionando mínima distorção do posicionamento dos mesmos. Para melhorar a confiabilidade da transferência, alguns autores^{64,67} enfatizam a importância de unir os “componentes de transferência” intra oralmente antes da impressão.

A precisão da técnica de moldagem bem como dos procedimentos laboratoriais pode ser verificada quando ocorre um ajuste passivo entre a estrutura metálica e os pilares. Dessa forma, considera-se que deverá ocorrer contato circular simultâneo entre os componentes pré-fabricados, e que não deverá induzir tensão nos componentes do implante e no osso circunvizinho. Porém, devido às limitações das propriedades físicas dos materiais de moldagem usados, os procedimentos clínicos e laboratoriais ainda são inadequados para oferecer uma estrutura metálica com ajuste passivo, o que é uma característica importante para a manutenção da osseointegração²⁴.

2.2.1 Técnicas de Moldagem.

Um procedimento de moldagem, que reproduz a relação de implantes orais, é o primeiro passo para a realização de uma prótese de precisão. Duas técnicas de moldagem de implante são geralmente usadas. A de moldeira fechada e a técnica de moldeira aberta. Na técnica de moldeira fechada, quando a impressão é removida da boca, os transferentes de moldagem permanecem ligados aos implantes, enquanto que na técnica de moldeira aberta, os transferentes de moldagem são removidos da boca, juntamente com a impressão³⁶.

Em meados de 1985, Branemark preconizou a união dos transferentes quadrados intra-oralmente com a aplicação da resina acrílica Duralay sobre uma

matriz de fio dental que une os componentes de transferência. Desde então, muitos autores vêm pesquisando se esta é a melhor forma de unir e remover os transferentes para obtenção de um molde mais preciso e conseqüentemente com posterior adaptação clínica passiva sobre os pilares dos implantes^{9,10,28,38,23,24,64,65}.

Quando se utiliza transferentes esplintados, a esplintagem mantém o inter-relacionamento dos pilares e evita o movimento rotacional dos mesmos dentro do material de moldagem durante o parafusamento do análogo. Os materiais usados para esplintar os transferentes podem ser: barras de metal, gesso para moldagem com baixa expansão de presa, placa de acetato transparente e resina acrílica, resina composta fotopolimerizável, resina acrílica fotopolimerizável ou resina acrílica autopolimerizável²⁵.

2.2.2 Moldagem de Moldeira Fechada (Técnica Indireta).

A técnica indireta utiliza moldeiras fechadas e transferentes cônicos adaptados aos implantes por meio de pressão manual ou parafuso de fixação. Após a completa presa do material de moldagem, os moldes devem ser removidos. Os transferentes ficam retidos nos implantes, para em seguida serem retirados dos implantes, adaptados aos análogos e reposicionados manualmente no molde¹⁴.

Para muitos autores^{14,12,19,24} esta Técnica causa maior imprecisão nos modelos finais, no entanto Inturregui et al.³⁷ avaliaram três diferentes técnicas de moldagem (poliéter, poliéter associado ao gesso para moldagem e poliéter associado à resina acrílica) de implante para determinar o procedimento que registra a melhor relação entre os pilares. Não observaram desvantagem na moldagem de moldeira fechada, comparando com “splint” em resina acrílica autopolimerizável. Enquanto Humpries et al.³⁴, encontraram melhores resultados com o emprego da técnica indireta, alegando ser mais precisa, requerer menos tempo, ser de fácil execução e mais confortável para o paciente.

2.2.3 Moldagem com Moldeira Aberta (Técnica Direta).

Essa técnica utiliza transferentes quadrados que são adaptados aos implantes com torque uniforme. Para levar o material de moldagem são utilizadas

moldeiras individualizadas, que permitam que depois de efetivada a completa presa do material de moldagem, os parafusos sejam soltos e as moldeiras, removidas, ficando os transferentes retidos no interior dos moldes. Em seguida, os análogos de implante são instalados manualmente nos transferentes.^{37,65}

Em estudos laboratoriais, a técnica direta utilizando resina acrílica autopolimerizável para união dos transferentes demonstrou ser mais eficiente do que a técnica direta com os transferentes isolados e do que a técnica indireta¹³.

Interregui et al³⁷ e Phillips et al⁴⁵, concluíram que modelos obtidos por meio de moldagens feitas pela técnica direta sem a união dos transferentes apresentaram os melhores resultados, visto que o grande volume de resina acrílica pode provocar distorções, resultantes da contração do material durante a sua polimerização. Segundo Del'Acqua²⁴ resultados como esses reforçam os achados de Mojon et al., ao descreverem que 80% da contração da resina acrílica ocorre nos primeiros 17 minutos, e que, após 24 horas, essa alteração já não ocorre mais.

2.2.4 Moldagem com Moldeira aberta e transfers unidos (técnica Direta Modificada)

O uso da técnica direta de moldagem para as restaurações múltiplas pode requerer que os implantes estejam praticamente paralelos. Discrepâncias na angulação podem prender as interfaces hexagonais das paredes não paralelas e gerar distorção durante a remoção do molde. Sendo assim, a literatura aponta diferentes formas de união ou ferulização dos componentes de moldagem para assegurar um molde mais preciso.

Primeiramente, selecionam-se os componentes de moldagem. Após sua conexão aos respectivos implantes ou pilares checa-se a adaptação clínica e radiograficamente, e em seguida prova-se a moldeira individual, observando a localização da abertura. Faz-se a união dos componentes para assegurar estabilidade de posição durante a moldagem. Após a ferulização, injeta-se o material de moldagem em volta dos componentes e preenche-se toda a moldeira.

A moldeira é então levada em posição e aguarda-se a presa do material. Em seguida os parafusos passantes dos transferentes são desparafusados para serem sacados juntamente com o molde. Observa-se o molde quanto às discrepâncias visíveis. Parafusa-se os análogos do pilar ou do implante. Deve-se tomar cuidado

ao assentar a réplica no molde para que o transferente não seja rodado ou parcialmente mudado de posição durante o procedimento de conexão. Vaza-se o modelo após a inserção do material resiliente para confecção da gengiva artificial.

Técnicas de união dos transferentes: Buscando maior precisão dos análogos dos implantes nos modelos de trabalho, foi proposta uma técnica de moldagem de transferência para implantes na qual os transferentes quadrados deveriam ser unidos com fio dental e recobertos com resina acrílica autopolimerizável por meio da técnica do pincel¹⁰.

Em estudos laboratoriais, a técnica direta utilizando resina acrílica autopolimerizável para união dos transferentes demonstrou ser mais eficiente do que a técnica direta com os transferentes isolados e do que a técnica indireta,⁶⁴.

Shiau, Chen e Wu⁵⁶ preconizaram a união dos transferentes de moldagem com resina acrílica autopolimerizável em um modelo preliminar previamente obtido. Sequencialmente, a barra de resina acrílica deveria ser seccionada para que os transferentes fossem levados em posição na boca onde seriam novamente unidos com pequena quantidade de resina acrílica por meio da técnica do pincel, a fim de minimizar a contração de polimerização da resina, possibilitando a obtenção de modelos mais exatos.

Em avaliação da precisão de três técnicas de moldagem de implantes (transferentes quadrados unidos entre si com resina acrílica autopolimerizável, transferentes quadrados unidos diretamente na moldeira individual com resina acrílica autopolimerizável e transferentes quadrados sem união), verificou-se que a união dos transferentes entre si com resina acrílica autopolimerizável foi mais precisa que as demais estudadas¹. Variando-se o material de união dos transferentes (resina acrílica autopolimerizável, resina de dupla polimerização e gesso para moldagem), observou-se que a união dos transferentes com resina acrílica autopolimerizável ou com gesso de moldagem proporcionam modelos mais precisos¹.

Comparando três técnicas de moldagem de transferência utilizando transferentes quadrados não modificados, transferentes quadrados unidos com resina acrílica autopolimerizável e transferentes quadrados asperizados e recobertos com adesivo para moldeira, observou-se que as técnicas em que os transferentes estavam unidos ou asperizados apresentaram os melhores resultados⁶⁵.

Assunção, Gennari-Filho e Zaniquelli⁴ avaliaram as alterações que ocorriam quando da moldagem com implantes inclinados, associados a três técnicas de moldagem (transferentes cônicos, transferentes quadrados isolados e transferentes quadrados unidos com resina acrílica autopolimerizável) e quatro materiais de moldagem elastoméricos. Verificaram que a técnica utilizando transferentes quadrados unidos apresentou os resultados mais homogêneos em todas as situações avaliadas (90°, 10°, 15° e 25°) de inclinação dos implantes.

Outro estudo avaliou três formas de moldagem comparando os resultados de moldagem indireta, moldagem direta modificada com união de componentes em resina e uma terceira forma onde foi realizada uma estrutura metálica que foi unida a *abutments* metálicos através de cimento resinoso em moldeira de estoque. O resultado demonstrou não haver diferença relevante entre a técnica indireta com espiantagem em resina e a técnica proposta no paper³⁶.

Spector et al.⁵⁷, também investigou a precisão de três procedimentos de impressão variados, utilizando os transferentes diretos e indiretos. Embora o estudo tenha envolvido múltiplas variáveis de técnicas e materiais, os resultados apontam para distorções resultantes das manipulações de transferência ao se utilizar a prática comum de unir os transferentes diretos com resina acrílica é uma tentativa de estabilizar os copings contra rotação durante o procedimento ou a fixação do análogo, e controlar a relação entre os implantes de forma rígida. Neste estudo, não foi demonstrada uma vantagem definitiva para essa prática. O mesmo objetivo poderia ser realizado com a técnica direta simples testada, a qual não introduz as variáveis de polimerização de encolhimento inerentes à utilização de resina acrílica.

Entretanto, a técnica de união dos transferentes utilizando fio dental e resina acrílica autopolimerizável pode desencadear uma significativa distorção e consequente imprecisão do molde devido sua contração de polimerização²⁸. Desta forma, com o objetivo de reduzir a contração de polimerização e minimizar alterações dimensionais, Ivanhoe et al.³⁸ propuseram a utilização de resina composta foto ativada para fazer a união entre barras de resina acrílica e os componentes de moldagem.

Kim e Watts⁶⁹ também avaliaram os diversos procedimentos de moldagem e concluíram que a técnica de impressão unindo componentes com resina autopolimerizável, tempo de polimerização adequada e procedimento de

compensação (corte e solda) antes de impressão foi estatisticamente o método mais preciso avaliado. Mas pode ser obtido resultado clinicamente aceitável a partir dos métodos de fixação com o gesso de moldagem. O método de imobilização utilizado com o material de registro de mordida VPS mostrou distorção estatisticamente maior. As impressões feitas com o método de tala autopolimerizável direta, sem procedimento de compensação, resultou em mais distorção do que os outros métodos, como um todo.

2.3 Adaptação Passiva

A união de prótese parcial fixa ao implante osseointegrado forma uma estrutura que com o osso atua como uma unidade. Algum desalinhamento da prótese fixa com o implante pode induzir um estresse em qualquer parte dessa unidade. Essa somatória de fatores, onde as cargas fisiológicas não são distribuídas adequadamente ao redor do tecido ósseo podem resultar em sobrecarga e uma possível reabsorção, acarretando a perda do implante⁶⁵.

A literatura tem demonstrado que forças excessivas da estrutura metálica sobre o implante resultam em micro fraturas do osso, áreas de isquemia marginal ou fibrose⁶⁵. Acredita-se que essa situação pode ser evitada se a prótese apresentar uma adaptação passiva ao implante. Para isso busca-se empregar técnicas de moldagem que resultem em modelos precisos⁶⁴.

Embora alguns estudos apontem uma certa tolerância biológica dos implantes a determinados graus de desajuste, ainda não se sabe ao certo quais níveis de desajuste podem ser considerados clinicamente aceitáveis⁴¹.

Hermann et al. Em 2001⁷⁰, em um estudo com cães avaliaram a influência do micro-gap na perda óssea periimplantar e concluíram que a perda é mais intensa quando há uma combinação de fatores, entre tamanho de fenda e micro movimentação do componente de prótese sobre o implante.

Konermann⁷¹ et al. Em 2010, em estudo un vitro simularam a atuação do clinico ao avaliar fendas entre abutment e implante e concluíram que a experiência clínica é fundamental para a detecção adaptacção passiva de implantes e próteses, ainda assim se faz necessária a avaliação radiográfica para fendas entre 189 e 150µm, que muitas vezes nao sao percebidas somente com a sondagem táctil.

Mesmo quando se utiliza peças usinadas em fábrica, um micro-gap entre o implante e o abutman de titânio é esperado, observando-se na maioria das vezes fendas entre 4 e 10 μm para plataformas do tipo Hexagono Externo⁴².

Um estudo procurou avaliar *in vitro* a infiltração bacteriana na interface Implante / pilar, utilizando cinco marcas de diferentes de implantes, incluindo sistemas de fixação diferentes, e obteve consideráveis níveis de infiltração bacteriana em todos os grupos, mesmo em fendas inferiores a 1 μm ⁷².

Rodrigues Jr, et al⁵¹, em trabalho de revisão de literatura sobre assentamento passivo de próteses sobre implante concluíram que a relação e o valor de desadaptação protética sobre implante que poderia causar periimplantite e/ou perda óssea periimplantar não está definido. O desajuste marginal está mais relacionado à estabilidade da prótese sobre o implante do que em relação à perda do implante propriamente dito. O desajuste pode estar relacionado à fratura do próprio implante como também dos parafusos de retenção da prótese.

Apesar de os pesquisadores enfatizarem a importância de se obter uma adaptação passiva para o aumento da longevidade das próteses, não existem parâmetros que indiquem precisamente qual a tensão gerada sobre uma prótese para que esta seja considerada perfeitamente assentada no implante. Teoricamente, uma infraestrutura deveria proporcionar uma adaptação passiva, o que seria indução de tensão zero nos componentes de implantes e ao osso adjacente na ausência de carga. Entretanto, uma adaptação realmente passiva não é possível de ser obtida¹⁶.

Para que os índices de fracasso sejam reduzidos, é de suma importância a obtenção de uma adaptação marginal passiva e que esta seja considerada a mais próxima do ideal. Para tanto, os componentes ditos pré-fabricados devem ter um cuidado todo especial no seu processo de usinagem, para que sua superfície entre em íntimo contato com o implante e proporcione um assentamento o mais perfeito possível. Essa atenção também deve ser aplicada aos componentes que sofrem processo de fundição, no qual se deve ter um cuidado muito grande no que diz respeito à técnica de fundição empregada e um excelente refino no trabalho profissional protético. Atualmente, componentes calcináveis com sua base metálica pré-fabricada têm sido preferidos em função de sua melhor adaptação aos implantes, pois o processo de fundição poderia aumentar os níveis de desajuste desses componentes¹⁸.

Devido ao fato dos implantes estarem completamente envolvidos pelo tecido ósseo, o conjunto osso/implante/prótese forma uma estrutura unificada⁴⁰, o que torna a ausência de passividade do assentamento protético responsável por forças estáticas no sistema e essas forças não se dissipam com o tempo. Nessa situação nenhuma proteção à fadiga é obtida. Qualquer carga externa aplicada para separar a prótese do intermediário causa uma tensão adicional no parafuso, pois não é dissipada devido ao estresse de compressão já existente entre as partes unidas.

Estruturas metálicas mal assentadas podem potencialmente causar o contato alterado das roscas, tensão e estresse por flexão nos parafusos de conexão, resultando em sua perda e fratura³⁹.

2.4 Sistemas de Conexão de Próteses sobre Implantes.

Em um trabalho sobre implantes e componentes, o autor realizou uma classificação clara da extensa variedade de implantes disponíveis, baseada na forma de conexão da interface pilar / implante, na forma e na superfície do implante. Em relação à forma de união pilar / implante, afirmou que existem mais de 20 tipos diferentes de configurações desta interface. Desta forma, dois grandes tipos de conexões são conhecidos, externo e interno que são caracterizados pela presença ou ausência de uma configuração geométrica que se estende acima da superfície do implante. A conexão também pode ser caracterizada como uma união que permite movimento de deslize, onde existe um pequeno espaço entre as partes e a conexão é passiva; ou como uma união por fricção, donde não existe espaço entre os componentes e as partes são forçadas para adaptar, conhecido como sistema Cone Morse. Outro tipo de interface encontrado é a união de topo, que consiste em duas superfícies de ângulos retos; e a união angulada, onde as superfícies são anguladas externa ou internamente. A superfície de união também pode incorporar uma geometria que inclua uma configuração de resistência rotacional, na maioria dos casos hexagonal, porém encontramos variações da geometria que pode ser octogonal, cone parafuso, cone hexagonal, cilíndrica hexagonal, dodecagonal, triangular, entre outros. Segundo o autor, conexões internas na qual o parafuso recebe pouca carga e as superfícies do pilar estão em íntimo contato com as paredes do implante, para resistir micromovimentos,

resultam em uma interface mais estável. Para evitar falhas que provoquem instabilidade da prótese, procedimentos clínicos são críticos. Em relação aos componentes, uma ótima tolerância de adaptação, liberdade rotacional mínima, propriedades físicas melhoradas, e uma aplicação de torque adequado, são determinantes na estabilidade da interface. Assim mesmo na parte clínica, uma adequada distribuição, cargas dirigidas no longo eixo do implante, número, diâmetro e comprimento dos implantes, adaptação passiva da prótese, controle das cargas oclusais são igualmente importantes⁷.

Discutindo os principais aspectos de uma conexão de hexágono externo e a estabilidade do parafuso nesta união, outro estudo, descreveu os princípios de funcionamento dos componentes e cada um dos fatores que podem levar a falhas da interface pilar / implante. Segundo o autor, a função básica do parafuso é criar uma força de travamento entre as duas partes da conexão, de forma a prevenir a separação, perda da tensão e evitar afrouxamento quando exposto a vibração ou cargas cíclicas externas. O aperto cria uma tensão tanto na cabeça do parafuso que assenta no pilar, como entre as roscas internas do implante e as roscas do parafuso; essa tensão é denominada de pré-carga, sendo esta, diretamente proporcional ao torque aplicado. Vários fatores podem prejudicar a pré-carga e conseqüentemente a estabilidade da união. Ao analisar a superfície dos componentes, afirma que a condição das superfícies das partes que entram em contato tem uma influência direta na obtenção de uma adequada força de travamento e manutenção da estabilidade. Quando é aplicada uma pré-carga no parafuso e a força de travamento une as partes, se inicia um processo de achatamento das micro-rugosidades existentes na superfície devido à compressão gerada pelo contato entre as superfícies metálicas; quando estas superfícies se achatam, a distância microscópica diminui, e a força de travamento e a pré-carga reduzem. Para minimizar este efeito, o parafuso deve ser apertado no valor de torque requerido e após cinco minutos realizar um reaperto com o mesmo torque aplicado. Para o autor quando a interface não está corretamente alinhada devido a desadaptação dos componentes, a união é seriamente comprometida, já que a pré-carga aplicada é direcionada ao alinhamento das partes, e mais pré-carga é requerida para unir as partes, assim o torque aplicado se torna insuficiente para obter uma força de travamento adequada⁶.

Um estudo avaliou a adaptação da interface pilar / componentes protéticos,

utilizando cilindros de plásticos, fundidos em titânio e cobalto-cromo, em monobloco e após a realização de soldagem a laser. No seu estudo utilizou dez amostras, sendo que cada uma estava composta de três componentes protéticos unidos entre si por uma barra. Cinco amostras foram fundidas em titânio e cinco em cobalto-cromo. Mensurações foram realizadas nas interfaces pilar / componente protético com a utilização de um microscópio comparador. Os resultados mostraram que as estruturas fundidas em monobloco (peça única) apresentavam um maior desajuste da interface que as mesmas após a soldagem a laser, diferenças estatisticamente significantes também foram encontradas entre as duas ligas metálicas utilizadas na fundição, onde o titânio apresentou um desajuste médio de menor que o cobalto-cromo¹⁷.

McGlumphy, E.; Mendel, D.; Holloway⁴⁶, realizaram uma explicação clara da mecânica de funcionamento do parafuso e descrevem o porquê dos parafusos afrouxarem. Segundo os autores os parafusos afrouxam porque as forças que tentam separar as partes unidas são maiores que as forças que mantêm as partes unidas. As forças que tentam separar as partes são chamadas de forças de separação; e as que unem as partes são chamadas de forças de aperto. Desta forma existem dois fatores envolvidos para manter os parafusos apertados: Maximizar as forças de aperto e minimizar as forças de separação. Para conseguir uma união segura, os parafusos devem ser tensionados para produzir uma força de aperto maior que a força externa que tenta separar a união. No desenho do parafuso de união rígida, o mais importante desde o ponto de vista funcional é a força de aperto inicial desenvolvida pelo aperto do parafuso. A resistência da união é mais afetada pela força de aperto que pela resistência a tensão dos parafusos. A força de aperto é proporcional a força de torque. Um torque baixo pode permitir a separação da união e resultar em fadiga ou afrouxamento do parafuso. Um torque maior pode causar falha do parafuso ou um desgaste das roscas. Quando o torque é aplicado, desenvolve uma força dentro do parafuso chamada de pré-carga, que é a carga inicial do parafuso em tensão. Esta força de tensão no parafuso desenvolve uma força compressiva de aperto entre as partes. Entretanto, a pré-carga do parafuso é igual à força de aperto em magnitude. Para os autores a pré-carga é determinada pelos seguintes fatores: Torque aplicado; Liga do parafuso; Desenho da cabeça do parafuso; Liga do pilar; Superfície do pilar; Lubrificante.

Dois fatores limitam a quantidade de torque que pode ser aplicada; o limite

de resistência mecânica do parafuso e o modo como o torque é aplicado. A máxima pré-carga é obtida antes de ocorrer falha, conseqüentemente um ótimo torque de aperto pode ser calculado utilizando 75% do máximo valor obtido até a falha; pelo que uma ótima força de aperto pode ser desenvolvida com mínimo risco de fratura do parafuso.

Byrne et al¹³, compararam o encaixe marginal e a adaptação de pilares pré-fabricados usinados, com pilares fundidos e polidos em laboratório. Nestes avaliaram: adaptação marginal entre o pilar e o implante; e a adaptação entre a parte inferior da cabeça do parafuso de ouro e a base do parafuso do pilar. Seis combinações de pilares e implantes foram estudados: pilar ceraone / implante Nobel Biocare; pilares STR 3i / implantes 3i; pilares UCLA fundidos 3i / implantes 3i; pilares UCLA fundido / implantes Nobel Biocare; pilares UCLA pré-fabricados / implantes 3i; e pilares UCLA pré-fabricados / implantes 3i. Os autores concluíram que pilares pré-fabricados incluindo aqueles que são fundidos diretamente e são sujeitos a queima da cerâmica, são superiores em adaptação, àqueles que são totalmente fundidos e com acabamento no laboratório.

2.5 Resinas Acrílicas

2.5.1 Resistência ao desgaste

Materiais restauradores possuem perda de superfície como resultado do atrito com a estrutura do dente ou elementos, tais como escovas de cerdas e palito. Esta deficiência não tem nenhum efeito prejudicial, mas imediatamente leva à perda da forma anatômica das restaurações reduzindo a longevidade da mesmo⁶⁰. Esta propriedade depende do tamanho, forma e conteúdo das partículas bem como a localização da restauração no arco dental e relação de contacto oclusal⁵⁹.

2.5.2 Textura da superfície.

É definida como a textura da superfície a uniformidade da superfície do material de restauração isto é, na lisura da superfície da resina é relacionada, principalmente, ao tamanho, tipo e quantidade de partículas de carga e, em segundo com boa técnica e acabamento polimento. Uma resina rugosa favorece a

acumulação de placa bacteriana e pode ser um irritante mecânico especialmente nas áreas próximas dos tecidos gengivais¹¹. Na fase de polimento da restauração é alcançada uma energia superficial mais baixa, evitando a aderência da placa bacteriana, é remove a camada de inibição e assim aumenta o tempo de durabilidade da resina⁴⁴.

2.5.3 Coeficiente de expansão térmica.

É a velocidade da mudança dimensional por mudança de temperatura da unidade. Quanto mais próximo o coeficiente de expansão térmica da resina para o coeficiente de expansão térmica dos tecidos dentais, menor a probabilidade de formação de fendas entre o dente e restauração. Um baixo coeficiente de expansão térmica é associado com uma melhor adaptação marginal. Resinas têm um coeficiente de expansão térmica de aproximadamente três vezes maior que da estrutura dental, o que é significativo uma vez que, restaurações podem ser submetidas a temperaturas que variam de 0 ° C a 60 ° C²².

2.5.4 Sorção de água (adsorção e absorção).

Esta propriedade está relacionada com a quantidade de água adsorvida pela superfície e absorvido pela massa de uma resina em um tempo relacionada com a expansão desta sorção²². A inclusão de água na resina pode causar a solubilidade da matriz afetando as propriedades da resina negativamente, fenômeno conhecido como degradação hidrolítica. Uma vez que a sorção é uma propriedade da fase orgânica, quanto maior a carga inorgânica da resina, menor absorção de água. Baratieri⁵ refere ainda que à expansão relacionada a sorção de água pode compensar o encolhimento da polimerização.

2.5.5 Resistência à Fratura.

É a tensão necessária para gerar uma fratura no corpo contínuo do material restaurador. Resinas tem diferentes resistências à fratura e vai variar com a quantidade de preenchimento o local e a estabilidade da restauração⁵.

2.5.6 Resistência à compressão e à tração.

A resistência à compressão e resistência à tração são forças semelhantes e diretamente opostas, é indicada pelo ponto máximo de uma curva tensão-deformação. Como é uma propriedade intensiva, o seu valor não depende do tamanho da amostra, no entanto, dependente da preparação da amostra e da temperatura de teste e material²².

2.5.7 Contração de polimerização

A Contração de polimerização é o principal inconveniente destes materiais restaurativos. As moléculas de monômero da matriz são separadas antes da polimerização, ao polimerizar e definir as ligações covalentes entre si, esta distância é reduzida para em até 1/3 (distância covalente). Este rearranjo espacial do monômero/polímero faz com que o material apresente redução volumétrica. O encolhimento de polimerização das resinas é um processo complexo em que as forças internas geradas na estrutura do material que se transformam em tensões quando o material é aderido à uma superfície rígida⁸.

De acordo com Chen et al²⁰. Tensões que ocorrem durante a fase de pré-gel, ou fase de polimerização, onde o material ainda é fluido pode ser em grande parte dissipado pelo fluxo de material. Mas depois de atingir o ponto de congelamento, o fluxo de materiais em sua tentativa de dissipar tensões pode gerar:

- deformação externa do material,
- lacunas na interface de restauração dos dentes (se a adesão não é adequada)
- fratura coesiva do material restaurador .

No mesmo contexto, uma variedade de monômeros têm sido propostos a fim de reduzir o encolhimento da polimerização.

Materiais provisórios podem ser classificados pelo tipo de resina. Acrílico a base de metacrilatos polimetílico ou polietil pertencem ao grupo mais antigo de materiais provisórios. A última classe de materiais é formado pelas resinas compostas bis Acrílicas, as quais são comparáveis às resinas compostas utilizadas

para a terapia de restauração direta. Elas consistem de uma matriz orgânica e cargas inorgânicas. Bis-acrilatos produzem menos calor e o encolhimento durante a polimerização do que as outras resinas, o que resulta numa melhor adaptação marginal. Esteticamente eles são razoáveis e possuem maior estabilidade de cor que metacrilatos polimetil ou polietil⁴⁹.

As resinas bisacrílicas são compósitos constituídos pela associação de uma base resinosa de dimetacrilato e micropartículas (Sílica e pó de vidro). O uso de compósitos tem como finalidade a otimização das propriedades dos materiais que o compõe, possibilitando o aprimoramento que se pode ter sobre os materiais convencionais⁶². Possuem ligação transversal, favorecendo o aumento da resistência mecânica e contém em sua composição material inorgânico, reduzindo a contração de polimerização. Podem se apresentar com polimerização química ou dual e tem como principais vantagens sua fácil manipulação, uma vez que está disponibilizada em sistema de automistura, baixa contração de polimerização, reação de polimerização pouco exotérmica, propriedades mecânicas superiores quando comparadas com outros materiais, além da alta praticidade oferecida pelo sistema dispensador por cartucho, o qual fornece uma mistura precisa e consistente do material³⁵.

3. OBJETIVO

Este trabalho busca avaliar:

A Acuracidade dos modelos de gesso obtidos através da união rígida de UCLAs de base metálica, por resina Bis-acrílica, comparativamente à técnica de moldagem proposta por Branemark, com transferentes unidos com resina acrílica.

A acuracidade do modelo confeccionado pela técnica proposta em até 2 h após a moldagem, comparativamente a outro realizado pela mesma técnica após 72 h.

A hipótese nula testada foi que a exatidão dos modelos não seria afetada pela técnica pelo tempo ou pelo material utilizado.

4.MATERIAIS E MÉTODOS



Figura 1 : Modelo Mestre

4.1) Modelo mestre

Foi confeccionado um modelo mestre em resina acrílica (Artigos Odontológicos Clássico Ltda - São Paulo - SP) representativo de um paciente totalmente desdentado simulando uma condição clínica, e preparado segundo descrição abaixo.

Através de uma furadeira de bancada, foram realizadas três perfurações com brocas para implantes (Titanium Fix, S.J. Campos, Br) iniciando com a broca de 2 mm de diâmetro seguindo-se a broca piloto 2/3mm e broca de 3mm de diâmetro, finalizando o preparo com o macho de rosca para implantes 3.75 mm.

Três Implantes Hexagono Externo (HE) 3.75 x 8.5 (Titanium Fix, SJCampos, Br) foram inseridos de forma a paralela mantendo-se a plataforma visível sobre a superfície do modelo para facilitar a visualização.

Os implantes de plataforma HE foram utilizados seguindo a metodologia de Del'Acqua 2005

4.2) Index metálico

Uma estrutura metálicas foi confeccionada utilizando-se UCLAs em titânio (Titanium Fix, S.J. Campos, Br) e barras de titânio soldados a laser.

Para Isso componentes UCLAs metálicos foram parafusadas com um torque de 10 Ncm com torquímetro manual aos implantes fixados no modelo mestre.

O modelo foi ao laboratório, onde o técnico realizou uma solda da barra de titânio nos UCLAs obtendo então uma estrutura metálica fixa entre os três implantes do modelo mestre, perfeitamente adaptados. Neste momento, foi feita a verificação da adaptação das peças que devem assentar no modelo de forma passiva.



Figura 2: Index Metálico adaptado ao modelo mestre

4.3) Confeção dos modelos de estudo.

Os modelos de estudo foram separados em três grupos:

- I- Confeccionados pela técnica descrita em literatura por BRANEMARK⁹, através da união dos transferentes de moldagem unidos por fio dental e resina acrílica.
- II- Confeccionados pela técnica proposta, com UCLAS calcináveis com base metálica unidos por resina Bis-acrílica, vertendo se o gesso em até duas (2) horas após o procedimento.
- III- Confeccionados pela técnica proposta, com UCLAS calcináveis com base metálica unidos por resina Bis-acrílica, vertendo se o gesso em até setenta e duas (72) horas após o procedimento.

4.3.1) Transferentes quadrados unidos

A realização da união dos transferentes foi iniciada com a aplicação de resina acrílica Duralay (Reliance Dental, CoWorth - IL - EUA) ao redor da parte retentiva dos transferentes quadrados .

A esplintagem foi preparada utilizando se da técnica descrita por Branemark⁹ que preconizou a união dos transferentes quadrados intra-oralmente com a aplicação da resina acrílica Duralay sobre uma matriz de fio dental que une os componentes de transferência.

Usando a técnica do pincel (onde se captura uma quantidade de pó de resina acrílica através de um pincel embebido em monômero), a massa acrílica foi depositada sobre os quadrados de moldagem e o fio dental.

Permitiu-se que a resina aplicada polimerizasse por pelo menos 17 min antes de serem novamente manipuladas. Após este período o conjunto foi removido do modelo mestre e foram adaptados os análogos de implante HE plataforma 4.1 (Titanium Fix- S. J. Campos, Br).

O tempo total do procedimento foi aferido.

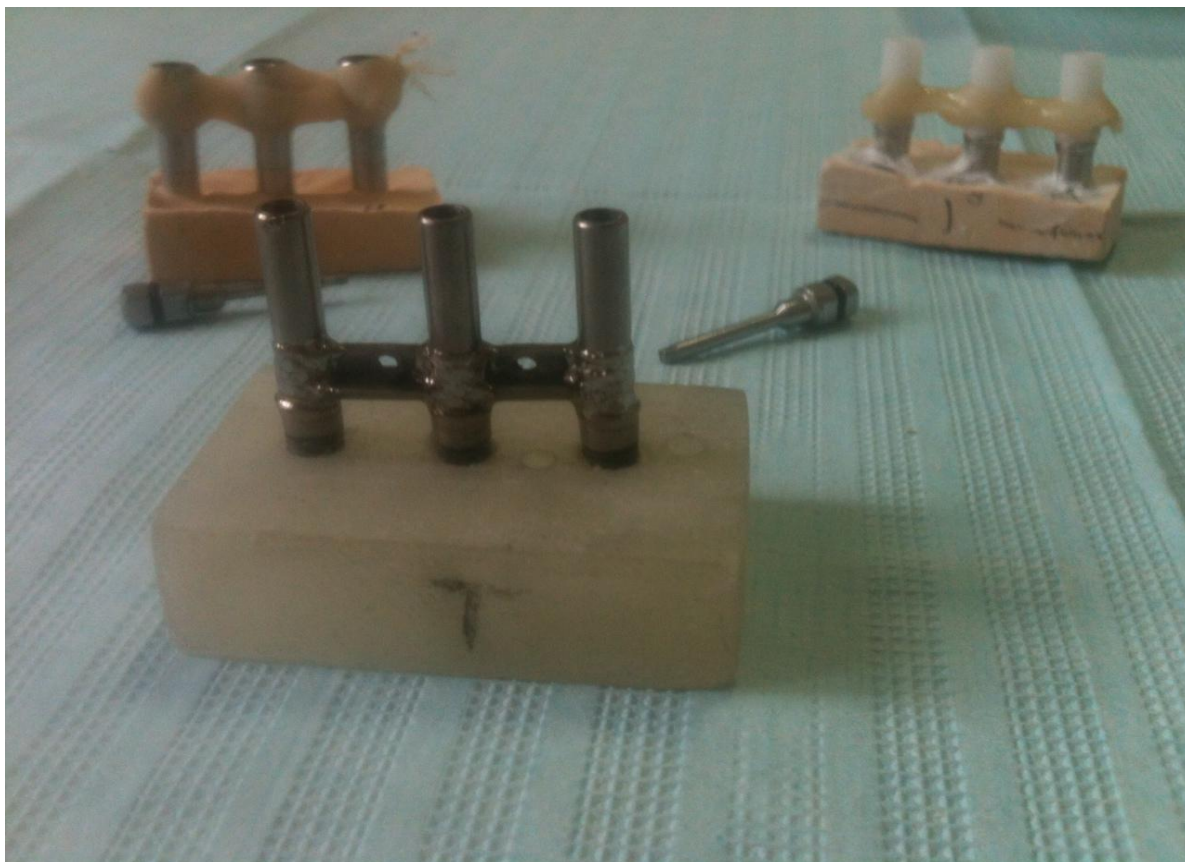


Figura 3: Modelo mestre e modelos de trabalho

4.3.2) União de componentes com resina Bis-Acrílica.

Três UCLAs calcináveis com base metálica (Titanium Fix-SJCampos, Br) foram fixados no modelo mestre com o torque de 10 Ncm. Na superfície plástica destes foram realizadas ranhuras com broca de alta rotação nº 4137 (KG Sorensen, Barueri, Br.), criando-se uma área despolida para melhor fixação da resina.

Nas superfícies preparadas foi aplicado adesivo Single Bond (3m, S. Paul, EUA) e fotopolimerizado por 20 segundos.

Os Uclas foram amarrados com fio dental a maneira da técnica preconizada por branemark, para seguir de guia de inserção da resina.

A resina Bis-Acrílica (Voco, Cuxhaven, Gm.) foi dispensada através da pistola e a ponteira de automistura lentamente, envolvendo os UCLAs e sobre o fio dental que os unia, criando uma barra de união.

O período de 6 minutos foi esperado para a presa final do produto e remoção do conjunto do modelo mestre, desparafusando-se inicialmente as distais. O parafuso medial foi removido por último, evitando-se assim tensões sobre a peça, e então foram adaptados os análogos correspondentes, para confecção dos modelos em gesso.

O tempo total do procedimento foi aferido.

4.3.3) União de componentes com resina Bis-Acrílica aguardando-se 72h para confecção do modelo de gesso.



Figura 4: Modelo do Grupo II pronto.

Os mesmos procedimentos descritos em 4.3.2 foram realizados, porém o tempo aguardado para confecção dos modelos em gesso foi de setenta e duas horas.

O tempo total do procedimento foi aferido.

4.4) Confeção dos Modelos de Gesso

A confecção dos modelos dos três grupos sugeridos seguiram o mesmo padrão descrito abaixo.

Tentando minimizar as alterações advindas da expansão de presa do gesso foi buscada uma alternativa ao preenchimento total direto de gesso espaço ao redor dos análogos.

Para minimizar as possíveis distorções do gesso, foi utilizada a técnica de vazamento, em duas etapas, descrita a seguir.

Inicialmente, aguardou-se o tempo de duas horas após a realização da moldagem para realizar o vazamento do grupo I e II e setenta e duas horas para o grupo III.

Após isso, utilizou-se três pedaços de tubo de látex com 10 mm de comprimento e com diâmetro interno de 4 mm e externo de 8 mm. Estes tubos de látex foram encaixados nos análogos do molde.

Em seguida, o molde foi vazado sob vibração constante proporcionada pelo vibrador de gesso, com gesso especial FujiRock, (GC Corp, Tóquio, Japão), proporcionado segundo as recomendações do fabricante, sendo utilizados 5 para 1 g de pó por ml de água para cada modelo. O gesso foi misturado manualmente por 60 segundos.

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

Após a retirada dos tubos de látex, os espaços criados foram preenchidos com um novo vazamento de gesso. O gesso foi depositado dentro dos espaços criados e molde reposicionado.

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

4.5) Obtenção das imagens para mensuração da adaptação da estrutura metálica.

De posse dos modelos de gesso, parafusou-se o INDEX metálico nos análogos alinhados com um parafuso de titânio manualmente até sentir um leve toque no análogo central do grupo de três. Em seguida, deu-se um torque de 10 Ncm com um torquímetro manual para manter a estrutura em uma posição constante enquanto as medições eram feitas.

Foi utilizada uma câmera fotográfica Digital Sony Cybershot DSC (Jp),

acoplada a um microscópio óptico Mitutoyo (Jp) para ampliar e fotografar a imagem da fenda formada entre as estruturas metálicas e cada um dos três análogos, para todos os cinco modelos de cada grupo.

Para a realização das mensurações das fendas foi utilizado o programa IMAGEJ (EFG.Lab.- Overland Park, KS - EUA).

Antes de iniciar as capturas das imagens das fendas, foi realizada a calibração do programa com uma régua de medidas conhecidas com divisões de 500 em 500 μm e comparando-se pixels com μm foi feita a calibração do programa IMAGEJ.

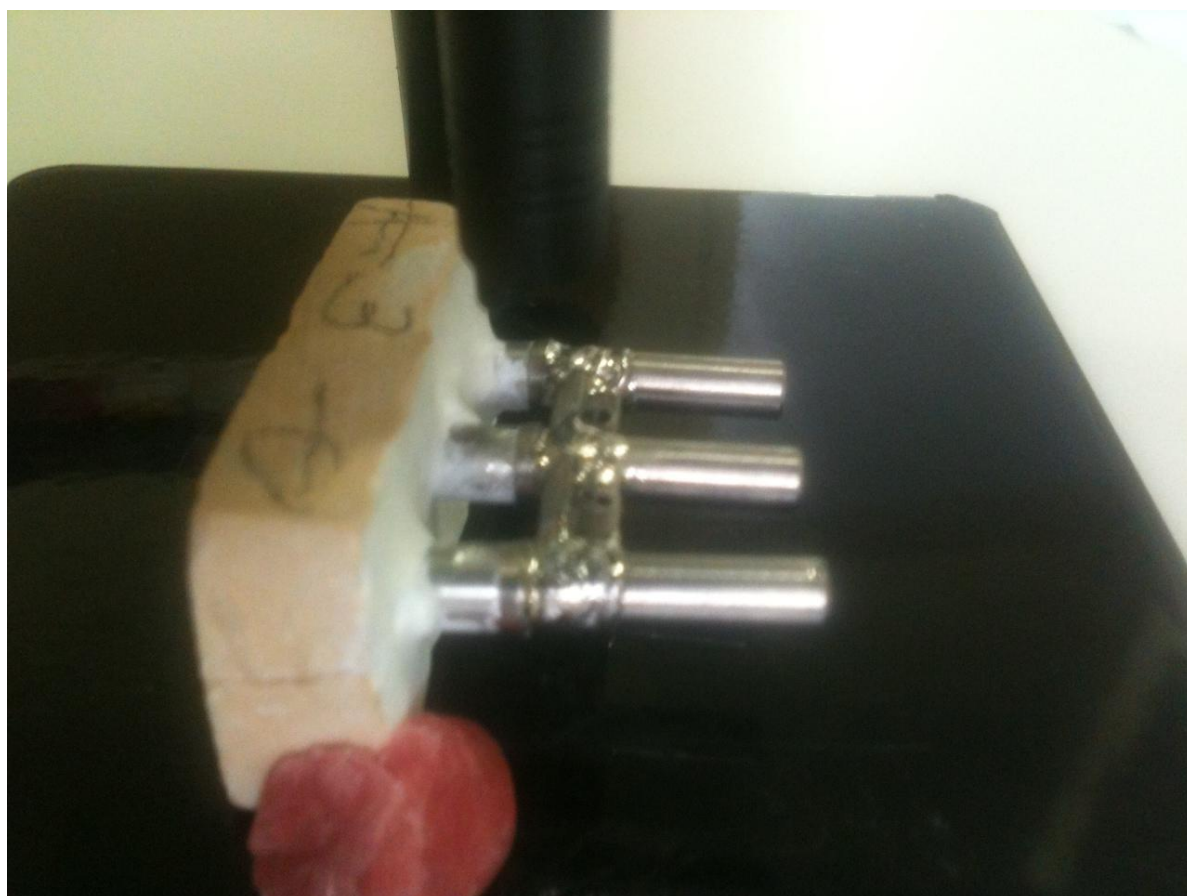


Figura 5: Visualização ao microscópio.

O modelo com INDEX Metálico parafusada foi posicionado de forma a manter o longo eixo da estrutura voltado para a objetiva. Foram feitas marcações no centro de cada UCLA de titânio da estrutura, para padronizar a região em que seriam

feitas as capturas das imagens.

A estrutura metálica foi centralizada partindo-se de maneira gradual, de um menor aumento até o maior (100 X). O foco foi mantido fixo desde a calibração do microscópio, para assegurar que a distância de observação dos objetos fosse sempre a mesma.

Para cada fotografia obtida foram realizadas leituras lineares da fenda (interface análogo/estrutura) em três regiões: Central, Direita e Esquerda. A média aritmética desses três valores determinou o valor da fenda.

A Soma do valor das nove mensurações das fenda dos três implantes de cada modelo foi considerado o valor de desadaptação do modelo – Soma da Fenda (SF).

A Soma da desadaptação de cada conjunto de cinco modelos foi considerada a soma total de desadaptação do Modelo. (TD)

A somatória dos cinco TD de cada grupo foi considerado a Soma das Desadaptações do grupo. (SDG)

A Média aritmética das medidas determinou o valor da Médio das Desadaptações do Grupo. (MDG)

5. RESULTADOS

Formaram-se ao todo três grupos contendo cinco modelos contendo três implantes cada, totalizando quinze modelos. Em cada um foram realizadas nove medidas, obtendo-se portanto 135 valores de fendas.

Além de um grupo controle (modelo mestre), onde foram feitas também nove medições.

O valor da fenda do modelo mestre foi calculado pela média de nove medições consecutivas.

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

Antes da observação, os modelos foram preparados, em alguns casos aliviados com pedras de desgaste, para criar espaço de aproximação da lente do microscópio. A face de observação inicial foi marcada e os implantes assinalados como A, B e C da esquerda para a direita.

Devemos lembrar que todas as medidas foram feitas para os análogos alinhados apertando o parafuso B com torquímetro manual em 10 N/cm^2 , e por isso, os análogos B possuíam valores de fendas menores que os demais.

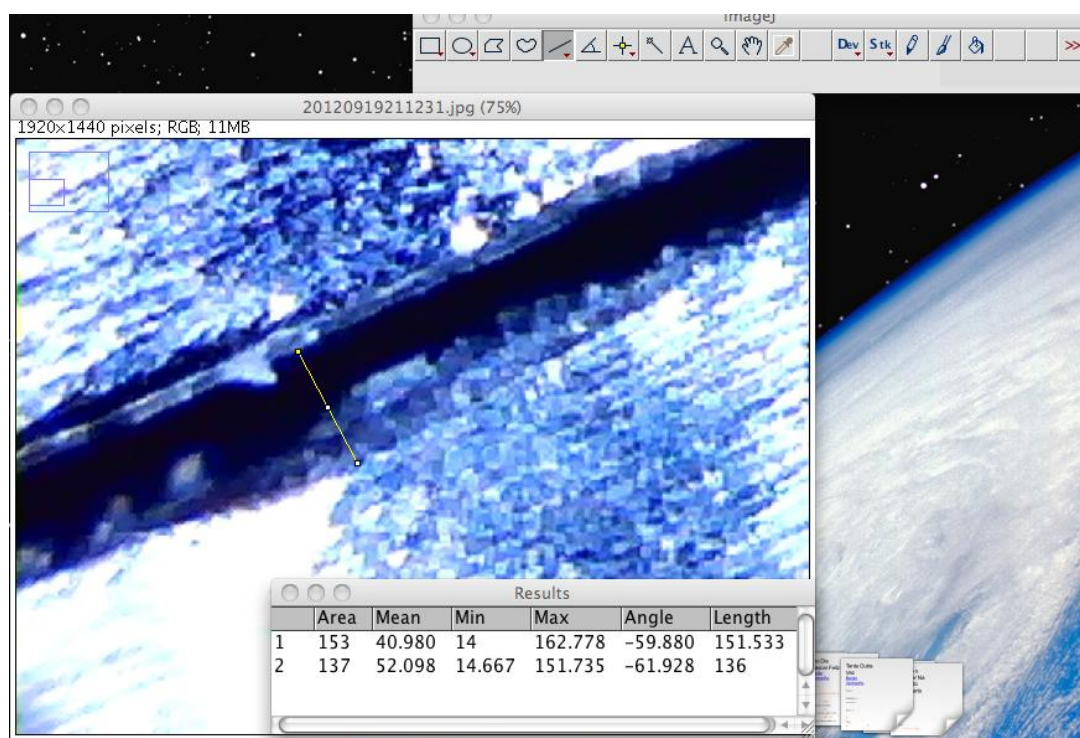


Figura 6: Fotografia da fenda entre Implante e index metálico, sendo mensurada pelo programa ImageJ.

Os valores médios das fendas após todas as mensurações foram organizados na tabela abaixo (Tabela 2)

Calibragem e conversão:

Calibragem	Area	Length	
Medida ext	1049	1049	
medida int	1660	1660	
Media	1351	1354.5	conversão: <i>Pixel x μm</i>
Calibrado	461.253	500.031	2.708832052

Tabela 1: Convesão *Pixels x μm*

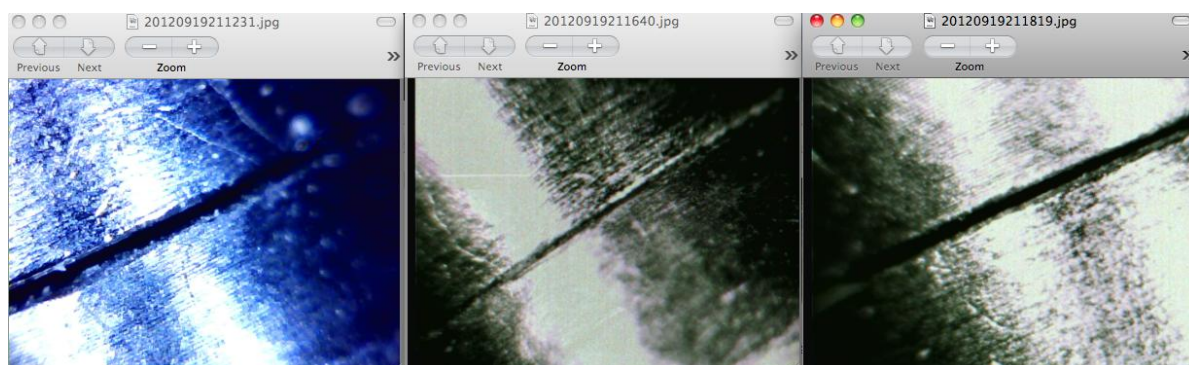


Figura 7 : imagem das fendas de um modelo do grupo I

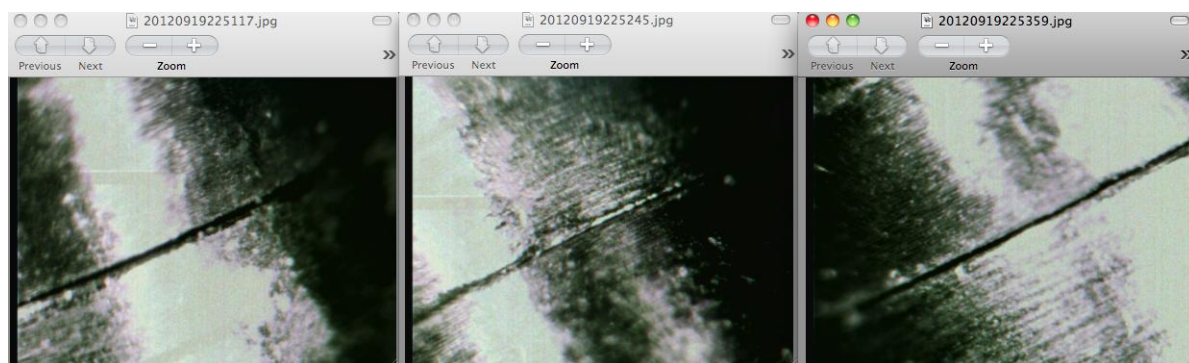


Figura 8 : Imagem das fendas de um modelo do grupo II

RESULTADOS:

	SF	TD	SDG	MDG
Modelo				
Mestre	77.84777778	8.649753086	77.84777778	8.649753086
Grupo 1	296.3281481	32.92534979		
	261.4222222	29.04691358		
	238.5077778	26.5008642		
	283.3818519	31.48687243		
	212.8651852	23.65168724	143.6116872	28.72233745
Grupo 2	133.0177778	14.77975309		
	158.252963	17.58366255		
	241.0514815	26.78349794		
	126.552963	14.06144033		
	206.0225926	22.89139918	96.09975309	19.21995062
Grupo 3	169.9892593	18.88769547		
	219.8788889	24.43098765		
	321.0625926	35.6736214		
	208.6874074	23.18748971		
	321.71	35.74555556	137.9253498	27.58506996

Tabela 2 –Valor absolute e médias das fendas dos grupos estudados

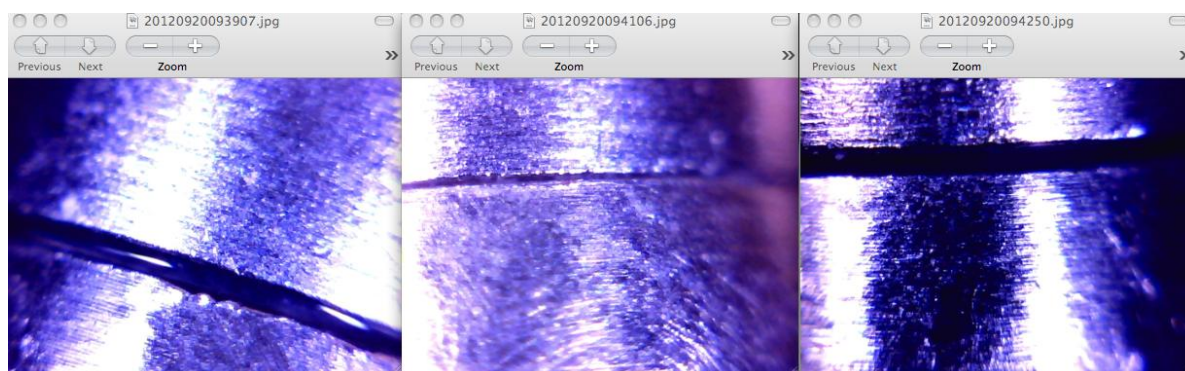
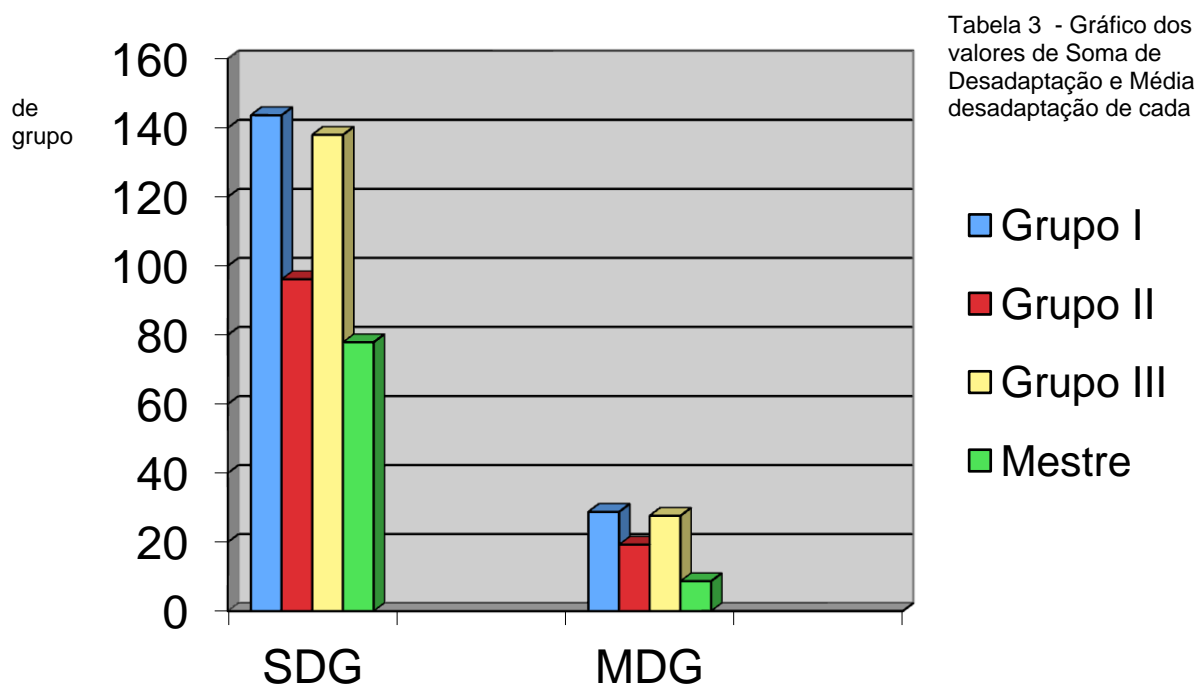


Figura 9 : imagem das fendas (A,B eC) de um modelo do grupo III

Na comparação direta dos valores totais de fenda, observamos que a fenda total que foi aferida com a estrutura em posição no modelo mestre, foi a menor em valor absoluto, seguida do grupo II, que foi inferior ao grupo III e o grupo I, o que é demonstrado no gráfico abaixo (tabela 3):



Conforme citado na metodologia, o tempo de execução de cada modelo também foi avaliado, e foi exposto no gráfico abaixo, onde o eixo x indica o tempo em segundos, de execução do procedimento, considerando ainda o tempo de polimerização e o eixo y indica o número do modelo de cada grupo :

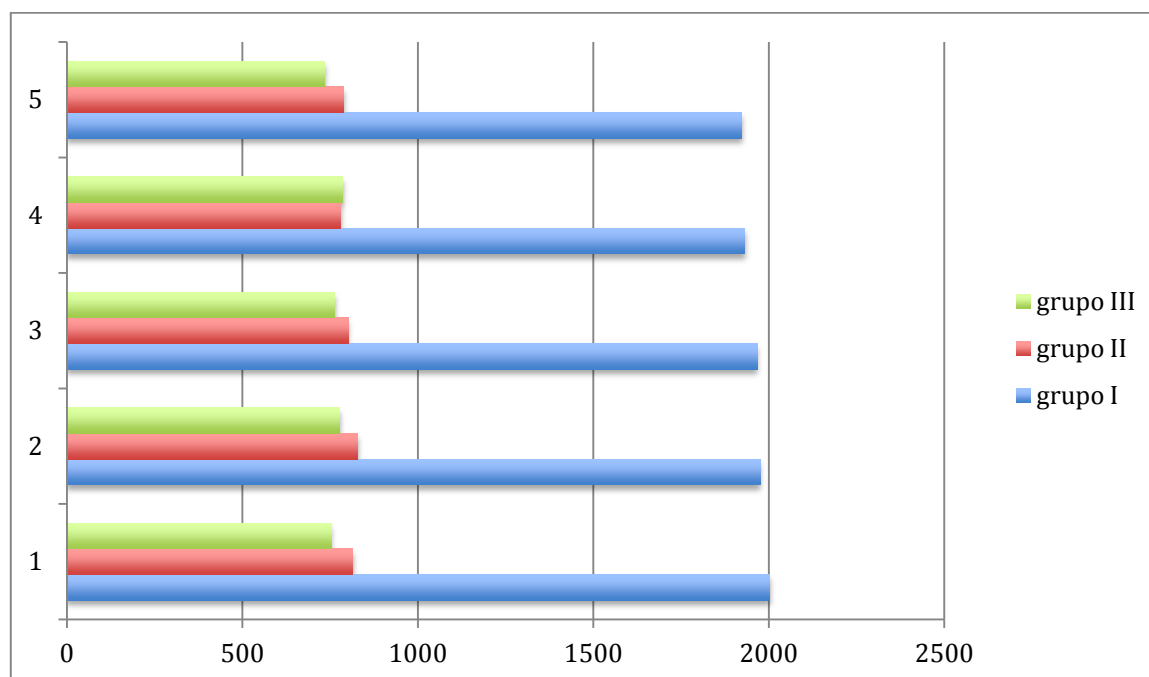


Tabela 4 : tempo de procedimento dos modelos do estudo

5.1 Análise dos dados estatísticos.

5.1.1 ANOVA

Foi realizado o teste ANOVA para comparar as três técnicas realizadas, com os seguintes resultados:

One-way ANOVA: G1_1; G2_1; G3_1 - Dados Ajustados

Source	DF	SS	MS	F	P
Factor	2	321,3	160,6	5,99	0,016
Error	12	321,9	26,8		
Total	14	643,2			

S = 5,179 R-Sq = 49,95% R-Sq(adj) = 41,61%

Tabela 5: teste ANOVA

5.1.2 Tukey Method

O método Turkey foi utilizada para permitir a comparação dos resultados de cada grupo entre si e com o modelo mestre, obtendo-se os seguintes resultados:

	N	Mean	Grouping
G3_1	5	29,325	A
G1_1	5	28,722	A
G2_1	5	19,220	B

Means that do not share a letter are significantly different.

Tabela 6: teste Turkey

One-Sample T: G1_1; G2_1; G3_1

Variable	N	Mean	StDev	SE Mean	95% CI	T	P
G1_1	5	28,72	3,74	1,67	(24,07; 33,37)	11,99	0,000
G2_1	5	19,22	5,47	2,45	(12,43; 26,01)	4,32	0,012
G3_1	5	29,32	6,05	2,70	(21,82; 36,83)	7,65	0,002

Tabela 7: Test of $\mu = 8,65$ vs not = 8,65

6.DISSCUSSÃO

Alguns autores,^{12,28,34} consideram que técnicas descritas até então para transferência de múltiplos implantes pode gerar modelos falhos, o que torna crítica a confecção de próteses sobre implantes, especialmente as fixas de elementos unidos.

Embora muitos estudos tenham mostrado que o ajuste implante-pilar marginal é importante, as comparações entre os estudos têm sido muitas vezes difícil, porque métodos de avaliação e medição diferentes têm sido usados⁶. Enquanto o presente estudo, procurou avaliar as fendas somente como a distância linear entre o implante e o pilar, Kano et al⁴² considerou os desajustes como verticais e horizontais, além de considerar o desajuste irregular no caso de elementos fundidos.

Idealmente, uma técnica de moldagem deveria ser realizada num menor tempo possível, ser de fácil execução, de baixo custo, confortável para o paciente e permitir a obtenção de modelos precisos. As técnicas mais utilizadas são a moldagem de transferência com transferentes cônicos e a moldagem de arrasto com transferentes quadrados²⁴.

O tipo de falha mais frequente quando realizamos próteses unitárias sobre implantes é a fratura ou afrouxamento do parafuso que está estritamente relacionado com a perda da pré-carga. A pré-carga por sua vez depende de vários fatores. Dentre esses fatores o tipo de conexão tem tido importância devido a sua participação na presença de micro-movimentos entre implante e *abutment*⁷. A busca por conexões mais resistentes e estáveis às cargas mastigatórias levou ao desenvolvimento de vários desenhos de conexão, tanto externas quanto internas, que hoje existem no mercado.

Neste estudo foi utilizado implantes com conexões tipo HE que apresentam as falhas de desadaptação horizontal de forma mais evidente⁴² desta forma ao testarmos a desadaptação apresentada pelo sistema que mais evidencia esta falha, estaremos sendo assertivos com relação aos sistemas que apresentam menores índices de fenda.

O estudo de Dias et al.²⁶, no qual se comparou os sistemas de hexágono interno, hexágono externo e octógono interno, os melhores resultados em relação à resistência mecânica foram obtidos pelo hexágono interno porém os piores

resultados foram obtidos pelo octógono interno. Em um outro estudo⁶⁸ compararam a quantidade de torque necessária para o afrouxamento do parafuso em 7 sistemas de conexão, tanto externas quanto internas. Os piores resultados foram obtidos com os sistemas de hexágono externo e octógono interno, enquanto os melhores resultados foram obtidos pelos sistemas tipo cone morse de conexão interna e tipo *spline* de conexão externa²⁶. Outro fator importante é se verificar dentro de cada sistema, a marca comercial de cada um, pois cada empresa possui um grau de tolerância próprio e que vai determinar a precisão de adaptação. Quanto menor a tolerância durante a fabricação dos componentes, mais preciso e estável será o encaixe implante/*abutman* e menores serão os índices de falhas mecânicas⁷. Além disso, mesmo se as propriedades de resistência mecânica forem maiores em um sistema, isso pode não significar que em uma visão geral ele seja melhor. Convém lembrarmos que as falhas ocorrem no ponto mais frágil do sistema. Uma sobrecarga leva a uma falha que em geral será a soltura do parafuso, a fratura do parafuso da prótese, a fratura do implante, a perda óssea periférica ao implante ou fratura óssea. Dentre essas falhas a de mais fácil solução é a soltura do parafuso, assim uma nova prótese pode ser feita buscando melhor adaptação e distribuição de forças, bem como avaliação das condições de sobrecargas patológicas do paciente.

Durante os procedimentos protéticos, no entanto, deveremos sempre buscar as técnicas que sejam mais acuradas para obter-se a adaptação mais passiva possível a fim de se evitar as sobrecargas induzidas por falhas de confecção.

A conexão hexagonal externa que inicialmente foi desenvolvida para permitir a instalação do implante no leito cirúrgico tornou-se fundamental para a restauração unitária já que permitiu desenvolver um mecanismo de estabilização anti-rotacional entre o implante e a restauração. Este aspecto também é importante na precisão da transferência da posição para o modelo de trabalho e a confecção de uma adequada relação de contato com os dentes adjacentes; além de que o hexágono torna a interface implante / *abutman* mais resistente⁴³.

Da mesma forma conexões hexagonais internas foram desenvolvidas com o objetivo de melhorar a adaptação entre os hexágonos e estabelecer uma interface mais estável, aumentando assim a resistência e reduzindo conseqüentemente complicações, como afrouxamento ou fratura do parafuso de fixação. Neste tipo de conexão, o centro de fixação do parafuso é protegido pela altura do hexágono do

pilar dentro do implante, deste modo as forças laterais são transmitidas diretamente às paredes do implante, criando uma menor tensão no parafuso e proporcionando uma melhor resistência as tensões cisalhantes na união, no entanto transmitindo a maior parte das cargas nocivas para o sistema implante/osso alveolar, ao mesmo tempo que a parede da porção cervical do implante se torna mais fina devido ao volume do hexágono interno. Contrariamente, na conexão externa os componentes de forças laterais são transmitidos ao parafuso de retenção no ponto onde o implante e pilar entram em contato, assim como na base de assentamento do implante, o que eventualmente pode causar afrouxamento ou fratura do parafuso.

A adaptação e precisão dos componentes também têm sido relatadas como um aspecto importante na estabilidade da união implante / *abutman*, variações na consistência da fabricação dos componentes podem levar à implicações clínicas de diferentes magnitudes. O diâmetro da base do implante requer um tamanho consistente com mínimas variações, com sua contraparte do pilar, já que diferenças podem resultar na formação de um espaço ou fenda, o que possivelmente provocará uma invasão bacteriana, acúmulo de placa e uma resposta adversa dos tecidos periimplantares³².

Assim, o objetivo de nossos trabalhos foi avaliar como produzir modelos de gesso mais precisos, pois é sabido que ajuste passivo é um fator relevante para a manutenção da osseointegração e sucesso dos implantes^{28,39,42,50}. Apesar da estrutura metálica de nossos trabalhos possuir um ajuste o mais passivo possível no modelo mestre, foi observada ainda uma fenda média de 8,64 μm , que pode ser explicada pelo método de mensuração das fendas pelo aperto de um só parafuso da estrutura metálica ou mesmo da imperfeição das peças usinadas em fábrica utilizadas.

A técnica de transferência permite que o análogo do implante possa ser parafusado no transferente cônico fora do molde, possibilitando uma melhor visualização. Porém a manipulação dos componentes removendo-os do material de moldagem pode gerar falhas, contra-indicado a técnica principalmente quando se trata da transferência de múltiplos implantes para próteses unidas, onde a indicação é a utilização da técnica direta, com transferentes unidos⁶².

A ausência de exatidão da técnica de moldagem por transferência pode

estar relacionada com o não paralelismo entre os pilares e com a deformação do material de moldagem. Além disso, existe a possibilidade de os transferentes serem reposicionados incorretamente no interior do molde, visto que, segundo Spector et al.⁵⁷, a presença de ar entre o molde e o transferente cônico impede seu perfeito assentamento. Há ainda a probabilidade de movimentação dos análogos em consequência de uma fraca união entre o transferente cônico e o material de moldagem.

Com relação à técnica de arrasto, os transferentes quadrados apresentam a possibilidade de girar no interior do molde quando se parafusa a réplica ou o análogo. Assim, é indicado realizar a união dos transferentes quadrados para a obtenção de moldes mais precisos. A união visa estabilizar os transferentes dentro do material de moldagem, podendo-se utilizar para isso fio dental e resina acrílica, barras pré-fabricadas de resina acrílica, resina composta ou gesso de moldagem segundo algumas técnicas descrita²⁴. Pode-se ressaltar que a união por meio de barras pré-fabricadas de resina auto ou fotopolimerizável evita o uso de resina acrílica associada ao fio dental, obtendo-se assim uma diminuição da distorção resultante da contração de polimerização da resina, além de uma redução do tempo de trabalho clínico. Em contrapartida, há estudos que não observaram a necessidade de união dos transferentes³⁴.

Para o vazamento dos modelos de gesso avaliados neste estudo foi utilizada a técnica de vazamento com tubos de látex (técnica de vazamento em 2 tempos), pois requer uma menor quantidade de gesso uniformemente distribuída ao redor de cada análogo. Esta técnica foi utilizada com o objetivo de minimizar os efeitos da expansão de presa do gesso^{23,24,25}.

A técnica testada demonstrou ser de grande valor para transferir com exatidão a interrelação entre múltiplos implantes, no entanto em situação clínica falha ao não reproduzir as condições anatômicas presentes, como gengiva, freios e dentes remanescentes, fazendo-se necessário associar a técnica a outras técnicas de moldagem convencionais para utilizá-la na prática.

Hoje, as resinas bis-acrílicas possuem quantidade considerável de marcas no mercado. As principais vantagens do bis-acryl como material provisório incluem uma menor temperatura de cura, contração de polimerização reduzido (5%) com melhorando a adaptação marginal, e odor e sabor mínimos. A temperatura baixa

definição destes materiais permite que eles sejam utilizados diretamente com diminuição do incomodo intra oral. Além disso, as resinas bis-acríticas estão ganhando popularidade, em parte devido ao seu sistema de dispensador de cartucho que reduz muito o tempo na utilização clínica. Este método não só é conveniente, mas também pode permitir uma mistura mais precisa e consistente. O clínico claramente acolheu estas vantagens acima dos dados mais técnicos como citotoxicidade e biocompatibilidade ⁴⁹.

Outro fator de importante relevância avaliado neste estudo foi o tempo de execução do procedimento, que terá influência direta no tempo clínico dos procedimentos de moldagem e portanto no conforto do paciente e do profissional. A metodologia testada demonstrou ser sensivelmente mais rápida que a metodologia de comparação, considerando-se neste fator além do já citado tempo de polimerização menor das resinas bis acrílicas quando comparadas com as resinas acrílicas, a praticidade do sistema de automistura e o dispensador direcional do material, que permitem que se tenha sempre uma pasta homogênea, sem variações de consistência e aplicada diretamente no local sem perda de tempo e material.

Desta forma após os testes aqui apresentados podemos incluir no hall de procedimentos possíveis com as resinas bis-acrílicas a moldagem de implantes, ressaltando que além de conferir segurança na transferência de múltiplos implantes, a técnica reduz muito o tempo de procedimento na clínica, além do material conferir maior conforto ao paciente sendo mais indicado para utilização na boca que a resina acrílica.

O presente estudo, objetivou que a exatidão dos modelos de gesso não seria afetada pela técnica de moldagem e pelo material de moldagem foi rejeitada, uma vez que os resultados demonstraram variações de fendas de desadaptação em diferentes técnicas utilizadas. (Tabelas do Apêndice).

Considerando as limitações deste estudo serão necessários novos trabalhos com o objetivo de avaliar técnicas de moldagem em próteses sobre implante utilizando modelos parcialmente desdentados. Porém, devido a enorme variedade de materiais de moldagem disponíveis atualmente, outros materiais devem ser avaliados. Apesar do presente estudo ter sido realizado *in vitro*, é esperado que as técnicas avaliadas tenham um desempenho semelhante em condições clínicas.

7.CONCLUSÃO

Considerando se as condições experimentais deste trabalho, pode-se chegar as seguintes conclusões sobre a utilização de Resina Bis-Acrílica na ferulização de Uclas com base metálica como método de transferência de posicionamento de múltiplos implantes :

- Há diferenças significativas entre os métodos utilizados, sendo que:
- A comparação dos grupos I e III não apresenta diferença significativa. No entanto, o resultado aponta que o grupo II (tecnica proposta) é significativamente diferente dos demais grupos, e apresenta a menor média de desadaptação, sendo portanto a melhor técnica .
- Comparando se as técnicas descritas com o modelo mestre observamos todos os valores de fenda obtidos foram consideravelmente maiores que a desadaptação do INDEX, portanto nenhuma das técnicas pôde ser considerada a ideal.

8. REFERÊNCIAS

- 1) ASSIF, D.; MARSHAK, B.; SCHIMIDT, A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillof Implants*, Lombard, v. 14, n. 2, p. 216-222, Mar./Apr. 1996.
- 2) 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. 885-888, Nov./Dec. 1999.
- 3) Bezerra FJ. *Terapia clínica avançada em implantodontia*. São Paulo: Artes Médicas, 2002. 313p.
- 4) ASSUNÇÃO, W. G.; GENNARI-FILHO, H.; ZANIQUELLI, O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent*, Baltimore, v. 13, n. 4, p. 358-366, Dec. 2004.
- 5) Baratieri L. *Procedimentos preventivos e restauradores*. Chicago Quint. Books, (1989).
- 6) BINON, P. Implants and components: Entering the new millennium. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.15, n.1, p.76-94, 2000
- 7) BINON, P. Implants and components: Entering the new millennium. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.15, n.1, p.76-94, 2000
- 8) Braga R, Ferracane J. Alternatives In Polymerization Contraction Stress Management. *Crit Rev Oral Biol Med* (2004); 15(3): 176-184.
- 9) BRÅNEMARK, P.I. Osseointegration and its experimental background. *J.Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 50, n. 3, p. 399-410, Sept. 1983.
- 10) BRANEMARK, P.I.; ZARB, G. A.; ALBREKTSSON, T. *Tissueintegrated prostheses*. 1 ed. Chicago. Quintessence Publishing Co,1985: p253 .
- 11) Burgogne A., Nicholls J., Brudvik J. In vitro two-body wear of inlays-onlays composite resin restoratives. *J Prosthet Dent* (1991); 65:206-214.
- 12) BURNS, J.; PALMER, R.; HOWE, L.; WILSON, R. Accuracy of open tray implant impressions: an in vitro comparison of stock versus custom trays. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.89, n. 3, p.250-255, 2003.
- 13) BYRNE, D., et al. The fit of cast and premachined implant abutments. *J. Prosthet. Dent.* v.80, n.2, p.184-192, 1998.

- 14) CABRAL, L. M.; GUEDES, C. G., "Comparative Analysis of 4 Impression Techniques for Implants", publicado na revista *Implant Dentistry*, volume 16, número 2, pg. 187/194, 2007.
- 15) CARDOSO, T., Teixeira, S., Luiz, A., Borges A., Rode S, "Analysis of temperature on the polymerization of resins bis-acrylic". Campus de São José dos Campos – Faculdade de Odontologia– Fapesp nº 08/57671-6. 2010
- 16) Carlsson L. Built-in strain and untoward forces are the inevitable companions of prosthetic misfit. *Nobelpharma News*. 1994;8:5.
- 17) CASTILIO, D. Avaliação da adaptação da interface intermediários / cilindros de plástico fundidos em titânio e cobalto – cromo, antes e após soldagem a laser. Bauru, 2000. 93p.
- 18) Carvalho, M.C.A.D., Neisser, M.P., Bottino, M.A., Avaliação In Vitro, por MEV, da Interface Implante/Componente Protético (Gold UCLA e UCLA Calcinável) Fundidos em Ti c.p. e NiCrTiMo. RBP: *Rev Bras Implantodont Prótese Implant*. 2004;11:133-40.
- 19) Chee W, Jivraj S., Impression techniques for implant dentistry. *Br Dent J* 2006;201:429-32.
- 20) Chen, H., Manhart, J., Hickel, R., Kunzelmann, K. Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dent Mater* (2001); 17: 253-259.
- 21) Cheshire, P.D., Hobkirk, J.A., An in vivo quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. *J Oral Rehabil*. 1996; 23:782-9.
- 22) Craig, R. *Materiales de Odontología Restauradora*. Décima edición. Editorial Harcourt Brace. Madrid. España. (1998).
- 23) DEL'ACQUA, M. A., Precisão das técnicas de moldagem e vazamento para próteses implantossuportadas. Dissertação de Mestrado, Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia, Araraquara, 2005, 202f.
- 24) Del'Acqua, M.A., Arioli-Filho, J.N., Compagnoni, M.A., Mollo Jr., F.A. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:226-236.
- 25) Del'Acqua, M.A., Chávez, A.M., Compagnoni, Mollo-Junior, F.A, *Accuracy of impression techniques for an implant-supported prosthesis*, *JOMI*, 1179, 2009.
- 26) Dias, R., Padovan, L. E. e Hamata, M. M. Conexões implante-abutment. *Salusvita*, Bauru, v. 28, n. 3, p. 277- 288, 2009.

- 27) Diaz Arnoud, A., Dunne, James, T., Aaron H., Microhardness of provisional fixed prosthodontic materials. *Journal Prosthetic Dentistry, Iowa*, v. 82, n. 5, p. 525-528, nov. 1999.
- 28) Dumbrigue, H. B.; Gurun, D.C.; Javid, N.S. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *J. Prsothet.Dent., St. Louis*, v. 84, n. 1, p. 108-110, 2000.
- 29) Goiato, M.C.; Gennari Filho, H.; Fajardo, R.S; Assunção, W.G., B.; Labarre, E. Two-step pick-up impression procedure for implant-retained overdentures. *J. Prosthet. Dent., St. Louis*, v.82, n. 5, 615-616, 1999.
- 30) Goiato MC, Gennari Filho H, Fajardo RS, Assunção WG, Dekon SFC. Comparação entre três materiais de moldagem e três técnicas de moldagem de transferência para implantes. *Rev Bras Implantodont Prótese Implant* 2002; 9(34):164-8.
- 31) Goodacre CJ, Bernal G, Kan J. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthetic Dent.* 2003;90(2):121-32.
- 32) Gross, M.; Ambramovich, I.; Weiss, E. Microleakage at the abutment – implant interface of osseointegrated implants: A comparative study. *Int. J. Prosthodont.*, v.14, n.1, p.94-100, 1999
- 33) Gregoy-Head, B.; Labarre, E. Two-step pick-up impression procedure for implant-retained overdentures. *J. Prosthet. Dent., St. Louis*, v.82, n. 5, 615-616, 1999.
- 34) HUMPHRIES RM, YAMAN P, BLOEM TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5:331-6.
- 35) HASELTON Debra R; DIAZ-ARNOLD Ana M; VARGAS Marcos A. Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *Journal Prosthetic Dentistry, Iowa*, v. 87, n. 2, p. 225-228, feb. 2002.
- 36) Hyeok-Jae Lee, Young-Jun Lim, Chang-Whe Kim, Jung-Han Choi, and Myung-Joo Kim, Accuracy of a proposed implant impression technique using abutments and metal framework, *J Adv Prosthodont.* 2010 March; 2(1): 25–31.
- 37) Interregui J A, Aquilino S A, Ryther J S, Lund P S. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosth Dent* 1993; 69: 503-9.

- 38) Ivanhoe, J. R.; Adrian, E. D.; Krantz, W.A. Na impression technique for osseointegrated implants. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, c. 66, n.3, p.410-411, 1991.
- 39) Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(5):620-5.
- 40) Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(2):169-78.
- 41) Kan, J.K.; Rungsharassaeng G,K; Bohsali,K; Goodacre,C.J.; Lang,B.R. Clinical Methodsfor Evalouting Implant Framework Fit. *J. Prosthet. Dent. S. Luois*, v.75, n.3, p 314-25, mar. 1996
- 42) Kano,S., Binon P., Curtis D., A Classification System to Measure the Implant-Abutment Microgap, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, volume 22, Number 6, 2007
- 43) KORIOTH, T. et al. Effect of washers on reverse torque displacement of dental implant gold retaining screws. *J. Prosthet. Dent.*. v.82, n.3, p.312- 316, 1999.
- 44) Kreulen C., Van-Amerongen W. Wear measurements in clinical studies of composites resin restorations in the posterior region: A review. *J Dent. Child.* (1991); 58:109-123.
- 45) Philips K M, Nicholls J I, Ma T, Rubenstein J. The accuracy of three implant techniques: a three dimensional analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 533-40.
- 46) McGlumphy, E.; Kerby, E.; Elfers, C. A comparison of screw preload for the single tooth implant. *J. Dent. Res.*, v.73, p.202, 1994. /Abstract n. 809.
- 47) McGlumphy, E.; Mendel, D.; Holloway, J. Implant screw mechanics. *Dent. Clinics North. Am.*, v.42, n.1, p.71-89, 1998.
- 48) Miyagawa, Y., Powers, J. Prediction of color of an esthetic restorative material. *J Dent Res* (1983);62:581.
- 49) Mustafa Ulker,a H. Esra Ulker,b Mustafa Zortuk,c Mehmet Bulbul,d Ali Riza Tuncdemir,e and M. Selim Bilgine, Effects of Current Provisional Restoration Materials on the Viability of Fibroblasts, *Eur J Dent.* 2009 April; 3(2): 114–119
- 50) Peraline, Anelise Rodolfo Ferreira, et al. Aspectos periodontais do paciente idoso. *Salusvita*, Bauru, v. 27, n. 2, p. 309-318, 2008.
- 51) Rodrigues Júnior, Walter; Montebello Filho, Agenor; Anselmo, Silvia Maria;

- 52) Almeida, Rui Sanmartin de. Assentamento passivo uma Revisão de literatura
- 53) / Passive Fit - Literature review. *ImplantNews*;3(1):43-46, jan.-fev. 2006.
- 54) Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent*. 2000; 84: 602-7.
- 55) Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: Current status. *Implant Dent* 2001;10:85-92.
- 56) Shiau JC, Chen LL, Wu CT. An accurate impression method for implant prosthesis fabrication. *J Prosthet Dent*. 1994; 72:23-5.
- 57) Spector MR, Donovan TE, Nicholls JI. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1990; 63:444–447.
- 58) Silva MM, Mima EGO, Del'Acqua MA, Segalla JCM, Silva RHBT, Pinelli LAP. Impressions techniques for dental implants. *Rev Odontol UNESP*. 2008; 37(4):301-308.
- 59) Soderholm K. Degradation of glass filler in experimental composites. *J Dent Res* (1981);60:1867-75.
- 60) Stefanello-Busato Adair L. *Odontología Restauradora y estética, Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica*, São Paulo. (2005).
- 61) Taylor, T.D.; Agar, J.R. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J. Prosthet. Dent.* St. Louis, v. 88, n. 1, p. 89-95, July. 2002.
- 62) Teixeira, Renata Pinho. Influência da adição de alumina nas propriedades de compósitos de matriz polimérica para restaurações provisórias dentais. 2008. 94f. Dissertação (Mestrado em Ciência dos Materiais) - Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro.
- 63) Valle AL, Coelho AB, Scolaro JM. Avaliação do comportamento morfodimensional de materiais de moldagem utilizados em implantes dentais. *Rev Fac Odontol Bauru* 2001; 9(1/2):41-8.
- 64) Vigolo P, majzoub Z, Cordioli G. In vitro comparison of master cast accuracy

- for single-tooth replacement. J Prosthet Dent 2000; 83: 562-6.
- 65) Vigolo,P., Fonzi,F.; Majzoub, Z.; Cordioli,G.; An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. Journal of Prosthetic Dentistry Vol. 92, Issue 5, Pages 470-476, 2004
 - 66) Young Henry M; Smith Charles T; Morton Dean. Comparative in vitro evaluation of two provisional restorative materials. Journal Prosthetic Dentistry, Memphis, v. 85, n. 2, p. 129- 132, feb. 2001.
 - 67) Wee, A. G. Comparison of impression materials for direct multimplant impressions. J. Prosthet. Dent., St. Louis, v. 83, n. 3, p. 323-331, 2000.
 - 68) Wise M. Fit of implant-supported fixed prostheses fabricated on master casts made from a dental stone and a dental plaster. J Prosthet Dent. 2001;86:532-8.
 - 69) Sung-Hun Kim, Watts, D., Degree of conversion of bis-acrylic based provisional crown and fixed partial denture materials, J Korean Acad Prosthodont. 2008 Dec;46(6):639-643.
 - 70) Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL.,Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. J Periodontol. 2001 Oct;72(10):1372-83.
 - 71) Konermann AC, Zoellner A, Chang BM, Wright RF., In vitro study of the correlation between the simulated clinical and radiographic examination of microgaps at the implant-abutment interface. Quintessence Int. 2010 Sep;41(8):681-7.
 - 72) Dias, Eduardo Cláudio Lopes de Chaves e Mello. Análise descritiva do grau de adaptação de pilares protéticos a implantes osseointegráveis e seu efeito na infiltração bacteriana : um estudo *in vitro* – Duque de Caxias,RJ, 2006.97 f. : il. ; 30 cm.

9. ANEXO

9.1 - Tabelas de Mensurações de Fendas:

9.1.1 Tabelas do grupo I

Modelo1

	Area	Mean	Min	Max	Length	μ m
1	96	38.464	12.935	203.556	95.186	35.25407407
2	59	12.667	5.497	63.444	58.454	21.64962963
3	126	10.651	5	52.556	125.149	46.35148148
4	27	19.054	10.826	39.667	25.807	9.558148148
5	29	31.22	6.369	110	28.443	10.53444444
6	93	29.715	5.766	148.667	91.923	34.04555556
7	149	8.827	5.667	51.111	147.88	54.77037037
8	129	14.358	5.153	90.444	128.451	47.57444444
9	100	34.832	13.333	126.855	98.793	36.59
					800.086	296.3281481
					88.89844444	32.92534979

Modelo 2

	Area	Mean	Min	Max	Length	μ
1	64	14.062	5.073	78.667	62.893	23.2937037
2	103	13.339	5.526	51.111	102.259	37.8737037
3	81	32.322	5	112.963	80	29.62962963
4	44	20.252	6	65	42.942	15.90444444
5	34	20.926	6.667	68.556	33.012	12.22666667
6	64	14.965	5.667	62.444	63.386	23.4762963
7	93	9.627	5.096	46.444	92.472	34.24888889
8	111	9.365	5.6	75.111	109.731	40.64111111
9	120	8.391	5.333	40.222	119.145	44.12777778
					705.84	261.4222222
					78.42666667	29.04691358

Modelo 3

	Area	Mean	Min	Max	Length	μ m
1	136	73.199	11.852	230.543	135.378	50.14
2	73	13.397	6	62.556	72.443	26.83074074

3	150	30.741	4.949	122.667	149.188	55.25481481
4	22	54.017	30.952	94	21.213	7.856666667
5	39	103.675	59.473	181	38.079	14.10333333
6	52	22.138	13.478	62.333	50.912	18.8562963
7	129	8.646	5	29.889	127.701	47.29666667
8	43	24.424	9.34	51.481	41.767	15.46925926
9	129	38.951	4.667	156.667	129	2.7
					765.681	238.5077778
					85.07566667	26.5008642

Modelo 4

	Area	Mean	Min	Max	Angle	µm
1	124	15.334	6.106	52.37	-77.775	45.52851852
2	34	31.778	20.498	85.074	-90	12.34555556
3	100	24.582	5.711	77.938	-83.089	36.81259259
4	83	13.365	5	30.667	-90	30.74074074
5	31	30.373	12.667	79.333	-53.13	11.11111111
6	121	23.58	5	108.667	-87.138	44.5
7	67	23.543	5	94.818	-84.806	24.54518519
8	104	14.016	5	79	-114.075	38.13185185
9	108	10.735	5	52.963	-71.395	39.6662963
					somatoria	283.3818519
					media	31.48687243

Modelo 5

	Area	Mean	Min	Max	Length	
1	84	46.633	5.083	160.855	83.217	30.82111111
2	134	26.128	5.687	87.667	132.85	49.2037037
3	120	50.867	5.667	135.494	119.331	44.19666667
4	32	45.545	21.839	96.775	30.782	11.40074074
5	18	33.262	30.333	40.667	16.865	6.246296296
6	47	33.879	12.003	80.751	45.976	17.02814815
7	24	35.671	24.333	59.333	22.667	8.395185185
8	73	15.542	5.125	90.333	72.014	26.67185185
9	52	22.818	16.667	31.444	51.034	18.90148148
					574.736	212.8651852
					63.85955556	23.65168724

9.1.2 Tabelas do Grupo II

Modelo 1

	Area	Mean	Min	Max	Length	µm
1	40	21.422	6.647	55.556	38.667	14.32111111
2	42	81.868	28.375	148.404	40.719	15.08111111
3	49	130.684	93.083	177.667	48.094	17.81259259
4	37	45.355	20.444	89.556	36.393	13.47888889
5	34	32.331	13	82.667	32.985	12.21666667
6	27	64.969	32.544	127.667	25.962	9.615555556
7	19	122.29	106.074	166.333	17.72	6.562962963
8	60	76.965	13.685	166.593	58.682	21.73407407
9	61	90.967	60.821	121.745	59.926	22.19481481
					359.148	133.0177778
					39.90533333	14.77975309

Modelo 2

	Area	Mean	Min	Max	Length	µm
1	62	14.837	5.667	64.667	61.27	22.69259259
2	34	54.946	11.914	149.778	32.938	12.19925926
3	16	26.485	14.333	48	15.217	5.635925926
4	28	45.179	23.667	66	28	10.37037037
5	51	16.958	5.2	57	50.289	18.62555556
6	58	12.206	4.998	38.926	56.96	21.0962963
7	78	89.95	6.98	170.72	76.652	28.38962963
8	42	185.667	76.862	255	41.074	15.21259259
9	66	29.375	5.431	105.333	64.883	24.03074074
					427.283	158.252963
					47.47588889	17.58366255

Modelo 3

	Area	Mean	Min	Max	Length	µm
1	142	30.076	4.707	156.021	141.032	52.23407407
2	98	22.445	5.667	62.444	96.607	35.78037037
3	111	47.313	4.788	209.672	110.023	40.74925926
4	24	57.636	34.625	105.148	22.667	8.395185185
5	39	49.328	23.875	72.667	37.924	14.04592593
6	26	52.115	39.147	73.333	25.298	9.36962963
7	62	90.831	31.377	171.6	60.828	22.52888889
8	79	21.943	5.428	43.893	78.23	28.97407407
9	79	23.511	5.667	37.667	78.23	28.97407407
				Σ	650.839	241.0514815
				Media	72.31544444	26.78349794

Modelo 4

	Area	Mean	Min	Max	Length	µm
1	28	17.945	5.372	41.667	27.019	10.00703704
2	48	12.087	4.591	33.333	46.872	17.36
3	26	21.948	7.396	53.963	25.342	9.385925926
4	28	119.245	72.209	138.451	26.926	9.972592593
5	39	29.889	10.877	98	38.471	14.24851852
6	37	12.042	5.667	38.741	35.808	13.26222222
7	53	61.4	11.241	168.407	51.884	19.2162963
8	39	35.526	23.114	78.556	37.624	13.93481481
9	53	11.143	5.571	30.444	51.747	19.16555556
					341.693	126.552963
					37.96588889	14.06144033

Modelo 5

	Area	Mean	Min	Max	Length	µm
1	51	30.801	7.667	110.667	49.769	18.43296296
2	79	10.58	5	21.647	78.102	28.92666667
3	69	18.15	5	91.333	69	25.55555556
4	72	49.853	26.808	111.889	70.88	26.25185185
5	82	59.896	30.982	185.667	80.994	29.99777778
6	33	24.889	5.792	76.802	32.277	11.95444444
7	69	61.59	5.804	201.667	68.261	25.28185185
8	40	45.251	18.452	107.667	38.949	14.42555556
9	69	13.935	5.667	35.333	68.029	25.19592593
					556.261	206.0225926
					61.80677778	22.89139918

9.1.3 Tabelas do grupo III

Modelo 1

	Area	Mean	Min	Max	Length	µm
1	63	41.466	5.333	90.333	63	23.33333333
2	29	50.824	9.952	132.333	28.018	10.37703704
3	70	58.565	5.062	183.667	69.26	25.65185185
4	17	46.627	30.296	83.778	16	5.925925926
5	20	45.95	33.333	71.333	20	7.407407407
6	37	16.839	7.333	32.667	36.222	13.41555556
7	73	49.985	5.667	129.811	71.805	26.59444444
8	84	70.085	6	149	83.199	30.81444444
9	72	28.315	6.333	62.333	71.467	26.46925926
					458.971	169.9892593

					50.99677778	18.88769547
--	--	--	--	--	-------------	-------------

Modelo 2

	Area	Mean	Min	Max	Angle	µm
1	60	104.322	11.768	203.201	-104.744	21.83
2	43	135.625	68.264	240.98	-79.216	15.59259259
3	72	58.708	16.871	196.333	-89.193	26.42074074
4	25	62.308	43.833	84.333	-92.386	8.906296296
5	40	40.768	17.179	114.889	-78.111	14.38259259
6	83	94.667	5.648	199.32	-39.094	30.54148148
7	61	55.331	20.071	110.489	-99.62	22.16333333
8	125	181.088	58.333	200.462	-88.152	45.94962963
9	93	84.7	20.061	172.306	-107.057	34.09222222
					somatoria	219.8788889
					media	24.43098765

Modelo 3

	Area	Mean	Min	Max	Length	µm
1	142	89.233	34.908	254.837	141.223	52.30481481
2	124	20.212	13.829	73	123.329	45.67740741
3	80	17.028	12	39.333	78.918	29.22888889
4	66	23.505	17	57	65.123	24.11962963
5	47	91.514	76.783	121.667	45.891	16.99666667
6	44	56.273	43	98.667	44	16.2962963
7	154	33.582	14.667	151.693	152.502	56.48222222
8	151	25.285	14	122	151	55.92592593
9	66	43.547	20	156.333	64.883	24.03074074
					866.869	321.0625926
					96.31877778	35.6736214

Modelo 4

	Area	Mean	Min	Max	Length	
1	80	61.457	26	107.895	79.057	29.28037037
2	71	32.393	20	87.333	70.364	26.06074074
3	124	70.999	9.961	254.404	122.927	45.52851852
4	24	91.818	76.393	130.667	22.559	8.355185185
5	52	39.811	22.333	62.333	51.264	18.98666667
6	28	91.037	43.185	153.37	27.019	10.00703704
7	24	132.067	97.296	208	22.561	8.355925926
8	78	67.523	14.047	154.333	76.903	28.48259259
9	92	62.725	19	142.952	90.802	33.63037037
					563.456	208.6874074
					62.60622222	23.18748971

Modelo 5

	Area	Mean	Min	Max	Length	µm
1	98	27.923	16.333	84	96.933	35.90111111
2	125	23.201	14.667	55.556	124	45.92592593
3	136	53.782	28	136	136	50.37037037
4	54	20.556	12.667	41	53.151	19.68555556
5	41	61.498	35.333	120.667	40.012	14.81925926
6	50	33.633	24.333	56.054	48.836	18.08740741
7	112	36.887	15.667	209	110.887	41.06925926
8	137	79.744	22	196.848	136.066	50.39481481
9	124	62.977	16.766	184.26	122.732	45.4562963
					868.617	321.71
					96.513	35.74555556

9.1.4. Tabelas do Modelo Mestre

	Area	Mean	Min	Max	Length	µm
1	20	16.812	8.277	31.333	19.09	7.07037037
2	28	58.961	35.679	81.889	26.667	9.876666667
3	20	152.108	126.358	205.778	18.774	6.953333333
4	18	62.037	44.49	118.333	17.333	6.41962963
5	24	120.873	102.625	165.778	23.409	8.67
6	26	21.544	15.472	30.4	25.08	9.288888889
7	26	37.516	19.944	56.96	24.515	9.07962963
8	23	108.387	71.168	147.741	22.161	8.207777778
9	34	155.008	92.637	218.404	33.16	12.28148148
					210.189	77.84777778
					23.35433333	8.649753086