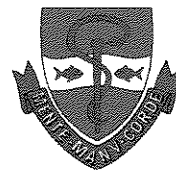




UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



**Poliana Lima Bastos**  
CIRURGIÃ-DENTISTA

---

# **Análise Fotoelástica da Distribuição de Tensões em Próteses Totais Fixas Implanto-Suportadas**

---

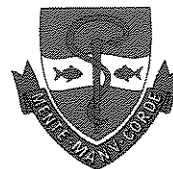
Dissertação apresentada à Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba, da  
Universidade Estadual de Campinas, para  
obtenção do título de Mestre em Clínica  
Odontológica - Área Prótese Dental

**Piracicaba  
2005**



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



**Poliana Lima Bastos**  
CIRURGIÃ-DENTISTA

---

## **Análise Fotoelástica da Distribuição de Tensões em Próteses Totais Fixas Implanto-Suportadas**

---

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica - Área Prótese Dental.


**Orientador:** Prof. Dr. Mauro A. A. Nóbilo.

Banca examinadora:  
Prof. Dr. Guilherme Elias P. Henriques.  
Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk.  
Prof. Dr. Mauro A. A. Nóbilo.

**Piracicaba  
2005**

Este exemplar foi devidamente corrigido  
de acordo com a Resolução CCPG-036/83

CPG. 08/04/05

  
Assinatura do Orientador

UNIDADE	756
CHAMADA	Unicom
	B297a
V	EX
TOMBO BC	63803
PROC.	16-86-05
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	11,00
DATA	20/05/05
Nº CPD	

Bibid: 350103

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**  
Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

B297a Bastos, Poliana Lima.  
Análise fotoelástica da distribuição de tensões em próteses totais  
fixas implanto-suportadas. / Poliana Lima Bastos. -- Piracicaba,  
SP : [s.n.], 2005.

Orientador: Mauro A. A. Nóbilo.  
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas,  
Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Implantes dentários. 2. Fotoelasticidade. 3. Biomecânica. I.  
Nóbilo, Mauro A. A. II. Universidade Estadual de Campinas.  
Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Título em inglês: Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from  
complete implant-supported dentures

Palavras-chave em inglês (*Keywords*): Dental implants; Photoelasticity; Biomechanics

Área de concentração: Prótese Dental

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca examinadora: Guilherme Elias P. Henriques; Cláudio Luiz Sendyk; Mauro A. A.  
Nóbilo

Data da defesa: 25/02/2005



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de MESTRADO, em sessão pública realizada em 25 de Fevereiro de 2005, considerou a candidata POLIANA LIMA BASTOS aprovada.

A handwritten signature in dark ink, appearing to be "Mauro Antonio de Arruda Nóbilo", is positioned above a horizontal line.

PROF. DR. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO

A handwritten signature in dark ink, appearing to be "Claudio Luiz Sendyk", is positioned above a horizontal line.

PROF. DR. CLAUDIO LUIZ SENDYK

A handwritten signature in dark ink, appearing to be "Guilherme Elias Pessanha Henriques", is positioned above a horizontal line.

PROF. DR. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

2005.09651

## DEDICATÓRIA

*“Agradecer é admitir que houve um momento em que se precisou de alguém, é reconhecer que o homem jamais poderá lograr para si o dom de ser auto-suficiente. Ninguém e nada cresce sozinho, sempre é preciso um olhar de apoio, uma palavra de incentivo, um gesto de compreensão, uma atitude de amor”.*

**Autor desconhecido**

**A Deus**

*Sabedoria suprema do universo, que nos deu a capacidade intelectual e criativa para que possamos evoluir sempre.*

*Na realidade o Grande Arquiteto do Universo é o verdadeiro autor de tudo!*

## ***À minha família***

*Às pessoas mais importantes da minha vida, à minha mãe **Liana**, ao meu pai **Arquimedes** e às minhas irmãs **Natasha** e **Michelle**, que, além de não medirem esforços, renunciaram tantas coisas para que eu pudesse estar aqui. A vocês, o agradecimento é pouco, a vocês, minha eterna gratidão.*

## ***À minha vó Lila***

*... que me ensinou a enfrentar a vida com otimismo, e principalmente muita determinação. Você me mostrou que os sonhos se realizam, basta que acreditemos neles. O seu amor foi essencial em todas as conquistas da minha vida. Eu te amo muito!*

***Ao meu amor***

***Gui, Obrigada pela sua dedicação, apoio e amor irrestrito, e pelo incentivo em todos os momentos, viabilizando essa conquista, que não é só minha, é nossa. Te amo!***

*Ao meu orientador e amigo Prof. Dr. **Mauro A. A. Nóbilo**, profissional que se diferencia pela humildade com que demonstra sua competência e qualidade profissional. Professor que acredita, confia, estimula e ampara todos os seus orientados. Agradeço por todo ensinamento, e principalmente pelo carinho e amizade conquistados durante todo esse tempo de convívio.*



## **AGRADECIMENTOS**

À Fundação de Apoio à Pesquisa do Estado do Ceará – **FUNCAP**, processo nº1462/04, pelo apoio científico e financeiro que viabilizou a execução deste trabalho.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas- UNICAMP, nas pessoas do Diretor Prof. Dr. **Thales Rocha de Mattos Filho**, e do Diretor associado Prof. Dr. **Mario Fernando de Góes**.

Ao coordenador da Pós- Graduação Prof. Dr. **Pedro Luiz Rosalen** e ao Prof. Dr. **Roger William Fernandes Moreira**, coordenador do curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba-UNICAMP.

À **Conexão Sistema de Prótese**, pela doação dos principais componentes necessários para confecção deste trabalho. E ao laboratório **Vaiazzi**, pela fundição das estruturas metálicas.

Ao professor e amigo Dr. **Guilherme Elias Pessanha Henriques** pela ajuda e disponibilidade, em todas as etapas do desenvolvimento deste trabalho, bem como, a atenção nos momentos mais difíceis. Você foi peça importante nesta conquista, a você o meu muito obrigado mais uma vez.

Aos queridos professores, Dr. **Krunislave Nóbilo**, Dr. **Marcelo Ferraz Mesquita**, Dr. **Rafael Leonardo Xediek Consani** e Dr. **Simonides Consani**, professores de inigualável valia, que criaram todas as possibilidades para o meu desenvolvimento científico e profissional.

À Profª. Drª. **Altair Antoninha Del Bel Cury** por ter cedido o laboratório de Prótese Parcial Removível para execução deste trabalho.

Ao Prof. Dr. **Cláudio Luiz Sendyk**, e seus orientados **Roberto, Carol e Flávia**, do departamento de Prótese Dental da Universidade de São Paulo, por ceder gentilmente o polariscópio para análise fotoelástica, e principalmente, por todos os ensinamentos e participação no desenvolvimento deste trabalho.

A todos os outros professores que ajudaram a construir mais uma etapa da minha vida profissional, a vocês o meu agradecimento pela dedicação e ensinamentos.

Meus sinceros agradecimentos à técnica em prótese dental, **Elisabete**, que com amizade, boa vontade e troca de conhecimentos, esteve sempre pronta para ajudar.

A todos os funcionários: **Marcos, Dona Jose, Juliana, Shirley, Cistiane, Daiana, Vanessa, Paulinho, Neide, Vera e Eduardo** que estiveram sempre disponíveis em todos os momentos que precisei.

Aos meus colegas de mestrado e doutorado, pela convivência e troca de experiências. Em especial, aos meus grandes amigos **Luciana, Márcia e Wagner** por terem sido por muito tempo minha família.

O meu agradecimento especial aos professores e amigos da Universidade de Fortaleza - UNIFOR, em especial: **Guilherme, Cláudio e Polyanna** pelo incentivo, apoio e confiança depositados em mim, durante toda a graduação.

E a toda a minha família, que de longe, torceram sempre para o meu crescimento e amadurecimento profissional e pessoal, amo todos vocês.

*“O homem prudente deve fazer como o arqueiro que, desejando atingir um alvo distante, mira sempre um ponto mais alto do que aquele que realmente quer acertar.”*

**Maquiavel**

*... se hoje pretendo ser Mestre  
é porque um dia já quis  
voar...*

*“Quem não sonha, não realiza, quem não ousa, não conhece seus  
limites.”*

**Arquimedes Bastos**

## SUMÁRIO

<b>RESUMO.....</b>	<b>1</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>2</b>
<b>1. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>3</b>
<b>2. REVISÃO DA LITERATURA .....</b>	<b>6</b>
<b>3. PROPOSIÇÃO.....</b>	<b>28</b>
<b>4. MATERIAIS E MÉTODO.....</b>	<b>29</b>
4.1. Materiais.....	29
4.2. Método.....	29
4.2.1. Obtenção dos Modelos.....	29
4.2.2. Confeção do Guia Cirúrgico.....	32
4.2.3. Confeção dos Modelos em Resina Fotoelástica.....	36
4.2.4. Preparo da Resina Fotoelástica.....	37
4.2.5. Confeção das Estruturas Metálicas.....	41
4.2.6. Análise da Interface Componente Protético/Implante.....	49
4.2.7. Método Fotoelástico.....	51
4.2.8 . Fotoelasticímetro.....	51
4.2.9. Metodologia de Aplicação de Cargas.....	53
4.3. Forma de Análise dos Resultados.....	55
<b>5. RESULTADOS.....</b>	<b>56</b>
5.1- Análise Microscópica.....	56
5.2- Análise Fotoelástica.....	57
5.2.1- Prova da Estrutura Metálica.....	58
5.2.2- Após a Instalação da Prótese e Carregamento Oclusal.....	59
<b>6. DISCUSSÃO.....</b>	<b>62</b>
<b>7. CONCLUSÃO.....</b>	<b>69</b>
<b>8. REFERÊNCIAS.....</b>	<b>70</b>
<b>ANEXO.....</b>	<b>79</b>

## **RESUMO**

Este trabalho avaliou, por meio de análise fotoelástica, a distribuição de tensões ao redor de implantes que suportam próteses totais fixas. O modelo foi confeccionado com resina fotoelástica PL-2 (Vishay Measurements Group, USA), onde foram posicionados seis implantes de 3,75 X 11mm (Conect AR, Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, SP). Foram avaliadas dois sistemas de próteses totais fixas: o protocolo convencional de Brånemark, onde foi confeccionada uma estrutura em titânio (GI) e a prótese fixa destacável (GII), também confeccionada em titânio, com acréscimo de dois attachments (MK1 Universal Attachments, Sande, Germany). Para os dois grupos, utilizou-se a técnica do cilindro cimentado, na qual cilindros pré-fabricados foram cimentados à estrutura metálica. Inicialmente, as estruturas foram avaliadas quanto às discrepâncias marginais em microscópio óptico com precisão de 0,5µm e aumento de 120x (UHL VMM-100-BT; Renishaw; UK) associado a um equipamento de leitura digital (Quadra-Check 200; Metronics Inc, Canadá). O método fotoelástico com polariscópio circular foi utilizado para avaliar a distribuição de tensões após prova da estrutura metálica e instalação da prótese, bem como para registrar esse comportamento, por meio de fotografias. Um carregamento oclusal de 100N foi aplicado em 3 pontos individualmente: A (região distal do segundo pré-molar direito), B (região distal do segundo pré-molar esquerdo) e C (região palatina, entre os incisivos centrais). Para as discrepâncias marginais, o GI exibiu menor desajuste (52,10µm) em relação ao GII (66, 49µm). Os resultados fotoelásticos não mostraram diferenças significativas entre os dois grupos. Observou-se maior concentração de tensões na cervical, no corpo e no ápice dos implantes anteriores, enquanto que nos implantes posteriores, houve maior concentração na região apical. Além disso, o padrão de franjas aumentou gradativamente como resultado da sequência dos procedimentos laboratoriais. A distribuição de tensões mostrou-se similar entre a prótese do tipo protocolo convencional de Brånemark e a prótese fixa destacável.

## **ABSTRACT**

The present study evaluated the stress distribution around osseointegrated implants restored with complete fixed dentures by photoelastic analysis. A photoelastic model of an edentulous maxilla was fabricated (PL-2; Vishay Measurements Group, USA) with 6 implants 3.75x11mm (Conect AR; Conexao Sistema de Protese, Sao Paulo, Brazil). Two complete fixed dentures were evaluated: the conventional Brånemark protocol-type rehabilitation technique (GI) with cast titanium framework; and, a fixed-detachable denture (GII) made from cast titanium incorporating 2 attachments (MK1 Universal Attachments, Sande, Germany). For both groups, the frameworks were manufactured using the cemented-cylinder incorporation technique, where pre-fabricated prosthetic cylinders were cemented to the castings. Initially, all the frameworks were evaluated for marginal discrepancies in a 0.5mm-accurate optical traveling microscope  $\times 120$  magnification (UHL VMM-100-BT; Renishaw, UK) equipped with a digital measurement read-out system (Quadra-Check 200; Metronics Inc, Canada). The photoelastic method with a circular polariscope was used to evaluate the stress distribution after the try-in and installation of the frameworks on the implants. Loads of 100 N were applied to specific points of the frameworks: A (right posterior second pre-molar), B (left posterior second pre-molar) and C (palatal to central incisors). Photographs were taken from the photoelastic fringes after loading around the implants with different magnifications. For marginal discrepancies, the GI exhibited lower gaps (52.10 $\mu$ m) than GII (66.49 $\mu$ m). Regarding to the stress distribution, no significant differences were found between the groups. A transfer of load was observed in apical, distal and mesial regions in the anterior implants. For posterior implants, stress was concentrated in the apical regions. The tensions produced around the implants were gradually increased as the laboratorial procedures were accomplished. Stress distribution was similar to conventional Brånemark protocol-type and fixed-detachable dentures.

## **1. INTRODUÇÃO**

Durante o último século, a forma de tratamento mais utilizada para reabilitar pacientes totalmente desdentados foi prótese total suportada inteiramente pela mucosa que recobre o remanescente ósseo do rebordo alveolar. A retenção e a estabilidade dessas próteses, consideradas os pontos mais críticos desse tipo de tratamento são influenciadas por muitos fatores, tais como qualidade e quantidade de saliva, ação da musculatura e oclusão. Além disso, nem sempre se consegue as condições ideais de retenção e estabilidade em função de condições desfavoráveis como anatomia do rebordo residual e da mucosa, problemas de coordenação neuromuscular ou de tolerância ao uso de próteses por parte do paciente (**Telles et al., 2004**).

Existem alternativas de tratamento para estas situações desfavoráveis, tais como cirurgia para aumento de rebordo ou aprofundamento do sulco vestibular, cujos resultados nem sempre são os esperados (**Peterson et al., 2000; Dyn, 2004; Prado & Salim, 2004**).

O uso de implantes osseointegrados como ferramenta para soluções funcionais e estéticas tem proporcionado excelentes resultados, para os profissionais e para os pacientes.

Pacientes desdentados totais, muitas vezes, ficam debilitados tanto fisicamente como psicologicamente devido à própria condição de desdentados (**Friedman et al., 1987**), e alguns pacientes não são capazes de superar o trauma com reabilitações removíveis. Portanto, pacientes psicologicamente afetados necessitam de reabilitações fixas, quando possível.

Um plano de tratamento para maxila é crítico, pois a prótese total fixa pode não restaurar o espaço entre a prótese e os tecidos residuais. Além disso, se

houver grande reabsorção óssea, os resultados estéticos ficarão comprometidos, devido à grande quantidade de material acrescentado para repor as estruturas anatômicas perdidas.

A prótese destacável é um tratamento alternativo às próteses fixas implanto-suportadas convencionais, e que está indicada para pacientes edêntulos de maxila, com recessão óssea avançada e que necessitem de maior controle de higienização (**Pereira et al., 2002**).

A prótese destacável é constituída de duas partes: uma barra fixa (estrutura primária), e uma supra-estrutura removível (estrutura secundária), onde está localizada a cobertura estética, bem como acoplados encaixes que fixam a prótese na boca. O interessante é que a prótese pode ser removida pelo paciente para higienização por meio de uma chave de destravamento por vestibular.

Esta modalidade de prótese é planejada e executada para funcionar mecanicamente como prótese fixa (**Telles et al., 2004**). Além disso, atinge os requisitos como: estética, fonética, facilidade de higienização e conforto ao paciente. Portanto, une as melhores características encontradas nas próteses fixas convencionais e nas *overdentures*.

É importante salientar que o papel da biomecânica no tratamento e no tempo de sobrevida do implante é consensual e de fundamental importância dentro do emaranhado que supõe a realização de uma prótese sobre implantes. Em geral, será unida uma série de forças tanto na função mastigatória normal como nas parafuncionais e no desenho em si das próteses, que serão determinantes de êxito ou fracasso do tratamento.

A situação biomecânica para um implante é fundamentalmente diferente daquela de um dente natural, que é circundado por um ligamento periodontal. (**Richter, 1989**). Portanto, a possibilidade de se transferir carga excessiva ao



implante e deste ao osso adjacente pode acabar ultrapassando o limite fisiológico e provocar a perda da osseointegração **(Kenney & Richards, 1998)**.

Um dos maiores desafios na reabilitação de pacientes totalmente desdentados com implantes osseointegrados, sem dúvida, é o assentamento passivo dos componentes protéticos sobre os implantes. No caso de pacientes edêntulos de maxila, é um desafio ainda maior devido às limitações inerentes à própria anatomia após a perda dos dentes, e à densidade óssea reduzida **(Meyer et al., 2001)**.

Os diversos avanços ocorridos nos últimos anos tanto na Odontologia como na Engenharia permitiram uma aproximação entre estas duas áreas. Desta forma, tornou-se possível a análise e soluções de problemas complexos associados às reabilitações implanto-suportadas. Esses recursos envolvem, entre outros, a análise fotoelástica, o método de elementos finitos e a extensometria **(Rubo & Souza, 2001)**.

Uma das primeiras formas de avaliar as tensões em estruturas mecânicas complexas, foi utilizar análise fotoelástica. O processo fotoelástico é bastante interessante, pois permite observar a distribuição de tensões em toda a estrutura, possibilitando uma percepção geral sobre o comportamento das tensões.

Diversos são os fatores que podem influenciar na distribuição de tensões produzidas na interface osso-implante. Por isso, com o intuito de obter mais dados para a compreensão dos diferentes desenhos propostos para a reabilitação oral com próteses totais sobre implantes em maxila, este trabalho propõe avaliar, por meio de análise fotoelástica, a distribuição das tensões em prótese fixa do tipo protocolo e prótese fixa destacável sobre implantes, quando submetidas a cargas oclusais.

## **2. REVISÃO DA LITERATURA**

### **2.1 PRÓTESE SOBRE IMPLANTES EM MAXILA EDÊNTULA**

**Adell et al. (1981)** realizaram estudo em 371 pacientes, onde avaliaram 2768 implantes instalados em 410 maxilares edêntulos, no período de 15 anos, com o acompanhamento anual. Os procedimentos cirúrgicos foram seguidos de forma rigorosa, bem como os cuidados pós-operatórios. Após o período de cicatrização (3-4 meses para mandíbula e 5-6 para maxila), foram colocados os cicatrizadores, e após duas semanas instaladas as próteses fixas, que eram removidas facultativamente, para higienização e acompanhamento. Exames clínico e radiográfico foram realizados para avaliação periodontal, análise da oclusão, estabilidade da prótese e distribuição de estresse. Os resultados clínicos mostraram índices de sucesso de 81-88% em maxilas e 91-97% em mandíbulas.

Um outro trabalho realizado por **Adell et al. (1990)** onde avaliaram 759 implantes instalados em 700 pacientes totalmente desdentados, encontraram resultados satisfatórios com índice de estabilidade das próteses fixas de mais de 95% na maxila, em um período de acompanhamento de 5-10 anos e com a redução para 92% após 15 anos. Enquanto que na mandíbula, o índice de 99% após 15 anos.

**Jemt (1991)** realizou estudo onde 391 desdentados maxilares e mandibulares foram tratados com próteses fixas suportadas por 2.199 implantes. Os pacientes foram acompanhados por 1 ano; a proporção de sucesso foi de 99,5% e 98,1% para as próteses e implantes respectivamente. O número de complicações severas foi baixo, mas foi possível identificar uma proporção significativamente maior na maxila que na mandíbula. Diccão e fratura de dentes confeccionados em resina acrílica foram os problemas mais comuns na maxila, enquanto que mordidas de lábio e bochecha foram a mais freqüente complicação após a instalação da prótese no tratamento das mandíbulas. Os problemas foram facilmente resolvidos com possibilidade de recuperação das próteses.

Pacientes que foram tratados com sobredentaduras fizeram parte de uma pesquisa realizada por **Zarb & Schmidt (1996)** por um período de 13 anos. Foram observados benefícios que incluem desde um aumento na estabilidade, mastigação e conversação como também integridade da crista do rebordo alveolar. Porém, os autores reportaram em seus trabalhos longitudinais, uma redução do índice de sucesso, principalmente em áreas desdentadas parciais em regiões posteriores, quando comparadas com as regiões anteriores. A redução deste índice reforça a necessidade de se discutir alternativas de tratamento, seja com o aumento do número de implantes, localização dos implantes, bem como mudanças nos desenhos das restaurações protéticas.

**Mish (1996)** relatou o desempenho mastigatório da prótese total, sobredentadura implanto-retida e dentição natural. A prótese total convencional mostrou 30% de diminuição da função e as sobredentaduras apenas 10% em comparação com os dentes naturais.

**Goodacre et al. (2003)** realizaram estudo de revisão de literatura e afirmaram que um número grande de complicações biomecânicas tem sido observado, dentre elas: perda de retenção/ajuste das overdentures (30%); fratura de resina em próteses parciais fixas (22%); necessidade de reembasamento da overdenture (19%); fratura de clip/attachment da overdenture (17%); fratura da cerâmica de prótese parcial fixa (14%); fratura da overdenture (12%); fratura de prótese antagonista (12%); fratura na base de resina (7%); afrouxamento de parafuso da prótese (7%); afrouxamento do parafuso do abutment (6%); fraturas do parafuso da prótese (4%); fratura da infra-estrutura metálica (3%); fraturas do parafuso do abutment (2%); e fraturas de implantes (1%).

## 2.2 BIOMECÂNICA

Alguns aspectos sobre biomecânica foram considerados por **Bränemark & Zarb (1987)**. A extrema justaposição de um implante com o osso tem como resultado uma conexão rígida que transmite tensão com um pequeno movimento

relativo; qualquer força aplicada ao implante é transmitida ao osso com magnitude e duração alta, com força repentina de grande impacto.

**Rangert & Jemt (1989)** analisaram as forças e momentos nos implantes de Brånemark com o objetivo de orientar o clínico com relação à geometria de uma prótese devido à sua grande influência na carga mecânica que atua sobre o implante; qualidade do osso, o comprimento de fixação, o apoio de fixação, o tempo de cura e a carga de fixação são parâmetros cruciais para considerar, quando avaliado a carga aceitável do osso. Relataram que durante a mastigação, forças verticais atuam nos dentes, porém forças transversais são também criadas pelo movimento horizontal da mandíbula e a inclinação das cúspides. As maiores concentrações de tensão foram nas regiões mesiais e distais ao pescoço do implante, quando comparadas com os lados vestibular e lingual. Estas forças são transmitidas por meio da prótese para implante, e em seguida para o osso. Para os autores, é difícil calcular limites fixos para cargas sobre implantes.

**Meriscske-Stern et al. (1992)** compararam a transmissão de forças durante a mastigação e forças funcionais nos implantes em sobredentadura mandibulares. Os autores concluíram que a carga vertical é dominante, mas forças horizontais não devem ser negligenciadas, e que estas forças devem ser evitadas na porção cervical do implante. A magnitude das forças mastigatórias foram mais baixas nas sobredentaduras que em dentes naturais. Além disso, as forças oclusais variaram de acordo com cada indivíduo, dependendo da morfologia facial e do grau de atrofia mandibular.

**Bidez & Mish (1992)** observaram por meio de pesquisas clínicas e laboratoriais que o sucesso clínico e longevidade dos implantes são controlados, em grande parte pelo fator biomecânico. Afirmam que a oclusão serve como importante determinante no direcionamento das cargas, pois a pressão exercida sobre os implantes pode ser controlada se for levar em consideração a influência do desenho do implante, do tipo de cirurgia e da prótese. Ainda complementam afirmando que forças compressivas devem ser dominantes nas próteses sobre

implantes, pois são melhores absorvidas pelo osso cortical, que é mais resistente a esse tipo de força.

**Brunski & Skalak (1993)** relataram alguns fatores importantes que devem ser considerados para avaliação das cargas que incidem sobre os implantes osseointegrados: 1) tipo de mastigação (frequência, força de mordida, seqüência do ciclo mastigatório, lado preferencial de mordida, movimentos mandibulares, etc.) 2) tipo de prótese (total ou parcial; muco-suportada, implanto-retida ou implanto-suportada; quantidade, tamanho e localização dos implantes e material restaurador oclusal). Ainda enfatizam que outros fatores a serem considerados são as propriedades biomecânicas das estruturas e materiais que compõe a prótese, o implante e o tecido ósseo adjacente, tais como: módulo de elasticidade, resiliência, tipo de conexão entre os implantes e a prótese (cimentada ou parafusada), quantidade e qualidade óssea, padrão muscular e relacionamento com o antagonista.

## 2.3 FATORES LOCAIS (RELACIONADOS AO PACIENTE)

**Parel (1986)** defende a utilização de *overdentures* em relação as prótese fixas pelo motivo que os procedimentos de higiene oral são facilitados em reabilitações removíveis (*overdentures*) devido ao próprio desenho da prótese. Enquanto que as próteses fixas requerem complicados procedimentos para se conseguir uma adequada limpeza das superfícies. As *overdentures* são planejadas utilizando-se uma barra ou *attachments*, o que facilita a limpeza em casos de pacientes com deficiência motora, ou como motivação do paciente.

Além disso, alguns pacientes necessitam realizar cirurgias de enxertia óssea para colocação adequada dos implantes. Quando as cirurgias extensas são contra-indicadas, as *overdentures* passam a ser a única opção de tratamento implanto-suportado, mesmo porque as *overdentures* necessitam de menor quantidade de implante quando comparada com a prótese fixa (**Eckert & Laney, 1989**).

Um outro fator a ser considerado é a satisfação do paciente, pois a maioria dos clínicos acredita que os pacientes preferem reabilitações fixas a removíveis (**De Boer, 1993**).

**Feine et al. (1994)** realizaram um trabalho para comparar o grau de satisfação dos pacientes submetidos a reabilitações fixas e removíveis sobre implantes. Os resultados mostraram que 50% dos pacientes preferiram próteses removíveis devido à facilidade de higienização. Os autores acreditam na tendenciosidade dos resultados, devido principalmente a idade dos pacientes que escolheram removíveis, que apresentavam mais de 50 anos.

**Zitzmann & Marinello (2000)** realizaram um estudo com o objetivo de comparar o grau de satisfação dos pacientes edêntulos de maxila reabilitados com prótese fixa ou removível. E para isto, eles avaliaram por meio de questionário, fatores relacionados com conforto, retenção, função, estética, fonética, custo e satisfação pessoal. Os resultados mostraram que os tratamentos realizados com próteses removíveis apresentaram resultados semelhantes aos reabilitados com próteses fixas para a maioria dos itens avaliados, exceto custo, que as próteses removíveis apresentaram valores inferiores.

**Mish (2000)** afirmou que a densidade óssea está diretamente relacionada distribuição mecânica das tensões ao tecido ósseo. E que melhor distribuição ocorre principalmente onde o osso se contata com o implante, sendo a percentagem de contato ósseo significativamente maior em osso cortical do que em osso trabecular.

**Meyer et al. (2001)** estudaram a influência da qualidade óssea na distribuição de tensões na interface osso-implante. Foram avaliadas maxilas normais e atroficas por meio de análise de elemento finito. Os resultados mostraram que a qualidade óssea está diretamente relacionada com a distribuição de tensões e foi observada distribuição mais homogênea na presença de osso esponjoso.

## 2.4 TIPO E LOCALIZAÇÃO DOS IMPLANTES

Um importante aspecto a ser considerando no momento do planejamento é o tipo, a localização, o número, bem como a angulação dos implantes.

**Skalak (1983)** analisou macroscopicamente a distribuição de tensão e os mecanismos de transferência de cargas; também observou ao microscópio a aposição de osso adjacente ao implante de titânio. Afirmou que um aspecto crítico que afeta o sucesso ou insucesso dos implantes é a maneira que a tensão mecânica é transferida do implante para osso. Pela análise microscópica da superfície do titânio observou que a superfície rugosa e a porosidade dos implantes osseointegrados podem apresentar efeito benéfico de embricamento mecânico, similar ao das roscas dos implantes parafusados numa escala macroscópica. Estes implantes parafusados são capazes de transmitir carga axial de tração ou compressão ao osso circunvizinho, primeiramente pela compressão das faces inclinadas da rosca. O autor demonstrou por meio de inúmeras equações matemáticas a distribuição de tensão na rosca do parafuso do implante. Pôde concluir que: 1) A aposição óssea no titânio é o fator essencial para permitir a transmissão de tensão do implante para o osso sem qualquer movimentação ou perda óssea. 2) O uso de implantes parafusados permite melhor embricamento mecânico com osso. 3) A distribuição de cargas verticais e laterais aplicadas numa prótese parcial fixa depende do número, disposição e dureza dos implantes que a sustentam, bem como a forma e a dureza da prótese. Pônticos em *catilever* distais de próteses parciais fixas aumentam a carga no pilar mais próximo ao *cantilever*. 4) Uma conexão rígida de prótese fixa aos pilares implantados propicia uma estrutura combinada que atua em conjunto com osso, proporcionando maior resistência tanto ao implante quanto ao osso. 5) O implante osseointegrado propicia contato direto com o osso, conseqüentemente transmitirá qualquer onda de tensão ou impacto aplicado sobre o pilar. Por isso, é indicado usar material resiliente, como é o caso dos dentes de resina acrílica. Este arranjo permite o

desenvolvimento de uma estrutura resistente com adequada proteção ao implante em toda superfície.

**Naert et al. (1988)** recomendaram localizar a posição ótima dos implantes, ou seja; sobre a crista do rebordo, paralela ao eixo terminal de rotação. O controle da posição dos implantes é feito por meio de um índice localizador. O desenho da prótese deve prever uma resiliência máxima que garanta retenção e estabilidade, com distribuição de cargas axiais próximo aos implantes durante a função, por meio de uma interconexão aos implantes. Desta forma, um melhor desenho é criado para estimulação e remodelação óssea. O ajuste passivo das barras deve ser realizado com o intuito de se evitar a geração de diferentes forças de torção sobre os implantes. Além disso, a estabilidade oclusal, com dimensão vertical e horizontal adequada e em harmonia com as estruturas articulares, é de fundamental importância.

**Lum (1992)** afirma que o uso de implantes curtos não deve ser recomendado, pois é necessária uma dissipação de forças sobre uma ampla área do implante, para que haja preservação de osso alveolar. Estudos em análise de elemento finito têm mostrado que forças oclusais são transmitidas inicialmente na região da crista óssea, mais do que na interface osso-implante. O autor recomendou a utilização de implantes de maior diâmetro, e em maior quantidade possível. E justifica que o uso de implantes mais longos serve para facilitar a transferência de cargas oclusais para uma maior área de superfície do osso e conseqüentemente distribuição mais favorável das cargas.

**Kregzde (1993)** investigou por meio de análise de elemento finito a distribuição de cargas oclusais nos implantes usando diversos planejamentos protéticos e diferentes localizações dos implantes, com o intuito de obter uma distribuição de pressão na mínima na interface osso-implante. Ele enfatizou a importância da posição do implante bem como do planejamento protético para longevidade e estabilidade da reabilitação, e relatou que a análise tridimensional 3D facilitou a identificação desse planejamento.



**Brånemark et al. (1995)** realizaram estudo retrospectivo para avaliar a quantidade de implantes necessários para reabilitar pacientes totalmente desdentados. Foram analisados 156 pacientes que se submeteram ao tratamento com 4 ou 6 implantes, a um período de 10 anos. Os resultados mostraram que 1 das 14 próteses suportadas por 4 implantes e 6 das 70 próteses suportadas por 6 implantes fraturaram, não apresentando diferença estatística significativa. A sobrevida dos implantes foi de 88,4% e 93,2% para próteses suportadas por 4 e 6 respectivamente. Afirmam que, em casos de próteses totais fixas, o risco é maior para colocação de apenas 4 implantes, portanto, deve-se utilizar no mínimo 6 implantes. Ressaltam ainda, a importância de se observar qualidade e quantidade óssea, bem como o comprimento dos implantes.

**Canay et al. (1996)** compararam implantes posicionados verticalmente e inclinados e observaram que a inclinação influencia enormemente na concentração do estresse em próteses fixas sobre implantes. Na análise de elemento finito, os autores não encontraram diferenças nos valores de tensão nos implantes verticais e inclinados quando cargas horizontais foram aplicadas. Porém, quando submetidos a cargas verticais, os valores de compressão nos implantes angulados apresentaram concentração de tensões 5 vezes maior que os implantes verticais.

Segundo **Bosse & Taylor (1998)**, o número de implantes é definido como um fator importante na biomecânica, e que para se obter resultados satisfatórios em reabilitações removíveis suportadas por implantes, o ideal é o posicionamento de dois ou três implantes em cada lado da maxila, localizados entre o canino e o primeiro molar. Os autores afirmam que desta forma se consegue atingir os quesitos estética e função. Os autores afirmam que em casos de reabilitações fixas, o preciso posicionamento dos implantes é considerado uma etapa crítica. Os implantes geralmente devem estar localizados nos espaços correspondente aos incisivos centrais, caninos, pré-molares e molares. A exata localização é determinada pelas informações obtidas no encerramento diagnóstico e no diagnóstico por imagens (radiografias e tomografias computadorizadas). Enfatizam que não se devem posicionar os implantes na região mais posterior da

maxila, pois possivelmente não se consiga espaço suficiente para a colocação dos componentes.

**Lekholm (1998)** afirma que se uma prótese fixa for indicada, um mínimo de 4 implantes com 10mm de comprimento será necessário para a maxila. Preferencialmente, implantes de maior comprimento e em maior número devem ser colocados se restaurações com amplo espaço protético ou com pânticos em balanço (cantiléver) forem planejadas. O número correspondente para a mandíbula é de 4 implantes com 7mm de comprimento, apesar de que, na maioria das situações, o uso de 5 implantes, e se possível, mais longos, seja preferível. O autor comenta que quando uma prótese removível (sobredentadura) for planejada, 2 implantes de 7mm serão suficientes para a mandíbula, enquanto que o uso de pelo menos 3 implantes do mesmo comprimento, unidos por uma barra, seria aconselhável na maxila.

De acordo com **Renouard & Rangert (2001)** a primeira opção para tratamento em maxila edêntula seria a colocação de 4 a 6 implantes, dispostos na forma de arco, sendo que os implantes na região anterior da maxila, preferencialmente deveriam apresentar uma plataforma com 4,0mm de diâmetro. Isto obviamente quando a condição óssea permitir. Os autores afirmam que esta forma de distribuição uniforme dos implantes garante suporte necessário para confecção de prótese fixa.

## 2.4 PRÓTESE FIXA X PRÓTESE REMOVÍVEL

**Lothigius et al. (1991)** apresentaram uma alternativa protética em casos de reabilitação de pacientes desdentado total de maxila. Um novo desenho para próteses híbridas que proporcionam estética e fonética, além de excelentes condições de higienização e conforto ao paciente. O sistema ainda apresenta suporte, que é oferecido devido à área e à extensão da barra suportada pelos implantes; estabilização, que é obtida por meio de uma supra-estrutura removível conectada à barra; e retenção, por meio de *attachments* de precisão.

Um estudo retrospectivo de preservação realizado por **Jemt et al. (1992)** mostrou que em casos de pacientes desdentados totais de maxila com severa reabsorção óssea, a *overdenture* sobre implantes se apresenta como tratamento com bom prognóstico. Relataram problemas associados à fonética em próteses fixas, bem como hiperplasias gengivais.

**Lewis et al. (1993)** deixa claro que, em algumas situações clínicas, as *overdentures* são a primeira escolha para o tratamento, em se comparando com a possibilidade de se confeccionar uma prótese fixa sobre implantes, principalmente em decorrência do fator econômico, melhor possibilidade de higienização e melhor reconstituição do suporte labial.

**Hemmings et al. (1992)** realizaram estudo para avaliar o tratamento de 50 pacientes desdentados totais de mandíbula com *overdenture* implanto-retida (25) e prótese fixa implanto-suportada (25), por um período de 5 anos. Todos os pacientes em ambos os grupos demonstraram satisfeitos com relação à retenção, estabilidade e conforto. Poucos foram os implantes perdidos em ambos os grupos: *overdentures* (7,35%), próteses fixas (9,85%). Algumas complicações foram observadas como: peri-implantite, hiperplasia gengival, fratura de *abutment*, fratura de resina acrílica, porém, com maior frequência nas próteses fixas que nas *overdentures*, apesar destas apresentarem maior necessidade de ajustes quando comparadas às primeiras. Os autores afirmaram que as *overdentures* são alternativas atraentes para reabilitação de pacientes edêntulos na mandíbula.

**Hutton et al. (1995)** apresentaram 3 anos de dados e análise em 120 sobredentaduras e 444 implantes. Foram apresentados 9,2% de fracassos de sobredentaduras, sendo a porcentagem de fracassos 9 vezes maior na maxila (27,6%) que na mandíbula (3,3%). As vantagens das sobredentaduras estariam: no suporte labial na presença de grande reabsorção, no uso de poucos implantes, no baixo custo e na grande estabilidade oclusal para a prótese antagonista.

**Bosse & Taylor (1998)** afirmam que nos casos de reabilitações fixas, um dos pré-requisitos é a reabsorção mínima do rebordo residual, o que raramente é observado. Portanto, deve-se ter segurança ao indicar próteses fixas

em casos complexos e duvidosos quanto ao resultado final. Os mesmos autores complementam que o nível de reabsorção óssea na maxila determina o espaço disponível para confecção da prótese definitiva, e que, em situações onde se encontra uma reabsorção acentuada, e existe espaço suficiente para o posicionamento da estrutura metálica, da base da prótese, bem como da montagem dos dentes, a prótese a ser confeccionada pode ser tanto fixa como removível. É importante ressaltar que em casos de severa reabsorção, a prótese fixa não é recomendada, devido ao comprometimento fonético e estético, pela falta de suporte labial.

**Zitzmann & Marinello (1999)** concordam que reabilitações fixas sobre implantes são apropriadas somente em casos com mínima reabsorção do osso alveolar bem como uma relação maxilo-mandibular adequada. Além disso, afirmam que as *overdentures* devem ser indicadas em casos complexos onde não é possível a reabilitação com prótese fixa.

**Goodacre et al. (1999)** neste estudo identificaram por meio de uma revisão de literatura, em um período compreendido de 1981 a 1997, todos os dados referentes aos tratamentos com implantes osseointegrados, quantificando a perda óssea e sua relação com o tipo de prótese, arco, comprimento do implante e qualidade óssea. Realizando uma análise estatística encontraram para as sobredentaduras maior porcentagem de fracassos na maxila (21,3%) do que na mandíbula (5%). A média de perda óssea em torno do implante no primeiro ano alcançou 0,4 a 1,6mm (média de 0,93mm) para todos os estudos. Outras complicações mecânicas envolveram perda ou fratura do clipe e da base da resina, bem como a necessidade de reembasamento. A estética foi considerada em alguns trabalhos como sendo um problema em todos os tipos de próteses sobre implantes, excetuando nas sobredentaduras.

**Pereira et al. (2002)** realizaram trabalho com objetivo de demonstrar a aplicabilidade clínica envolvendo uma prótese total superior e uma prótese total inferior "destacável", empregando *attachments* MK1 bilaterais, associados a uma barra parafusada e implantes osseointegrados. Enfatizaram em seu trabalho que o

sistema MK1 apresenta excelentes vantagens biomecânicas. Quanto ao suporte, recebe parte do impacto mastigatório, transferindo-o para as áreas biológicas aceitáveis de suporte. Quanto à retenção, impede o deslocamento no sentido vertical, fundamental para a função mastigatória e fonética. Quanto à estabilidade, esse *attachment* impede o deslocamento no sentido não-vertical, não sobrecarregando áreas de sustentação. Sua rigidez garante a transferência de tensões harmonicamente, impedindo flexões nos sentidos: horizontal e vertical. Além disso, afirmam que sua utilização contribui muito para reintegração do paciente socialmente por gerar melhor retenção, estabilidade e estética, criando menor dificuldade de adaptação por parte do paciente.

**Cobb et al. (2003)** apresentaram método alternativo para confecção de próteses fixas destacáveis, por meio de relato de caso clínico. A paciente apresentava 5 implantes na região de mandíbula e prótese total convencional na maxila. O tratamento proposto à paciente foi confecção de *overdenture* inferior, mas a paciente desejava prótese fixa, e concordou com a hipótese de se confeccionar uma prótese destacável. Os cicatrizadores foram removidos e realizada moldagem de transferência pela técnica de arrasto com moldeira aberta. Em seguida, os *abutments* foram preparados no modelo de trabalho, ajustados e conectados aos implantes. Foi confeccionada uma supra-estrutura que foi cimentada aos *abutments* por meio de cimento provisório.

## 2.4 OCLUSÃO

**Lindquist et al. (1988)** afirmaram que a oclusão é fundamental para a longevidade das próteses sobre implantes. Estudaram os efeitos longitudinais das forças oclusais em implantes e observaram reabsorções ósseas ao redor do implante. Concluíram que a sobrecarga é a principal causa da perda óssea quando associada a uma higiene deficiente.

**Richter (1989)** afirmou que cargas horizontais em implantes transmitem maiores tensões ao osso cortical, por isso o autor recomenda a redução na mesa

oclusal e o ajuste oclusal como forma de atenuar o aparecimento de cargas destrutivas ao osso alveolar.

Ainda no mesmo ano **Lundgren & Laurell**, relatam que, ao longo do tempo, podem ocorrer alterações no padrão de oclusão por desgastes, e por isso, sugerem um exame regular da oclusão para detectar e corrigir essas alterações.

## 2.5 MATERIAIS DE SUPERFÍCIE OCLUSAL

**Skalak (1983)** acredita que os materiais de superfície oclusal rígidos, como a porcelana ou metal, geram cargas aos implantes que são bem suportadas pelo remanescente ósseo. Porém, recomenda o uso de resina na cobertura oclusal para redução de tensão aos implantes e ao suporte ósseo.

**Sertgöz (1997)** realizou estudo em elemento finito para avaliar a influência dos materiais de cobertura estética (resina acrílica, resina composta e porcelana) bem como do material das estruturas metálicas (ouro, prata-paládio, cobalto-cromo e titânio) na distribuição de tensão em próteses fixas. O autor demonstrou que o uso de próteses confeccionadas com supra-estruturas em material com maior módulo de elasticidade não apresentou diferença substancial no padrão de tensão ao redor dos implantes. Os resultados mostraram maiores valores de tensão e compressão para infra-estruturas confeccionadas em resina acrílica e liga de Co-Cr, e menores valores para porcelana combinada com liga de ouro. Diferente das infra-estruturas, o material de superfície oclusal se comportou de forma oposta, maiores valores para porcelana e liga de ouro e menores para resina acrílica e liga de Co-Cr.

**Markarian et al. (2004)** realizaram estudo fotoelástico que comparou a biomecânica de próteses unitárias sobre implantes, em função da rigidez dos materiais de cobertura protética. Foram confeccionados três tipos de coroas protéticas em materiais com rigidez decrescente: coroa em CuAl (alta rigidez); coroa com resina composta Syfony, 3M (rigidez moderada) e coroa experimental com elastômero E.V.A. (etileno-vinil-acetato) (baixa rigidez). Os resultados

mostraram que as coroas com alta e moderada rigidez apresentaram padrão de tensões semelhantes, localizado na região apical e corpo do implante.

## 2.5 MATERIAIS DA ESTRUTURA METÁLICA

**Clelland et al. (1991)** investigaram a deformação do titânio sob forças oclusais sobre implantes. Os autores afirmaram que o titânio não sofre fadiga sob forças oclusais normais. O titânio é mais rígido que o osso, porém apresenta módulo de elasticidade próximo ao do osso, o que favorece a distribuição de tensões na interface osso-implante. Os autores acreditam na necessidade de investigar a capacidade do osso em suportar cargas funcionais, pois o limite do osso em tolerar cargas, sem causar danos, é difícil de ser mensurado.

**Jemt & Lindén (1992)** afirmaram que as maiores dificuldades associadas à prótese implanto-suportada são a precisa adaptação da estrutura e o alto custo quando ligas áureas são utilizadas. A técnica de soldagem a laser do titânio em próteses totais fixas sobre implantes, tem sido utilizada como opção à técnica convencional.

Os mesmos autores ressaltaram que é racional considerar o uso de componentes pré-fabricados para confecção de infra-estruturas de próteses fixas sobre implantes. Eles realizaram um trabalho com 583 pacientes, onde a maioria recebeu próteses com infra-estruturas convencionais (fundidas). No entanto 15% (86) dos pacientes receberam infra-estruturas confeccionadas com componentes pré-fabricados, e em seguidas soldadas a laser de duas formas: vertical (grupo I) e horizontal (grupo II). Os resultados mostraram que não houve diferença estatística entre as duas formas de confecção, e a maioria das próteses (79,7%) demonstraram estabilidade dos parafusos de ouro logo após a instalação. Porém, a estabilidade dos parafusos foi significativamente maior ( $p > 0,05$ ) para estruturas em titânio soldadas a laser do que para as estruturas fundidas de forma convencional.

**Jemt & Lie (1995)** realizaram trabalho com o objetivo de medir adaptação de próteses do tipo "protocolo". Foram selecionados 15 pacientes totalmente desdentados e tratados com implantes do tipo Brånemark (Nobelpharma AB, Göteborg, Sweden) nos quais 5 pacientes receberam reabilitação em mandíbula, suportadas por 5 implantes e 10 em maxila, suportadas por 6 implantes. Todos os pacientes receberam estruturas confeccionadas em liga de ouro tipo III, confeccionadas por laboratório especializado. Após a instalação das próteses, consideradas aceitáveis clinicamente, foi realizada técnica fotogramétrica para medir e comparar a orientação 3D dos cilindros de ouro da estruturas em relação ao modelo mestre. As diferenças entre o modelo e estrutura foram obtidas por meio de um ponto central dos eixos x,y,z, e comparados entre si. Os resultados mostraram maior distorção nas próteses maxilares, a razão parece ser devido à disposição em curva mais acentuada, bem como a maior quantidade dos implantes. Portanto, existem distorções das próteses em relação ao modelo mestre, que é comumente menor que 150µm, podendo ser considerado clinicamente aceitável, visto que poucas são as complicações geradas a partir desse nível de adaptação.

**Randi et al. (2001)** compararam o assentamento de infra-estruturas implanto-suportadas cimentadas e infra-estruturas parafusadas enceradas e fundidas tradicionalmente, bem como avaliaram a resistência à tração da cimentação. O grupo teste consistiu em dez estruturas telescópicas que foram cimentadas a cilindros de ouro com cimento resinoso bis-GMA, enquanto que o grupo controle correspondeu ao mesmo número de estruturas com cilindros fundidos de forma convencional. A distorção das infra-estruturas foi analisada pelo sistema SEM e pelo teste do parafuso único. As infra-estruturas cimentadas apresentaram assentamento superior e distorção angular comparada ao grupo controle.

**Sahin & Cehrelli (2001)** realizaram estudo de revisão de literatura relacionando a significância do assentamento passivo em infra-estruturas implanto-suportadas. Os autores afirmam que mesmo com evidências científicas e com eficácia da tecnologia atual para fabricação de estruturas metálicas, o



assentamento passivo absoluto não pode ser obtido. Os autores afirmaram que o assentamento marginal aceitável não é sinal de assentamento passivo e que o único método para determinar a quantidade de passividade da infra-estrutura *in vivo* é a análise de força em cada implante e/ou componente da prótese antes e/ou depois de cimentar ou parafusar a prótese. O apertamento do parafuso gera tensões ao implante e ao redor do mesmo, e a magnitude vai variar de acordo com os níveis de desadaptações. Clinicamente desajustes de 500µm não podem ser detectados com sonda exploradora. Os autores ressaltam que cada passo da confecção como moldagem de transferência, confecção de modelos e a própria fundição da infra-estrutura, influenciam no assentamento final.

**Alves & Nóbilo (2001)** avaliaram a adaptação da interface componente protético (UCLA) / implante por meio de três técnicas: soldagem a laser (Grupo I), fundição em monobloco (Grupo II) e fundição e soldagem a laser (Grupo III). Os resultados mostraram que o Grupo I apresentou uma adaptação estatisticamente superior final (9,9µm), em relação aos Grupos II (ao Grupo II, a técnica que apresentou melhor adaptação foi a que utilizou 101,7 µm) e III (31,4µm), apesar da melhora significativa do Grupo III em relação aos componentes pré-fabricados somente soldados a laser.

**Kleine & Nóbilo (2002)** avaliaram o assentamento passivo de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas, confeccionadas pelas técnicas do cilindro cimentado e soldado a laser. Os resultados mostraram que para o cilindro central o assentamento passivo foi melhor para o grupo "cimentado" (25,60µm) quando comparado com o grupo "soldado" (99,06µm). Do mesmo modo, em relação à posição distal, o desajuste médio foi menor para o grupo "cimentado" (29,17µm) em relação ao grupo "soldado" (70,21µm).

### 3- FOTOELASTICIDADE

A análise fotoelástica de tensões foi introduzida na Odontologia, por **Noonan (1949)** que a utilizou para analisar bidimensionalmente as restaurações de amálgama quanto ao tipo de preparo cavitário. A partir deste trabalho, o

método fotoelástico recebeu uma atenção maior no campo da Odontologia restauradora.

De acordo com **Mahler & Peyton (1955)** a fotoelasticidade é um método experimental para avaliar tensões responsáveis pelas falhas das estruturas. Tecem algumas considerações sobre a aplicabilidade do método para análise de tensões em Odontologia, enfatizando que este método é particularmente aplicável a situações dentais devido às irregularidades das formas destas estruturas. O procedimento básico consiste na construção de um modelo fotoelástico da estrutura a ser analisada, simulando a direção e magnitude das forças aplicadas sobre o modelo fotoelástico, de maneira similar às condições da estrutura real. Decorre a partir disso uma necessidade absoluta de padronizar a construção dos modelos pois como afirmam os autores, a força aplicada aos padrões em testes produz tensões internas que se distribuem de acordo com a direção destas forças e a forma e o modo de sustentação. A base de sustentação dos padrões e a fixação destes nas bases são aspectos posteriores à fase de construção que devem ser observados com atenção.

**Thayer & Caputo (1980)** avaliaram a transmissão de forças sobre as estruturas remanescentes utilizando o método fotoelástico. Esta técnica tem sido utilizada largamente na Engenharia e na indústria por muitos anos e esta baseada na propriedade que tem os materiais plásticos, em exibir padrões coloridos quando sujeitos às tensões e que podem ser observados sob o efeito de luz polarizada. Esta técnica fornece uma análise qualitativa dos esforços no interior de uma estrutura homogênea e requer a confecção de um modelo da estrutura de interesse padronizado, submetendo o mesmo às condições de cargas desejadas e observando as tensões internas com luz polarizada.

**Campos Jr et al. (1986)** explicaram que a técnica consiste na produção, sob passagem polarizada, de faixas coloridas no interior de materiais transparentes submetidos a forças externas; essas faixas correspondem, às regiões de concentração de tensões. Sir David Brewster em 1816 observou essas faixas coloridas em um vidro submetido à tensão; somente a partir do

século XX, esse fenômeno começou a ser estudado como método de pesquisa para situações onde se exige conhecimento do espectro de distribuição de forças. Com o advento das resinas sintéticas nos anos 60, esse método obteve grande impulso. Um protótipo do modelo original é construído com material apropriado, sendo submetido a forças externas e atravessado por um feixe de luz polarizada, apresenta faixas que podem ser analisadas qualitativa ou quantitativamente e são denominadas franjas.

As técnicas de análise fotoelástica incluem três métodos: o bidimensional, o tridimensional e o quasi-tridimensional. A técnica bidimensional utiliza um modelo que mantém fidelidade geométrica em um plano, como se fosse a secção sagital de um dente. Um requisito para a verdadeira técnica de análise fotoelástica bidimensional é que não deve haver variação das tensões através da espessura do modelo. Conseqüentemente, forças aplicadas ao modelo devem estar no mesmo plano deste. A técnica bidimensional possui três vantagens: 1) os modelos são de confecção relativamente fácil; 2) uma larga variedade de condições de cargas pode ser aplicada ao modelo; e 3) diferentes aplicações de carga podem ser testadas no mesmo modelo. A maior desvantagem desta técnica é a imperfeita reprodução da geometria tridimensional das estruturas bucais. Conseqüentemente a total distribuição das tensões não pode ser determinada.

A técnica tridimensional faz uso de propriedade especial de certos materiais plásticos para modelos. Quando estes materiais são submetidos a cargas específicas e a temperaturas elevadas, as cargas são mantidas enquanto que a temperatura é lentamente reduzida até a temperatura ambiente; as tensões permanecem depois que as cargas são removidas. Esse processo é chamado de congelamento das tensões. Com a técnica tridimensional, a total fidelidade geométrica pode ser realizada. Porém, um alto preço deve ser pago para isto além de concomitante habilidade para extrair dados sobre as tensões tridimensionais. A razão está na necessidade de cortar o modelo em finas fatias e cada fatia é submetida a uma análise como se fosse um modelo bidimensional. A análise de todas as secções permite a construção da Figura das tensões tridimensionais em sua totalidade. Portanto, a necessidade de se fatiar cada modelo faz com que, a

cada mudança de aplicação de carga, seja necessária a confecção de um novo modelo. Além disso, a construção de um modelo totalmente tridimensional é difícil.

A terceira técnica, chamada quasi-tridimensional, foi desenvolvida por **Caputo & Standlle (1987)** para captar algumas das vantagens das técnicas bi e tridimensional. Essa técnica possui algumas vantagens únicas, com, logicamente, algumas limitações. A técnica quasi-tridimensional utiliza modelos com fidelidade geométrica. A principal diferença entre a técnica tridimensional verdadeira e a quasi-tridimensional, está nos meios pelos quais as tensões são observadas e registradas. A técnica quasi-tridimensional não impõe a restrição da distribuição de tensões em um plano, e isso pode ser observado como sendo uma limitação dessa técnica. Contudo, soma-se a vantagem de uma boa fidelidade geométrica e a de ser capaz de aplicar múltiplos sistemas de forças complexas em várias localidades dos modelos. De maneira diferente da técnica bidimensional, não há restrições para planificar as forças e tensões. Além disso, de maneira diferente da técnica tridimensional, o modelo não precisa ser destruído para a obtenção dos dados fotoelásticos. A principal desvantagem dessa técnica está na incapacidade de se obter a verdadeira distribuição de tensões em três dimensões dentro do modelo fotoelástico.

**Caputo (1993)** descreveu métodos existentes de análise de tensões. O autor subdividiu em duas técnicas: técnicas teóricas (matemáticas e análise de elemento finito) e técnicas experimentais (técnica do esforço padrão ou *strain gauge*, a holografia e a técnica da fotoelasticidade), apresentando as vantagens e desvantagens de cada método. O autor enfatiza as vantagens do método da fotoelasticidade, que inclui a possibilidade de visualização de tensões em estruturas complexas (estruturas orais), bem como da análise de cargas complexas (forças da mastigação), e a observação do campo com um todo, onde os padrões de tensões podem ser observados através do modelo, facilitando tanto a localização com a magnitude.

**Clelland et al. (1993)** se depararam com a problemática de que nem sempre os implantes são colocados na posição ideal para reconstrução protética,

pois inúmeras vezes quem dita este posicionamento é a morfologia óssea. Uma vez que a solução clínica para este tipo de problema tem sido a utilização de *abutments* pré-angulados, resolveram investigar o efeito destas angulações na distribuição da tensão ao redor dos implantes. Selecionaram implantes de 3,8 X 10mm da Steri-Oss (Steri-Oss, Anaheim, CA) com *abutments* cimentáveis de 0°, 15° e 20° de angulação. Cinco implantes foram incluídos em blocos de resina fotoelástica PL-2 (Measurements Group, Raleigh, NC) medindo 50 X 70 X 13mm. A porção cervical do implante ficou no nível da superfície superior do modelo para simular o relacionamento ideal entre implante e crista óssea. Os blocos foram fixados e uma carga de 178 N foi aplicada axialmente sobre os implantes com um dinamômetro (Chatillon, Greenboro, NC). Os modelos foram analisados e fotografados no polariscópio circular. As imagens das franjas fotoelásticas foram traçadas numa grade e as ordens de franja foram interpretadas em 8 pontos. Foi realizada análise de variância (ANOVA) para determinar a existência de mudanças significativas nas ordens de franjas para as diferentes angulações e posições. Foi fabricado um modelo adicional, com extensiômetros (WA-06-030WY-120, Measurements Group) embebidos em resina, para permitir uma determinação precisa da tensão normal nos pontos específicos nas diferentes angulações dos *abutments*. Os dados numéricos coletados destes, estão em concordância com a interpretação visual das franjas isocromáticas. Concluíram que houve aumento de tensão e pressão estatisticamente significativo, à medida que aumentou a angulação do *abutment*. Todas as três angulações produziram pressão que parecem ser compatíveis com a fisiologia do osso. Os resultados fotoelásticos ilustraram todas as localizações e concentrações de tensões, contudo, mais dados quantitativos puderam ser obtidos pelo uso de sensores nos vários pontos. Todos os valores de pressão e tensão foram determinados nos locais dos extensiômetros, aproximadamente a 4mm dos implantes. Os maiores valores de tensão e pressão foram observados na região próxima ao implante.

**Clelland & Putten (1997)** estudaram comparativamente a distribuição de tensões na interface implante-osso em estruturas confeccionadas pela técnica de soldagem a laser e do cilindro cimentado, por meio de fotoelasticidade. E para

isso, confeccionaram modelo de mandíbula humana com 5 implantes na região interforame, em resina fotoelástica (PL-2). Dois sensores foram posicionados na resina, na região dos 2 implantes da extremidade. Todas as estruturas foram testadas sobre o modelo mestre, apertando-se parafusos de ouro (10N.cm) na mesma seqüência: implante mais central, extremo esquerdo, extremo direito, mediais esquerdo e mediais direito. O teste foi repetido três vezes para cada estrutura. Houve diferença estatística significativa entre as tensões induzidas pelas próteses convencionais e aquelas confeccionadas pela técnica do cilindro cimentado, a última apresentou uma redução na magnitude das tensões.

**Guichet et al. (2000)** estudaram o relacionamento entre adaptação marginal de próteses implanto-suportadas, retidas por parafusos ou cimentadas com transferência de tensões sobre os implantes, por meio da técnica de fotoelasticidade. E para isso, eles utilizaram modelo simulando mandíbula parcialmente desdentada na região posterior, onde foram parafusados 3 implantes (10mm), na posição correspondente ao primeiro pré-molar, segundo pré-molar e primeiro molar. Foram confeccionadas, sobre o modelo de trabalho, 5 estruturas em liga de prata-paládio para cimentada e outras 5, para parafusada. Desadaptações entre a estrutura e os pilares foram medidas por meio de um microscópio de varredura em pontos determinados na superfície vestibular e lingual dos pilares, sob carga de 0,5Kg, antes e após a cimentação ou apertamento de parafusos. As análises fotoelásticas foram realizadas após a cimentação e parafusamento. Os resultados não mostraram diferenças estatisticamente significante em relação à desadaptação entre os dois tipos de estruturas, antes da cimentação ou do parafusamento. No entanto, as próteses parafusadas mostraram uma redução significativa da desadaptação após o aperto dos parafusos. A análise fotoelástica revelou que as próteses cimentadas exibiram distribuição de tensão mais equilibrada.

**Meyer et al. (2001)** realizaram estudo para avaliar a distribuição de tensões em implantes em maxila atrófica totalmente desdentada, por meio de análise de elemento finito. Foi observado que diferentes qualidades ósseas, quando submetidas à mesma carga axial (150N) sofreram alteração na

distribuição de tensão ao osso adjacente ao implante, e que somente o ato de se colocar o implante gera tensões. Por isso, os autores enfatizam a importância do cuidado no momento da cirurgia para que o mínimo de tensão possa ser gerado às estruturas adjacentes.

**Cehreli et al. (2004)** investigaram a influência do tipo de implante e da inclinação destes, na distribuição de tensões, por meio do método da fotoelasticidade. Foram estudados 3 tipos de implantes: Brånemark (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden), ITI (Straumann, Waldenburg, Switzerland) and Astra Tech (Astra Tech AB, Mölndal, Sweden). Todos os modelos exibiram estresse inicial insignificante, quando observados no polariscópio. Cargas verticais promoveram padrões semelhantes, com concentração na região do ápice do implante, e franjas de forma simétrica, para todos os tipos de implantes. Com a simulação de cargas oblíquas os padrões de tensões se mostraram diferentes, as tensões encontradas no ápice diminuíram, e foi aumentada a concentração na região do colo, do lado onde havia sofrido a carga, e também semelhante para todos os grupos.

### **3. PROPOSIÇÃO**

A proposta deste trabalho foi comparar, por meio de fotoelasticidade, a distribuição de tensões produzidas ao redor de implantes em próteses fixas implanto-suportadas do tipo “protocolo” e destacável (sistema de encaixe MK1), após prova da estrutura metálica, instalação das próteses e aplicação de carga oclusal.



## **4 - MATERIAIS E MÉTODO**

### **4.1 – Materiais**

Os materiais bem como utensílios e equipamentos empregados para confecção dos corpos-de-prova desta pesquisa, estão descritos no decorrer da metodologia.

### **4.2 - Método**

#### ***4.2.1 - Obtenção dos Modelos***

Inicialmente, a partir de uma matriz em silicone laboratorial, correspondente a uma maxila desdentada, foi obtido um modelo em gesso tipo IV (Fulgi Rock) (Figura 4.1 a e b).

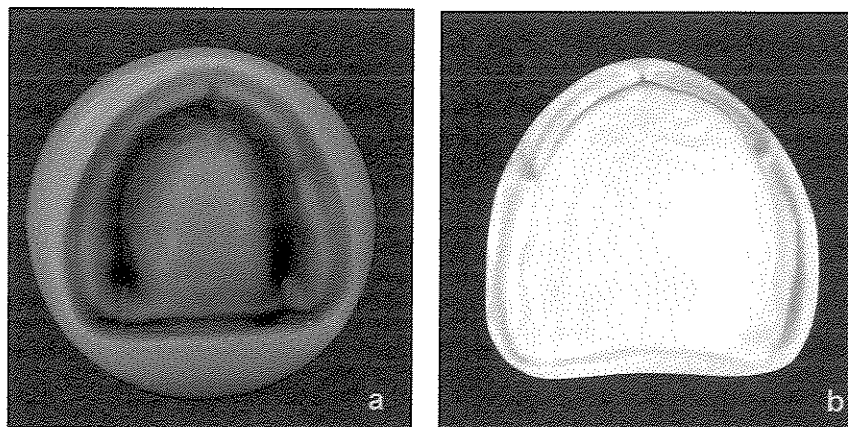


Figura 4.1 a. Molde de silicone para duplicação da maxila; b. Modelo em gesso da maxila desdentada.

Após a cristalização do gesso, foi utilizada lixa d'água para realizar acabamento, e em seguida, o modelo ficou imerso em solução contendo sabão de coco e água, durante 12 horas, para polimento. Para o arco antagonista, foi

selecionado um modelo anatômico em gesso, de uma mandíbula totalmente edentada, compatível com o modelo superior.

Sobre cada modelo, foi confeccionada em RAAQ, base de prova, respeitando-se os limites da área basal (**Tamaki, 1983**) e, em seguida, confeccionado plano de orientação, para que fosse possível a montagem dos dentes, em articulador semi-ajustável (Figura 4.2 a. b, c e d).

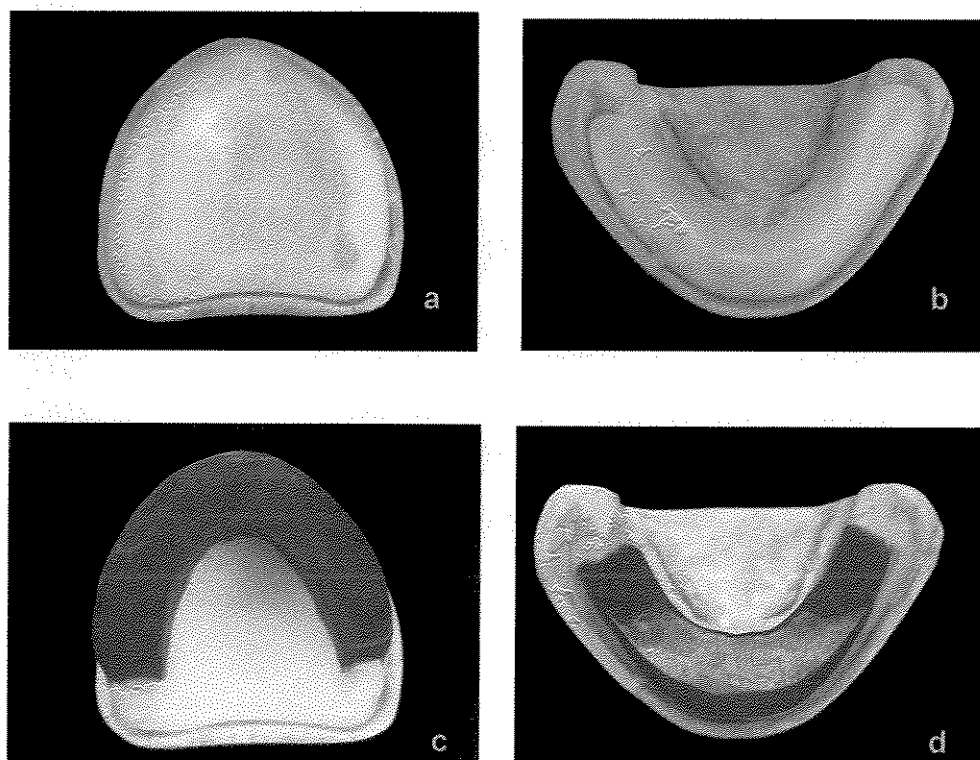


Figura 4.2 a . Base de prova superior; b. Base de prova inferior; c. Plano de orientação superior; d. Plano de orientação inferior.

A montagem do modelo superior em articulador foi realizada com o auxílio do arco facial, simulando o posicionamento deste similar à curvatura de compensação ântero-posterior de *Spee* de um paciente, mantendo a inclinação da trajetória condilar em 30°, ângulo de *Bennet*, em 15° e plataforma incisal em 0° e distância intercondilar em M. Em seguida, foi montado o modelo inferior (Figura

4.3 a , b e c). O passo seguinte foi a montagem de dentes artificiais no articulador (Figura 4.4).

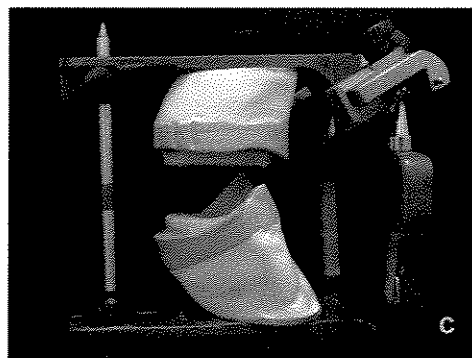
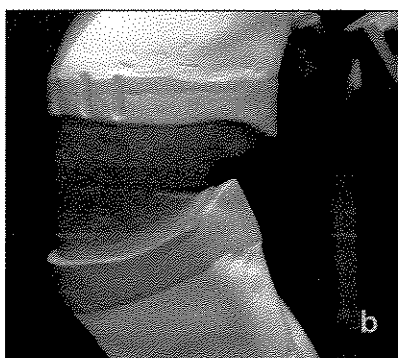
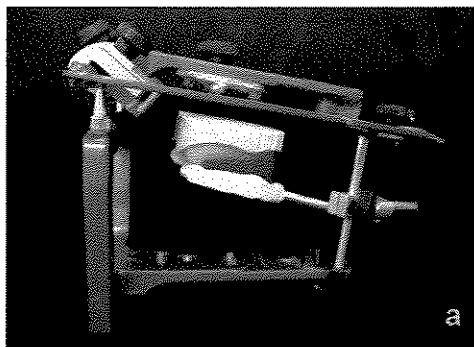


Figura 4.3 a. Montagem do modelo superior; b. Planos de orientação após a montagem do modelo inferior; c. Modelos superior e inferior montados em articulador.

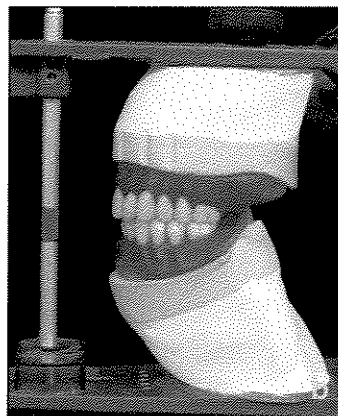
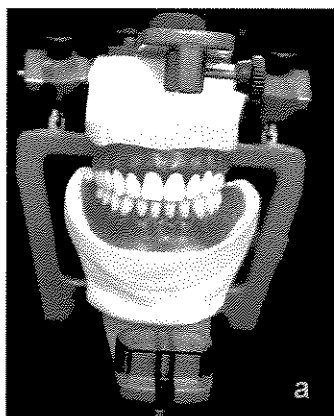


Figura 4.4 a e b. Montagens dos dentes artificiais em articulador semi-ajustável.

#### 4.2.2 - Confeção do Guia Cirúrgico

Para correto posicionamento dos implantes no modelo, foi necessário confecção de guia cirúrgico, por meio da duplicação da prótese superior (Figuras 4.5 a, b e c).

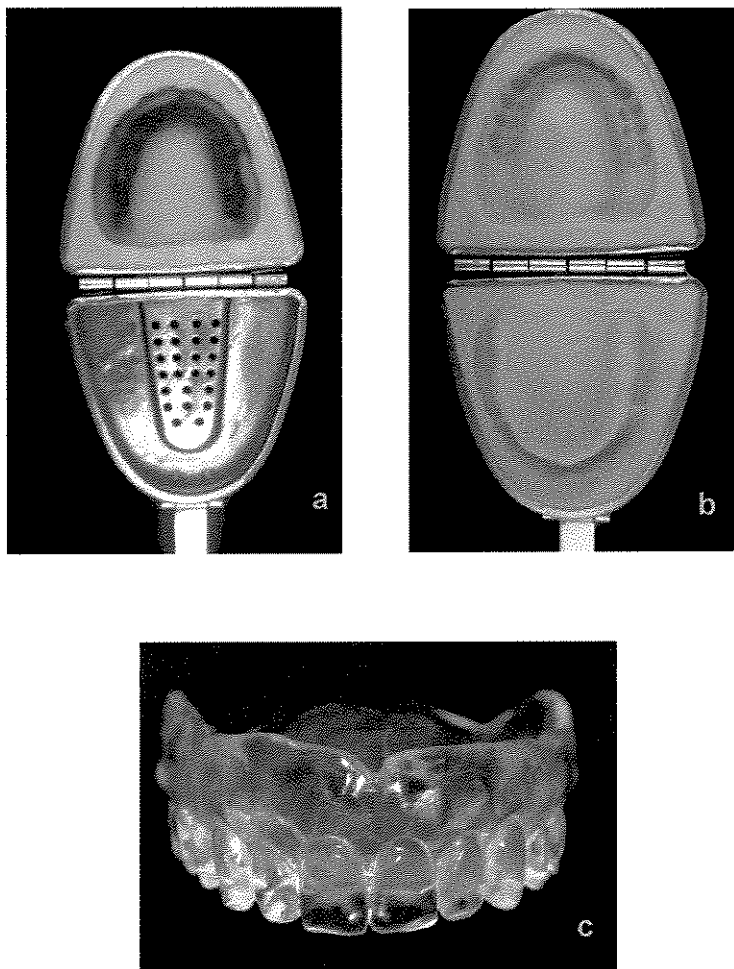


Figura 4.5 a. Duplicação da prótese superior para a confecção do guia cirúrgico; b. Moldagem finalizada; c. Guia cirúrgico (vista frontal).

O guia cirúrgico serviu de orientação para as perfurações na maxila em gesso visando à colocação dos análogos, seguindo corretamente os passos

cirúrgicos preconizados para serem executados em pacientes, como serão descritos a seguir.

Este guia foi posicionado sobre o modelo de gesso onde foi visualizado o local para a demarcação da perfuração do guia e do modelo. As áreas eleitas para estas perfurações foram: a região correspondente aos incisivos centrais, caninos e primeiros molares, utilizando-se para isso, uma fresa cilíndrica (EDENTA), com o auxílio do delineador para conseguir paralelismo entre os implantes. Vale ressaltar que devido à anatomia da maxila em estudo, o modelo foi inclinado em 20°, no sentido ântero-posterior, para perfuração dos incisivos e caninos (Figura 4.6 a e b).

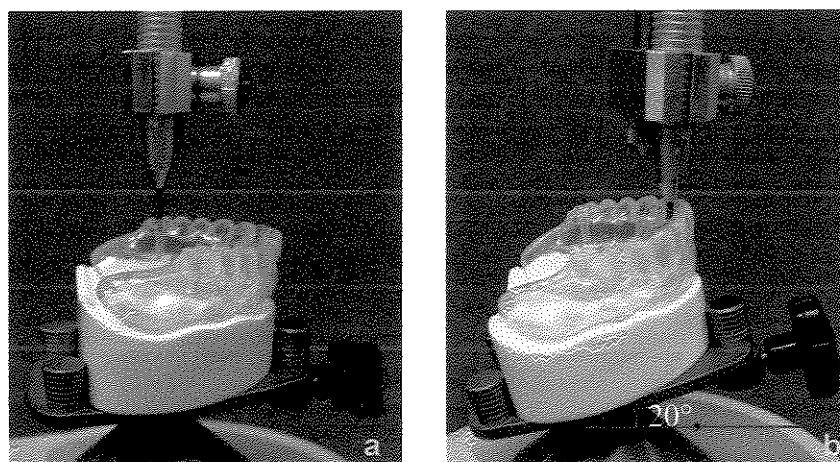


Figura 4.6 a. Perfuração do guia cirúrgico na região de molar; b. Perfuração do guia cirúrgico na região do incisivo central, com inclinação de 20°.

Foram instalados análogos de pilares Micro-Unit (Conexão, Sistema de Prótese, São Paulo, SP) ao invés das fixações originais por não se tratar ainda do modelo definitivo em resina fotoelástica. O modelo foi posicionado no delineador e os análogos de laboratório foram fixados ao modelo com gesso do tipo IV (Fulji Rock), preenchendo os espaços vazios (Figura 4.7).

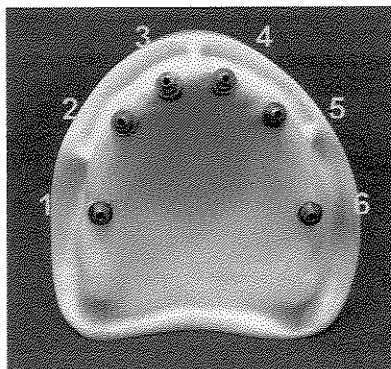
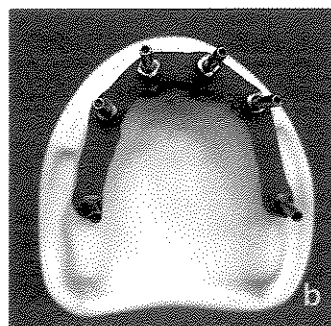
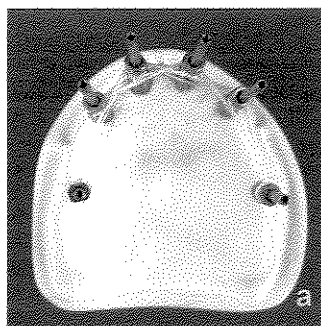


Figura 4.7. Análogos de pilares Micro-Unit em posição no modelo de gesso.

De posse do modelo com as réplicas em posição, foram fixados a estas, componentes quadrados para moldagem de transferência, por meio de parafusos de fixação longos. Todo o conjunto foi unido inicialmente com fio dental formando uma malha e em seguida, solidificado com resina acrílica ativada quimicamente (Pattern Resin LS; GC América Inc., EUA), a qual foi aplicada em incrementos sucessivos com pincel. Depois de polimerizada a resina acrílica, o conjunto foi seccionado nas áreas interimplantares, com um disco de aço. Após o seccionamento, eles foram novamente unidos com resina. Este procedimento viabilizou as posições entre si, minimizando ainda mais erros decorrentes da contração da resina acrílica (Figura 4.8 a, b, c, d).



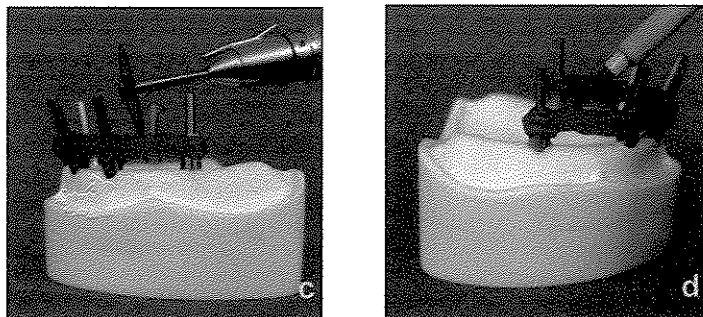


Figura 4.8 a. União com fio dental; b. União com resina acrílica Pattern®; c. Seccionamento com disco de aço; d. União novamente com resina acrílica Pattern®.

Sobre o modelo de gesso, com os componentes posicionados e fixados entre si, foi confeccionado novo molde com silicone de duplicação (Silibor, Clássico). O modelo foi posicionado em um recipiente plástico que serviu de suporte para o ato de moldagem, onde permaneceu por 48 horas (Figuras 4.9 a, b, e c).

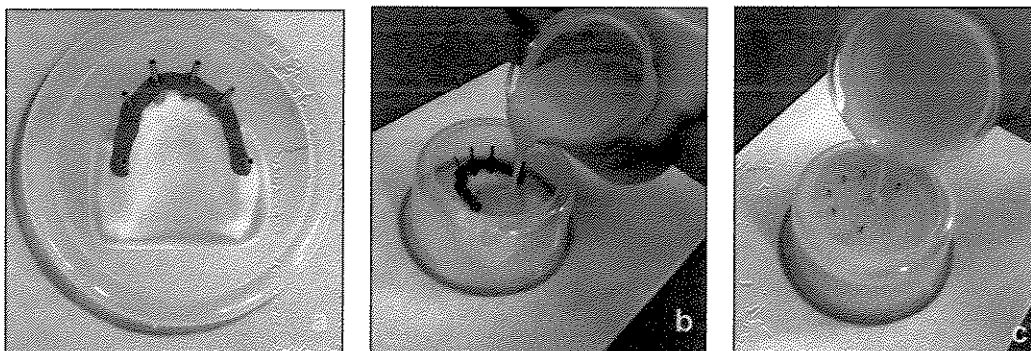


Figura 4.9 a. Posicionamento do modelo; b. Início do vazamento do silicone; c. Após a cobertura total do modelo.

Concluído o prazo de cura, foram liberados os parafusos de fixação dos componentes, sendo removido o modelo de gesso (Figura 4.10).

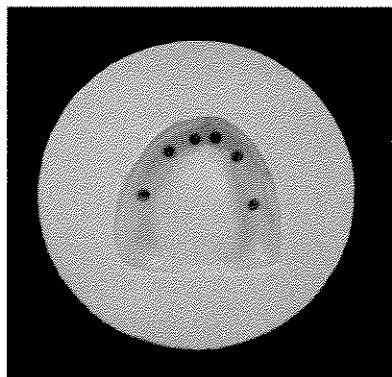


Figura 4.10- Molde após a remoção do modelo.

#### **4.2.3 – Confeção dos Modelos em Resina Fotoelástica**

Partindo-se do molde de silicone foi confeccionado o modelo definitivo em resina fotoelástica. Assim, seis pilares Micro-unit foram parafusados sobre implantes (Conect AR, Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, SP) de 3,75mm de diâmetro por 11 mm de comprimento, com auxílio de um torquímetro calibrado para 20N.cm (Conexão). Em seguida, os conjuntos implantes/pilares foram cuidadosamente posicionados nos encaixes dos transferentes e fixados com parafusos de fixação (Figuras 4.11 a, b e c).

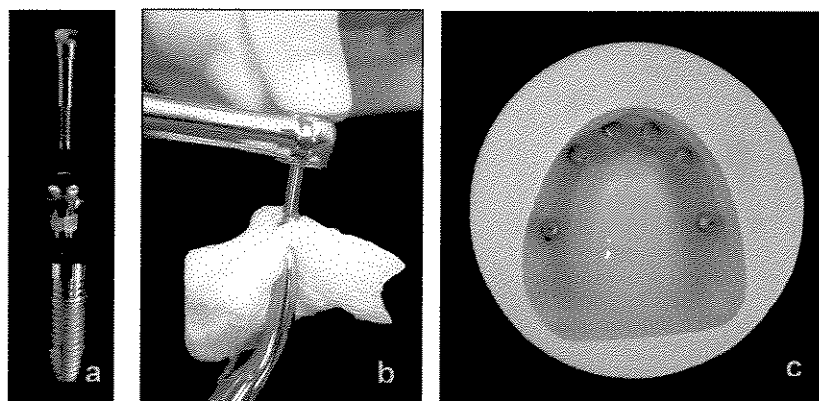


Figura 4.11 a. Pilar e implante; b. Fixação do pilar ao implante c. Molde após a fixação dos implantes.



#### 4.2.4 – Preparo da Resina Fotoelástica

A resina fotoelástica é um material constituído por dois componentes de consistência viscosa, os quais são denominados de Plastic Liquid (PL-2, Vishay Measurements Group, USA) e Plastic Liquid Hardener (PLH-2 Vishay Measurements Group, USA), polimerizando à temperatura ambiente de 21° a 24°C. Possui um fator K (constante óptica de força) de aproximadamente 0,02 e é primariamente utilizada para revestir materiais de baixo módulo de elasticidade, tais como vinil, borracha, madeira, etc., onde alongamentos maiores que 50% são esperados.

Propriedades mecânicas e ópticas da resina fotoelástica:

- Fator K: 0,02 nominal, calibragem requerida para valores preciosos;
- Alongamento máximo: 50%;
- Módulo de elasticidade: 30.000psi (0,21 Gpa);
- Índice de Poisson: 0,42;
- Temperatura máxima de utilização: 204 ° C (400° F);
- Constante de sensibilidade óptica sobre tensão: 43° C (110° F).

A quantidade de material (resina + catalisador) foi previamente calculada de acordo com o tamanho da peça a ser modelada.

$$W = 18,5 \times A \times t (*)$$

(1) \* Unidades inglesas em polegadas

ou

$$W = 1,13 (10^{-3}) \times A \times t (**)$$

(2) \*\* Unidades métricas em milímetros

Onde: **W** = o total em gramas

**A** = a área da peça a ser moldada

**t** = a espessura requerida

Obs.: densidade do plástico= 18,5/ pol.<sup>3</sup> ou  $1,13 \times 10^{-3}$  g./ mm<sup>3</sup>.

No caso, o modelo utilizado nesta pesquisa apresentava as dimensões de 60 X 56 X 35 milímetros, o total necessário de plástico foi:

$$W = 1,13 (10^{-3}) 60 \times 56 \times 35 = 132,8g$$

A proporção para manipulação da resina (PL-2) e do componente catalisador (PLH -2) é calculada em “partes por cento” ou “ppc”, 10 “ppc” equivale a 10 gramas de catalisador para cada 100 gramas de resina. Para o plástico tipo PL-2, a quantidade de catalisador é 100 “ppc”, ou seja, partes iguais de resina e catalisador. A quantidade utilizada na pesquisa foi de 63,78g para PL-2 e 66,4g para a PLH-2 (catalisador).

A manipulação foi realizada em um recipiente de Becker, utilizando uma proveta para dosagem. Foi adicionado o catalisador à resina e com o auxílio de um bastão de vidro, mexeu-se com movimentos lentos e circulares com o intuito de evitar a inclusão de bolhas de ar na mistura, que deve ser uniforme e sem estrias (Figura 4.12).

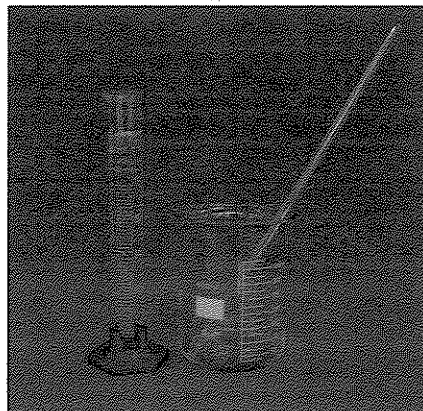


Figura 4.12 - Utensílios utilizados para dosagem e manipulação da resina fotoelástica.

Em seguida, a mistura foi levada à câmara de vácuo, assim, as bolhas incorporadas ao material foram removidas. O aparelho utilizado para remoção das bolhas consiste em uma câmara acrílica hermeticamente fechada, um manômetro e uma bomba para vácuo (Figura 4.13 a, b, c).

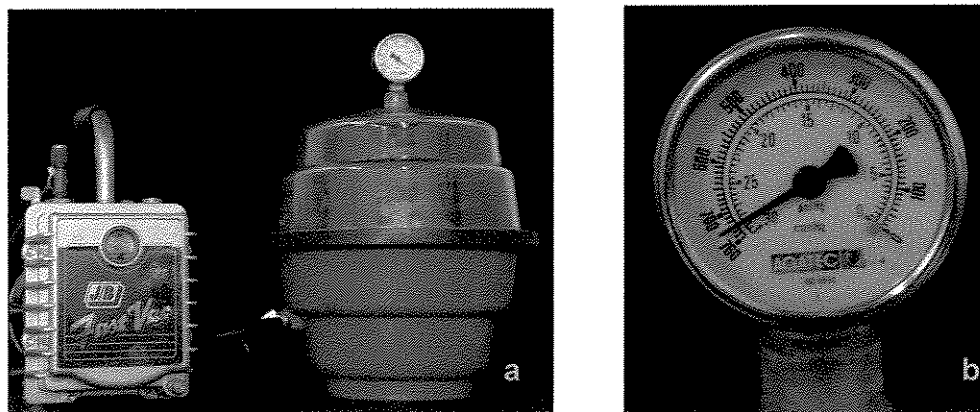


Figura 4.13 a. Bomba para Vácuo e Câmara de Vácuo; b. Manômetro.

A mistura da resina fotoelástica foi acondicionada em um recipiente de Becker, permanecendo no interior da câmara de vácuo no mínimo por 20 minutos sob pressão atmosférica, de zero até 750,0 mm Hg ou 29,5 pol.Hg. Esse procedimento foi repetido três vezes (Figura 4.14 a, b e c).

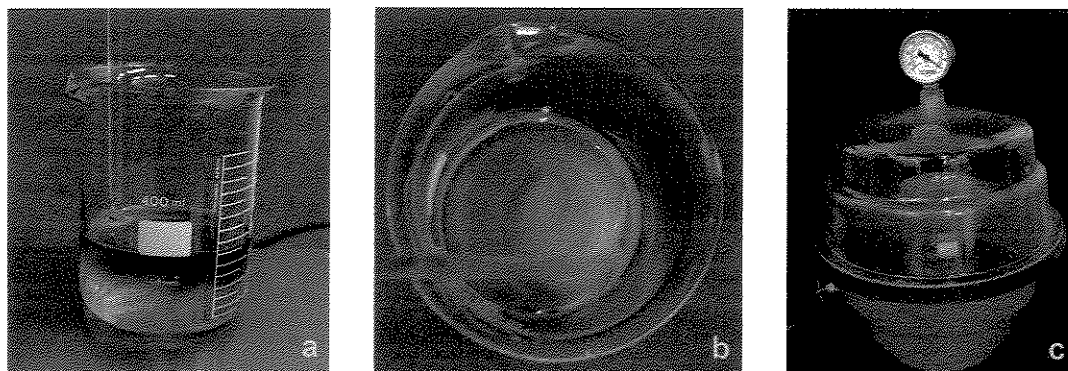


Figura 4.14 a. Resina fotoelástica PL-2 e catalisador (PLH-2); b. Manipulação da resina; c. Resina na câmara de vácuo para eliminação das bolhas de ar.

De posse do modelo de silicone com os implantes posicionados, foi realizado o vazamento. Em seguida, o molde preenchido foi novamente levado à câmara de vácuo, para eliminação das bolhas de ar (Figura 4.15 a, b e c).

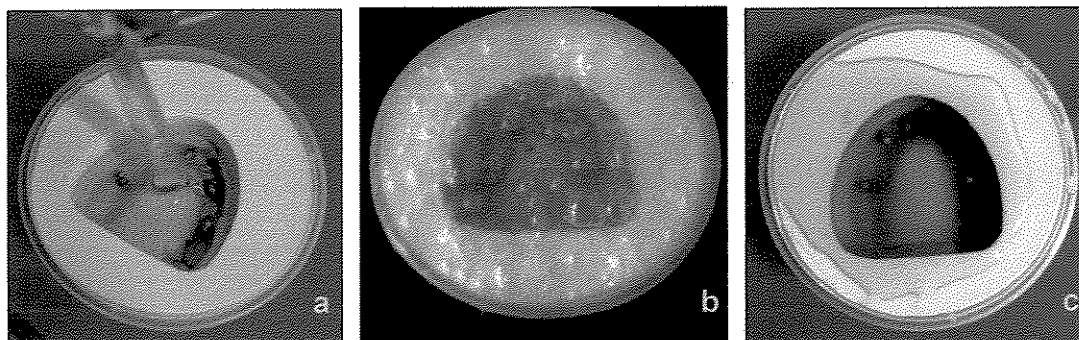


Figura 4.15 a. Vazamento da resina; b. Molde contendo a resina fotoelástica, no interior da câmara de vácuo para remoção das bolhas de ar; c. Após a remoção das bolhas de ar.

Após o vazamento, foi coberto o molde para proteger o material das impurezas em suspensão durante o período de polimerização, aguardado 72 horas, recomendado pelo fabricante, para remoção do modelo fotoelástico. Foi realizado acabamento da base do modelo fotoelástico com lixa d'água (3M) de granulação fina (1500 e 2000), com água e pouca pressão para não induzir tensões no modelo. (Figura 4.16 a, b e c).

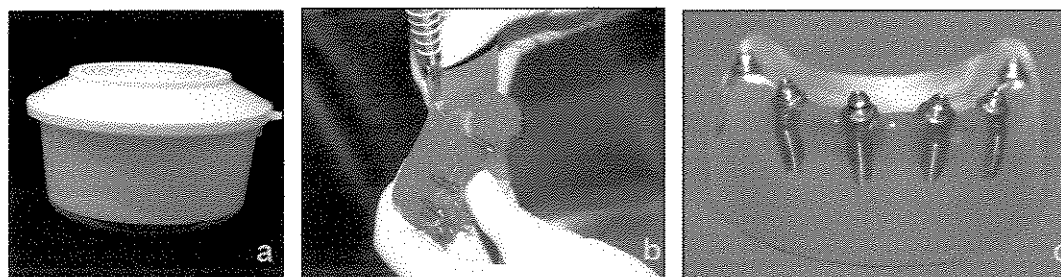


Figura 4.16 a. Recipiente para proteção do modelo contra impurezas; b. Acabamento com lixa de granulação fina; c. Modelo Fotoelástico.

#### 4.2.5 - Confeção das estruturas metálicas

Sobre o modelo preliminar em gesso foram realizados os procedimentos de enceramento, inclusão e acabamento das infra-estruturas metálicas. A primeira amostra foi realizada pela técnica convencional, onde foi confeccionada uma estrutura do tipo “protocolo” em titânio (Tritan- Dentaurum- Germany) (GRUPO I) e a segunda amostra foi confeccionada também em titânio com o acréscimo de dois *attachments* tipo *MK1* (GRUPO II), simulando uma estrutura de prótese fixa destacável.

O enceramento foi obtido, para ambos os grupos, utilizando seis conjuntos para Micro-Unit utilizado na técnica da cimentação passiva (Conexão). Esse sistema, idealizado inicialmente para carga imediata, é composto de cilindros de cobre e coifas calcináveis para laboratório, que são utilizados no enceramento e cilindros de titânio para uso clínico, utilizados na técnica do cilindro cimentado ou soldagem de borda (Figura 4.17 a e b).

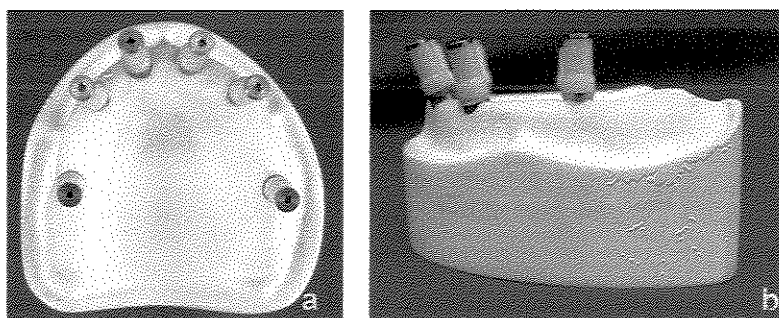


Figura 4.17 a e b. Coifas calcináveis posicionadas sobre os cilindros de cobre no modelo.

#### GRUPO I (Prótese Fixa do tipo “Protocolo”)

Sobre as coifas calcináveis foi realizado o enceramento simulando a confecção de uma infra-estrutura de prótese fixa sobre implantes do tipo “Protocolo” (Figura 4.18 a e b).

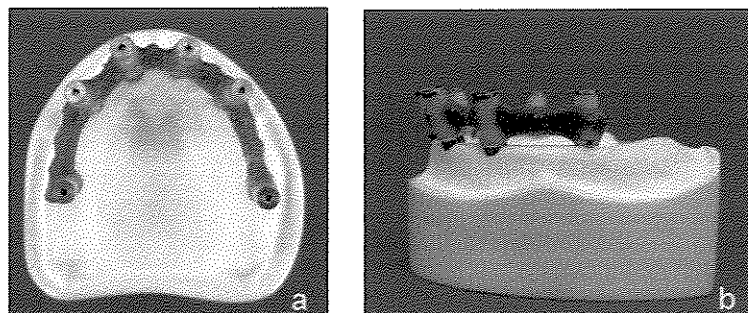


Figura 4.18 a. Enceramento finalizado - vista oclusal; b. Vista lateral do enceramento.

Para a fundição das estruturas metálicas em titânio, foi utilizada uma máquina de fusão automática apropriada para fundição em atmosfera controlada (Dentaurum – EDG Equipamentos), programada para 31g de titânio (Figura 4.19).

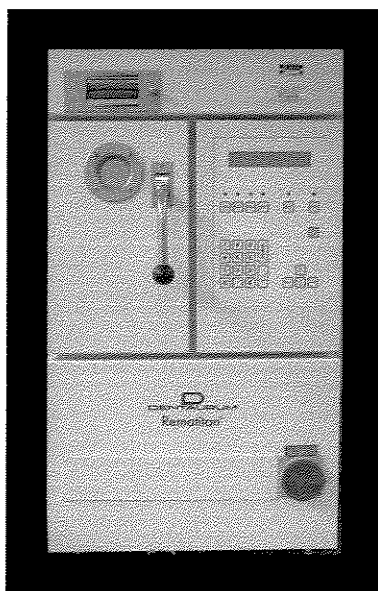


Figura 4.19 - Máquina de fundição.

Nesta fase, as fundições foram obtidas pelo método da cera perdida, utilizando 100 % de liga nova de titânio – ou titânio comercialmente puro - (titânio comercialmente puro Tritan - Dentaurum, Pforzheim - Germany). Aos padrões,

foram adaptados condutos de alimentação, sendo vazados com revestimento especial para ligas de titânio (Rematitan Plus - Dentaaurum, Pforzheim - Germany).

Após a fundição, a infra-estrutura foi submetida aos procedimentos de desinclusão, acabamento e polimento, de forma convencional, utilizando-se de pedras e borrachas abrasivas (Figura 4.20).

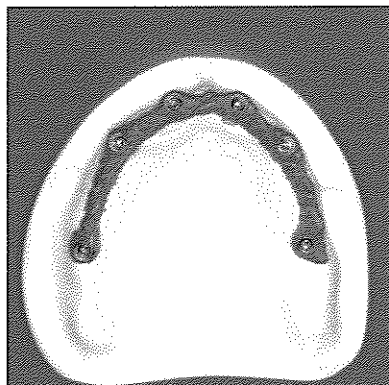


Figura 4.20 - Estrutura metálica após o acabamento.

Após o processo de fundição, apenas um cilindro de titânio, localizado na região anterior, foi soldado na borda, por meio da soldagem a laser, com a soldadora a Laser (Desktop Laser – Dentaaurum Germany), com o intuito de promover estabilidade da peça, para que em seguida fosse realizada a técnica do cilindro cimentado (Figura 4.21).

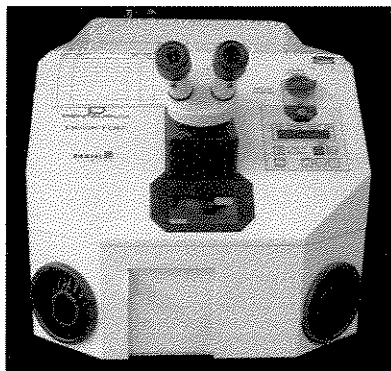


Figura 4.21 - Soldadora a Laser.

Para se evitar qualquer tipo de risco para o modelo mestre, este foi intensamente protegido e, para uma soldagem completa em torno de toda a área a ser soldada, primeiro foram realizados dois pontos de solda em cada área, para fixação prévia. Em seguida, toda a volta da amostra foi soldada por meio da irradiação de múltiplos pulsos obrepostos, com energia de 265V/4,5ms com foco e frequência regulados em zero.

Em seguida, os demais cilindros de titânio foram cimentados com resina (Panavia F - Kuraray Co.), diretamente sobre o modelo mestre tomando-se o cuidado de manter livre de cimento o parafuso de fixação, e para isso, utilizou-se cera utilidade (Figura 4.22 a, b, c e d). Essa técnica de cimentação foi realizada, por esta ser a que promove maior adaptação da estrutura metálica aos implantes (Kleine & Nóbilo, 2003).

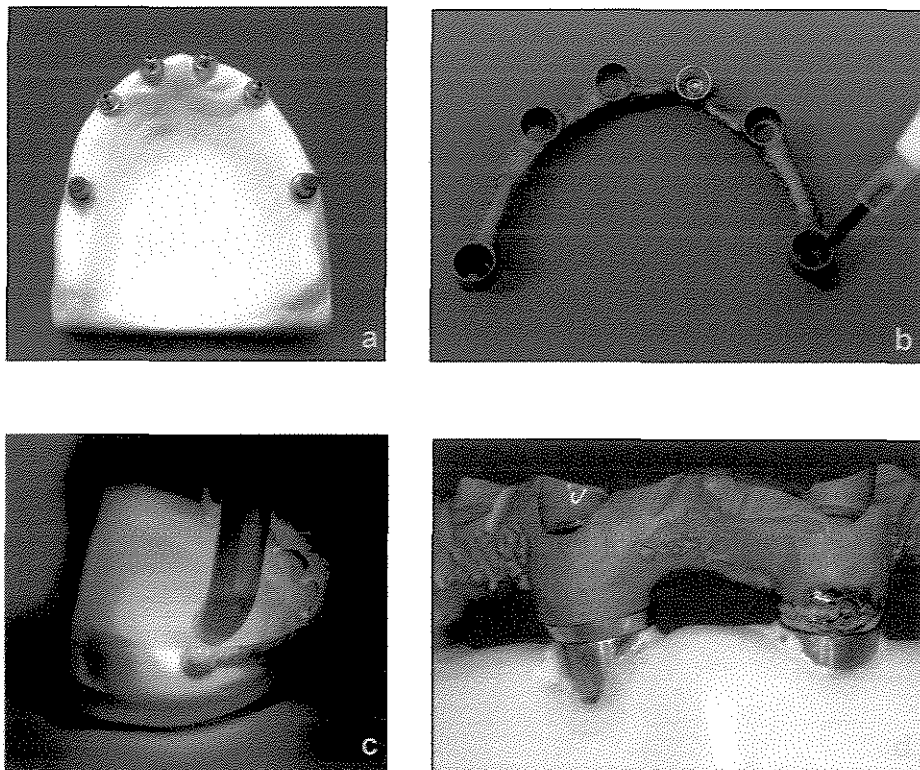


Figura 4.22a. Proteção do parafuso com cera utilidade; b. Aplicação do adesivo (Alloy Primer); c. Fotopolimerização; d. Após a cimentação dos cilindros.



Além disso, outros cuidados foram tomados no momento da cimentação, com o intuito de se obter uma peça o mais adaptada possível, e para isso, inicialmente foram cimentados os cilindros posteriores, depois os anteriores (Figuras 4.23 a e b).

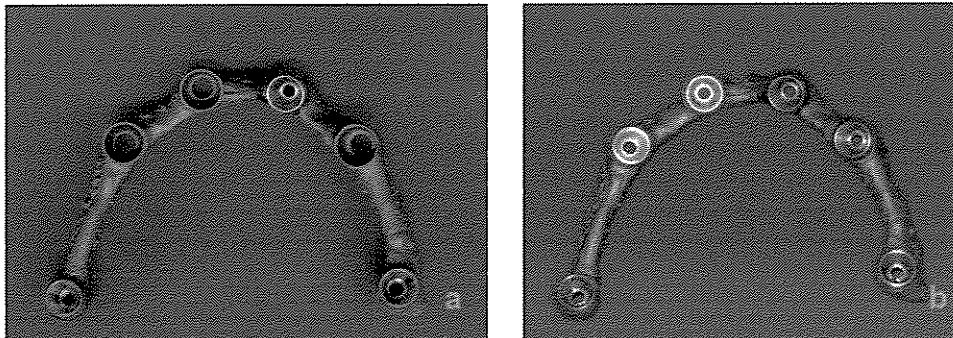


Figura 4.23 a. Cimentação dos cilindros posteriores; b. Cimentação concluída.

## GRUPO II (*Sistema MK1*)

O *attachment* MK1 é constituído de dois elementos primários, que são calcináveis; dois elementos secundários, que são metálicos e funcionam como parte de fixação da prótese na barra (infra-estrutura). Além disso, o estojo vem com duas chaves, que servem para destravar a supra-estrutura, permitindo assim, a remoção desta juntamente com a cobertura estética (Figura 4. 24).

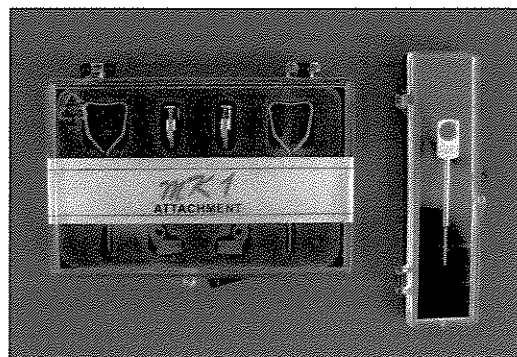


Figura 4.24 - Sistema de *attachment* Mk1.

O sistema exige ainda elementos auxiliares de duplicação (sem rosca interna) e de enceramento (com rosca interna) (1) ; polimerização (2), uma chave sextavada (3) e um guia de paralelismo (4), para que sejam executadas as etapas de enceramento e fundição das estruturas metálicas, bem como da polimerização da prótese definitiva (Figura 4.25 a e b).

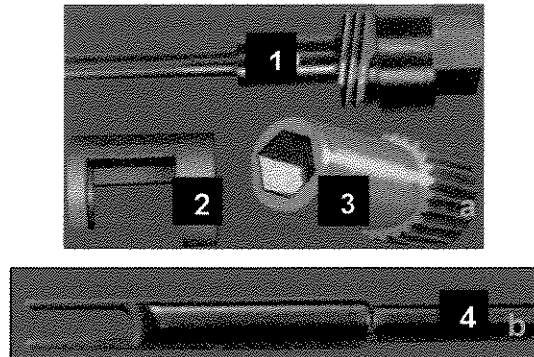


Figura 4. 25 a e b. Elementos auxiliares de enceramento, fundição das estruturas metálicas e polimerização da prótese.

Sobre as coifas calcináveis foi encerada no modelo de gesso uma estrutura simulando a confecção da infra-estrutura (estrutura primária fixa).

Após o enceramento da região anterior, o modelo foi posicionado no delineador para realização da fresagem da estrutura em cera, em uma angulação de 2°, com o auxílio de uma fresadora e fresas específicas para cera, para em seguida, posicionar o componente primário calcinável (Figura 4.26 a, b e c).

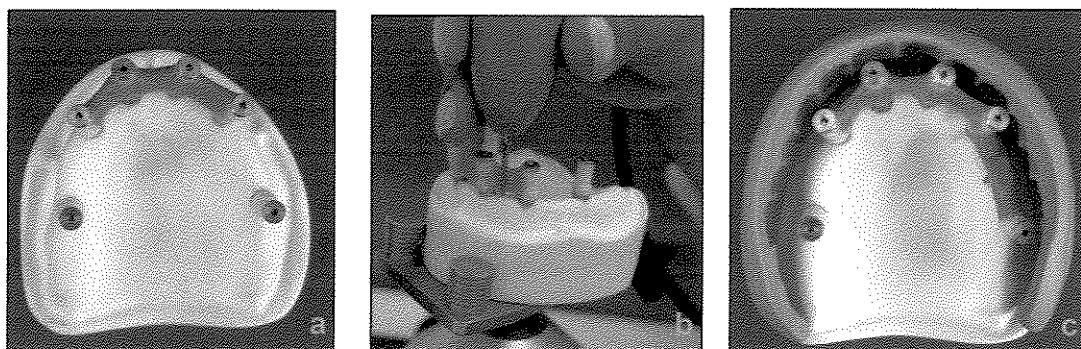


Figura 4.26a. Enceramento da região anterior; b. Fresagem; c. Muralha posicionada.

O elemento primário do *attachment* MK1 foi atrelado à guia de paralisação e com ajuda de um delineador, posicionado e fixado com cera na estrutura primária dos dois lados. E com o auxílio de muralha em silicone, foi observado o espaço disponível para o enceramento. Nesta fase foram confeccionados 2 nichos para incorporação de “fêmeas” de *attachments* do tipo MK1 (Figura 4.27 a, b e c).

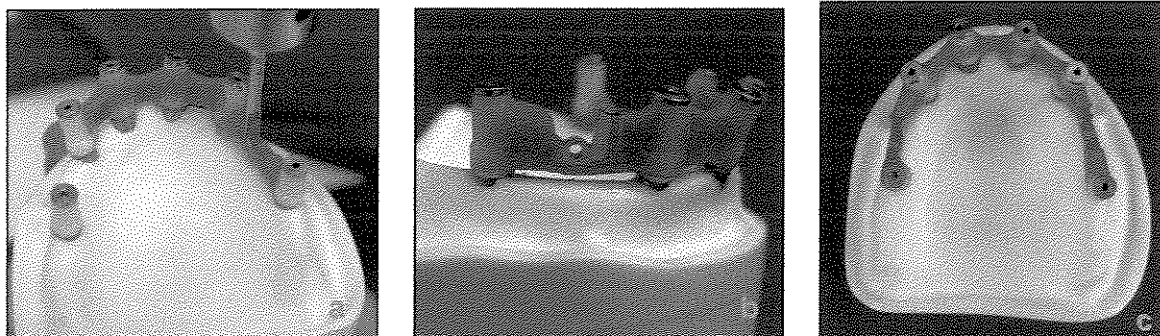


Figura 4.27a. Componente primário atrelado à guia de paralisação; b. Vista aproximada do componente primário; c. Fixação do segundo componente.

Em seguida, foram realizados os procedimentos de inclusão, fundição e acabamento, conforme descrito anteriormente (GRUPO I).

Após o processo de fundição, o cilindro mais anterior foi soldado utilizando mesma técnica empregada no GRUPO I, soldado na região de borda, por meio de soldagem a laser (Figura 4.28 a e b).

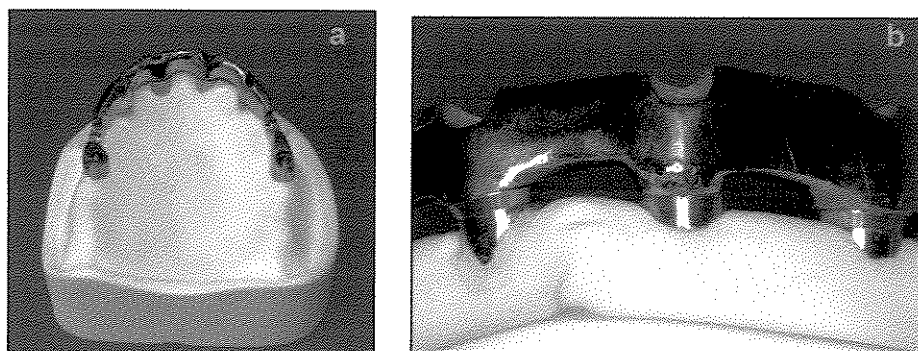


Figura 4.28 a. Estrutura primária fixa; b. Após a soldagem do cilindro central.

Em seguida, da mesma forma que no GRUPO I, os cilindros de titânio foram cimentados com resina (Panavia F - Kuraray Co.), diretamente sobre o modelo mestre, tomando-se o cuidado de manter livre de cimento o parafuso de fixação e na mesma seqüência de cimentação, primeiros os posteriores e depois os anteriores (Figura 4.29 a e b).

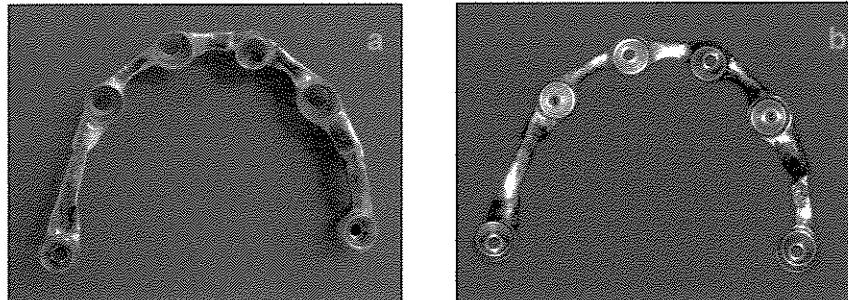


Figura 4.29 a. Cimentação dos cilindros posteriores; b. Cimentação dos cilindros anteriores (cimentação concluída).

Sobre o modelo de revestimento foi realizado enceramento da estrutura secundária removível e em seguida, realizada a fundição, seguindo os mesmos passos utilizados para a confecção da infra-estrutura (Figura 4.30 a e b). Após a fundição, foram realizados ajustes na estrutura secundária, para que esta não exercesse pressão quando inserida à estrutura primária, e para isso, utilizou-se carbono líquido, para detectar qualquer interferência na peça (Figura 4.31 a e b).

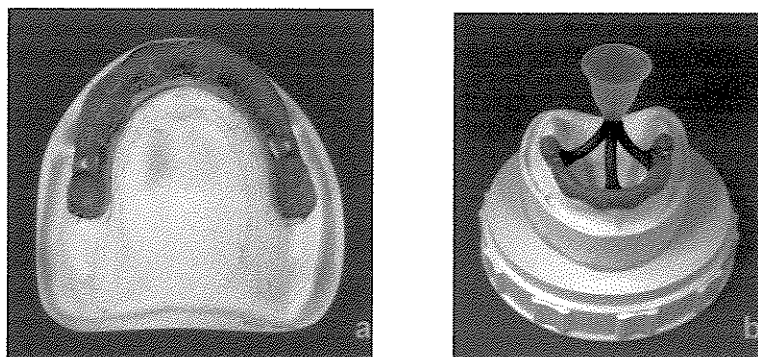


Figura 4.30 a. Enceramento da estrutura secundária em modelo de revestimento; b. Após a colocação dos condutos de alimentação.

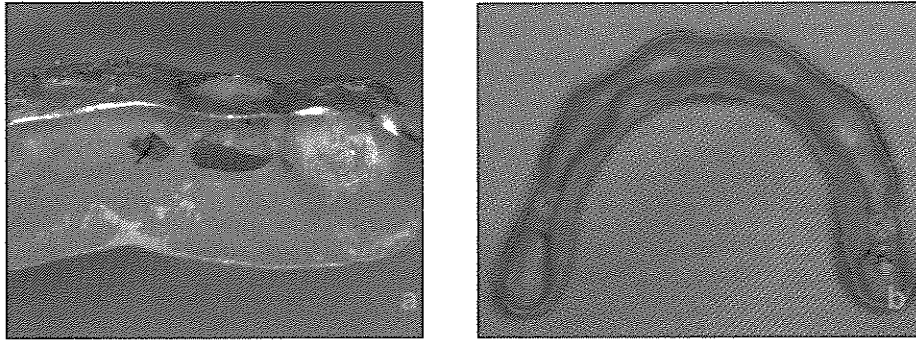


Figura 4.31 a. Carbono líquido no interior da peça para detectar interferências; b. Estrutura secundária sem interferências.

Posteriormente, foi realizado acabamento, polimento e cimentação dos elementos secundários à estrutura removível com cimento resinoso (PanaviaF - Kuraray Co.) (Figura 4.32 a e b).

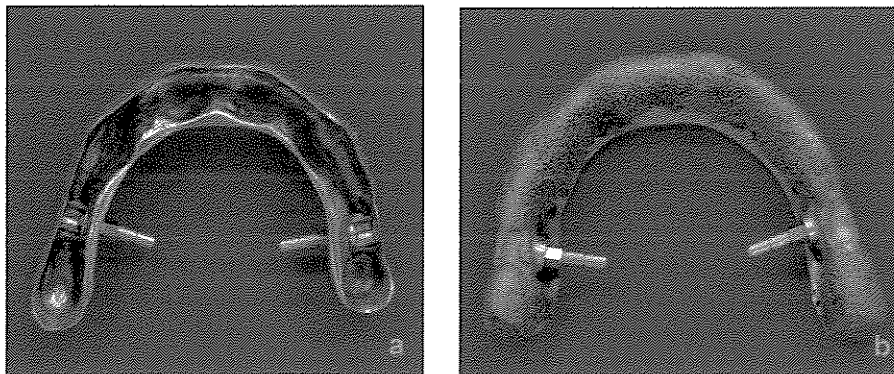


Figura 4.32 a. Após o acabamento e polimento; b. Após a cimentação dos elementos secundários.

#### 4.2.6 - Análise da interface componente protético/implante

Após a confecção das estruturas metálicas, estas foram analisadas quanto à adaptação marginal, por meio da mensuração linear utilizando-se o protocolo modificado de **Jemt (1991)**, onde se realiza o aperto do parafuso mais mesial e a leitura das demais interfaces, em seguida, o aperto do parafuso mais distal com leitura das demais interfaces.

Essa análise teve o intuito de avaliar se as estruturas apresentavam padrões semelhantes de passividade, bem como para relacionar os resultados fotoelásticos de tensões com possíveis desadaptações das estruturas.

E para isso, foi utilizado microscópio óptico com precisão de  $0,5\mu\text{m}$  e aumento de 50x (UHL VMM-100-BT; Renishaw; UK) associado a uma câmera digital com aumento de 120x (KC-512NT; Kodo BR Eletrônica, São Paulo, SP) e a um aparelho para quantificar o espaço vertical entre o cilindro e o abutment (Quadra-Check 200; Metronics Inc., Canada). Foram selecionados dois pontos, um na vestibular e outro na lingual, da interface dos cilindros aos implantes, e esta leitura foi repetida três vezes, por um único observador, e depois calculada a média do desajuste (Figura 4.33).

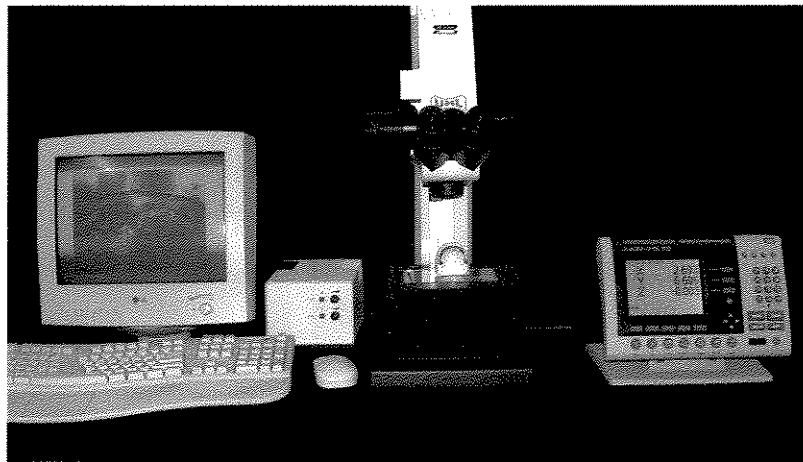


Figura 4.33 – Análise Microscópica das estruturas metálicas.

Além disso, foram realizadas análises fotoelásticas das estruturas por meio do aperto de todos os parafusos protéticos, com torque de 10N. cm. Vale ressaltar que a estrutura secundária da prótese fixa destacável (GRUPOII) também foi analisada, com o intuito de se observar o padrão de tensões das estruturas, antes da confecção da cobertura estética. Após estes procedimentos, foi aplicada a

cobertura estética, com dentes artificiais e resina acrílica termopolimerizável (Figura 4.34 a e b).

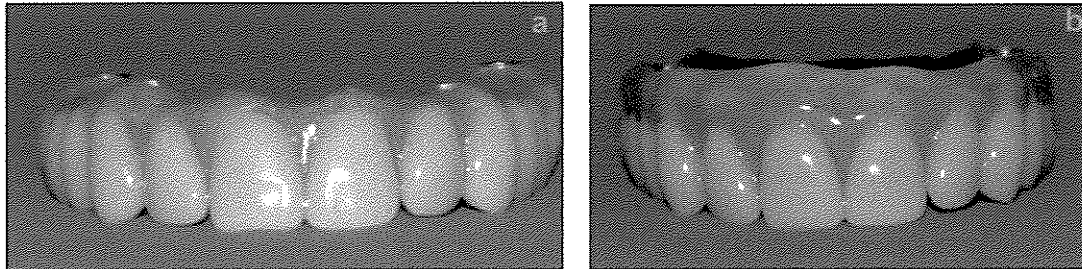


Figura 4.34 a. Prótese fixa do tipo "protocolo" finalizada; b. Prótese fixa destacável finalizada.

#### **4.2.7- Método Fotoelástico**

A análise fotoelástica utilizada por este experimento foi técnica quasi-tridimensional, realizada com o auxílio de um fotoelasticímetro acoplado a uma máquina digital (DSC 717 – Cybershot Sony) que permitiram visualizar as franjas e registrar as imagens em fotografias digitais. As tensões fotoelásticas foram analisadas e comparadas por contagem de número de franjas ao redor de cada implante, desta forma foi possível identificar a magnitude da tensão, bem como registrar a proximidade das franjas umas das outras, para avaliar a concentração de tensão.

#### **4.2.8 - Fotoelasticímetro**

A técnica fotoelástica fornece uma exibição visual das tensões em determinado modelo. Estas tensões são reveladas com o auxílio de um dispositivo denominado polariscópio. Há dois tipos de polariscópio: o plano e o circular. O polariscópio plano proporciona campo de visão escuro através dos polarizadores



de eixo cruzados e claros por meio de eixos paralelos. Portanto, dois tipos de franjas são visualizados neste aparelho: os padrões coloridos (claros) que são as franjas isocromáticas e mostram intensidade das tensões, e as linhas escuras, chamadas isoclínicas, sobrepostas às franjas coloridas e relacionadas com a direção da tensão. Para aplicação odontológica, as informações principais requeridas são a localização e a intensidade das concentrações de tensões (Figura 4.35).

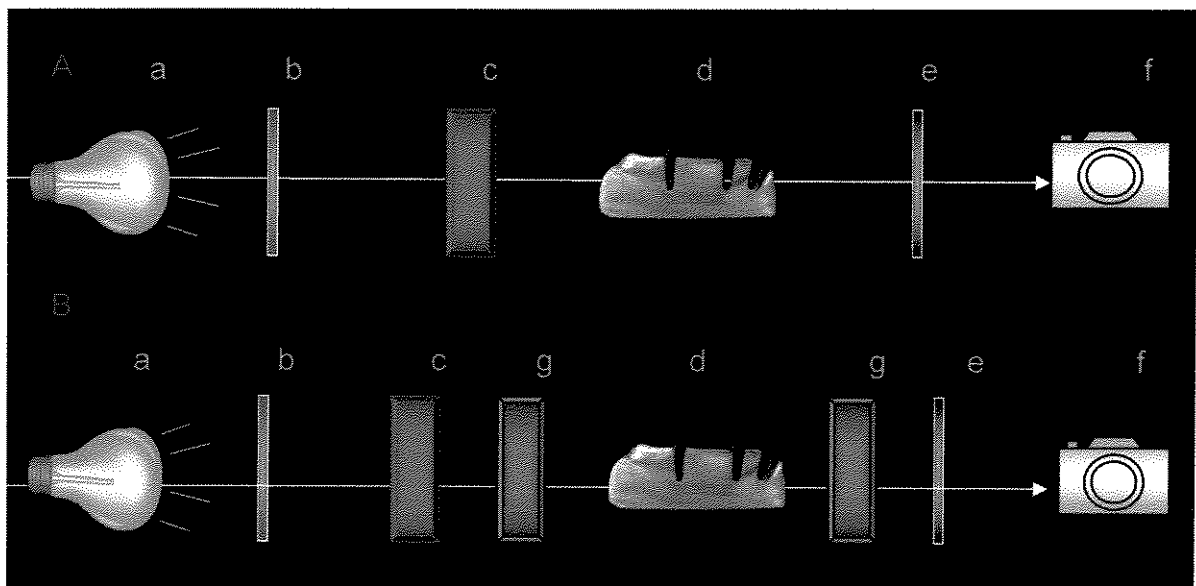


Figura 4.35 - Esquema do polariscópio plano (A) e circular (B): a. fonte de luz; b. difusor; c. polarizador; d. modelo fotoelástico; e. filtro analisador; g. filtros "quarter-wave"; f. máquina fotográfica.

Este aparelho é dotado da parte óptica e da parte mecânica. Na sua parte óptica este aparelho possui uma fonte de luz branca (lâmpada Photoflood-General & Eletric- 500W), um filtro polarizador, um difusor e um filtro analisador. Na sua parte mecânica, interposta entre os conjuntos polarizador e analisador, o aparelho apresenta um instrumento, que possibilita posicionar o modelo a ser analisado no centro geométrico dos filtros. Como equipamento auxiliar do



fotoelastímetro acoplou-se uma máquina fotográfica digital, que permite não apenas visualizar as franjas, mas registrá-las por meio de fotografias e vídeos.

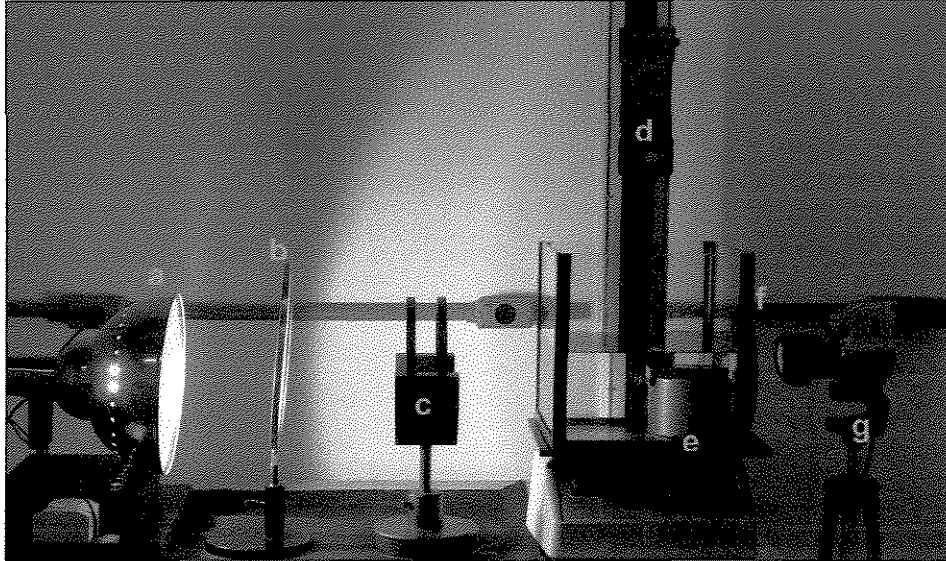


Figura 4.36 - Polariscópio. a. Refletor de luz Photoflood; b. Difusor de luz; c. Filtro Polarizador; d. Aparelho para aplicação de cargas; e. Base para o posicionamento do modelo fotoelástico; f. Filtro polarizador; g. Máquina fotográfica digital.

Para melhor visualização dos padrões isocromáticos (franjas coloridas), deve-se eliminar as isoclínicas (franjas escuras), e isso pode ser realizado com uso de filtros. Estes filtros, chamados placas “quarter-wave”, irão cancelar rotações das ondas de luz, o que anula as franjas isoclínicas (escuras). Esse arranjo é chamado de polariscópio circular. E para uma melhor nitidez das imagens, os modelos são imersos juntamente com o aparelho para aplicação de cargas em um tanque contendo óleo mineral puro, o que possibilita ainda melhor visualização das franjas isoclínicas (escuras).

#### **4.2.9 - Metodologia de Aplicação de Cargas**

Para esse experimento, foi empregado um dispositivo para aplicação de cargas, que foi construído a partir de um dinamômetro digital acoplado a uma

máquina de ensaio universal (Versatest, Mecmesin). Uma ponta metálica adaptada ao dinamômetro foi utilizada para delimitar a região selecionada no modelo fotoelástico a receber cargas.

Um carregamento oclusal de 100N foi aplicado em 3 pontos individualmente: A (região distal do segundo pré-molar direito), B (região distal do segundo pré-molar esquerdo) e C (região palatina, entre os incisivos centrais). Contatos puntiformes foram demarcados utilizando para isto, uma perfuração com uma ponta de diâmetro correspondente ao diâmetro da ponta de aplicação de carga (Figura 4.37 a, b, c e d).

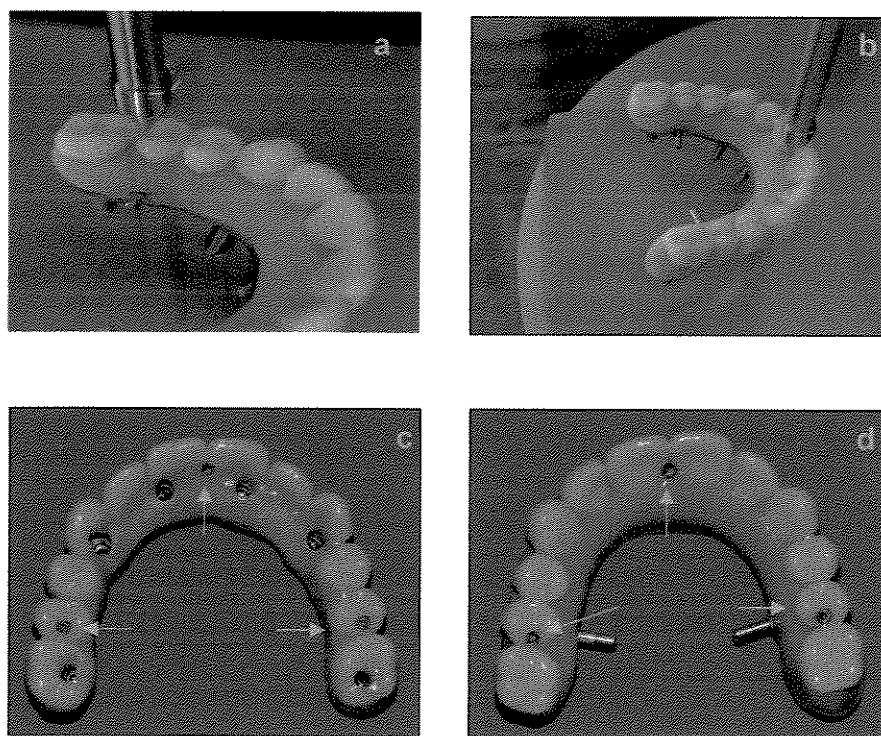


Figura 4.37. Dispositivo de aplicação de cargas posicionado na região de pré-molar (a) e região de incisivos centrais (b); c e d. Pontos de aplicação da carga demarcados.

### **4.3 - Forma de Análise dos Resultados**

Os resultados foram analisados pelo método visual das franjas fotoelásticas, visto que esta é uma análise qualitativa, não necessitando portanto, de análise estatística.

Inicialmente, foi realizado registro fotográfico sem aplicação de cargas para verificar a presença ou não de tensões no interior do modelo fotoelástico. Em seguida, foi registrada a distribuição após a prova das estruturas metálicas, e após o assentamento das próteses, o modelo fotoelástico foi submetido à aplicação de carga de 100N nos respectivos pontos de aplicação, e fotografado o comportamento das tensões de compressão.

## **5- RESULTADOS**

### **5.1. Análise Microscópica**

As figuras 5.1, 5.2 e 5.3 apresentam os valores médios em micrometros da interface componentes protético/implantes, correspondentes às infra-estruturas metálicas GRUPO I (Protocolo) e GRUPO II (Destacável), e cada um de seus implantes.

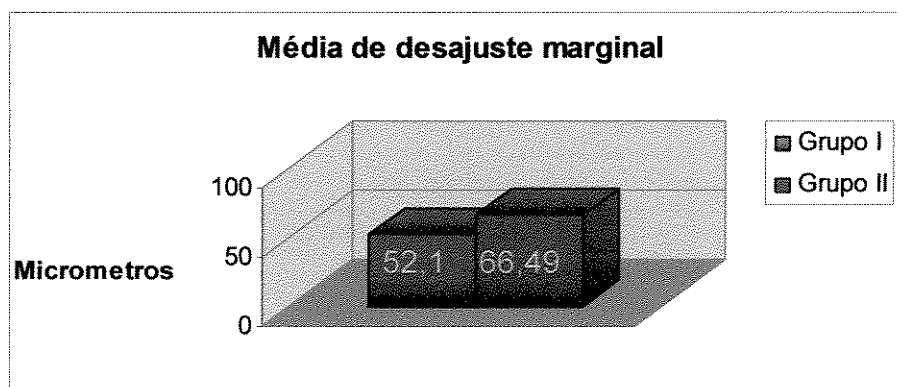


Figura 5.1- Ilustração gráfica da média dos valores de desajustes (μm) GRUPO I e II.

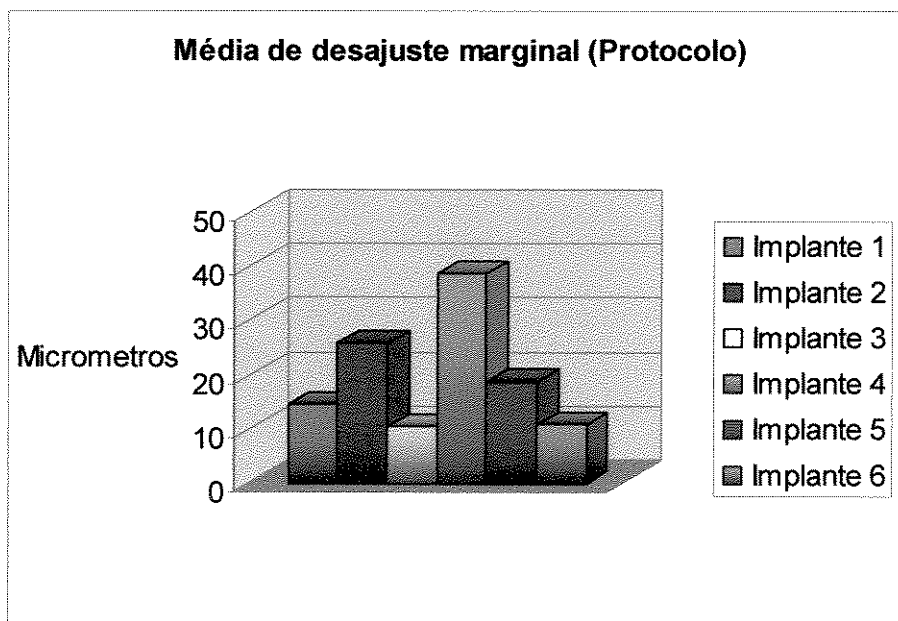


Figura 5.2- Ilustração gráfica da média dos valores de desajustes (μm) dos implantes do Grupo I.

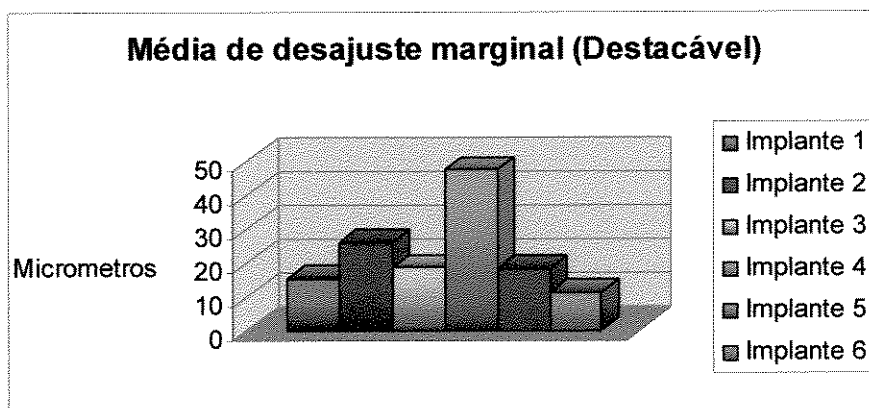
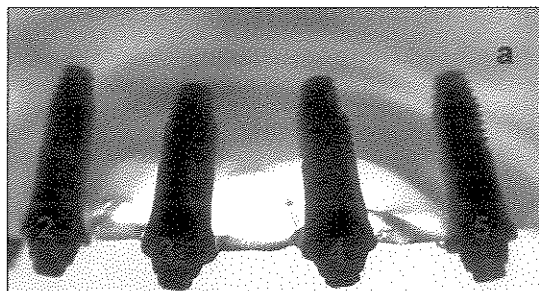


Figura 5.3- Ilustração gráfica da média dos valores de desajustes ( $\mu\text{m}$ ) dos implantes do GRUPO II.

## 5.2. Análise Fotoelástica

Os ensaios fotoelásticos dos corpos-de-prova utilizados nesta investigação foram devidamente documentados e registrados por meio de fotografias, obtidas por máquina digital, conforme descrito no capítulo referente à metodologia.

Inicialmente, foi realizado registro fotográfico do modelo fotoelástico para verificar a presença ou não de tensões no modelo de resina fotoelástica (Figura 5.4 a, b e c). Pela imagem pode-se perceber que o modelo se apresenta isento de tensões, condição necessária para que não houvesse mascaramento e indução de erros de leitura durante os experimentos.



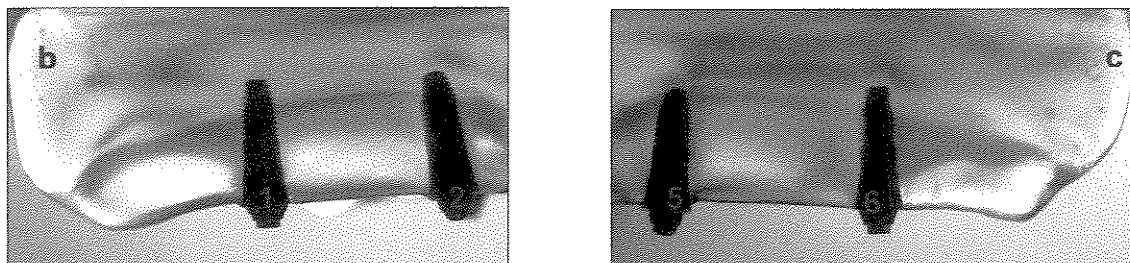


Figura-5.4a, b e c. Fotografia inicial, mostrando ausência de tensões sobre os implantes.

### 5.2.1. Prova da Estrutura Metálica

Pelas imagens apresentadas na Figura 5.5 a e 5.5 b, que apresentam uma vista anterior, pode-se observar que não parece haver diferença no padrão de tensões entre as duas estruturas metálicas, exceto no implante 3, que apresentou maior concentração na região distal e apical. São visualizadas tensões no interior do modelo fotoelástico na região periimplantar dos implantes, concentrada principalmente no ápice do implante (4) correspondente ao implante no qual o cilindro foi soldado a laser.

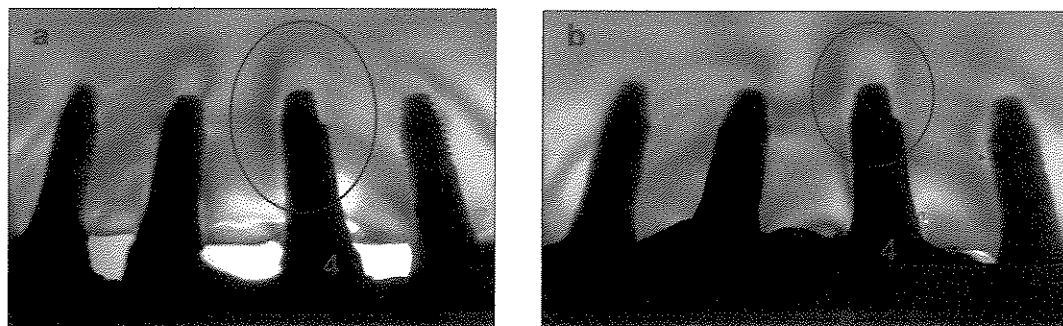


Figura 5.5-Região anterior, mostrando grande concentração de tensões; a. Prótese fixa tipo protocolo; b. Prótese fixa destacável

A Figura 5.6 a e b mostram a vista lateral esquerda da prova da estrutura metálica, onde o Protocolo apresentou maior concentração de tensão que a Destacável no implante distal (1). Existem algumas ordens de franjas fotoelásticas na região de corpo até apical dos implantes mesiais (2) de ambas as estruturas.

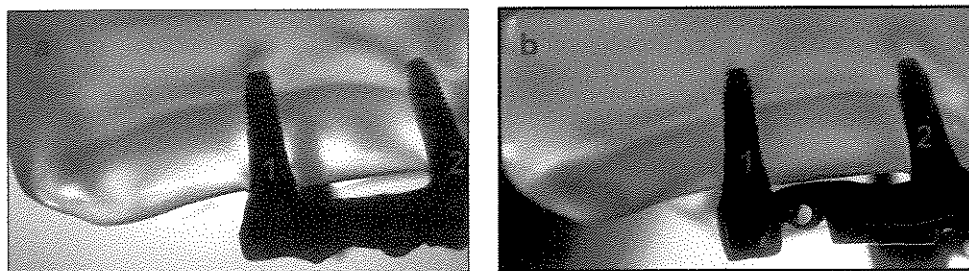


Figura 5.6-Região posterior com menor concentração de tensões que a região anterior; a.Protocolo; b.Destacável.

A Figura 5.7 a e b mostram a vista lateral direita da prova da estrutura metálica, onde tanto o Protocolo como a Destacável apresentou tensões na região apical dos implantes (5 e 6). Franjas fotoelásticas são visualizadas na região distal do modelo fotoelástico, principalmente no Protocolo. Além disso, existem algumas ordens de franjas fotoelásticas na região cervical do implante (6) na Destacável.

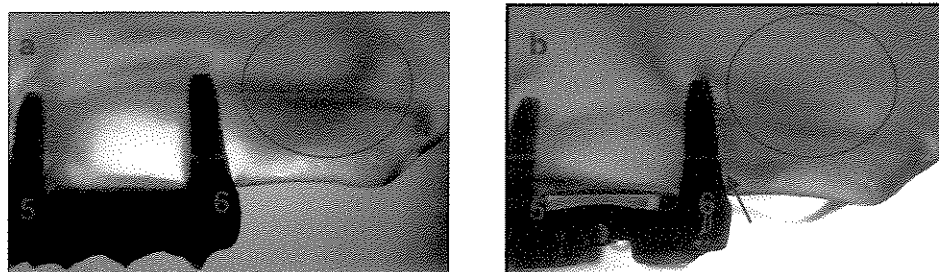


Figura 5.7- Região posterior com menor concentração de tensões que a região anterior; a.Protocolo; b.Destacável.

### **5.2.2. Após a Instalação da Prótese e Carregamento Oclusal**

#### **a) Aplicação de carga na região anterior (entre os incisivos centrais)**

O padrão de franjas aumentou gradativamente com concentração de tensões na cervical, no corpo e no ápice dos implantes anteriores (Figura 5.8 a e b), porém, com maior distribuição das tensões no rebordo residual.

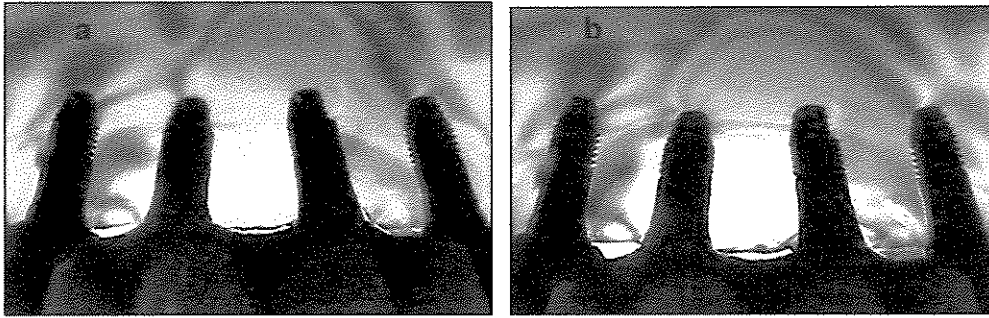


Figura 5.8 Região anterior, mostrando maior concentração de tensões; a.Protocolo; b.Destacável.

***b) Aplicação Unilateral (Região distal do 2° pré-molar)***

A figura 5.9 a e b, da vista lateral esquerda, mostram que nos implantes posteriores, houve aumento na quantidade das franjas, com maior concentração na região apical de todos os implantes.

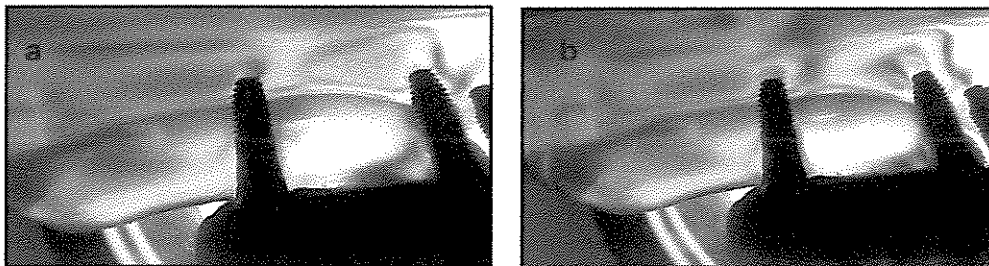


Figura 5.9 -Região posterior esquerda; a. Protocolo; b.Destacável.

Os mesmos resultados foram observados com a aplicação do carregamento no lado direito, contudo observa-se grande concentração de tensões localizadas entre os implantes 5 e 6 (Figura 5.10 a e b).



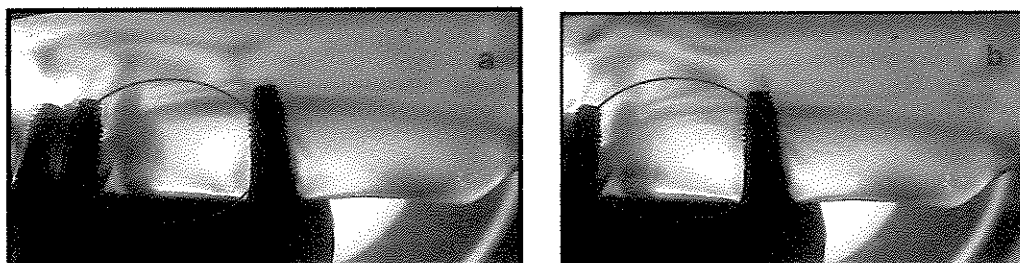


Figura 5.10. Região posterior esquerda; a. Protocolo; b. Destacável.

## 5. DISCUSSÃO

O sucesso da reabilitação de pacientes totalmente desdentados utilizando implantes osseointegrados tem sido documentado por diversos autores (**Adell et al., 1981; Adell et al., 1990; Block et al. 1990; Jemt, 1991; Zarb & Schmidt, 1996; Mich,1996**).

Embora exista alto índice de sucesso com implantes osseointegrados, estudos mostram complicações e falhas biológicas e mecânicas, tais como: afrouxamento do parafuso do *abuttment*, fratura do parafuso da prótese, fratura na base de resina; fratura do material de cobertura estética, fratura da prótese antagonista, fratura da infra-estrutura metálica, fraturas de implantes e perda da osseointegração (**Johansson et al.,1990; Hemmings et al., 1994; Goodacre et al., 1999; Goodacre et al., 2003**).

Assim, pesquisas clínicas e laboratoriais associam o sucesso clínico e a longevidade dos implantes aos fatores relacionados à biomecânica (**Bränemark & Zarb,1987; Rangert et al.,1989; Meriscske-Stern et al.,1992; Bidez & Mish, 1992**).

Desta forma acredita-se na necessidade de se conhecer mais os fenômenos biomecânicos que envolvem as próteses totais fixas e principalmente, a prótese fixa destacável, já que não foram encontrados trabalhos na literatura consultada relacionando biomecânica com esta modalidade protética.

Nesta investigação foi empregado o método da fotoelasticidade, cuja aplicação na Odontologia data desde a década de 40. Este método permite a visualização direta das tensões geradas sobre uma determinada estrutura, estabelecendo dessa forma, uma correlação entre modelo fotoelástico e correspondentes situações das estruturas bucais quando estão sob tensões (**Noonan, 1949; Mahler & Peyton, 1955; Brodsky et al., 1975 Thayer & Caputo,1980; Caputo,1993**).

Além disso, o método fotoelástico permite a visualização conjunta das tensões internas dos corpos, que podem ser medidas e fotografadas, enquanto que nos outros métodos analíticos são necessários gráficos e esquemas de distribuição de forças construídos a partir de dados numéricos (**Campos Jr et al., 1986**).

Um método tridimensional foi fabricado, mas o padrão das tensões foi observado e analisado em duas dimensões. Este método, chamado quasi-tridimensional, é o mais apropriado para analisar o padrão de tensão produzido quando um corpo tridimensional é carregado num modelo que simula o osso (**Clelland et al., 1993**).

Como a proposta do trabalho foi estudar um sistema complexo, no caso, as próteses totais fixas implanto-suportadas sobre vários implantes instalados em um modelo maxilar, a fotoelasticidade foi eleita como metodologia mais adequada.

Foram estabelecidos diversos fatores que devem ser considerados para avaliação das cargas que incidem sobre os implantes osseointegrados, dentre eles aqueles relacionados com o tipo, a localização, o número, bem como a angulação dos implantes (**Skalak, 1983; Naert et al., 1988; Brunski & Skalak, 1992; Lum, 1992; Kregzde, 1993; Brånemark et al., 1995; Bosse & Taylor, 1998; Lekholm, 1998; Renovard & Ragert, 2001**).

A maioria dos autores concorda que esses fatores geram diferentes padrões de tensões. Os resultados desta investigação demonstraram que houve maior concentração de tensão nos implantes inclinados, localizados na região anterior, enquanto que os menos inclinados, posicionados nos quadrantes posteriores, apresentaram menor concentração, e esta se localizava mais na região apical dos implantes, que estão em concordância com o trabalho realizado por **Canay et al. (1996)**, onde se observou maiores valores de compressão nos implantes angulados, quando submetidos a cargas verticais.

A oclusão é outro fator fundamental para a longevidade das próteses sobre implantes, e a sobrecarga é a principal causa da perda óssea quando associada a uma higiene deficiente (**Lindquist et al., 1988; Richter, 1989**). Vale ressaltar que

devido a alterações no padrão de oclusão por desgastes, ao longo do tempo, um exame regular da oclusão é fundamental para detectar e corrigir essas alterações (**Lundgren et al.,1989**).

Existem diversas publicações referentes à oclusão em dentes naturais e próteses totais. Poucos artigos discutem as reabilitações protéticas sobre implantes em maxilas, porém os resultados não mostraram diferença do efeito das cargas oblíquas quando comparadas a cargas ao longo eixo do implante (**Celletti et al.,1995**).

Apesar da maioria dos autores acreditarem que o uso de resina na cobertura oclusal reduz o estresse aos implantes e ao suporte ósseo (**Skalak, 1983; Sertgöz, 1997**), materiais de superfície oclusal rígidos, como a cerâmica ou metal, geram cargas aos implantes que são bem suportadas pelo remanescente ósseo, de acordo com a afirmação de **Skalak,1983**. No entanto, a resina na cobertura oclusal é bastante aceita e utilizada pela facilidade de reparos em casos de fratura, e muitas vezes, pelo menor custo. Estes fatos também motivaram a utilização da resina nesta investigação.

A avaliação das condições anatômicas (suporte de lábio, perda óssea), bem como, os anseios do próprio paciente, influenciam diretamente no planejamento protético. Segundo **Friedman et al. (1987)** nos casos em que o paciente adquiriu trauma psicológico, e que não aceita reabilitações removíveis, devem ser reabilitados com restaurações fixas.

Porém, existem autores que defendem que em algumas situações clínicas, as *overdentures* são a primeira escolha para o tratamento, em se comparando com a possibilidade de se confeccionar uma prótese fixa sobre implantes, principalmente em decorrência do fator econômico, pela menor quantidade de implantes necessária; melhor possibilidade de higienização e melhor reconstituição do suporte labial (**Parel,1986; Eckert & Laney, 1989; Lewis, 1993; Hutton et al., 1995**).

A maioria dos autores concorda que reabilitações fixas sobre implantes são apropriadas somente em casos que há mínima reabsorção do osso alveolar bem

como relação maxilo-mandibular adequada (**Zitzmann & Marinello, 1999**). E que nos casos de pacientes desdentados totais de maxila com severa reabsorção óssea, a *overdenture* sobre implantes se apresenta como tratamento de bom prognóstico. Pois, nesses casos, a reabilitação com prótese fixa, pode gerar problemas associados à fonética bem como hiperplasias gengivais (**Jemt et al., 1992**).

Outro fator importante que deve ser levado em consideração é a satisfação do paciente. Contudo, a maioria dos trabalhos não mostra grandes diferenças no grau de satisfação dos pacientes em relação à prótese fixa ou removível (**Feine et al., 1994; Grandmont et al., 1994; Hemmings et al., 1994; Zitzmann & Marinello, 2000**). Apesar de que, a maioria dos clínicos acredita que os pacientes preferem reabilitações fixas às removíveis (**De Boer, 1993**).

Diversas são as alternativas de tratamento protético em casos de reabilitação de pacientes edêntulos totais de maxila. Novos desenhos são idealizados, como é o caso da prótese fixa destacável, justamente para resolver casos complexos onde se observa severa reabsorção óssea, com perda de suporte labial, e que associa os benefícios de próteses do tipo *overdenture* (estética, fonética e higienização) às propriedades biomecânicas da prótese fixa **Telles (2004)**. Essa modalidade protética apresenta suporte, que é oferecido devido à área e à extensão da barra suportada pelos implantes; estabilização, que é obtida por meio de uma supra-estrutura removível conectada à barra; e retenção, por meio de *attachments* de precisão (**Lothigius et al., 1991; Pereira et al., 2002; Cobb et al., 2003**).

O presente estudo avaliou mecanicamente a prótese fixa destacável associada à *attachments* do tipo MK1 e encontrou resultados satisfatórios, com resposta mecânica semelhante à encontrada na prótese fixa do tipo "protocolo", resultados estes que corroboram à afirmação de **Telles (2004)**.

O tipo de prótese a ser indicado é importante no planejamento, porém, diversos pesquisadores ressaltam o assentamento passivo das infra-estruturas implanto-suportadas como fator essencial à longevidade do tratamento (**Skalak,**

**1983; Johansson & Palmqvist, 1990).** Porém, a evidência científica e a eficácia da tecnologia usada atualmente enfatizam que o assentamento passivo das infra-estruturas ainda não pode ser obtido (**Randi *et al.*, 2001; Sahin & Cerelli, 2001).**

Não foi encontrado, na literatura consultada, nenhum trabalho clínico longitudinal que relata falha em implantes especificamente atribuídas à falta de assentamento passivo das infra-estruturas. A questão fundamental que surge é se a conexão com assentamento passivo absoluto é realmente essencial para o sucesso do implante. Ainda é difícil quantificar até que ponto as estruturas ósseas adjacentes aos implantes podem tolerar as tensões geradas pela falta de passividade de estruturas metálicas. Esta questão fica mais complexa e sem explicações até o presente momento, quando se associam às tensões induzidas pelas forças oclusais de natureza fisiológica ou potencializadas pelas parafuncionais.

Pesquisadores afirmam que é racional considerar o uso de componentes pré-fabricados para confecção de infra-estruturas de próteses fixas sobre implantes (**Jemt & Lindén, 1992**), e que a adaptação marginal da estrutura confeccionada com componentes pré-fabricados em Ti c.p. e soldados a laser, apresenta resultados superiores às técnicas de fundição em monobloco e a fundição mais a soldagem a laser (**Alves & Nóbilo, 2001**).

Alguns autores ressaltam ainda, que as infra-estruturas podem ser confeccionadas em titânio, afirmam que este apresenta módulo de elasticidade próximo ao do osso, o que favorece a distribuição de tensões na interface osso-implante, e não sofre fadiga sob forças oclusais normais (**Clelland *et al.*, 1991**).

Outra técnica bastante empregada é a técnica da cimentação passiva, e em todos os trabalhos comparando esta técnica à soldagem a laser, apresentaram melhores resultados de adaptação, o que também foi observado neste estudo, onde a média de desadaptação encontrada foi de 31,66 µm e 66,33 µm para o cilindro cimentado e 86,66 µm e 92,83 µm, para o cilindro soldado. Esses valores podem ser justificados pelos valores bem superiores de adaptação dos cilindros

cimentados, observados em microscopia óptica (**Randi et al., 2001; Kleine & Nóbilo, 2002**).

De acordo com **Clelland & Putten (1997)** a cimentação passiva gera menos tensões que a técnica da soldagem a laser. A causa para redução das tensões em cilindros cimentados ocorre devido à associação entre o preenchimento dos espaços vazios com cimento e à adaptação da peça, evitando a aplicação de cargas nocivas aos implantes, embora no trabalho de análise fotoelástica realizado por **Guichet et al. (2000)**, não se observou a relação entre adaptação e passividade. É importante salientar que apesar dos excelentes resultados obtidos pela técnica do cilindro cimentado, são necessários estudos para avaliar a eficácia clínica a longo prazo.

Contudo, os resultados não mostraram diferença significativa em relação à distribuição de tensões entre as duas estruturas, que apresentaram mesmo padrão de franjas fotoelásticas, com concentração um pouco maior na fixa destacável, que pode ser justificada pela média de desajuste superior (66, 49µm) à estrutura do “protocolo” (52,10µm), apesar de ambas as estruturas apresentarem valores de desajustes tidos como aceitável segundo **Jemt & Lie (1995)**, ou seja, inferior a 150µm. Outro fator a ser considerado são os procedimentos laboratoriais, que apesar dos cuidados na fase de confecção, possível contração do material de cobertura estética pode ter provocado um aumento da concentração das tensões. Neste aspecto, as próteses destacáveis, por apresentarem uma supra-estrutura metálica, podem possuir mesmo volume total de resina acrílica. Assim, espera-se menor efeito das distorções derivadas do processamento deste material. Este fato não pôde ser comprovado neste trabalho, provavelmente pela maior extensão vertical dessa prótese.

É importante salientar como declararam **Sahin & Cehrelli (2001)** que as tensões são produzidas ao redor dos implantes desde o aperto dos parafusos, mesmo com níveis de desajustes considerados clinicamente aceitáveis, observado claramente neste estudo.

Além disso, foram observados padrões de tensões aumentados na região anterior. Esse fato pode ser justificado pela inclinação de 20° dado aos implantes localizados na região anterior, e principalmente pela conformação da estrutura em curva. Nesta situação, onde os implantes de número 4 para ambos os Grupos, evidenciaram as maiores tensões. É importante ressaltar que os cilindros foram soldados a laser e desta forma, possíveis distorções impostas pela contração de solidificação do processo de soldagem, podem ter gerado um posicionamento angular dos componentes em relação à estrutura metálica e aos demais cilindros que foram cimentados. Assim, no momento do aperto dos parafusos protéticos, os mesmos podem ter sido submetidos a maiores tensões (tração e compressão).

Neste estudo, após a aplicação do carregamento na região anterior, houve tendência gradual de concentração de tensões principalmente no ápice dos implantes. Este fato pode estar relacionado à disposição (inclinação e proximidade) dos implantes. Porém, nas cargas unilaterais (região distal do 2° pré-molar), houve maior concentração de franjas fotoelásticas entre os últimos implantes e também em seus ápices. Isso provavelmente foi favorecido pela maior distância entre os implantes.

Embora o comportamento mecânico das próteses fixas avaliadas neste estudo, tenha apresentado semelhanças pela análise fotoelástica, diferenças claras foram evidenciadas durante a confecção das mesmas. O tipo destacável mostrou-se mais complexo e de custo mais elevado. Fica, assim, a decisão para o clínico a eleição entre um sistema ou outro.

Contudo, este estudo torna-se comprovadamente útil no sentido de enfatizar a utilização de próteses fixas destacáveis sobre implantes, visto que dentro da metodologia aplicada, apresentou distribuição de tensões similar à prótese fixa do tipo "protocolo", tão comumente utilizada. Além disso, foi evidenciada a necessidade de pesquisas nesta área, com o intuito de se observar outros aspectos importantes para longevidade dessa modalidade de tratamento.



## **7. CONCLUSÕES**

Diante dos resultados obtidos, sob as condições deste experimento, e considerando-se os fatores biomecânicos da distribuição das cargas oclusais sobre implantes, é válido concluir que:

1. As próteses fixas do tipo Protocolo, bem como Destacável apresentaram padrões semelhantes de distribuição de tensão, principalmente após a aplicação do carregamento oclusal;
2. As tensões se distribuíram tanto na região apical, como distal e mesial dos implantes localizados na região anterior, enquanto que, nos implantes posteriores, as tensões se localizaram mais na região apical, antes do carregamento oclusal.
3. As tensões produzidas ao redor dos implantes aumentaram gradativamente à medida que as fases laboratoriais foram realizadas, e após carregamento oclusal, as franjas fotoelásticas se mostraram melhor distribuídas na região anterior, e mais concentradas entre os últimos implantes após o carregamento posterior.

## **8. REFERÊNCIAS**

1. Adell R, Lekholm B, Rockler, Brånemark P-I. A 15- year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. ***Int J. Oral Surg.*** 1981; 10:387-416.
2. Adell R, Ericksson B, Lekholm U, Brånemark, P-I, Jemt T. ***Int J Oral Maxilofac Implants.*** 1990: 5:347-59.
3. Alves BP; Nóbilo, MAA. **Análise da adaptação de estruturas de próteses sobre implantes pré-fabricadas ou fundidas em titânio, antes e após soldagem a laser.** Tese de Mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP - Área de Prótese Dental, 2002.
4. Bidez W M, Mish C E. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. ***J Oral Implantol.*** 1992; 18(3): 264-73.
5. Block M, Kent JN, Finger IM. Use of integral implant for overdenture stabilization ***Int J Oral Maxilofac Implant.*** 1990: 5:140-7.
6. Bosse LP, Taylor TD. Problems associated with implant rehabilitation of the edentulous maxilla. ***Dent Clin North Am.*** 1998; 42(1):117-27.
7. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue- integrated protheses osseointegration in clinical dentistry. ***Quintessence***, 1995: 120- 200.
8. Brånemark P, Zarb G A. **Prótesis tejido integradas la osseointegración em la odontologia clínica.** Berlin: Quintessence Books, 1987. p. 117-28.

---

Baseada na NBR- 6023 de ago. de 2002, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).  
Abreviatura dos títulos dos periódicos em conformidade com o MEDLINE.

9. Brunski J B, Skalak R. Biomechanics of osseointegration and dental. In: Naert I, Steenberg D V, Worthington P. Osseointegration in oral Rehabilitation. London: **Quintessence**, 1993. Cap.7, p.133-156.
10. Campos Jr A, Passanezi E, Nahás D, Janson WA. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte I- Campo de aplicação. **Rev Odontol. Univ. S Paulo**. 1986; 16(1): 20-25.
11. Canay S, Hersek N, Akpınar I, Asik Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. **Quintessence Int**. 1996; 27:591-8.
12. Caputo AA, Standlle JP. Biomechanics in clinical dentistry. **Quintessence**, Chicago:1987.
13. Caputo AA. **Stress analysis**. Apresentado no seminário de Biomateriais, Science Section. Abstracts. Los Angeles: UCLA School of dentistry, Oct. 1993.
14. Ochiai KT, Williams BH, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA. Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-supported overdenture designs. **J Prosthet Dent**. 2004; 91:421-7.
15. Cehreli M, Duyck J, De Coomam M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain –gauge analysis. **Clin Oral Implant**. 2004; 2:249-57.
16. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implant. **Int J Maxillofac Implant**. 1991; 6:391-98.

17. Clelland *et al.* A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *JOMI* on CD Room (1997 Quintessence Pub Co.). 1993; 8(5): 541-548.
18. Clelland NL, Van Putten MC. Comparison of strains produced in a bone simulant between conventional cast and resin-luted implant frameworks. *JOMI* on CD Room (1997 Quintessence Pub. Co.). 1997; 12(6):793-799.
19. Cobb G, Meltcalf, AM, Parsell D, Reeves GW. An alternative treatment method for fixed-detachable hybrid prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2003; 89(3):239-43.
20. De Boer J. Edentulous implants: Overdenture versus fixed. *J Prosthet Dent.* 1993; 69(4):386-90.
21. Dyn H. **Atlas de cirurgia oral menor.** Santos.2004; p.203.
22. Eckert SE, Laney WR. Patients evaluation and prosthodontic treatment planing for osseointegrated implants. *Dent Clin North Am* 1989; 33: 599-618.
23. Feine J S, Grandmont P, Boudrias P, Brien, Lamarche C, Taché R, Lund J P. Within-subject comparisons of implant-supported mandibular prostheses: choice of prostheses. *J Dent Res.* 1994; 73(5) 1105-11.
24. Friedman *et al.* The influence of fear, anxiety, and depression on the patient's adaptive responses to complete dentures. Part I. *J Prosthet Dent.* 1987; 58-687-9.
25. Glickman I, Roeber FW, Pameijer JHN. Photoelastic analysis of internal stress in the periodontium created by occlusal forces. *J Periodontol.* 1970;41:30-5.

26. Goodacre C, Kan JYK, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. ***J Prosthet Dent.*** 1999; 81:537-52.
27. Goodacre C, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan J Y K. Clinical complications with implants and implant prostheses. ***J Prosthet Dent.*** 2003; 90:121-32.
28. Guichet DL, Caputo AA, Choi Hyeonju, Sorensen JA. Passivity of fit marginal opening in screw - or cement- retained implant fixed partial denture designs. ***Int J Oral Maxillofac Implants.*** 2000; 15: 239-246.
29. Hemmings K, Schmitt A, Zarb GA. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible: a 5-year report. ***Int J Maxillofac Implant.*** 1992; 9:191-6.
30. Hutton J, Chai J, Johns R, McNamara DC, Watson RM. Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. ***Int J Maxillofac Implant.*** 1995; 10(1):33-42.
31. Jemt T, Stålblad P. – Å. The effect of chewing movements on changing mandibular complete dentures to osseointegrated overdentures. ***J Prosthet Dent.*** 1986; 55(3):357-361.
32. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. ***Int J. Oral. Maxillofac. Implant.*** 1991; 6(3):270-6.

33. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw. **Clin Oral Impl Res**. 1995; 6: 172-80.
34. Jemt T, Linden B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. **Int. J. Periodont. Rest Dent**. 1992; 12: 177-83.
35. Jemt T, Book K, Lindén B, Urde G. Failures and complications in 92 consecutively inserted overdentures supported by Branemark implants in severely resorbed edentulous maxillae: a study from prosthetic treatment to first annual check-up. **Int J Maxillofac Implant**. 1992; 7(6):162-7.
36. Jiménez-Lopes, V. Próteses sobre implantes: oclusão, casos clínicos e laboratório. São Paulo: **Quintessence**, 1995. 264p.
37. Kleine A, Nóbilo M A.A. **Análise do assentamento passivo de infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas do cilindro cimentado e soldado a laser**. Tese de Mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP - Área de Prótese Dental, 2002.
38. Kregzde M. A method of selecting the best implant prosthesis design option using three-dimensional finite element analysis. **Int J Maxillofac Implant**. 1993; 8(6):662-73.
39. Lekholm U. Surgical considerations and possible shortcomings of host sites. **J Prothet Dent**. 1998; 79(1): 43-48.
40. Lewis S, Sharma A, Nishimura R. Treatment of edentulous maxillae with osseointegrated implants. **J Prothet Dent**. 1993; 68: 503-8.

41. Lindquist LW, Carlsson GE. Bone resorption around in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. **J Prosthet Dent** 1988; 59(1):59-63.
42. Lothigius E, Smedberg J, De Buck V, Nilder K. A new design for hybrid prosthesis supported by osseointegrated implants: Part 1. Technical aspects. **Int J Maxillofac Implant.** 1991; 6(1):80-6.
43. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. **J Oral Implantol.** 1992; 17(2):126-131.
44. Lundgren D, Laurell L. The influence of number and distribution of occlusal cantilever contacts on closing and chewing forces in dentitions with implant-supported fixed prostheses occluding with complete dentures. **Int J Maxillofac Implant.** 1989; 84:277-83.
45. Markarian RA, Lima RG, Souza RM, Sendyk CL. Biomecânica da transmissão de tensões a implantes em função da rigidez da coroa protética-análise fotoelástica. **Brazilian Oral Res.** 2004; 18:198.
46. Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analysing stresses in dental structures. **J Dent Res.** ., 1955; 34(6): 831-838.
47. Meriscske-Stern R, Geering A H, Burgin W B, Graf H. Three-dimensional force measurement on mandibular implants supporting overdentures. **Int J Maxillofac Implant.** 1992; 7(2):185-194.
48. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite element. **J of Cranio Max Surg.** 2001; 29: 100-5.

68. Zitzmann NU, Marinello CP. Treatment plan for restoring the edentulous maxilla with implant-supported restorations: removable overdenture versus fixed partial denture design. **J Prosthet Dent.** 1999; 82(2):188-96.
69. Zitzmann N, Marinello C P. Treatment outcomes fixed or removable implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. Part I: patients' assessments. **J Prosthet Dent.** 2000; 83(4):424-33.



**ANEXO****Quadro A.Primeira leitura dos valores de desajustes ( $\mu\text{m}$ ) dos Grupos I e II, quando parafuso 1 foi apertado.**

<b>Implantes</b>	<b>Grupo I Vestibular/Lingual</b>	<b>Grupo II Vestibular/Lingual</b>
<b>3</b>	<b>29/36</b>	<b>63/69</b>
<b>4</b>	<b>107/68</b>	<b>98/62</b>
<b>6</b>	<b>27/35</b>	<b>105/92</b>

**Quadro B.Segunda leitura dos valores de desajustes ( $\mu\text{m}$ ) dos Grupos I e II, quando parafuso 1 foi apertado.**

<b>Implantes</b>	<b>Grupo I Vestibular/Lingual</b>	<b>Grupo II Vestibular/Lingual</b>
<b>3</b>	<b>28/36</b>	<b>66/67</b>
<b>4</b>	<b>101/71</b>	<b>97/103</b>
<b>6</b>	<b>23/37</b>	<b>109/98</b>

**Quadro C.Segunda leitura dos valores de desajustes ( $\mu\text{m}$ ) dos Grupos I e II, quando parafuso 1 foi apertado.**

<b>Implantes</b>	<b>Grupo I Vestibular/Lingual</b>	<b>Grupo II Vestibular/Lingual</b>
<b>3</b>	<b>28/36</b>	<b>67/66</b>
<b>4</b>	<b>105/68</b>	<b>96/101</b>
<b>6</b>	<b>29/39</b>	<b>111/99</b>

**Quadro D.Segunda leitura dos valores de desajustes ( $\mu\text{m}$ ) dos Grupos I e II, quando parafuso 6 foi apertado.**

<b>Implantes</b>	<b>Grupo I Vestibular/Lingual</b>	<b>Grupo II Vestibular/Lingual</b>
<b>1</b>	<b>28/39</b>	<b>34/56</b>
<b>3</b>	<b>127/80</b>	<b>57/42</b>
<b>4</b>	<b>29/27</b>	<b>35/14</b>

**Quadro E.Segunda leitura dos valores de desajustes ( $\mu\text{m}$ ) dos Grupos I e II, quando parafuso 6 foi apertado.**

<b>Implantes</b>	<b>Grupo I Vestibular/Lingual</b>	<b>Grupo II Vestibular/Lingual</b>
<b>1</b>	<b>29/40</b>	<b>45/52</b>
<b>3</b>	<b>123/78</b>	<b>63/45</b>
<b>4</b>	<b>27/22</b>	<b>30/17</b>

**Quadro E.** Segunda leitura dos valores de desajustes ( $\mu\text{m}$ ) dos Grupos I e II, quando parafuso 6 foi apertado.

<b>Implantes</b>	<b>Grupo I Vestibular/Lingual</b>	<b>Grupo II Vestibular/Lingual</b>
<b>1</b>	<b>29/42</b>	<b>63/69</b>
<b>3</b>	<b>125/77</b>	<b>98/62</b>
<b>4</b>	<b>26/25</b>	<b>29/14</b>

**Quadro F.** Média dos valores de **desajustes** ( $\mu\text{m}$ ) dos Grupos I e II, quando os parafusos 1 e 6 foram apertados.

<b>Grupos</b>	<b>Média</b>
<b>Grupo I</b>	<b>52,10</b>
<b>Grupo II</b>	<b>66,49</b>