

Ana Cristina Peres Magalhães

Estudo fotoelástico da distribuição de tensões em implantes hexágono externo interconectados por resina acrílica e metal

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de Uberlândia, com requisito parcial para obtenção do Título de Mestre em Odontologia, Área de Concentração em Reabilitação Oral.

Uberlândia, 2007

Ana Cristina Peres Magalhães

**Estudo fotoelástico da distribuição de
tensões em implantes hexágono
externo interconectados por resina
acrílica e metal**

Dissertação apresentada à
Faculdade de Odontologia da
Universidade de Uberlândia, para
obtenção do Título de Mestre
em Odontologia, Área de
Concentração em Reabilitação
Oral.

Orientador: Prof. Dr. Vanderlei Luiz Gomes
Co-orientador: Prof. Dr. Henner Alberto Gomide

Banca Examinadora:
Prof. Dr. Vanderlei Luiz Gomes
Prof. Dr. Luiz Carlos Gonçalves
Prof. Dr. Wirley Gonçalves Assunção

Uberlândia
2007

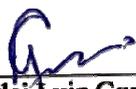


UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
AV. Pará, 1720, bloco 2u – sala 2U09 – Campus Umuarama - UBERLÂNDIA –MG – 38400-902
(0XX) 034 –3218-2550

RELATÓRIO DA COMISSÃO JULGADORA DA PROVA DE DEFESA DE MESTRADO DA ALUNA ANA CRISTINA PERES MAGALHÃES, DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA DESTA UNIVERSIDADE.

Às quatorze horas do dia trinta de julho do ano de dois mil e sete, reuniu-se a Comissão Julgadora indicada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação desta Faculdade, para o julgamento da Dissertação de mestrado apresentada pela candidata ANA CRISTINA PERES MAGALHÃES, com o título: *Estudo fotoelástico da distribuição de tensões em implantes hexágono externo interconectados por resina acrílica e metal*. O julgamento do trabalho foi realizado em sessão pública compreendendo a exposição, seguida de arguição pelos examinadores. Encerrada a arguição, cada examinador expressou o seu julgamento, em sessão secreta e exarou o seu parecer. A Comissão Julgadora, após análise do Trabalho, verificou que o mesmo encontra-se em condições de ser incorporado ao banco Dissertações e Teses da Biblioteca desta Universidade. Acompanham este relatório os pareceres individuais dos membros da Comissão Julgadora.

Uberlândia, 30 de julho de 2007



Prof. Dr. Vanderlei Luiz Gomes
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Uberlândia - UFU

Aprovado A.

Aprovado/Reprovado/Conceito



Prof. Dr. Luiz Carlos Gonçalves
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Uberlândia - UFU

Aprovado / A

Aprovado/Reprovado/Conceito



Prof. Dr. Wirley Gonçalves Assunção
Titulação: Doutor
Universidade Estadual Paulista – UNESP/Araçatuba/SP

Aprovado / A

Aprovado/Reprovado/Conceito

Dedicatória

Aos meus pais, Vanja e Milton, pelo carinho e apoio constantes, pelas palavras de afago e cobranças nos momentos adequados, e pelos continuados exemplos de dignidade, perseverança e determinação. Vocês sempre foram o nosso espelho, e isso será eterno!

A meu grande amor Mário Neto pela sua compreensão e ajuda na elaboração deste trabalho, por suprir minhas ausências para que tudo continuasse caminhando e os nossos sonhos se concretizassem e por ser sempre persistente, dedico esse trabalho.

Ao meu irmão Leonardo que me deu a alegria e oportunidade de trabalharmos juntos, sempre compartilhando seus conhecimentos, sua cautela, paciência e educação.

Ao meu irmão Neto que desde tão cedo nos mostrou que sua maturidade e responsabilidade são virtudes marcantes, apesar da sua pouca idade.

As minhas cunhadas Aída e Aline que, com meus irmãos, nos deram os mais novos tesouros da família: e meu afilhado querido Henrique e a princesinha Luiza.

A minha admiração!!

Agradecimentos Especiais

*Ao Prof. Dr. **Vanderlei Luiz Gomes**, que me ensinou a esperar o meu momento e respeitou, como ninguém, minhas ausências. Um verdadeiro mestre na arte de ensinar, de aprender a surpreender com o óbvio e o simples, de ter um coração sem igual. Agradeço pelos ensinamentos que muito contribuíram para meu crescimento científico, pela alegria e entusiasmo de ensinar e aprender odontologia; pelas críticas nos momentos corretos e pelo carinho e respeito com que me trata.*

*Ao Prof. Dr. **Henner Alberto Gomide**, pelo cuidado e paciência demonstrados quando da orientação sobre conhecimentos tão diversos da minha área específica, pelo cuidado com o trabalho, pela atenção; pela afabilidade; pela facilidade em conviver.*

*Ao Prof. Dr. **Luiz Carlos Gonçalves** que esteve presente em vários momentos importantes da minha formação, por me ensinar a ser extremamente criteriosa com as minhas atribuições e a saber que sempre posso fazer melhor.*

*Ao Prof. Dr. **Darceny Zanetta-Barbosa** que com seus importantes questionamentos contribuíram para a elaboração da idéia central deste trabalho.*

*A Prof. **Andréia Gomes Oliveira** pela presteza e colaboração indispensável na realização do meu trabalho.*

*As nossas funcionárias no **INPEO** - Cuiabá que souberam respeitar minhas ausências e supri-las com eficiência.*

A Deus.

Aos meus anjos e santos.

A minha gratidão!!

Agradecimientos

À **Universidade Federal de Uberlândia** pela oportunidade de me graduar e também realizar este estudo de pós-graduação.

Aos **docentes** do Programa de Pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia.

Aos docentes da Área de Oclusão, Prótese Fixa e Materiais Odontológicos da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia especialmente Prof. Dr. **Alfredo Júlio Fernandes Neto** e Prof. Dr. **Flávio Domingues das Neves** pela grande contribuição de toda a minha formação profissional.

À **Conexão Sistema de Prótese**, que gentilmente forneceram os materiais para a realização deste trabalho.

Aos funcionários **Lindomar, Advaldo e Alcione** por serem sempre prestativos.

Ao colega **Itamar Lopes Junior** pela ajuda durante a parte experimental deste trabalho.

Aos **colegas de pós-graduação** pelos momentos que passamos juntos e aprendemos uns com os outros.

A todos que direta e indiretamente auxiliaram na realização deste trabalho.

Meu muito obrigada!!!

Epígrafe

Faço tudo o mais simples, não o mais fácil possível.

Albert Einstein

Sumário

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	01
RESUMO	03
ABSTRACT	05
1. INTRODUÇÃO	07
2. REVISÃO DA LITERATURA	10
2.1-Avaliação dos materiais utilizados na estrutura de próteses sobre implante	11
2.2 - Indicação da Carga Imediata como alternativa de tratamento reabilitador	17
2.3 - Aplicação dos métodos de análise de tensões	20
3. PROPOSIÇÃO	29
4. MATERIAL E MÉTODO	31
4.1 – Materiais	32
4.1.1 – Equipamentos	32
4.1.2 – Material	34
4.2 – Metodologia	35
4.2.1 – Confecção da base mestre	36
4.2.2 – Confecção das barras mestras	38
4.2.3 – Confecção das Barras Metálicas (BM)	39
4.2.4 – Confecção das Matrizes de Silicone	42
4.2.5 – Obtenção dos Modelos Fotoelásticos	43
4.2.6 – Confecção das Barras de Resina Acrílica (BR)	46
4.2.7 – Execução dos testes	48
5. RESULTADOS	53
5.1 – Dados do Experimento	54
5.2 – Avaliação dos Resultados	57
6. DISCUSSÃO	64
7. CONCLUSÕES	72
REFERÊNCIAS	64
ANEXOS	83
Anexo 1	
Anexo 2	
Anexo 3	

Lista de Abreviaturas e Siglas

BM₁ – Barra Metálica 1

BM₂ – Barra Metálica 2

BR₁ – Barra Resina 1

BR₂ – Barra Resina 2

CP₁ – Corpo-de-prova 1

CP₁ BM₁ – Corpo-de-prova 1 Barra Metálica 1

CP₁ BR₁ – Corpo-de-prova 1 Barra Resina 1

CP₂ – Corpo-de-prova 2

CP₂ BM₂ – Corpo-de-prova 2 Barra Metálica 1

CP₂ BR₂ – Corpo-de-prova 2 Barra Resina 1

E – Energia de Distorção

f – franja

K σ – Constante óptica

Kgf – Kilograma força

mm – milímetro

ml – mililitro

N – Newton

N/cm – Newton/centímetro

N_f – Ordem de franja

Ni-Cr – Niquel-cromo

RAAQ – Resina acrílica ativada quimicamente

U – Energia

UCLA – University of California

UFU – Universidade Federal de Uberlândia

°C – Graus Celsius

Resumo

O sucesso clínico dos implantes odontológicos apresenta importante correlação com a maneira como as tensões são transferidas do implante ao tecido ósseo circundante. Esta transferência e sua magnitude pode ser relacionadas ao material constituinte da prótese aparafusada aos implantes que, por sua vez, poderá interferir na longevidade da osseointegração. Este estudo propõe obter, utilizando o método fotoelástico, a distribuição das tensões na região dos implantes, comparando os níveis de energia obtidos quando estes são interconectados por barras confeccionadas de liga metálica ou de resina acrílica ativada quimicamente (R.A.A.Q.). Para tanto, foram confeccionados dois modelos fotoelásticos com dois implantes posicionados e unidos entre si através das barras. A carga de 2 kgf foi aplicada no centro da barra (ponto A), sobre um dos implantes (ponto B) e em uma das extremidades (ponto C) distante 10,0 mm do implante. A leitura da distribuição e localização das tensões foi realizada a partir de imagens originadas pela utilização de um polariscópio circular e registradas por fotografias após a aplicação das cargas. Os resultados mostraram, qualitativamente, que quando a carga é aplicada no ponto A distribuiu-se simetricamente ao longo dos implantes e as maiores concentrações de tensão ocorreram nas porções distais dos mesmos; quando aplicada sobre o implante (ponto B), observou-se um aumento no nível de tensão e quando a carga foi aplicada na extremidade livre (ponto C) foram produzidos os maiores níveis de tensão, traduzindo-se em uma maior solicitação do implante do lado em que a carga é aplicada. Aplicando o teste *t de Student* ($p \leq 0,05$) não foram encontradas diferenças estatisticamente significante entre os valores das variáveis analisadas. Conclui-se que para as situações de extremo livre (*cantilever*), em que são encontrados os maiores valores, as distorções geram maiores níveis de tensões nas primeiras linhas e ao longo da linha próxima ao ápice do implante, sendo que para esta, a distribuição das tensões, independe do tipo de barra mas depende do ponto de aplicação da carga.

Palavras-Chave: Implantes osseointegráveis – Prótese Dentária -Fotoelasticidade

Abstract

The clinical success of dental implants has as important factor the way the mechanical stress is transferred from the implant to the surrounding bone tissue. This transference and its magnitude may be related to the material of the screwed prosthesis to the implants, risking the longevity of osseointegration. This study has as proposal to determinate the stress distribution of the region of implants, to compare the energy level to obtained when they are interconnected by bar constructed metallic alloy or in acrylic resin activated chemically, using the photoelastic method. For that it was constructed two photoelastic models with two implant positioned and united by bars in metal and acrylic resin activated chemically. The load of 2 kgf was applied in the center of bars (A point), on the implant B and in one extremity of point C, distance 10,0 mm of implant. The reading of distribution and location of stress was made from photographs that register the images after the applied loads. The results show, qualitatively, that when the load was applied in A point, it was distributed symmetrical along them and the high stress concentration occurred in the distal portion of implants; when applied over the implant (B point), it was noted an increase of stress levels; loads applied in one extremity (C point), distance 10,0 mm of implant center, produced the highest stress level, showing more solicitation of implant in the side that the load is applied, generation distortion in the geometry producing more level of energy, being that the distortion of resin bars more than metal bars. The consequence is: for situations of one extremity (cantilever), where the biggest values are found, the distortions generate high stress levels in the first lines and to the long one of the line next to the apex to the implant and no depends of the type of bar, but the point application of the load.

Key Words: Osseointegrated implants – Dental Prosthesis - Photoelasticity

1. Introdução

Os implantes osseointegráveis foram utilizados inicialmente, com altos índices de sucesso, para a reabilitação oral de pacientes desdentados totais. Após a instalação cirúrgica de um implante de titânio endósseo, inicia-se um processo de reparação que pode levar a uma união biológica entre o metal e o osso, por meio de um fenômeno denominado osseointegração (Branemark et al., 1983).

O protocolo convencional estabelecido por Branemark (Nobel Biocare AB, Gotemborg, Suécia), exigia um período afuncional para cicatrização óssea entre quatro a seis meses (Branemark et al., 1983). Com a necessidade de se abreviar o tempo de espera para solucionar o problema estético e funcional, os tempos preestabelecidos foram reduzidos para instalação imediata de uma prótese fixa suportada por implantes em algumas horas ou dias após a realização da cirurgia (Jiménez-Lopes, 2005).

Os trabalhos de carga imediata descritos na literatura, de forma geral, enfatizam que a esplintagem rígida dos implantes através de uma infra-estrutura metálica é condição necessária para a viabilidade dos procedimentos (Tarnow et al., 1997). Níveis de micro-movimentação, entre 50 e 150 μm , podem estimular a formação óssea. Porém, quando um limiar crítico é alcançado, a diferenciação óssea pode ser inibida (Szmukler-Moncler et al., 2000), interferindo na estabilidade primária dos implantes.

Em próteses sobre implantes, o recobrimento oclusal com materiais pouco rígidos como os acrílicos, é por vezes utilizado por supostamente reduzir a carga transmitida, o que biologicamente é favorável (Gracis et al., 1999; Çiftci & Canay, 2000), entretanto não existe um consenso na literatura sobre a sua efetividade. Foi proposto por Skalak (1983) que a utilização de prótese em resina contribuiria para dissipar parte significativa das forças de impacto da mastigação devido a baixa rigidez do material. Anusavice (2005) afirma também que a resina acrílica age como um sólido borrachóide apresentando um comportamento resiliente, ou seja, com capacidade de absorver impacto e parte da energia quando recebe tensões aquém de que seu limite de proporcionalidade, sendo que o mesmo não ocorre para uma porcelana que é rígida.

Dentre essas características e a necessidade de diminuir o tempo de trabalho para a confecção de próteses de carga imediata, o que beneficiaria principalmente o paciente, minimizando o tempo de laboratório, algumas próteses do

tipo protocolo de Branemark começaram a ser confeccionadas em Resina Acrílica Ativada Quimicamente (RAAQ) pura (Malo et al. 2003, 2005; Magalhães et al., 2005) e RAAQ reforçadas com fibra de vidro (Bonatti et al., 2007). Assim, a infra-estrutura metálica, que demanda mais tempo na sua confecção passou ser utilizada na prótese definitiva, quando essas próteses provisórias em resina acrílica eram substituídas.

O sucesso clínico dos implantes é determinado amplamente pela maneira como as tensões são transferidas do implante ao tecido ósseo circundante sem gerar forças de grande magnitude, o que poderia colocar em risco a longevidade do implante e da prótese (Van Zyl et al., 1995). A transferência de cargas aos implantes foi objeto de estudo de Skalak (1983). Ele relacionou o equilíbrio da distribuição de cargas ao número, rigidez dos pilares e da própria prótese, sendo que implantes osseointegráveis por receberem ondas de tensão ou choques aplicados nas suas estruturas não forem distribuídos adequadamente, poderão resultar em perdas ósseas que podem comprometer o sucesso da osseointegração. Considerando a forma que as cargas são transferidas aos implantes, e a necessidade de se ter uma conexão rígida entre os pilares, o questionamento da existência de diferença na transmissão dessas cargas de acordo com o material empregado é inevitável.

Diferentes métodos vêm sendo empregados para avaliar essas tensões. Dentre estes, destaca-se a análise fotoelástica, cada vez mais utilizada, não só pela sua simplicidade em relação a métodos analíticos puramente matemáticos (Campos Jr. et al., 1986), mas também por sua eficácia já comprovada em estudos de correspondência histológica (Brodsky, et al., 1975). Com base nestes estudos, presume-se que os resultados obtidos pelo método fotoelástico forneceram parâmetros laboratoriais confiáveis para aplicação clínica.

Diante dessas considerações divergentes, no presente estudo propõe-se determinar, utilizando o método fotoelástico, a distribuição das tensões na região dos implantes, comparar os níveis de energia obtidos quando estes são interconectados por barras confeccionadas de liga metálica ou de RAAQ e, propor, a estrutura que induz menores níveis de tensões no modelo que simula a estrutura óssea.

2. Revisão da Literatura

O levantamento bibliográfico foi dividido em três partes distintas. Na primeira delas, foram revisados os trabalhos a respeito da avaliação dos materiais oclusais utilizados em próteses sobre implantes; na segunda foi discutida a utilização da carga imediata; e a última, estudos sobre métodos de análise de tensão e sua aplicabilidade em Odontologia.

2.1 - Avaliação dos materiais utilizados nas estruturas em próteses sobre implantes

Skalak, em 1983, avaliando aspectos biomecânicos das próteses fixas implanto-suportadas, analisou e discutiu a transmissão de tensão gerada ao sistema prótese/implantes osseointegrados ao tecido ósseo. Dentre as conclusões do autor destacam-se: a dependência direta do número, arranjo, resistência dos implantes e forma de resistência da própria restauração protética na distribuição de cargas verticais e oblíquas a que está sujeita uma prótese fixa implanto-suportada. O autor afirma que uma prótese totalmente metálica funciona como um corpo único e rígido, e irá promover a transmissão de uma grande força, em um período longo de tempo. Entretanto, se existir um revestimento plástico na superfície oclusal de um dente, haveria um aumento no tempo de transmissão de uma força aplicada, com redução de seu pico. Esse fenômeno de absorção de impactos seria causado pelo menor módulo de elasticidade, e, conseqüentemente, menor rigidez das resinas. O autor afirma ser essencial que nem os implantes ou o osso sejam sobrecarregados além da sua capacidade de fadiga em longo prazo.

Davis et al. (1988), estudando as armações de próteses fixas implanto-suportadas adicionaram materiais estéticos e analisaram os efeitos destes materiais na formação da supraestrutura oclusal. Utilizando a análise do elemento finito tridimensional foram avaliadas a distribuição das tensões, deflexão na armação e parafuso do coping. Uma condição transiente foi desenvolvida para situações de impacto baixo, simulando uma velocidade mandibular durante a mastigação. Na coleta dos resultados, a utilização de porcelana sobre a infra-estrutura, sob uma carga

estática, resultou em menor deflexão do braço de extremo livre, menos tensão para a infra-estrutura e o parafuso do coping e uma maior absorção de tensão pela superestrutura. Isto, porque a porcelana apresenta módulo de elasticidade maior que a resina acrílica. Já na condição de impacto, ocorreu uma alteração dos benefícios da porcelana em relação à resina acrílica. Esta absorveu mais o impacto do que aquela, transferindo menos tensão para a infra-estrutura e parafuso do coping. Por ser mais resiliente, a resina acrílica não transfere muita tensão para a infra-estrutura, permanecendo os efeitos localizados. A conclusão dos autores é de que enquanto a resina é benéfica em situações dinâmicas de impacto, a porcelana é superior sob cargas estáticas.

Em 1989, Falk et al., estudaram o padrão de força oclusal em dentições restauradas com próteses fixas implanto-suportadas mandibulares ocluindo contra próteses totais maxilares. Os autores utilizaram extensômetros lineares elétricos para o registro dos contatos oclusais. Os resultados obtidos com oito contatos oclusais distribuídos demonstraram que 70% das forças de fechamento total e forças de mastigação foram dirigidas ao segmento de extremo livre e apenas 30% ao segmento anterior suportado pelos implantes. Em estudos recentes com quatro contatos oclusais somente, foram encontrados índices de 55 e 45%, respectivamente, para as mesmas localizações. Esses resultados indicam que fatores como o desenho oclusal e o número e distribuição dos contatos oclusais são importantes para a distribuição de força e tensão sobre a prótese fixa implanto-suportada. Os autores também sugerem que um grande número de contatos oclusais não é necessariamente preferível em casos de próteses fixas implanto-suportadas com extremo livre extenso. Ainda sugerem investigações posteriores a respeito do assunto.

O efeito absorvedor de impactos, de cinco materiais utilizados nas próteses fixas implanto-suportadas, foi analisado por Gracis et al. (1991). Os autores avaliaram o efeito amortecedor de materiais como liga de ouro, liga de metal nobre para porcelana, porcelana, uma resina micro-partícula foto-ativada e processada em laboratório e uma resina acrílica polimerizada com pressão. Corpos de prova foram confeccionados com os diferentes tipos de materiais e submetidos a testes de aplicação de carga, sendo anotados os dados relativos à força aplicada e ao tempo para que

fosse atingido o pico de força. Os dados foram anotados por um osciloscópio digitador e aplicados testes estatísticos. Os resultados demonstraram que as resinas reduzem em até 50% as forças de impacto sobre as restaurações, o que biologicamente é um aspecto favorável. Porém, outras considerações com relação às propriedades físicas destes materiais devem ser consideradas antes de indicá-los como substitutos para as porcelanas e ligas áureas como materiais de recobrimento oclusal das próteses implanto-suportadas. Os autores ainda sugerem a avaliação de fatores como quantidade e qualidade de osso necessário para a absorção de impactos além da análise do tipo de arco antagonista.

Cibirka et AL. (1992) compararam a transmissão de forças ao osso humano de cadáver por superfícies oclusais de prótese em ouro, porcelana e resina em próteses sobre implantes unitárias. Foram instalados 3 extensores no implante posicionado na mandíbula do cadáver, sendo que a força foi aplicada por uma máquina de ensaios universal. Não foram encontradas diferenças na absorção de forças entre os materiais testados.

O material de recobrimento oclusal foi abordado por Hobkirk & Pssaros (1992), quanto a sua influência no pico de força mastigatória em próteses fixas implanto-suportadas. Os autores utilizaram um transferidor de força eletrônica de três canais acoplados a próteses fixas implanto-suportadas com superfícies oclusais em resina acrílica e porcelana, articulação balanceada, em cinco indivíduos, para que fossem avaliadas as forças mastigatórias enquanto estes indivíduos mastigavam alimentos de diferentes consistências. Os autores não puderam observar diferenças nos valores de carga quando usados dentes de resina acrílica ou de porcelana. Os picos médios de força mastigatória foram observados com diferentes tipos de alimentos. Porém, diversos fatores, como velocidade de mastigação e variação de consistência dos alimentos da amostra, além da particularidade nos movimentos mastigatórios dos indivíduos analisados colaboraram para que estes resultados não demonstrassem diferenças significativas.

Naert et al. (1992) acompanharam 146 pacientes nos quais foram instalados 509 implantes, sendo que 217 próteses fixas parciais foram planejadas. Houve 3,9 e 1,4% de perdas de implantes para a maxila e mandíbula respectivamente. O uso de

porcelana ou de resina como revestimento oclusal não influenciou a perda óssea marginal ao redor dos implantes. Houve dificuldades técnicas de acordo com os materiais utilizados, sendo que a fratura da resina oclusal foi comum, ocorrendo em 20% dos pacientes. O uso de porcelanas dentárias prejudica a passividade de adaptação das próteses. Os autores afirmam que o uso de porcelana como revestimento oclusal é recomendado por permitir uma maior longevidade, estética e menores complicações.

Em 1996, Assif et al., utilizando extensometria e análise de fotoelasticidade, analisaram a transmissão de forças e a distribuição de estresse nos vários elementos que compõem um sistema de prótese fixa implanto-suportada, como implantes, estruturas de suporte e a prótese fixa de extremo livre bilateral, quando submetidos a uma carga. Os autores confeccionaram um modelo fotoelástico contendo cinco replicas de implantes e seus respectivos intermediários, sobre os quais foi encerada e fundida, com uma liga de prata-paládio (Pallig M, Degussa Dental), uma infra-estrutura com extremos livres bilaterais. Os extensômetros lineares elétricos foram fixados na superfície superior da infra-estrutura, entre cada intermediário e, logo após o implante terminal, num total de 6 sensores. Um sétimo strain gage foi fixado no intermediário 4, sendo que a numeração era de 1 a 5 no sentido horário. Em seguida, foi aplicada uma carga estática axial, em sete pontos: na extremidade distal do cantilever e sobre a cabeça do parafuso de fixação em cada implante. Os resultados demonstraram que os maiores níveis de distorção foram observados nos extensômetros localizados próximos ao cantilever, ou seja, na distal do implante terminal, quando a carga era aplicada no final da extremidade livre. Os autores concluíram que há uma relação direta entre a rigidez do material a infra-estrutura metálica e o modo de distribuição do tensão na própria infra-estrutura e nas estruturas de suporte dos implantes, quando submetidas a uma determinada carga. Ainda que o modo de transferência da carga e a distribuição do estresse foram restaurados ao ponto de aplicação da carga, para cada carga dada.

No intuito de avaliar a melhor combinação de matérias para a construção de próteses implanto-suportadas, Sertgoz, em 1997, desenvolveu um estudo utilizando-se da análise tridimensional do elemento finito. O autor simulou uma típica prótese fixa

total no arco mandibular, suportada por 6 implantes localizados na região intermentoniana e com extensões em cantilever bilaterais de 16 mm. O objetivo deste estudo era o de determinar a melhor combinação de materiais para a confecção da restauração protética. Foram avaliados como material de recobrimento oclusal a resina acrílica, resina composta, porcelana e ligas de ouro, paládio-prata, cobalto-cromo e titânio como materiais para infra-estrutura. Ao modelo de elemento finito foi aplicada uma carga de 172 N, que correspondia à média de força durante a mastigação em uma prótese fixa implanto-suportada com duas unidades em *cantilever* posterior bilaterais, ocluindo contra uma prótese total. A força aplicada no centro dos implantes terminais, no final dos cantilevers e em quatro pontos distribuídos na região anterior entre os centros dos implantes mais distais. Os resultados mostraram ser a tensão máxima gerada, bem inferior aos limites de tração e compressão do osso cortical e medular. O uso de materiais mais resilientes para a confecção da infra-estrutura não alterou significativamente o prognóstico biológico das próteses fixas implanto-suportadas, não gerando efeitos deletérios ao tecido ósseo. Por outro lado, materiais mais rígidos usados na confecção das infra-estruturas das próteses fixas implanto-suportadas, mecanicamente, diminuíram a tensão gerada nos parafusos de ouro. Assim o autor deduziu que, a alta resistência à torção da infra-estrutura reduziu o risco de sobrecarga mecânica nos parafusos de retenção, principalmente em estruturas com extensões em cantilever. Isto sugere que a utilização de materiais mais rígidos ajuda a prevenir falhas protéticas. Do ponto de vista biomecânico, a melhor combinação de materiais encontrada neste estudo foi a infra-estrutura confeccionada em liga de cobalto-cromo, com superfície oclusal em porcelana.

Stegariou et al., em 1998, avaliaram, através da análise do elemento finito tridimensional, a distribuição de tensão no osso, implante e abutment (pilares) quando liga de ouro, porcelana, e resina foram usadas para a confecção de uma prótese fixa implanto-suportada de três elementos. Uma força foi aplicada axialmente e obliquamente no centro do pântico. Para a liga de ouro e porcelana o estresse equivalente máximo encontrado nos modelos de resina foi similar ou maior do que aquele encontrado com liga de ouro e porcelana. Os maiores valores de tensão foram encontrados com as resinas no abutment do implante sob carga axial. Os autores

também observaram que os valores de tensão mais elevados foram observados quando era aplicada uma carga oblíqua. A conclusão dos autores foi de que a tensão equivalente máximo encontrada no osso implante e pilar foi semelhante utilizado liga de ouro e porcelana. Ainda, considerando a predominância de cargas axiais intraoralmente, o uso de resina composta ou acrílica ao invés de porcelana ou ouro, pode aumentar o estresse no implante e no pilar na ausência de uma infra-estrutura de metal.

Inan & Kesin (1999) avaliaram os efeitos do material utilizado nas superfícies oclusais na distribuição de tensões por próteses sobre implantes. Foi utilizado um modelo mandibular fotoelástico no qual foram inseridos dois implantes. As superestruturas foram confeccionadas em Ni-Cr e revestidas por cinco materiais diferentes: acrílico, porcelana, duas resinas compostas fotoativadas e a própria liga de Ni-Cr. Houve aplicação de cargas verticais e oblíquas que induziram diferentes resultados. A maior concentração de tensões foi verificada com a prótese em porcelana, seguida pela em acrílico. As resinas compostas apresentaram comportamento equivalente, enquanto que as menores tensões foram verificadas com as próteses em Ni-Cr. Os autores concluem que as próteses sobre implantes deveriam ser construídas com as oclusais metálicas ou em resina composta fotoativada.

Visando avaliar o efeito amortecedor de vários materiais utilizados na confecção de próteses fixas implanto-suportadas, Çiftçi & Canay, em 2000, utilizaram-se do método da análise do elemento finito tridimensional para o desenvolvimento de um estudo onde foram analisados quatro materiais: resina acrílica, resina composta reforçada, liga de ouro e porcelana. Um software MARC/K7.2/Mentat 3.2 foi usado para analisar valores de tensão criados por forças horizontais e oblíquas. Os autores observaram que, sob carga estática e condições de impacto, o uso de resina acrílica reduz o tensão que é transmitido a infra-estrutura da prótese e à cortical óssea, característica que é devida ao seu baixo módulo de elasticidade, podem a sua baixa resistência à absorção de água, descoloração e fratura são vantagens do seu uso. Os autores concluíram que matérias de resina são benéficos em reduzir a tensão tolerado sob diferentes condições de carga. Resina acrílica ou cerômeros (compósitos de resina

modificados por vidro) reduziram tensão de 25% a 15% respectivamente, quando comparado à espessura equivalente de porcelana ou metal.

Duyck et al. (2000) investigaram, in vivo por meio de extensômetros, a influência dos materiais protéticos na carga de implantes. Próteses em metal e em resina acrílica foram instaladas nos pacientes, sendo submetidas a cargas controladas de 50 N em diversas posições ao longo da superfície oclusal, e durante a mordida em máxima intercuspidação. Os resultados mostraram uma melhor distribuição de momentos nas prótese metálicas em comparação com as acrílicas. Nenhuma alteração nas cargas foi verificada.

Bassit et al. (2002) utilizaram extensômetros para medir a força transferida a um implante após a aplicação de um choque in vivo e in vitro, sobre coroas em dois tipos de materiais para revestimento oclusal como resina e porcelana. Houve uma diferença entre o tempo de transmissão da força nos modelos in vivo e in vitro, com intervalos até a força máxima de 0,1 s e 3×10^{-3} s respectivamente. A diferença se deve provavelmente à resiliência do dente antagonista, do osso alveolar e pela ação muscular. Observaram que os diferentes materiais oclusais não levaram a diferenças nos resultados entre os pacientes. Afirmaram que a diferença entre a resiliência da resina acrílica e da cerâmica não seria suficiente para causar uma modificação clínica significativa na transmissão de forças por próteses. Sugere-se ainda a criação de um modelo in vitro com menor resiliência para demonstrar esse fenômeno.

2.2 – Indicação da Carga Imediata como alternativa de tratamento reabilitador

Uma nova era para a Odontologia surgiu a partir da publicação das investigações conduzidas por Branemark (1983), na Universidade de Gotemborg, Suécia. Desde 1952, ele e sua equipe vinham desenvolvendo estudos sobre osseointegração, a partir da verificação de que uma câmara ótica de titânio, implantada no interior de osso medular (fíbula de coelho) com o objetivo de observar, *in vivo*, as respostas teciduais às injúrias mecânicas, térmicas, químicas e reológicas induzidas, não por ser removida ao final do experimento porque estava inseparavelmente

incorporada dentro do tecido ósseo. Em decorrência dessa descoberta, vários experimentos foram desenvolvidos, com o objetivo básico de definir limites para a implantação de procedimentos clínicos que permitissem a completa cicatrização óssea e medular após a incorporação de materiais aloplásticos, mantendo os tecidos saudáveis e com capacidade de ancoragem. Tais estudos culminaram com o estabelecimento de protocolos cirúrgico e protético para a reabilitação dentária com implantes osseointegrados e a partir dos quais, inúmeras pesquisas, experiências e aplicações clínicas vêm sendo desenvolvidas, em todo o mundo.

Skalak (1983) fez considerações a respeito de biomecânica nas próteses sobre implantes e afirmou que a justaposição do osso ao implante é a principal característica da transmissão de cargas vindas do implante ao osso sem nenhuma mobilidade relativa perceptível. Também considerou que o sucesso da osseointegração vai depender da maneira como as forças mecânicas são transferidas dos implantes ao osso, tornando fundamental que tanto o implante quanto o osso não sejam submetidos a forças além daquelas que estão aptos a receber. A ausência de qualquer camada fibrótica intermediária permite que a tensão seja transmitida diretamente à união osso/implante. O implante osseointegrado proporciona um contato direto com o osso e isso fará com que qualquer tensão ou choque aplicado às próteses seja transmitido ao conjunto. Por isto aconselhou o uso de um material que absorve impactos como a resina acrílica na forma de dentes artificiais na prótese parcial fixa. Este arranjo permitiria o desenvolvimento de uma supra estrutura rígida e forte, com proteção de choque adequada em sua superfície exterior.

O termo carga progressiva do tecido ósseo, na implantodontia, foi inicialmente proposto por Misch (1993), a fim de diminuir a perda óssea da crista do rebordo (região cervical do implante) e a falha prematura do implante. O autor apresentou um protocolo para carregamento progressivo do implante que incluía o tempo, dieta, material oclusal, oclusão e desenho da prótese. Segundo esse protocolo (Misch, 1993; 2000) a densidade óssea observada na cirurgia de colocação dos implantes determinava o intervalo de tempo entre as cinco fases de confecção da prótese. No osso com densidade do tipo I, o intervalo necessário entre as fases de confecção da prótese era de uma semana, no osso do tipo II, duas semanas. Nos

ossos tipo III e IV, o intervalo necessário era de três e quatro semanas respectivamente. Com relação à dieta do paciente, o protocolo recomendava um aumento gradativo da carga sobre a interface osso/implante. Iniciava-se com alimentação macia e, as outras fases o paciente poderia incluir alimentos mais firmes. Após a instalação da prótese final, o paciente incluiria todos os tipos de alimento. Como o material da superfície oclusal poderia reduzir a força de impacto sobre a interface óssea do implante, as próteses provisórias durante a fase de carga progressiva eram confeccionadas em acrílico.

Em um estudo clínico Rotter et al. (1996) acompanharam a estabilidade secundária de implantes osseointegrados que receberam carga progressiva no momento da reabertura. Verificaram que após dois anos uma melhor estabilidade nesse implantes e relação àqueles que não receberam qualquer carga.

Tarnow et al. (1997), avaliaram a carga imediata de implantes rosqueados em arcos edêntulos. Foram avaliados dez casos com acompanhamento de um a cinco anos. Dez pacientes completamente edêntulos foram selecionados. No mínimo dez implantes foram instalados em cada arco do paciente. Todos os implantes foram avaliados com o Periotest e os que apresentaram valores adequados e melhor distribuição no arco foram selecionados para carga. Por razões médico-legais, no mínimo cinco implantes foram mantidos submersos para osseointegrarem sem carga. Uma prótese de resina acrílica e armação metálica foi instalada imediatamente. Seis pacientes receberam implantes Branemark, um paciente recebeu implantes ITI, dois pacientes receberam implantes TiOblast (Astra) e um paciente recebeu implantes 3i. Um total de 107 implantes foram instalados. Sessenta e nove receberam carga imediata e 38 foram deixados submersos em seis mandíbulas e quatro maxilas. Após quatro a seis meses foi realizado o segundo estágio cirúrgico e a prótese definitiva confeccionada. Sessenta e sete dos 69 implantes com carga imediata e 37 de 38 com carga convencional osseointegraram. O implante submerso falhou devido a uma infecção proveniente de um alvéolo vizinho, e dois implantes com carga imediata falharam devido à remoção da prótese quatro meses após a instalação. Os autores concluíram que implantes instalados e unidos para receber carga imediata em arcos desdentados podem ser uma alternativa viável de tratamento.

Maló et al. (2003) em estudo clínico retrospectivo incluiu 44 indivíduos com 176 implantes inseridos na região anterior da mandíbula aplicando o protocolo da função imediata em duas horas com uma prótese provisória em acrílico inicialmente sobre quatro implantes, conceito “All-on-four”. Os resultados encontrados indicaram altas taxas de previsibilidade para os implantes e a prótese. Em outro estudo, no ano de 2005, os mesmos autores afirmam que a carga imediata se tornou uma modalidade de tratamento importante para restaurações fixas em mandíbula edêntula e as experiências em maxila edêntula são limitadas. Fizeram um estudo retrospectivo que incluiu 32 indivíduos que receberam 128 implantes em maxila totalmente edêntula, dentro do conceito “All-on-four”, com instalação da prótese provisória em resina acrílica em 3 horas. Essa opção de tratamento foi considerada pelo autor, de acordo com os resultados encontrados, como viável.

Magalhães et al. (2005) apresentou um caso clínico da instalação de prótese total implanto-retida e implanto-suportada mandibular com função imediata, em um paciente que utilizava próteses removíveis parciais (PRP) superior e inferior. Essas foram modificadas e transformadas em próteses totais removíveis provisórias, sendo que a inferior foi duplicada para confecção de guia multifuncional, auxiliando no planejamento e possibilitando futura montagem em articulador semi-ajustável. Após exodontias e instalação dos implantes a PTR foi transformada em uma prótese provisória tipo protocolo sem subestrutura metálica, confeccionada apenas com resina acrílica ativada quimicamente, diminuindo o tempo clínico e o número de procedimentos trans e pós-cirúrgicos necessários para elaboração da prótese, gerando grande satisfação, conforto e melhor eficiência mastigatória para o paciente.

2.3 - Aplicação dos métodos de análise de tensões

A fotoelasticidade é uma técnica experimental de análise de tensões e deformações particularmente útil para peças e estruturas que apresentam geometrias complexas. Nesses casos, é mais adequado utilizar métodos experimentais para

pesquisa, pois os métodos analíticos mostram-se mais trabalhosos e em algumas situações, inviáveis. Na fotoelasticidade de transmissão plana, como regra geral, deve-se construir um modelo da estrutura a ser analisada, em material fotoelástico, cuidando para que o limite de elasticidade não seja ultrapassado. Por meio de pequenas deformações, a direção e magnitude das forças aplicadas no modelo devem ser simuladas, o mais próximo possível da condição real. A birrefringência de certos materiais transparentes e originalmente óticamente isotrópicos, quando submetidos à tensões, tornam-se óticamente anisotrópicos. Essa característica permite que um raio de luz incidente sobre o corpo em tensão seja resolvido em dois raios ao longo dos planos principais do material. Os dois raios, passando com velocidades diferentes, emergem com atraso, um em relação ao outro. A magnitude do atraso é proporcional à diferença entre as tensões principais. O polariscópio é usado para medir o retardamento e avaliar a variação das tensões. (Mahler & Peyton, 1955).

Brodsky et al., 1975, instalando aparelhos ortodônticos similares em gatos e em padrões fotoelásticos, verificaram correlação positiva entre esses dois modelos. Ficou evidente que a região do ligamento periodontal nos espécimes histológicos que sofreu estiramento no padrão fotoelástico, sofreu tração e compressão do ligamento, onde, no modelo, apareciam pressão. As áreas de grande concentração de franjas, no padrão, corresponderam a áreas de hialinização do ligamento periodontal do animal. Essas respostas histológicas levaram os autores a concluir que modelos fotoelásticos isotrópicos e homogêneos são úteis para visualizações de tensão.

Em 1978, Dally e Riley demonstraram que as forças aplicadas sobre o material fotoelástico produzem mudanças em suas propriedades óticas, proporcionais às tensões desenvolvidas. O material torna-se birrefringente e um espectro colorido pode ser observado quando um feixe de luz polarizada passa através do material sob tensão. As franjas, definidas como linhas entre bandas coloridas, mostram-se dentro de um espectro de frequência de vermelho até o verde, sendo a ordem de franja zero, de cor preta, o que indica ausência de tensão. A tensão pode ser quantificada por meio da contagem do número de franjas.

Haraldson, em 1980, utilizando a fotoelasticidade, ou tensão produzida quando forças verticais e horizontais, analisou-a em três diferentes situações de ancoragem, completa ancoragem no osso (até a cabeça do implante), com perda óssea vertical, e com perda óssea horizontal. Um implante sem rosca também foi analisado. Os resultados indicaram diferenças menores entre os três sistemas de ancoragem quando foi aplicada a força no sentido vertical. Entretanto, o implante com rosca exibiu distribuição de tensões mais favorável do que o sem rosca. Nos casos de perda óssea horizontal e vertical houve a mais alta concentração de tensões.

Em 1986, Campos Jr et al, analisaram a técnica fotoelástica apresentando revisão condensada de suas aplicações em Odontologia e concluíram: a) a fotoelasticidade é o método mais confiável de análise das forças que incidem nas estruturas dentais, periodontais e de materiais restauradores, devido à complexidade de forma que esses apresentam; b) o método em questão possibilita a visualização integral do espectro fotoelástico de forças, permitindo uma análise do conjunto das tensões, enquanto que, para os outros, isso somente é possível através de gráficos montados a partir de dados numéricos; c) o modelo de ensaio deverá apresentar uma rigorosa padronização para que os resultados sejam confiáveis.

Caputo e Standlee (1987) referiram ao método fotoelástico como uma técnica poderosa, precisa, e extensamente usada em engenharia e na indústria, facilitando o desenho de estruturas complicadas e maquinaria, tendo larga aplicação na indústria aeroespacial. Relataram que a fotoelasticidade experimentou crescente aplicação na Odontologia nas áreas: Oclusão, visualizando as tensões referentes as forças de transmissão durante a função; na Periodontia a simulação do ligamento periodontal; na Ortodontia, visualizando as forças ortodônticas; na Dentística as forças incidentes sobre os preparos restauradores; na Prótese Fixa a distribuição de forças de acordo com os desenhos de ponte fixa, restaurações múltiplas e unitárias; na Prótese Removível, overdentures e prótese total; na Endodontia, distribuição de forças na instrumentação e pinos intracanaís; e na Implantodontia de uma maneira bastante variada. Os autores definiram efeito fotoelástico como sendo a imagem criada pela diferença das velocidades da luz, ao atravessarem um objeto sólido, sujeito a tensões. Relataram que esse tipo de efeito poderá ser observado em estudos complexos como

os do sistema estomatognático, determinando, dentre outros, até a tensão de forças mastigatórias exercidas sobre uma restauração e podendo ser observadas tensões através de um modelo interno, facilitando a observação de sua concentração e localização. Estabeleceram a proporcionalidade entre o número de franjas ou raias com a intensidade e quanto à proximidade entre as franjas com a concentração de tensões.

A principal característica dos materiais fotoelásticos é a resposta às tensões/deformações por meio de mudanças nos índices de refração, nas direções das tensões principais. Segundo Oliveira & Gomide, 1990, esses materiais devem apresentar características indispensáveis tais como: ser transparente, homogêneo, isotrópico e livre de tensões residuais, apresentar boa resposta óptica, ter características lineares e baixo custo, não exibir fluência nem efeito de borda, apresentar grande módulo de elasticidade, apresentar facilidade de usinagem e sua constante ótica ($K\sigma$) não deve se alterar com a temperatura. Esses materiais, quando submetidos à estado de tensão/deformação, atravessados por luz polarizada e examinados em aparelho denominado polariscópio, permitem a verificação das tensões por meio da interpretação dos parâmetros ópticos observados. Quando a luz utilizada é a comum, os efeitos ópticos manifestam-se como franjas coloridas e quando a luz empregada é a monocromática, há uma série alternada de franjas pretas e brancas que têm um número de ordem em um ponto, dependendo da intensidade da carga.

Através de um modelo tridimensional utilizando o método de elemento finito, Meijer et al., em 1992, compararam a distribuição de esforços em torno de dois implantes, localizados na mandíbula, com e sem ferulização e com extensão distal da barra. Verificaram que a presença de barras conectando aos implantes gerou uma maior concentração de tensões em torno dos implantes, quando comparados com implantes individuais e não sofreu grande variação com a redução do tamanho deles. Houve, porém, uma variação maior quando foi reduzida a altura da mandíbula, em razão, segundo o autor, de sua maior deformação. As tensões mais negativas ocorreram quando a carga foi aplicada na extensão da barra. Quando a carga é aplicada sobre a barra, os pilares permanecem no lugar por causa dela, mas a mandíbula se deforma. Isto causa uma tensão maior no lado distal dos implantes.

Mericske-Stern, et al., (1992), estudando as forças mastigatórias em dois implantes mandibulares suportando uma *overdenture* por meio de transdutores pizoelétricos, concluíram que tanto nas forças oclusais quanto nas mastigatórias havia componentes resultantes nas dimensões vertical, medial e anterior. Entretanto, dominava o componente vertical.

O uso da fotoelasticidade é particularmente útil em peças com formas geométricas complicadas e/ou distribuição complexa de carga. Tem grandes aplicações em problemas ou em necessidades de informações das tensões em grande área da estrutura, uma vez que é uma técnica de campo contínuo que fornece uma imagem geral da distribuição das tensões (Gomide & Marques, 1993).

Federick e Caputo investigaram, em 1996, a transferência de forças oclusais por *overdentures* a modelos mandibulares fotoelásticos, nos quais foram testados três tipos de retenção: *attachments* resilientes, barras rígidas e a combinação de barras com *attachments* resilientes. As *overdentures* eram fixadas a dois implantes instalados na região de caninos, com orientação perpendicular ao plano oclusal e com inclinação distal de 17°. A orientação vertical dos implantes, nos três desenhos, demonstrou a menor concentração e intensidade de tensões ao redor dos implantes e o desenho que promoveu a distribuição mais uniforme de forças foi o de *attachments* resilientes, sem barra. Cargas unilaterais aplicadas distalmente aos implantes foram mais uniformemente distribuídas às estruturas de suporte e concomitante redução de forças nos implantes, promovendo maior estabilidade à prótese.

Meijer et al. (1996), utilizaram o método dos elementos finitos para avaliar a distribuição de tensões em prótese *overdenture*. A distribuição de tensões periimplantares nesse sistema foi conferida observando o comportamento do sistema com dois implantes na região intermentoniana conectados por barra ou não, onde se aplicou cargas. As tensões ocorridas na região periimplantar não são causadas somente pela deformação óssea devido ao movimento do implante ao receber tensão, mas também pela deflexão da mandíbula decorrente das forças dos músculos e que o implante mais próximo ao lugar do carregamento apresenta a concentração de tensão mais elevada.

Mericske-Stern et al. (1996) mediram a transmissão de forças em implantes suportando *overdentures* “in vivo”, utilizando transdutores pizoelétricos que permitem o registro simultâneo das forças em três dimensões. Três sistemas de ancoragem foram analisados: uma barra em forma de U, uma barra redonda e coroas telescópicas únicas. As magnitudes das forças de mastigação e trituração foram similares para os três tipos de sistema. Entretanto observaram-se diferenças entre as barras e as coroas telescópicas com relação à direção de componentes da força transversal. As barras rígidas contribuíram para dividir a carga e distribuir as tensões aos implantes.

Barbier et al. (1998) estudou a influência de forças oclusais axiais e não-axiais ao redor de implantes utilizando mandíbula de cachorros simulados em análise de elementos finitos. Foram registrados as maiores concentrações de tensões nas porções distais aos implantes, tanto na crista do rebordo como no sentido ocluso-apical do osso cortical, essas tensões também foram observadas nas mesiais dos implantes, porém com pequena incidência. No osso trabecular houve concentração de maiores níveis de tensões no ápice dos implantes.

A técnica experimental da fotoelasticidade foi aplicada por Gomide, em 1998, para avaliar a distribuição de tensões em alguns pontos críticos de ossos do corpo humano, especificamente, fêmur e mandíbula. Foram construídos com material fotoelástico, modelos bi e tridimensionais que reproduziam porções dos formatos originais dos ossos, recebiam aplicação de forças externas e sofriam a análise da distribuição de tensões. Após isso, os resultados eram correlacionados com os produzidos em ossos reais e então comparados com alguns resultados encontrados na literatura pertinente. O autor afirmou a Engenharia tem contribuído largamente com a ciência, produzindo e desenvolvendo conhecimentos aplicáveis à melhoria da qualidade de vida e que a técnica experimental de análise de distribuição de tensões utilizando a Teoria da Fotoelasticidade oferece um potencialmente vasto e frutífero campo de pesquisa, devendo haver maior integração entre as diferentes áreas do conhecimento.

Mericske-Stern et al. (2000) realizaram medidas in vivo das forças transmitidas por uma prótese fixa com oclusais em cerâmica, e uma *overdenture*, totalmente em resina, retida sobre 5 implantes. Como metodologia utilizou transdutores piezoelétricos que permitiram registros de força em três dimensões. Verificaram que os

padrões mastigatórios foram similares e que a transmissão de forças para os implantes foi semelhante para ambos os tipos de próteses.

Meirelles (2003) analisou a distribuição de tensões em torno de implantes dentários cilíndricos com hexágono externo e interno, simulando esforços mastigatórios por meio de aplicação de carga, com inclinação de 15° em relação ao longo eixo dos implantes. Cada implante foi levado individualmente ao polariscópio circular para visualização e interpretação das franjas fotoelásticas, obtendo-se valores numéricos que correspondiam à ordem de franja para cada ponto traçado em torno do implante. Observou padrões distintos quanto à região entre os implantes: o implante com hexágono externo apresentou valores maiores na primeira rosca e região cervical, enquanto o implante com hexágono interno apresentou valores maiores na região apical do implante. Nas demais regiões, encontrou valores similares para os dois sistemas de conexão.

Em 2003, Oliveira, em sua dissertação de mestrado, desenvolveu um material fotoelástico com o objetivo de aplicar na análise da distribuição de tensões produzidas pelas cargas aplicadas sobre estrutura de interesse, concluindo que a resina epóxi adesivo B flexível apresenta adequadas propriedades para serem utilizada em estudos de fotoelasticidade, por ser um material transparente, com boa resposta óptica, linear, homogêneo, isotrópico, sem fluência, com reduzido efeito de bordo, e de baixo custo. Com a aplicação de cargas pequenas 2,0 Kgfs, o modelo fotoelástico apresentou número e qualidade de franjas ideais para análise fotoelástica.

Neste mesmo ano, Coelho, utilizando do material fotoelástico desenvolvido por Oliveira 2003, estudou as alterações na distribuição de tensões em dois tipos de retenção para prótese removível mucossuportada-implantorretida (barra e *O'rings*), e concluiu que há uma sobrecarga no implante mais próximo do ponto de incidência da força e uma distribuição homogênea quando a força é aplicada no ponto médio da distância entre os implantes. O sistema de retenção tipo barra Dolder apresentou uma menor concentração de tensões uma vez que permitiu uma melhor distribuição de esforços sobre os implantes.

Considerando as dificuldades em obter materiais fotoelásticos de origem nacional, Oliveira, Gomes e Gomide (2004) analisaram vários produtos que pudessem

apresentar características favoráveis ao emprego da técnica. Nesse contexto, elaboraram um protocolo para confecção de modelo fotoelástico contendo um implante rosqueável tipo Branemark, com hexágono externo, e realizaram ensaios, submetendo-o a esforços executados por Máquina de Ensaio Universal (EMIC/DL – 2000), fotografando e analisando qualitativamente as franjas, definindo seus números de ordem e valores para cada força aplicada. Obtiveram um material transparente, com boa resposta óptica, homogêneo e isotrópico, com reduzido efeito de bordo, livre de tensões residuais, de baixo custo e facilmente obtido no mercado nacional.

Com o objetivo de investigar o comportamento biomecânico da interface osso-implante e assim, resguardar essa região de esforços exagerados, Guimarães (2004) comparou, por meio de análise fotoelástica, dois sistemas de retenção utilizados em infraestruturas para *overdentures*, variando a altura de seu posicionamento e os pontos de aplicação de carga. Para isso, construiu um modelo-mestre metálico onde foram inseridos dois implantes, sobre os quais foram adaptadas, em tempos diferentes, três barras metálicas tipo Dolder, sendo que duas delas receberam, em suas extremidades, *o'rings* calcináveis (Conexão Sistema de Prótese) e a terceira, *attachments* calcináveis OT Strategy (CNG Soluções Protéticas). Como o OT Strategy é empregado lateralmente à barra, ocupa menos espaço interoclusal, permitindo montagem mais estética dos dentes. As barras com *o'rings* foram adaptadas a 3,5 e 5,5 mm de altura, em relação ao modelo-mestre e a barra com OT Strategy, a 3,0 mm de altura. O carregamento de 2 Kgf foi aplicado em quatro pontos diferentes, a partir do centro da barra, em direção à uma das extremidades. Não houve diferenças significantes entre as barras quanto à distribuição de tensões e a energia de distorção aumentou à medida que o ponto de aplicação da carga se distanciou do centro da barra.

Buscando verificar a condição de passividade de assentamento de infraestrutura protética tipo *overdenture*, Badaró Filho, 2004, construiu seis modelos em resina fotoelástica, inserindo em cada deles dois implantes regulares hexágono externo auto-rosqueantes, que receberam pilares UCLA, calcináveis e com cinta de ouro, interconectados com barra Dolder, avaliando sua adaptação aos implantes antes e após fundição com duas diferentes ligas Paládio/Prata (Pd-Ag) e Níquel/Cromo (Ni-Cr). Para efetivar seu trabalho, utilizou dois métodos: com auxílio de Projetor de Perfil, efetuou medidas antes e após a fundição dos conjuntos pilares/barra e utilizando a

técnica fotoelástica, avaliou a formação de franjas e a distribuição de tensões induzidas nos modelos, após o assentamento e torque dos conjuntos pilares/barra nos implantes. Todas as barras sofreram contração, sendo a maior delas em infra-estrutura fundida em Ni-Cr, porém a segunda maior contração ocorreu em infra-estrutura fundida em Pg-Ag.

O trabalho de Godoy, (2005) investigou, por meio da técnica da fotoelasticidade, a distribuição de tensões geradas por implantes interconectados por barra metálica fundida, seccionada e soldada por brasagem a maçarico. Seis modelos fotoelásticos foram construídos, sendo fixados em cada um, dois implantes unidos por barra tipo Dolder, simulando infra-estrutura de *overdenture*. Os modelos foram avaliados em vinte e cinco pontos ao longo dos corpos dos implantes e região inter-implantar, sob duas condições: após torque de 20 Ncm e sob carregamento de 1 Kgf. Apesar dos maiores gradientes de tensão cisalhante máxima terem sido observados consistentemente nas regiões de ápices dos implantes, não houve uniformidade nos padrões de franjas desenvolvidos nos seis modelos, sugerindo falta de simetria na adaptação entre os componentes do sistema e confirmando a afirmação encontrada na literatura de que o processo de brasagem pode influenciar no nível de tensões, constituindo-se em procedimento altamente técnico-sensitivo. Com aplicação de carga externa, observou-se que os padrões de tensão podem ser cumulativos.

Em 2006, Silva fez um estudo para avaliar comparativamente o gradiente de tensões dissipadas no osso, nas proximidades de dois implantes interligados por uma barra, em um sistema de prótese mucossuportada e implanto retida por clipe. Foram desenvolvidos cinco modelos 3D em elementos finitos, com diferentes disposições dos cliques ao longo da barra. Os cliques não metálicos utilizados neste estudo são comercializados no mercado de componentes protéticos. Uma força de 100N foi aplicada nos cliques, na direção axial dos implantes. Para todas as situações, observou-se uma maior incidência de tensões compressivas na face distal e todos os modelos analisados apresentaram um padrão semelhante na distribuição de tensões e indica-se como uma boa solução, o sistema com dois cliques de 5mm dispostos mais próximos do implante. Na situação com um clipe de 5mm ou um clipe de 7mm, não foram observadas diferenças nos níveis das tensões periimplantares.

3. Proposição

O presente estudo propõe-se:

3.1 - analisar, a distribuição das tensões na região dos implantes interconectados por barras confeccionadas em liga metálica ou em Resina Acrílica Ativada Quimicamente, utilizando o método fotoelástico;

3.2 – comparar os níveis de energia obtidos entre as barras;

3.3 – propor a estrutura que induz menores níveis de tensões no modelo que simula a estrutura óssea.

4. Materiais e Método

4.1. Materiais

Os equipamentos e material necessários para a realização desta pesquisa são relacionados a seguir:

4.1.1. Equipamentos:

- Polariscópio Circular construído pela Faculdade de Engenharia da Universidade Federal de Uberlândia, MG, Brasil (figura 1).

- Máquina de ensaios universal – EMIC/DL-2000 (figura 2).

- Máquina fotográfica digital Canon EOS REBEL EOS 300D – 6.3 mega pixels, Lente Canon macro 100 mm ultrasonic.

- 6 Implantes com Hexágonos Externo de 3,75mm de diâmetro e 13,0mm de comprimento, (Master Screw – Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, SP, Brasil) Lote:4100594231 (Figuras 3 e 4)

- Pilar UCLA Calcinável rotacional, Hexágono Externo 3,75 x 4,0mm de diâmetro (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, SP, Brasil) (figura 5).

- Pilar UCLA Titânio rotacional, Hexágono Externo 3,75 x 4,0mm de diâmetro (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, SP, Brasil)) (figura 6)

- Torquímetro Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, SP, Brasil (figura 7).

- Formador de rosca (OLIVEIRA, 2003) de 4,0 mm de diâmetro em aço inox com mesma espira do implante (figura 8).

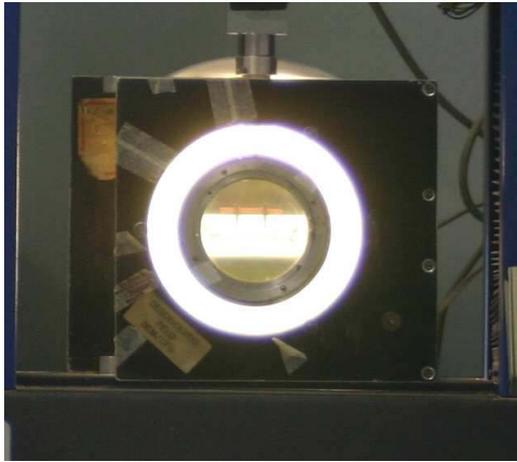


Figura1–Polariscópio Circular.



Figura 2– Máquina de Ensaio Universal com o Polariscópio.



Figura 3 – Implantes Hexágono Externo de 3,75 x 13,0mm



Figura 4 – Implantes Master Screw – Conexão Sistemas de Prótese.



Figura 5 - UCLA Calcinável



Figura 6 - UCLA Titânio



Figura 7 – Torquímetro.



Figura 8 – Formador de rosca.

- Cilindro em alumínio, extensor do aplicador de esforços, com dimensões: 50,0 mm de comprimento, 25,0 mm de diâmetro e em uma das extremidades um orifício com 3,0 mm de diâmetro e 20,0 mm de profundidade (Oliveira, 2003) (figura 9).

- Pino, aplicador de esforços, com ponta aguçada com 58,0 mm de comprimento e 20,0 mm da base com 3,0 mm de diâmetro, confeccionado em aço inox que será acoplado aos orifícios do extensor (Oliveira, 2003) (figuras 10 A, B).



Figura 9 – Cilindro em Alumínio



Figuras 10 - A) Pino aplicador de esforços. B) Cilindro em alumínio com o extensor do aplicador de esforços.

4.1.2 – Material

Para confecção dos modelos fotoelástico: Resina Epóxi – comercialmente identificado como Adesivo Brinde Flexível Componente A, base, e Adesivo Brinde Flexível Componente B, catalizador, (Polipox Indústria e Comércio Ltda. - São Paulo, SP, Brasil) (A composição básica do

componente A é a Resina epóxi do Bisfenol A com percentual de 55% e Polímero de epiclоридrina epoliglicol em 45%. O componente B é composto por benzenometanol, Isoforonadiamina com proporção de 40% para cada. Os componentes referentes aos outros 20% não foram fornecidos pelo fabricante). (figura 11).

- Para confecção de moldes para obtenção dos modelos fotoelásticos: Borracha de silicone azul, cód. 12386 e catalisador para borracha AZ/BR, cód. 12424,(Polipox Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil. (figura 12).



Figura 11 – Adesivo Brinde Flexível
Componentes A e B

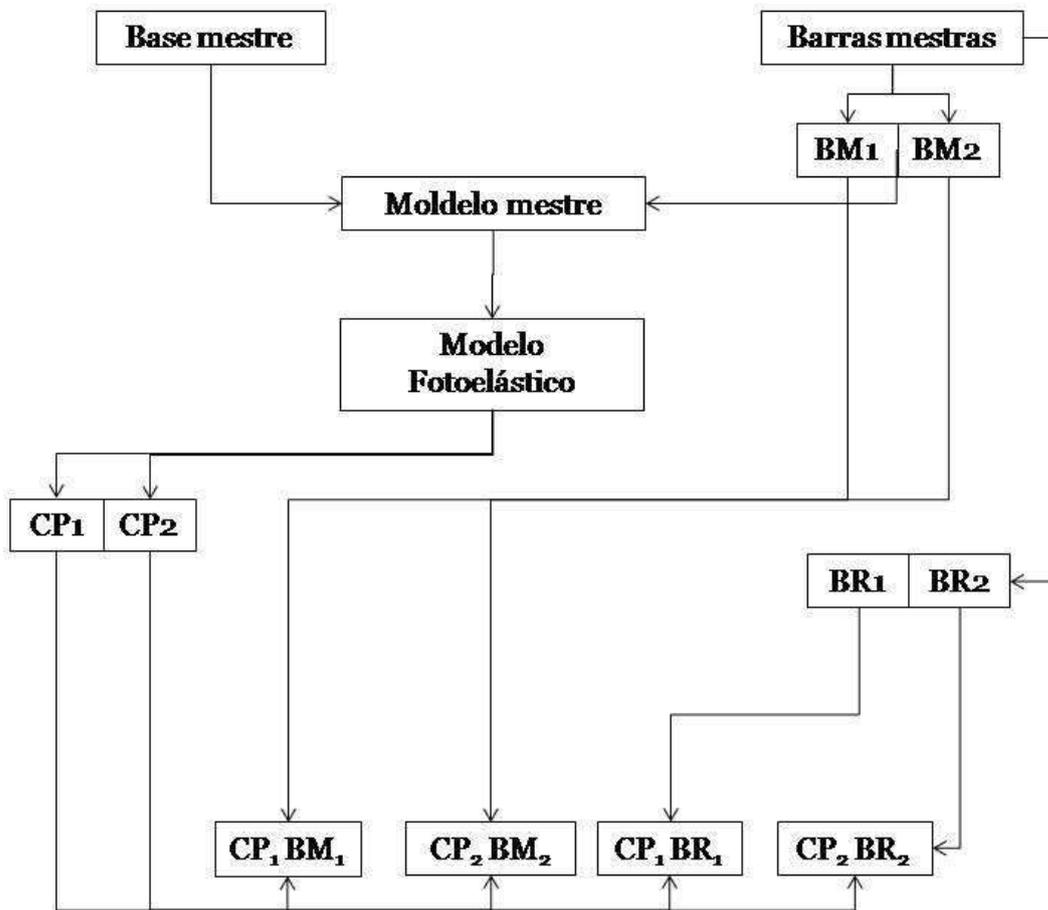


Figura 12 – Borracha de silicone azul

4.2 METODOLOGIA

A metodologia do trabalho é composta de várias fases que são interligadas diretamente umas as outras. Para facilitar o entendimento foi feito um fluxograma que parte da base mestre e barras mestras até a origem dos corpos-de-prova.

Figura 13 - Fluxograma das fases da confecção dos corpos-de-prova para os testes.



Legenda: BM₁ – Barra Metálica 1; BM₂ – Barra Metálica 2; BR₁ – Barra de Resina 1; BR₂ – Barra de Resina 2; CP₁ – Corpo-de-prova 1; CP₂ – Corpo-de-prova 2; CP₁BM₁ – Corpo-de-prova1 Barra Metálica 1; CP₂BM₂ – Corpo-de-prova 2 Barra Metálica 2; CP₁BR₁ – Corpo-de-prova1 Barra de Resina 1; CP₂BR₂ – Corpo-de-prova 2 Barra de Resina 2.

4.2.1 - Confecção da base mestre

Construiu-se um bloco de acrílico transparente, usinado, que simulava, com simplificações, o segmento ósseo (Gomide, 1998), de

dimensões: 100,0 mm (comprimento) x 36,0 mm (altura) x 17,5 mm (espessura), com duas perfurações (na face 17,5 x 100,0 mm), eqüidistantes do centro 11,5mm conforme mostrado nas figuras 14A e 14B. Com estas dimensões do corpo esperava-se eliminar parâmetros externos que influenciariam na distribuição de tensões, e assim quando a barra do modelo fosse carregado, as tensões que o apoio produziria, considerando a terceira Lei de Newton de Ação e Reação, não interferisse na distribuição dessas tensões, e para atender ao Princípio de Saint-Venant que diz que a tensão e deformação produzidas em um ponto do corpo suficientemente distantes da região de aplicação da carga, serão as mesmas produzidas por quaisquer carga aplicada e que tenha a mesma resultante estaticamente equivalentes e que sejam aplicadas na mesma região do corpo (Timoshenko & Goodier, 1951).

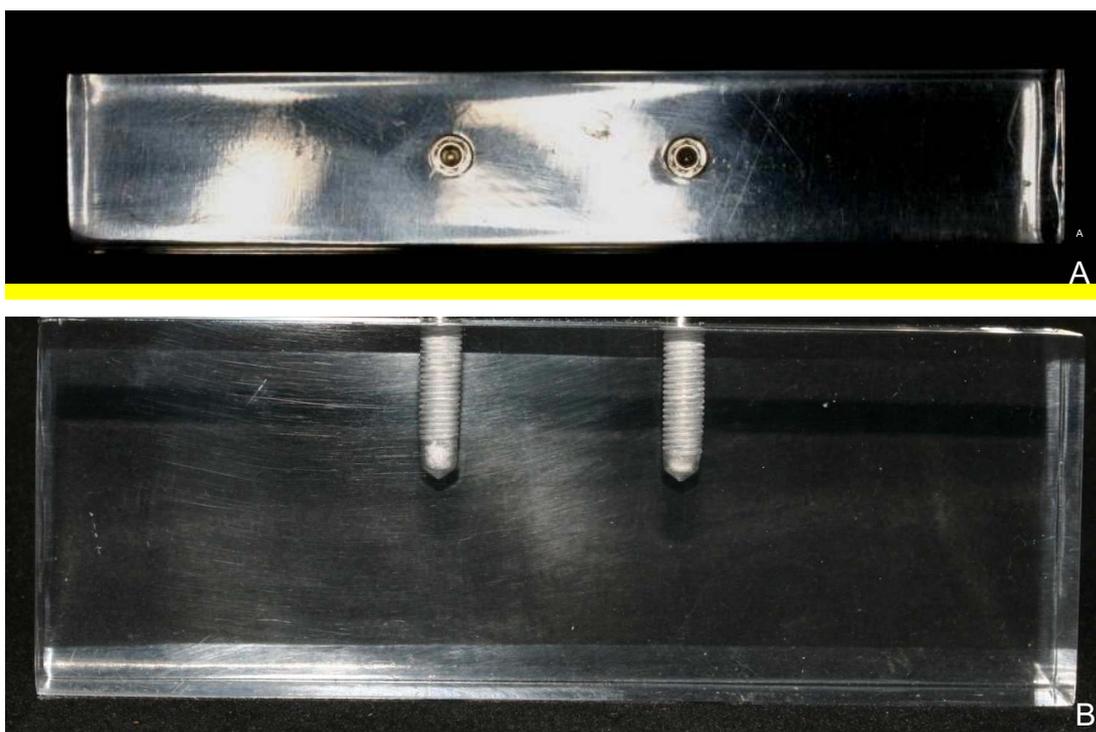


Figura 14 A e B – A) Bloco de acrílico transparente – vista superior; B) Vista lateral.

As perfurações (na face 17,5 x 100,0 mm) foram feitas com furadeira de bancada e têm 13,0 mm de profundidade 3,8 mm de diâmetro e executadas com uma distância de 11,5mm do centro, tentando assemelhar-se com a posição de implantes

osseointegrado em mandíbulas desdentadas totais como preconizado Spickermam em 1995, mantendo uma distância média, de centro a centro, de 23mm. Utilizando o formador de roscas (figura 8), preparou as perfurações com as mesmas dimensões do implante (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil) (Impl. Master Screw 3,75 x 13,0 mm Ti), permitindo sua instalação sem esforçar as paredes do modelo e seguindo o protocolo de Brånemark (1983) deixando a plataforma do implante acima da crista óssea.

4.2.2 - Confecção das barras mestras

Utilizando barra de resina acrílica transparente, usinada, foram confeccionadas quatro barras mestras para infra-estruturas simuladoras de barra de prótese tipo protocolo de Branemark (Branemark et al. 1983), com as dimensões: 50,0 mm (comprimento) x 6,0 mm (altura) x 3,0 mm (espessura), e duas perfurações de 4,0 mm de diâmetro, eqüidistantes do centro 11,5 mm conforme mostrado na figura 15. As barras reproduziam de forma padronizada, servindo como modelo para obtenção das futuras em metal e resina para os ensaios.

Sobre uma lâmina de cera utilidade (Wilson – Polidental Ind e Comercio Ltda, Cotia, SP, Brasil) as quatro barras mestras foram dispostas e enumeradas (Figura 16A). Em seguida, utilizando-se silicona de laboratório (Zetalabor – Zermack, São Paulo, SP, Brasil), uma medida da massa base com catalisador, proporções do fabricante, foi manipulada e acomodada sobre as barras de resina para que todo seu contorno e orifícios fossem fielmente copiados formando uma “boneca”, que após reação, foi removida da cera e incluída em mufla convencional (figura 16B e C). Após essa inclusão e cristalização do gesso, a mufla foi aberta, as barras mestras foram removidas de seus moldes.



Figura 15 – Barra de acrílica transparente (barra mestre)

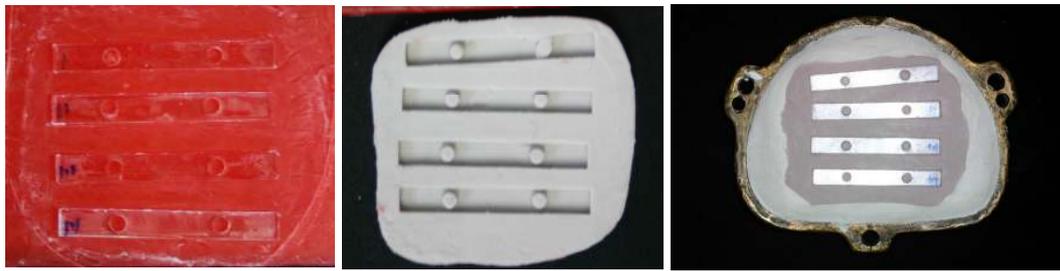


Figura 16 – (A) 4 barras em resina acrílica transparente sobre uma lâmina de cera utilidade; (B) Matriz de silicone dessas barras; (C) inclusão dessas barras em mufla.

4.2.3 - Confeção das Barras Metálicas (BM)

As infra-estruturas metálicas que serão denominadas Barra Metal ou BM foram obtidas a partir do vazamento e prensagem de Resina Acrílica Ativada Quimicamente (RAAQ), Duralay Reliance Vermelho (Reliance Dental Mfg. Co. Chicago, USA) nos moldes deixados na “boneca em silicone” pelas barras mestra (figura 17 B), obtendo-se assim, quatro réplicas (Anusavice, 2005).

A opção da confecção da barra pela resina acrílica Duralay foi por suas propriedades mecânicas e de superfície que confere confiabilidade para obtenção de infra-estruturas metálicas pelo método de fundição da cera perdida (Anusavice, 2005).

Cada uma das barras de resina acrílica Duralay foi adaptada a dois pilares tipo UCLA Calcináveis rotacional, com Hexágono Externo 3,75 x 4,0 de diâmetro (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, SP, Brasil) aparafusados aos dois implantes da base mestre de acrílico transparente (figura 18). A barra de resina acrílica teve seus orifícios encaixados nos pilares UCLA, livres de qualquer tensão (figura 19).

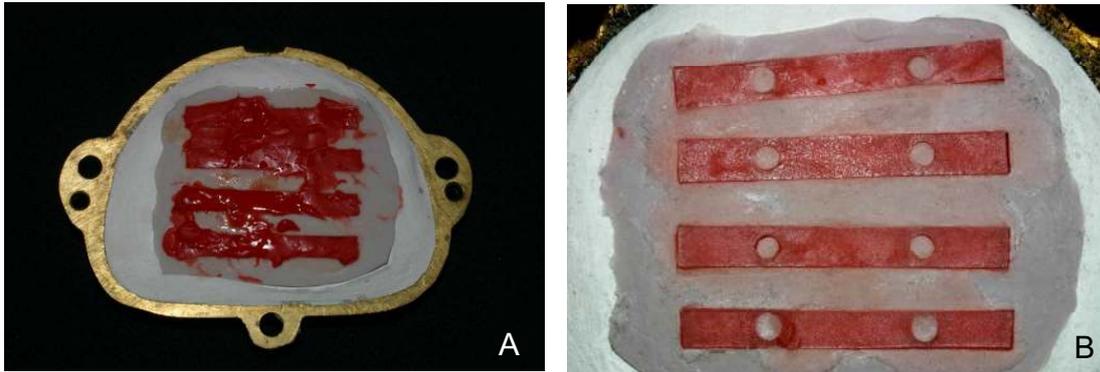


Figura 17 – Obtenção das BM. A) Acomodação da RAAQ; B) Vazamento e prensagem da RAAQ.



Figura 18 - Fixação dos pilares UCLA de plástico à base mestre.

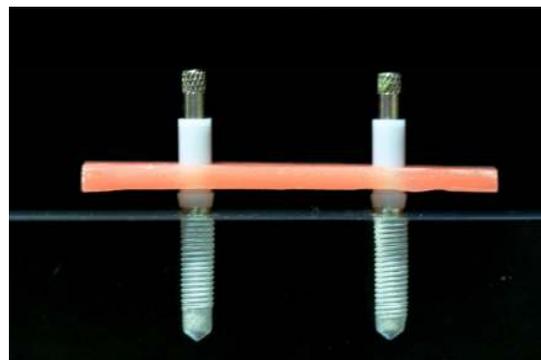


Figura 19 - Adaptação, com liberdade, da barra de resina nos pilares UCLA.

Utilizando-se resina acrílica de ativação química (Duralay), o pilar foi unido a barra com o mínimo de resina necessária para fixá-los (figura 20). Após a polimerização da resina acrílica o excesso do pilar acima da barra foi cortado (figura 21) e o acabamento e polimento de cada peça executado (figura 22). Em toda a extensão da barra foram feitas pequenas perfurações distando 5,0 mm umas das outras para a padronização do posicionamento da célula de carga. Obtiveram-se assim, as matrizes para posterior inclusão em revestimento e fundição (figura 23).