



**Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba**



PAULO CÉZAR SIMAMOTO JÚNIOR
Cirurgião Dentista

**ANÁLISE DAS TENSÕES NA ESTRUTURA DE SUPORTE
EM PROTOCOLOS IMPLANTO-SUPOSTADOS COM
ALTERAÇÃO DO NÚMERO E DIÂMETRO DAS FIXAÇÕES**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Doutor em Clínica Odontológica – Área de concentração em Prótese Dental.

Orientador: Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo

Co-Orientador: Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves

PIRACICABA

2008

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Bibliotecária: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

Si41a	<p>Simamoto Júnior, Paulo César.</p> <p>Análise das tensões na estrutura de suporte em protocolos implanto-suportados com alteração do número e diâmetro das fixações. / Paulo César Simamoto Júnior. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2008.</p> <p>Orientadores: Mauro Antônio de Arruda Nóbilo, Flávio Domingues das Neves.</p> <p>Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p>1. Biomecânica. 2. Implantes dentários. 3. Fotoelasticidade. I. Nóbilo, Mauro Antônio de Arruda. II. Neves, Flávio Domingues das. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.</p> <p>(mg/fop)</p>
-------	--

Título em Inglês: Analysis of alteration the number and diameter on stress transfer by protocols implant-supported prostheses

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Biomechanics. 2. Dental implants. 3. Photoelasticity

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Mauro Antônio de Arruda Nóbilo, Alfredo Júlio Fernandes Neto, Cleudmar Amaral de Araújo, Carlos José Soares, Guilherme Elias Pessanha Henriques

Data da Defesa: 09-05-2008

Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 09 de Maio de 2008, considerou o candidato PAULO CEZAR SIMAMOTO JÚNIOR aprovado.

PROF. DR. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO

PROF. DR. ALFREDO JÚLIO FERNANDES NETO

PROF. DR. CLEUDMAR AMARAL DE ARAÚJO

PROF. DR. CARLOS JOSÉ SOARES

PROF. DR. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

A **Deus**, sempre presente na minha vida, abençoando e conduzindo os meus
passos;

A **Veridiana**, pelo carinho e compreensão por esses anos, que não foram fáceis.
Contudo, foram melhores com o seu amor e apoio;

Aos meus amados pais **Paulo e Fátima**, amigos, pastores, exemplos de vida,
parceiros de todos os momentos, pessoas de fé, meu porto seguro;

As minhas queridas irmãs **Daniela e Camila**, eternas amigas que mesmo trilhando
os seus rumos, não esquecem a importância e o peso da palavra irmão; e aos
mais novos Simamotos, **Geovane e Miguel**, saibam que ainda a muito para ser
feito.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao **Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo**, que orientou de maneira brilhante os experimentos deste trabalho, grande exemplo de dedicação e amor a docência, de zelo institucional, trabalhador incansável. Contudo, sobressai dentre as virtudes uma pessoa generosa, preocupada com o bem estar daqueles que o cercam, meus sinceros agradecimentos;

Ao **Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo**, por tornar possível esse sonho, sempre empolgado, motivado e ponderado com as nossas realizações. Preocupado e atento com as adversidades. O respeito conquistado torna-se permanente, meu muito obrigado;

Ao **Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves**, que há 10 anos assumiu a tarefa de me orientar, sua importância para minha formação pessoal e profissional é algo que não tem valor, apenas gratidão;

Ao **Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto**, pelo cuidado e carinho que tem pelos que o cercam. Indiferente às suas atribuições, sempre foi palavra e mão amiga nas horas certas, fato que não nos isenta de nossos erros e de suas correções. Exemplo de administrador e professor, semeia e motiva os mais novos, ampliando e enriquecendo a nossa visão de escola. Posso me dizer feliz pela escola que tive, obrigado.

Ao **Prof. Dr. Carlos José Soares**, pelo respeito, pela sabedoria e aprendizado imensurável ao longo desses anos. Pelas oportunidades que não foram poucas, pela confiança que espero sempre ser merecedor, obrigado;

A colega **Lia Dietrich**, por sua fundamental participação na análise das amostras;

Ao **Padrinho Olimar**, meu carinho e gratidão.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do Magnífico Reitor Prof. Dr. José Tadeu Jorge;

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas na pessoa do Digníssimo Diretor Prof. Dr. Francisco Haiter Neto;

Ao Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti, coordenador geral dos cursos de Pós-Graduação e a Prof. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia, atual coordenadora do curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica;

Aos Professores da área de Prótese e Periodontia da FOP, Profa. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury; Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques; Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita, Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia; Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani; Prof. Dr. Frederico Andrade e Silva por compartilharem o conhecimento com seus alunos;

A Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, onde cursei a graduação, especialização e o mestrado, nas pessoas do Digníssimo Diretor Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto;

A Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia, na pessoa da Digníssima Diretora Profa. Ms. Eneida de Mattos Faleiros;

A Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, juntamente ao Laboratório de Projetos Mecânicos “Prof. Henner Alberto Gomide” na pessoa do seu Coordenador Prof. Dr. Cleudmar Amaral Araújo;

Aos professores da FOUFU, pelo carinho e apoio, Prof. Dr. Aderito Soares da Mota; Prof. Dr. Ricardo Alves do Prado, Prof. Dr. Célio Jesus do Prado; Prof. Ms. Clébio Domingues da Silveira; Prof. Dr. Gustavo A. Seabra Barbosa (UFRN);

Aos colegas do Curso Técnico em Prótese Dentária/ESTES/UFU, Prof. Dra Terezinha Rezende Carvalho de Oliveira; Prof. Ms. Sheila R. de Sousa Porta; Prof. Dr. Francisco José G. de Freitas, Profa. Ms. Fabiana Gonçalves;

Aos colegas e funcionários do LPM, que muito contribuíram com esse trabalho, Joaquim, Lidiane, Denise, Jairo e o Técnico Torneiro Mecânico Valdico;

Aos companheiros da República do Ed. Casa Blanca na Rua do Vergueiro, Prof. Dr. Bruno Gurgel, quase Prof. Dr. André Luis Faria, Prof. Dr. César Arrais, Prof. Dr. Rafael Navarro, Prof. Dr. Caio Hermann, obrigado pelos bons momentos vividos, que serão perenes na minha memória;

Aos colegas da FOP, que com muito carinho me lembrarei dos bons momentos compartilhados, dos estudos, da paciência e do companheirismo de todos Cristina do Amparo Resende, Priscila Serrano, Dani Pita, Andréia, Janaina Dantas, Juliana Moura, Wander José, Daniel Figueiras, Fernanda Faot, Flávio, Thiago Valentino, Wagner Negreiros, Bruno Benatti, Cleverson, Daiane Peruzzo, Alessandra Damaceno; Poliana Bastos, Fabiana Straioto.

A colega Profa. Ms. Maria Helena Godoy, pelo inestimável apoio e carinho com que me ajudou na árdua tarefa de domar a língua de Camões;

A empresa Conexão Sistema de Próteses que forneceu os pilares e implantes utilizados neste trabalho.

“Ensinar não é transferir a inteligência do objeto ao educando mas instigá-lo no sentido de que, como sujeito cognoscente, se torne capaz de entender e comunicar o entendido. É neste sentido que se impõe a mim escutar o educando em suas dúvidas, em seus receios, em sua incompetência provisória. E ao escuta-lo, aprendo a falar com ele.”

Paulo Freire

RESUMO

Este trabalho teve por objetivo quantificar e qualificar *in vitro* às tensões geradas pela alteração do número e do diâmetro de implantes dentários em protocolos clássicos tipo Brånemark, em implantes fixados em modelo aproximado da região anterior da mandíbula, entre os forames mentonianos por meio da técnica da fotoelasticidade. Foram confeccionadas nove infra-estruturas em titânio, utilizando a distribuição para os implantes posteriores e centrais, similares ao sistema Brånemark Novum[®]. Foram divididos três grupos: Grupo Controle (GC) com cinco implantes de 3,75mm de diâmetro; Grupo Regular (GR) com três implantes de 3,75mm de diâmetro e Grupo Largo (GL) com três implantes de 5mm de diâmetro, com comprimento padronizado de 13mm para todos os implantes. Nove modelos fotoelásticos foram confeccionados, com três paredes planas, o que permitiu a quantificação das tensões em cada implante, por meio da técnica fotoelástica de transmissão plana, na presença de carregamento constante de 1,33kgf em um dos extremos livres da prótese. Para análise das tensões, foi utilizado polariscópio circular, avaliando dezesseis pontos ao longo do corpo dos implantes. Os valores encontrados para tensão cisalhante (τ), com relação ao aumento do diâmetro dos implantes, demonstraram diminuição da concentração de tensão em 8% para a região crítica do sistema, extremos livres, quando comparado a GC, sendo em GR encontrada as maiores médias de tensão cisalhante (τ). O número de implantes mostrou-se menos relevante na diminuição das tensões para o modelo estudado, contudo o aumento do diâmetro otimizou a distribuição das tensões em comparação a GC.

Palavras-chave: Implantes dentários, análise fotoelástica, diâmetro de implantes, tensões, biomecânica.

ABSTRACTS

The aim of this study was to evaluate the influence *in vitro* of the change in the number and diameter of dental implants in Brånemark protocols. Nine infrastructure in titanium, with approximate measures of the protocol type Brånemark Novum[®] and divided into three groups: Control Group (CG) with five implants, 3.75mm in diameter; Regular Group (RG), with three implants, 3.75mm in diameter and Wide Group (WG), with three implants and 5mm in diameter, all implants have 13mm length. The analysis of the gradient of stress was done by the photoelastic analysis, using nine photoelastic models prepared to simulate the previous region of the lower jaw-bone. The models were fitted to support and brought to the polariscope, with loading of 1.33 kgf in one of the cantilevers. They were examined 16 points distributed to about 1mm in outer contour of the implants. The values found for tensile stress shear stress (τ), showed that the diameter of the implants (WG) affect the distribution of tensions in the experimental model, decreasing 8% the absolute best and distributing tensions by GC. The RG presented larger absolute values of tension. The number of implants factor showed smaller decrease of the stress for the studied model however the increase of the diameter optimized the distribution of the stress in relation to control group.

Keywords: Dental implants, photoelastic analysis, implant width, stress, biomechanical.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DE LITERATURA	5
3 PROPOSIÇÃO	37
4 MATERIAL E MÉTODOS	39
5 RESULTADOS	59
6 DISCUSSÃO	81
7 CONCLUSÃO	89
REFERÊNCIAS	91
APÊNDICE	101

1 INTRODUÇÃO

A aplicação clínica de implantes osseointegrados em reabilitações bucais apresenta elevados índices de sucesso desde seus primeiros relatos na literatura até os acompanhamentos longitudinais mais recentes. Estudos longitudinais demonstraram excelentes resultados por mais de 20 anos de acompanhamento para próteses fixas implanto suportadas na região da mandíbula (Brånemark *et al.*, 1983; Snauwaert *et al.*, 2000; Attard & Zarb, 2004). Diante dos resultados obtidos e da crescente popularização do tratamento, ampliou-se o desenvolvimento técnico/científico de experiências clínicas similares, com abreviação numérica dos implantes suportes, alteração do tipo de junção e remodelamento dos componentes constituintes das próteses (Schinitman *et al.*, 1997; Duyck *et al.*, 2000; Engstrand *et al.*, 2003; Attard & Zarb, 2004; Vasconcelos *et al.*, 2005; Smet *et al.*, 2007).

De acordo com o protocolo clássico descrito por Brånemark em 1977, para mandíbulas totalmente edêntulas dois estágios cirúrgicos são necessários. No primeiro, os implantes de titânio em forma de parafuso são colocados na parte anterior da mandíbula, entre os forames mentonianos, em números variáveis entre quatro a seis implantes, com diâmetros de 3,75mm. Sugere-se tempo de cicatrização de quatro a seis meses entre a primeira e a segunda etapa cirúrgica, que permitirá a instalação de prótese fixa total com a presença de infra-estrutura metálica e *cantilever* entre 15 a 20mm de comprimento, suportando dentes de estoque (Brånemark, 1983).

Embora a reabilitação bucal com implantes dentários seja realidade nos dias atuais, ainda persiste uma grande demanda de pacientes edêntulos na busca por procedimentos reabilitadores que possibilitem maior eficiência, funcionalidade, menor agravante psicológico e principalmente, diminuição dos custos despendidos. Assim, pesquisas no campo da otimização e simplificação do protocolo original Brånemark apresentam-se como alternativa viável para a popularização da implantodontia na reabilitação de pacientes edêntulos (Sadowsky & Caputo, 2004; Vasconcelos *et al.* 2005). Estudos clínicos

longitudinais têm sugerido que os implantes de titânio utilizados para a substituição dentária poderiam ser reduzidos em número e ainda assim fornecer função confiável durante décadas. Em 1999, Brånemark, faz o primeiro relato na literatura a respeito de um novo sistema de prótese fixa tipo protocolo simplificado, denominado Novum[®], com componentes pré-fabricados cirúrgicos e protéticos sobre três implantes, tempo cirúrgico único e instalação das próteses em aproximadamente sete horas, apresentando índices de sucesso que variavam de 91% a 99% (Brånemark *et al.*, 1995; Parel *et al.*, 2002; Engstrand *et al.*, 2003; Henry *et al.*, 2003, Van Steenberghe *et al.*, 2004; Smet *et al.*, 2007).

Contudo o sistema Novum[®] apresentava limitações quanto a sua indicação clínica, correlacionados à geometria da mandíbula, espaço protético e espessura óssea (Van Steenberghe *et al.*, 2004; Parel *et al.*, 2005; Simamoto-Junior *et al.*, 2006) além de estar associado a elevado custo operacional, restritivo para a realidade nacional. A busca por soluções viáveis e cientificamente aceitáveis gerou a retomada de estudos para ampliar o conhecimento do comportamento biomecânico de estruturas protéticas com número reduzido de implantes, diferentes configurações e introdução de novos materiais para confecção de infra-estruturas (Eliasson *et al.*, 2000; Hart & Wilson, 2006; Rocha *et al.*, 2006; Markarian *et al.*, 2007, Sousa *et al.*, 2008), visando viabilizar alternativas ao sistema Novum[®] e ao protocolo original de Brånemark (Duyck *et al.*, 2000; Vasconcelos *et al.*, 2005; Naconecy, 2006; Barbosa *et al.*, 2007).

A utilização de três implantes em sistema de prótese fixa total apresenta-se como uma configuração limite para reabilitações mandibulares. Assim, sua indicação para a prática diária deve ser realizada de forma cautelosa e fundamentada em conteúdos que venham a favorecer o sucesso clínico tais como: diâmetro, comprimento, inclinação, tipo de conexão, textura, desenho dos implantes, tipo de antagonista e perfil do paciente mais adequado à situação anteriormente citada.

Para suprir a carência e a dificuldade de se obter informações sobre sistemas de prótese simplificados, muitos estudos utilizaram informações e dados extraídos de modelos experimentais, analíticos e computacionais (Naconecy,

2006; Celik & Uludag, 2007; Van de Velde *et al.*, 2007; Maeda *et al.*, 2007) podendo os mesmos orientar novas pesquisas e estudos clínicos, antecipando desvantagens e racionalizando o tempo clínico. Atualmente entre as técnicas experimentais mais empregadas para o estudo do comportamento de tensões na implantodontia, a técnica da fotoelasticidade apresenta-se como meio adequado de análise em corpos de geometria complexa, como a mandíbula humana e sua interação com suas respectivas próteses (Barbosa *et al.*, 2007; Markarian *et al.*, 2007, Celik & Uludag, 2007).

A técnica de fotoelasticidade, fundamenta-se na propriedade óptica de certos materiais translúcidos, os quais se comportam de forma anisotrópica quando submetidos a carregamentos, demonstrando diferentes índices de refração, em diferentes direções ao longo do corpo (Mahler & Peyton, 1955; Dally & Rille, 2005, Bernardes *et al.*, 2005), sendo possível quantificar as tensões por meio da “Lei óptica das tensões” (Torres, 2005; Bernardes *et al.*, 2005; Barbosa *et al.*, 2007).

Assim este trabalho foi desenvolvido com o objetivo de analisar comparativamente, pelo emprego da técnica de fotoelasticidade de transmissão plana, a influência do número e diâmetro de implantes no comportamento biomecânico de próteses tipo protocolo Brånemark, confeccionados com pilares e barras pré-fabricadas de titânio, unidos por soldagem a laser.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Redução do número de fixações

Skalak em 1983, desenvolveu proposta matemática para prever componentes de força horizontal e vertical nos implantes sob carregamento. O modelo prevê a distribuição da carga entre parafusos unidos por placas rígidas, representando prótese e arcada. O modelo sugere que os implantes se comportam como molas elásticas com constantes de elasticidade conhecidas. O autor simulou o comportamento de prótese suportada por seis implantes simetricamente distribuídos sobre um arco de 112,5 graus, com raio de mandíbula igual a 22,5mm. O modelo prevê as forças verticais em cada implante, quando força unitária vertical de 30N atua em posição determinada de *cantilever*. Os dois implantes mais distais e próximos à carga sofrem forças de compressão de aproximadamente 40N. Foi também calculada força compressiva no implante oposto com carga aproximada de 20N, sendo os três implantes anteriores tracionados com valores entre 10 e 15N. Quando da simulação com quatro implantes distribuídos sobre o mesmo arco do modelo de seis implantes, observou-se semelhança na magnitude e distribuição das forças. Contudo, quando os implantes mais distais foram removidos, mantendo-se o espaçamento inter-implantar do protocolo de seis implantes, observou-se mudança significativa na magnitude da distribuição das forças. O modelo foi também analisado em configuração com três implantes em duas situações, uma com implantes verticais e outra com implantes mais distais com inclinação de 30 graus. Assim, segundo o autor, a manutenção da área do polígono de sustentação da prótese com o aumento do espaçamento inter-implantar apresenta-se como fator que compensa a redução do número de implantes.

Davis *et al.*, em 1988, analisaram a tensão gerada em estrutura protética sobre implantes, variando a configuração dos implantes em dois, três, quatro e cinco implantes. Utilizando extensometria *in vivo* e modelo de elementos finitos, sendo que os resultados mostraram que a maior mudança na deformação

da estrutura ocorreu quando somente dois pilares foram usados para suportar a estrutura. A distribuição da tensão foi similar quando utilizado cinco ou quatro pilares, tanto para forças axiais quanto para momento fletores. Os autores concluíram que ambas as situações com quatro ou cinco implantes poderiam ter resposta clínica favorável. Sendo a utilização com cinco implantes para suporte de prótese fixa, mais previsível caso houvesse falha de algum dos componentes.

Wang & Horbkirk, em 1996, avaliaram a distribuição da força sobre seis implantes dentais (3,75mm x 10mm) montados em modelo experimental de mandíbula com o objetivo de investigar a distribuição de carga nos implantes que suportam protocolo inferior sob diferentes combinações de número de implantes e extensão do *cantilever*. Os implantes foram distribuídos de forma uniforme entre os forames mentonianos. Os mesmos foram carregados com infra-estrutura simétrica, fundida em Au tipo IV. A estrutura possuía 17mm de *cantilever* distal, sendo avaliadas três diferentes extensões (15, 10 e 5mm), sem apresentar problemas correlacionados à adaptação. Os implantes foram numerados de um a seis, do lado mais distal até o lado oposto, com carregamento de 50N no braço suspenso. A avaliação da tensão de tração e compressão nos pilares foi feita por meio de extensômetros. Observou-se que a magnitude das forças foi decaindo com aumento da distância do local de carregamento e o posicionamento do implante, onde a força distribuída no implante está diretamente relacionada ao comprimento do *cantilever*, sendo o implante mais próximo à carga o mais solicitado, independente a configuração testada. Esta investigação sugere que as fixações sejam posicionadas com espaço uniforme entre elas, sendo a configuração dos implantes no arco significante para a distribuição da tensão.

Schinitman *et al.*, em 1997, investigaram o desenvolvimento de método para aplicação de carga imediata por meio de provisórios, em apenas parte dos implantes fixados, até o momento da instalação da prótese final, quando eram utilizados todos os implantes anteriormente implantados. Foram utilizados neste trabalho sessenta e três implantes de diâmetro regular, de comprimentos variados, fixados em mandíbulas de dez pacientes, acompanhados por período de dez anos. Destes, trinta e cinco implantes não foram colocados em função e mantidos

submersos. Após período de três meses os implantes submersos foram expostos e a prótese final instalada. Todos os implantes colocados em função imediata suportaram o período de três meses até a instalação final da prótese, a taxa de sucesso de todos os implantes foi de 93,4%, sendo de 84,7% dos implantes colocados em carga imediata e de 100% para os implantes com carga mediata. A falha dos implantes colocados de maneira imediata, foi relevante quando comparada aos implantes submersos, contudo o comprimento dos implantes imediatos, principalmente os colocados nas extremidades das próteses era inferior a 10mm, sendo que os de carga tardia, apresentavam comprimento igual ou superior a 10mm. Os autores observaram, com o uso de três implantes posicionados na região entre os forames mentonianos, não houve ocorrência de perda de implantes mediais e que apesar de haver pequeno número de implantes perdidos na região distal, o tratamento pode ser considerado favorável, realçando suas vantagens na redução da complexidade de confecção e do custo.

Korioth *et al.*, em 1998, utilizaram modelo experimental com cinco implantes, simulando protocolo inferior tipo Brånemark, na tentativa de avaliar hipoteticamente sua maior efetividade sobre sistemas com menor número de implantes (n=3). Cinco implantes foram fixados em modelo acrílico simulando mandíbula endêntula, conectados à infra-estrutura metálica. As próteses eram montadas em oposição a prótese total removível, em articulador semi-ajustável. O implante mais distal foi eleito para colocação de quatro *strain gauges*. Forças excêntricas eram simuladas no lado de trabalho e balanceio, com carregamento de 50N. Quatro situações foram avaliadas: 1. Carregamento no lado de trabalho da infra-estrutura sobre cinco implantes; 2. Carregamento no lado de trabalho da infra-estrutura sobre três implantes; 3. Carregamento no lado de balanceio da infra-estrutura sobre cinco implantes; 4. Carregamento no lado de balanceio da infra-estrutura sobre três implantes. Quando a carga foi aplicada no lado de trabalho momentos fletores se mostraram estatisticamente significantes sobre as próteses com três implantes, quando comparadas as próteses com cinco implantes (1,469 N/cm para cinco implantes e 2.151 N/cm para três implantes). No lado de balanceio os resultados não apresentaram diferença estatística

significante. Assim os autores concluem que maior número de implantes resulta em valores menores de momentos fletores sobre os implantes mais posteriores, os quais afetam as próteses fixas mandibulares em períodos de mastigação unilateral.

Brånemark *et al.*, em 2001, apresentou o conceito Novum[®] que se caracteriza pela cirurgia e próteses completas realizadas em apenas um dia. Segundo o autor, a determinação do posicionamento dos implantes na região dos forames mentonianos precede a análise cuidadosa de número representativo de mandíbulas tratadas de acordo com o procedimento clássico. O mesmo observou que o posicionamento topográfico de três implantes conseguiria englobar maior número de pacientes com utilização de um único guia cirúrgico. A confecção protética envolve como procedimento de rotina clínica, a utilização de modelos pré-fabricados para a instalação precisa pré-planejada de três implantes na região anterior de mandíbula. Os elementos de ancoragem precisamente posicionados devem ser imediatamente unidos a uma das duas barras pré-fabricadas constituintes do sistema protético. Essa barra tem a função de prevenir o torque unitário e a carga multi-direcional no implante unitário e assim eliminar o movimento relativo durante a fase de cicatrização inicial. O propósito da segunda barra é padronizar e facilitar o trabalho protético, bem como permitir modificações da topografia e dos materiais relativos à reabilitação protética.

Glantz & Nilner, em 2000, apresentaram revisão de literatura a respeito dos aspectos biomecânicos para reconstruções protéticas sobre implantes, ressaltam que as propriedades mecânicas dos implantes dentários são frequentemente analisadas por estudos *in vivo* e *in vitro*, sendo estes últimos desenvolvidos, frequentemente, por meio de elementos finitos, fotoelasticidade e/ou extensometria. Em termos gerais, todos os métodos de análise experimental e matemática dos corpos mencionados anteriormente, são cálculos teóricos amparados na virtual impossibilidade de quantificar e controlar a grande variação das forças (direção e magnitude) presentes nas análises *in vivo* e este se apresenta como grande motivo do questionamento dos modelos teóricos presentes para sistemas de implantes dentários. Os quais falham em termos de

falta de padronização e metodologia muito complexa, necessitando de simplificação. Muitas aproximações possuem pouca aplicabilidade clínica. O autor relata que o número de implantes suporte é um dos fatores de maior importância correlacionado à biomecânica do sistema; em termos gerais, a resistência funcional melhora com o acréscimo de implantes. Outro fator de relevância mencionado seria o comprimento das fixações, para atenuar o momento fletor, contudo, em pacientes com maior reabsorção óssea, menores deverão ser os comprimentos dos implantes e maiores as infra-estruturas, para compensar a alteração da Dimensão Vertical de Oclusão, assim aumentando o momento fletor. Com relação ao posicionamento dos implantes, desenhos em arco, na instalação de três ou mais implantes em áreas edêntulas, criam situações relativamente mais resistentes e mais favoráveis que posicionamentos lineares.

Duyck *et al.*, em 2000, avaliaram a distribuição e a intensidade do carregamento oclusal em treze voluntários portadores de reabilitações totais fixas sobre implantes dentários. Realizou-se análise quantitativa e qualitativa das forças sobre os implantes, sendo registrada a magnitude e o tipo de carregamento nos pilares com a utilização de extensômetros, durante a aplicação de carregamento de 50N em diferentes posições ao longo da superfície oclusal. O teste foi conduzido quando as próteses eram suportadas por cinco a seis implantes e repetido com a prótese suportada sobre quatro e três implantes. Os antagonistas, em oito pacientes, eram restaurações totais fixas suportadas por implantes, quatro pacientes eram próteses totais e apenas em um paciente tendo como antagonista dente natural. O carregamento nos braços suspensos causou efeito de *flexão tipo dobradiça*, o qual induziu consideráveis forças compressivas nos implantes próximos ao local de aplicação da carga e força de tração e baixa compressão nos demais implantes. Em média, as maiores forças foram observadas com a diminuição do número de implantes suporte. A média das forças axiais foi significativamente menor com o arranjo de seis implantes e cinco implantes quando comparadas aos arranjos com quatro e três implantes; a diferença entre as forças axiais entre quatro e três implantes não foi significativa. O momento fletor apresentou piores valores para a configuração com três implantes, sendo também

observado que, à medida que a força se distanciava do ponto de carregamento, ela decrescia sobre as fixações.

McAlarney & Stavropoulos, em 2000, estudaram o efeito das variações clínicas para a indicação da extensão do *cantilever* em 55 pacientes portadores de prótese fixas totais sobre implantes, teoricamente, calculando o seu tamanho máximo pelo modelo de Skalak, assim evitando perda futura do parafuso ou falhas por fadiga. As variações da investigação incluem o número de 3, 4, 5, 6, 7 e 8 implantes, distribuição das fixações (distância antero-posterior), região e condições clínicas satisfatórias para o *cantilever*. Os resultados mostraram que forças excessivas ocorrem no lado de trabalho onde se localiza o *cantilever*. Forças compressivas concentram-se no implante mais distal, com valores que podem alcançar duas a três vezes o valor do carregamento oclusal. Os autores afirmam que o número de três implantes é insuficiente para suportar próteses fixas totais e neste trabalho, três implantes foram utilizados em casos específicos de pacientes com grandes perdas ósseas. Contudo, não relata perda dessas fixações, ao contrario do observado em casos com quatro, cinco e seis implantes. Os autores concluem que os comprimentos dos braços suspensos são menores quando jogados na equação linear de Skalak e que a distância antero-posterior ideal seria de até 11,1mm.

Engstrand *et al.*, em 2001, descreveram técnica para fabricação e distribuição de próteses fixas suportadas por três implantes, sistema Novum[®], realizada em um único estágio cirúrgico. O método inclui precisa técnica cirúrgica, usando guias pré-fabricados para o posicionamento dos implantes, acompanhados posteriormente por infra-estruturas pré-fabricadas rígidas de titânio que manterão os implantes unidos, eliminando a etapa de moldagem. Os autores descrevem que esta técnica possibilita a reabilitação em um único dia com a vantagem de redução dos custos, tempo clínico e tempo do tratamento.

De Bruyn *et al.*, em 2001, realizaram avaliação multi-centro no período de um a três anos, sobre taxa de sucesso de implantes e próteses sobre os mesmos, realizados em único estágio, com confecção e função imediata de próteses sobre três implantes de diâmetros regulares tipo Brånemark, em

mandíbula totalmente edêntulas. No total foram reabilitados 20 pacientes, todos recebiam cinco implantes na mandíbula, sendo que apenas três entrariam em função imediata, os dois distais, na região entre os forames mentonianos e um central na região de sínfise mentoniana. A estabilidade dos implantes foi checada com 3, 12 e 36 meses, por meio de comparação das imagens radiográficas, com enfoque na reabsorção do osso marginal. Três das vinte próteses vieram a falhar no primeiro ano (15%), e entre um e três anos 9,5% vieram a falhar. Os autores concluem que tratamentos utilizando plataforma regular, tipo sistema Brånemark, para reabilitação de mandíbulas edêntulas são menos previsíveis que reconstruções com quatro e cinco implantes para carga imediata.

Sahin *et al.*, em 2002, avaliaram relatos de evidências publicados a respeito da influência das forças de carregamento sobre as próteses suportadas por implantes. Foram analisados artigos de pesquisas originais usando o MEDLINE®, os quais relatavam o controle de carga sobre implantes dentários, força de oclusão, influência da qualidade óssea, tipo de prótese, material das próteses, número de suporte dos implantes e a técnica de engenharia usada para avaliar a sobrevivência mecânica e biológica dos implantes analisados. Os autores relatam que os mecanismos responsáveis para falha dos implantes ainda não estão totalmente compreendidos e os fatores considerados preocupantes pela literatura, relacionados a severos fatores mecânicos, são inconclusivos. Por envolver muitas variáveis, é difícil avaliar a resultante biomecânica sobre os implantes e muitos resultados de trabalhos são falhos ou incompletos, já que a real caracterização do problema é complexa e engloba o acompanhamento dos parâmetros e o correto isolamento das forças envolvidas nos experimentos. Contudo, é consenso que fatores de sobrecarga afetam a qualidade e a quantidade dos componentes osso/implante/prótese. Segundo os dados encontrados, o número, diâmetro, comprimento e posicionamento dos implantes têm influência na transferência de força e seqüencialmente na geração de tensão e tração ao redor dos implantes. O incremento do número, diâmetro e comprimento, gera melhoras na sobrevida dos implantes, principalmente aqueles submetidos a momentos fletores. Maiores forças foram observadas quando da

diminuição do número de implantes, maior momento fletor foi correlacionado ao uso de três implantes. Os autores concluem que existem poucos estudos a respeito de grandes trabalhos clínicos coletados nestas três últimas décadas. Sob a luz do pensamento vigente, para melhores resultados das reabilitações deve-se ter critério quanto às forças oclusais excessivas, que haja incremento no número e o diâmetro dos implantes e que o posicionamento destes reduza o momento fletor quando forem sustentar próteses fixas.

Para Parel *et al.*, em 2002, o sistema Novum[®] não oferece solução em carga imediata e reabilitações mandibulares para todos os pacientes. Apresenta-se como um sistema válido, mas com restrições referentes à sua indicação. Essas restrições são referentes ao espaço protético, nível de reabsorção do osso mandibular e anatomia facial, já que o sistema é todo pré-fabricado.

Engstrand *et al.*, em 2003, reportaram o acompanhamento longitudinal clínico e radiográfico sobre grupo de pacientes reabilitados pelo conceito Novum[®] de carga imediata com três implantes. Foram analisados 95 pacientes, no total de 285 implantes instalados, as infra-estruturas pré-fabricadas eram colocadas imediatamente após a cirurgia, para no mesmo dia serem instaladas as próteses fixas em 67% dos casos, o restante foram colocados no prazo de 1 a 40 dias. Foram feitos acompanhamentos clínicos e radiográficos aos três meses, seis meses e um ano, mantendo-se anualmente. O acompanhamento longitudinal de um a cinco anos demonstrou taxa de sucesso cumulativo de 99%, sendo que 6,3% das infra-estruturas falharam em 13 pacientes. Pela estimativa de previsibilidade de Kaplan-Meier para os implantes o índice de sucesso para um ano seria de 95% (94 pacientes), para três anos 93,3% e cinco anos de 93,3%. Concluíram que o índice de sucesso do sistema de etapa única se aproxima do modelo clássico de duas etapas.

Henry *et al.*, em 2003, relataram aplicação e acompanhado do sistema Novum[®] em seis centros de estudo localizados em três diferentes continentes, num total de 51 pacientes incluídos. Destes, 23 eram mulheres e 28 homens, com idades entre 43 e 79 anos, com média de 62,3 anos. Onze pacientes eram fumantes. Os critérios de inclusão eram pacientes totalmente edêntulos, avaliados

por um ano, com altura da mandíbula superior a 11,5mm e osso com extensão de 8mm de área intra-foramidal. Foram usados 153 implantes com diâmetro de 5.0mm e comprimento de 11,5mm. Os procedimentos cirúrgicos foram realizados de acordo com os protocolos do Novum[®]. Os exames foram realizados aos 3, 6 e 12 meses. Questionários foram distribuídos aos pacientes para avaliação do conceito do tratamento e as reações ao mesmo. Das 51 próteses executadas três, vieram a falhar, duas no período de 3 meses e outra após seis meses. Observou-se taxa de sobrevida cumulativa (CSR) para os implantes e próteses de 91% e 94% respectivamente, após doze meses. Os resultados apontaram para a simplificação da técnica de dois estágios e resultados com boa previsibilidade se comparados aos protocolos de dois estágios.

Van Steenberghe *et al.*, em 2004, avaliaram a estabilidade de implantes de forma clínica e radiográfica após um ano da instalação de protocolos imediatos tipo Brånemark Novum[®], variando o diâmetro em 4,5mm (10) e 5mm (140). Concomitante a avaliação do protocolo, foi analisada a possibilidade de influência do tabaco, qualidade e quantidade óssea e fatores sistêmicos. Cinquenta pacientes foram selecionados, 25 homens e 25 mulheres, alguns pacientes apresentavam problemas de coagulação (2); hipertensão (10), hipotireoidismo (3) e tabagismo (13), com consumo inferior a 13 cigarros por dia, sendo fixados, ao todo 150 implantes. Quarenta e cinco pacientes foram avaliados para o controle de um ano, apenas um paciente perdeu três implantes e outros dois. Foi observada significativa influência do tabaco, na perda de implantes e para todas as avaliações ósseas foram observadas perdas marginais de 1mm em um ano, contudo não foi observada influência da idade quanto à reabsorção óssea. Os autores concluem que a taxa de insucesso para o sistema Brånemark Novum[®] foi de 7,3% após um ano de acompanhamento, sendo que o mesmo apresenta-se como boa alternativa para pacientes que possuem complicações sistêmicas e dispõem de pouco tempo para tratamento; embora as taxas de sucesso sejam aceitáveis o paciente, deve ser avisado que o sistema convencional apresenta índices de sobrevida de 99%.

Sadoswsky & Caputo, em 2004, analisaram, por meio da técnica de fotoelásticidade a influência do número de fixações no comportamento das tensões geradas na região anterior de mandíbula, para suporte de barras para *overdentures*. Foram confeccionados dois modelos fotoelásticos de mandíbula levemente reabsorvidos, o primeiro com dois implantes na região de parasínfise (4,1 x 10mm) e o segundo com três implantes, seguindo o modelo do segundo. Infra-estruturas metálicas (Au-Pd) foram enceradas, fundidas e soldadas, com *cantilevers* de 7mm de comprimento, dois modelos de retenção foram desenhados para as próteses. O carregamento no lado direito e esquerdo produziram padrões similares de franja. Ambos os modelos mostraram baixos níveis de tensão gerados nos implantes mais distais, contudo modelos que utilizaram retenções mais rígidas apresentaram nível de tensão maior que a observada nas próteses retidas por barras-*clips*; o incremento de um implante na região de sínfise melhorou a distribuição das tensões, quando utilizado barra-*clip*. Os autores fazem considerações a respeito de fatores inerentes ao paciente para pensar no incremento de implantes, levando sempre em conta fatores como morfologia óssea, força oclusal e condições financeiras.

Engquist *et al.*, em 2005, compararam a influência do carregamento imediato com único estágio cirúrgico a implantes colocados *ad modum* Brånemark, em número reduzido de quatro implantes regulares. Foram incluídos 108 pacientes com mandíbulas edêntulas reabilitados com próteses fixas totais. Os pacientes foram divididos em quatro grupos: Grupo A (único estágio cirúrgico); Grupo B (Grupo controle com dois estágios cirúrgicos); Grupo C (Implantes únicos) e Grupo D (Carregamento imediato). Nos grupos A e B, foram usados implantes e pilares Standart®. No Grupo C, implante cônico em peça única e no Grupo D foram utilizados implantes Mk III com componentes MultUnit®. Dos 432 implantes colocados, 24 foram perdidos. A taxa de sobrevivência nos três grupos experimentais foi de 93,2%, enquanto a taxa do grupo B foi de 97,5%, sendo a diferença entre os grupos não significativa. As alterações no nível do osso marginal foram mensuradas no final dos três anos de acompanhamento. As

alterações ósseas no Grupo D foram menores que no Grupo B, não sendo perceptível diferença entre os outros grupos.

Vasconcelos *et al.*, em 2005, relataram o uso de três implantes com diâmetro regular e comprimento de 13mm na região de sínfise mandibular, para elaboração de protocolo simplificado em mandíbula. Os mesmos relataram a facilidade para aplicação da técnica, resultante da redução do número de implantes. O custo final do aparelho foi o aspecto mais citado pelos autores como motivação para modificação do protocolo inicial. Os autores concluem que a submissão de três implantes à função imediata, por meio da instalação de prótese fixa parafusada mostrou-se procedimento fácil, seguro e com bom prognóstico. No entanto, um número maior de casos, com acompanhamento por períodos mais longos, deve ser conduzido, a fim de comprovar e fundamentar a viabilidade desta técnica. Esse protocolo reduziu o tempo e custos do tratamento, permitindo que maior número de pessoas tenha acesso à reabilitação com implantes.

Naconecy, em 2006, analisou as forças de deformação, compressão e momento fletor exercido nos pilares de sustentação de próteses tipo protocolo Brånemark em função da variação do número de pilares (três, quatro e cinco) e da inclinação dos implantes distais (retos ou inclinados). Foram fabricadas dez barras metálicas em liga de Prata-Paládio, as quais simularam prótese fixa tipo protocolo Brånemark sobre dois modelos mestres: um modelo com todos os implantes posicionados de maneira reta e paralela entre si (n=5 barras) e outro com dois implantes distais inclinados em referência ao grupo (n=5 barras). Para análise das tensões e deformação sobre os componentes do sistema, foram utilizados extensômetros fixados nos pilares protéticos, quando os mesmo eram solicitados com carga estática de 50N no extremo livre (15mm) de cada barra metálica. Os valores de deformação foram medidos quando as barras foram testadas sobre três, quatro e cinco pilares em ambos os modelos. Os valores de deformação dos pilares foram convertidos em força e momento fletor por meio de cálculos matemáticos e analisados em ANOVA para delineamento em blocos casualizados, completado pelo teste de comparações múltiplas de Tuckey, ao nível de significância de 5%. O pilar mais solicitado, devido à proximidade ao braço de

alavanca (adjacente ao *cantilever* sob carga) apresentou, como esperado, força e momento fletor maiores que os demais pilares em todas as configurações testadas. Para a força no pilar mais próximo ao *cantilever*, independente do número de fixações, o modelo reto apresentou maior tensão que o modelo inclinado. O autor conclui que o momento geral foi maior com três pilares em relação às configurações com quatro ou cinco pilares. Nas configurações com quatro e cinco pilares, independente da inclinação dos implantes, a média de força foi menor do que na configuração com três pilares. Os resultados sugerem que a inclinação dos implantes posteriores permite melhor distribuição de forças e momentos fletores em pilares para próteses tipo Brånemark nas configurações com quatro e cinco pilares, em relação à configuração com três pilares.

Simamoto-Júnior *et al.*, 2006, descreveram o sistema Novum[®], relatando técnica cirúrgica para substituição imediata de implante distal perdido de 4,5mm de diâmetro por implante de 5mm com reaproveitamento do sistema protético. Os autores relataram acompanhamento e sucesso clínico do sistema, com três implantes após a substituição da fixação mais distal comprometida e a dificuldade cirúrgica em se observar o travamento do implante no momento de sua instalação.

Van de Velde *et al.*, em 2007, realizaram estudos clínicos com dez pacientes reabilitados de forma imediata com o número de quatro a seis implantes, aproveitando a própria prótese total do paciente para uso de provisório imediato, após a fixação dos implantes na região anterior da mandíbula, entre os forames. Posteriormente, em um intervalo de tempo entre seis e doze meses era realizada a reabilitação definitiva. Os resultados de sobrevivência dos implantes, encontrado em acompanhamento longitudinal por três anos, mostraram índices de sucesso de 94,5%, de acordo com os critérios propostos por Albrektsson.

Smet *et al.*, em 2007, acompanharam 30 pacientes que utilizaram três diferentes protocolos cirúrgicos: dez foram reabilitados com *overdentures* sobre dois *attachments*, quatro meses após a colocação dos implantes; dez pacientes foram reabilitados com *overdentures* uma semana após a colocação dos implantes e outros dez com protocolos imediatos fixos tipo Novum[®] sobre três implantes.

Todos os pacientes foram acompanhados por um ano e metade deles por dois, foram avaliados o nível de carregamento das próteses bem como o nível de tensão nos pilares, por meio de *strain gauges* e realização de imagens por ressonância magnética, para observação do remodelamento do osso marginal e aferição da estabilidade dos implantes. Nos pacientes reabilitados com carga imediata, falharam quatro implantes distais, sendo dois em um mesmo paciente, após cinco meses de carregamento. Foi observado maior reabsorção óssea marginal nos pacientes reabilitados por carga imediata, após um ano de avaliação (1,53mm transversalmente e 1,07mm sagitalmente), contudo não foi observado diferença de estabilização entre os três grupos, após um ano de função. Os autores não observaram diferenças entre o grupo mediato (4 meses) e mediato (1 semana), contudo relatam que os implantes distais nas cargas imediatas com três implantes, são os que se encontram em maior risco de fratura. Fato interessante observado pelos autores foi o aumento da força de mordida verificada nos pacientes reabilitados com próteses fixas, após um ano de controle, quando comparado à verificada nos pacientes reabilitados com próteses removíveis. As maiores forças foram encontradas nas regiões mais distais das próteses fixas. Os autores concluíram que o tempo de ativação dos implantes não influenciou nos resultados, sendo o fato mais relevante para o sucesso das fixações mais relacionado à sobrecarga oclusal e à magnitude do momento fletor.

2.2 Diâmetro dos implantes

Ivanoff *et al.*, em 1999, tiveram por objetivo analisar e comparar o comportamento de implantes de diâmetro regular (3,75mm) e implantes de diâmetro largo (4 e 5mm), quanto à estabilidade da fixação e à perda marginal, por período de três a cinco anos. Assim foram selecionados sessenta e sete pacientes, providos de, no mínimo, um implante de largo diâmetro. O grupo consistia de trinta e sete mulheres e trinta homens, sendo a média de idade de cinquenta e nove anos. Foram fixados 229 implantes (Sistema Brånemark) em 47 maxilas (32 parciais/15 edêntulos totais) e 20 mandíbulas (19 parciais/1 edêntulos

totais), com diâmetros e comprimentos variados. O resultado para implantes de 5mm de diâmetro revelou índice de perda de 18%. Contudo 38% das áreas de implantação apresentavam pobre qualidade óssea e 7% já haviam abrigado implantes de diâmetro regular, sendo que 45% dos implantes de 5mm de diâmetro haviam sido utilizados para resgate de outros implantes. Os implantes de curto comprimento, demonstraram pior evolução quando utilizados em comprimento satisfatório os valores de sucesso se equiparam aos implantes de diâmetro regular e 4mm. Não foram relacionados fortes indícios entre falhas de implantes e tipo ósseo.

Snauwaert *et al.*, em 2000, realizaram estudo longitudinal por 15 anos com total de 4971 implantes instalados em 1315 pacientes, contemplando casos totais e parciais. Implantes com 13mm de comprimento apresentaram os maiores índices de sucesso, contra-indicando implantes abaixo de 10mm de comprimento com maiores índices de insucesso. A maxila apresentou maiores taxa de perda óssea e insucesso de implantes. O trabalho foi inconclusivo a respeito do diâmetro dos implantes mediante o baixo número de implantes com 5mm usados. Os autores comentam que as taxas anuais de fratura de implantes foram menores que 0,2% e que falhas mecânicas normalmente ocorrem com correlacionadas parafunções e não por sobrecargas ocasionais. Alguns fatores de risco são citados: 1- Hábitos parafuncionais (Bruxismo, apertamento); 2- Inclinação dos implantes para fora do eixo de força; 3- Proporção coroa/implante desfavorável; 4- Comprimento de *cantilevers*.

Mahon *et al.*, em 2000, investigaram o comportamento das tensões na interface de fixação de infra-estruturas protéticas parafusada sobre implantes de diferentes diâmetros. As amostras consistiam de implante de comprimento de 10mm, intermediário tipo Stheticone[®] e coroa de ouro fixada por parafuso. A força de dissipação foi analisada em relação à variação no diâmetro do implante, com ou sem mudança do diâmetro do intermediário, fator dependente do diâmetro da plataforma. Foram avaliados dois grupos experimentais. O primeiro grupo consistia de 25 implantes (n=5) em forma de parafuso (Implant Innovations, Inc.), com 10mm de comprimento e diâmetros variando de 3,25mm, 3,75mm, 4mm,

5mm e 6mm. O segundo grupo incluía 15 implantes (n=5) com forma parafuso (NobelBiocare, Inc) medindo também 10 mm de comprimento e 3,75mm, 4mm e 5mm de diâmetro respectivamente. Todos os implantes foram incluídos em blocos de resina fotoelástica padronizadas, por meio de molde de silicone, com geometria de 70x50x16mm. Dez pontos de interesse foram marcados usando gabaritos padronizados para assegurar uniformidade. Os implantes foram reabilitados utilizando pilares cônicos, específicos de cada sistema, todos com cinta de 3mm de altura. Para avaliação da deformação das amostras após o carregamento excêntrico de 176 N, foram fixados extensômetros na base dos pilares intermediários. A tensão gerada *in vitro* no campo de fixação das amostras, foi avaliada pela técnica da fotoelástica, por meio de polariscópio circular. A força sobre os pilares foi determinada por meio de um indicador eletrônico de deformação. Os dados foram agrupados e comparados usando ANOVA e o programa de teste estatístico Duncan. Quando a tensão foi analisada, nos pontos de interface, entre o implante e a resina ou a uma distância fixa da interface, a tensão tendeu a diminuir do implante de 5mm de largura para o implante de 6 mm de largura. A tensão em relação aos implantes de 3,25mm, 3,75mm e 4mm ainda não foi bem definida, indicando a possibilidade de ocorrência de deformação no implante. O aumento da largura no pilar resultou em menor deformação do mesmo. Assim, o autor conclui que o uso de pilares de maior diâmetro pode ser útil na prevenção de pré-carregamento em aplicações clínicas, o que pode contribuir na diminuição da incidência de afrouxamento e fratura de pilar e dos parafusos de pilar.

Iplikçioğlu & Akça, em 2002, realizaram estudo com o propósito comparar o efeito do diâmetro, comprimento e número de implantes sobre a distribuição de tensão no osso para uma prótese fixa de três elementos, na região desdentada posterior da mandíbula. Para tanto foi construído um modelo de elemento finito tridimensional (3-D FEM) de mandíbula classe II de Kennedy, usando seis diferentes configurações, variando o número de dois e três implantes, diâmetros de 3,75 e 4,1 e comprimento entre 8mm e 10mm. Os resultados demonstraram que o comprimento dos implantes, não apresentou influência

significativa na distribuição de tensão, sendo o fator mais relevante para diminuição da tensão gerada na cortical óssea o aumento do número de implantes na região posterior. A diferença de diâmetro de 3,75 e 4,1 não foi significativa.

Himmlová *et al.*, em 2004, avaliaram a distribuição da tensão ao redor dos implantes, variando o comprimento e o diâmetro das fixações, por meio de simulação matemática. Foram criados modelos computacionais 3-D na posição vertical, simulando implantes com diâmetros de 3,6mm e comprimento de 8, 10, 12, 14, 16, 17 e 18mm para observação da influência do comprimento dos implantes. Com objetivo de analisar o diâmetro, foram criados modelos com 12mm de comprimento e diâmetros de 2,9/ 3,6/ 4,2/ 5,0/ 6,0 e 6,5mm, na região de molares inferiores. Para simplificação do modelo, ele foi desenhado sem roscas e o osso foi confeccionado na forma de prisma com a base quadrangular e paredes simulando octógono irregular. O carregamento foi realizado utilizando média de força mastigatória no sentido natural, oblíquo ao plano oclusal. As maiores forças, foram observadas na região da crista cervical, para todas as variações testadas, apresentando sempre o mesmo padrão contudo, com grandezas diferentes. Foi observada variação significativa na diminuição da tensão, quando do aumento do diâmetro nos desenhos dos implantes. Quando o diâmetro dos pilares variou de 4,2mm para 5mm, foi computada redução de 16,4% da tensão na crista óssea. Para o aumento do comprimento dos implantes, não se observaram mudanças significativas, como as verificadas no aumento do diâmetro das fixações. Assim os resultados dessa simulação apontam que a variação no diâmetro dos implantes foi mais significativa que o comprimento, para otimizar a distribuição da tensão ao redor dos implantes.

Mordenfeld *et al.*, em 2004, realizaram exame retrospectivo a respeito do uso de implantes de diâmetro largo em segmentos posteriores da maxila e da mandíbula, incluindo região de pré-molar. Cinquenta e dois pacientes foram tratados, entre 1997 e 2000 com 78 implantes, todos com plataforma de 5mm de diâmetro e comprimentos variando de 7mm a 13mm. Vinte e três implantes foram colocados em maxila e cinquenta e cinco em mandíbula. Os resultados apresentaram piores valores de sobrevida para implantes considerados curtos (7 a

8,5mm de diâmetro), índices 22% de insucesso para a maxila e 5% para a mandíbula. A análise radiográfica demonstrou reabsorção moderada do osso ao redor dos implantes.

Renouard & Nisand, em 2006, realizaram revisão de literatura com o objetivo de avaliar o índice de sucesso e comportamento referentes ao comprimento e diâmetro de implantes dentários. Foi caracterizado que implantes com comprimentos menores que 8mm seriam considerados curtos e diâmetros maiores que 4,5mm, de largo diâmetro, em comparação aos diâmetros de 3,75mm. A busca no *PubMed*, resultou em 182 artigos sobre comprimento e 103 artigos sobre diâmetro de implantes dentários, dos quais foram aproveitados 53 estudos em seres humanos fator utilizado como critério de inclusão. Para o comprimento dos implantes foi observada, na maior parte dos artigos, correlação entre implantes curtos e baixa taxa de sobrevida, observando a manutenção do diâmetro das fixações em 3,75mm e grupo controle com 13mm de comprimento, variando a média de sobrevida de 91,5% a 97,4%. Implantes de largo diâmetro apresentaram taxa média de sobrevida de 95,6% nos trabalhos analisados, demonstrando melhores resultados para a mandíbula; contudo, não foi observada padronização de comprimento e em grande parte os implantes perdidos eram curtos. A perda de osso ao redor do implante pode ser comparada aos implantes regulares. Estudos mais recentes apresentam taxa de sobrevida maior para implantes de largo diâmetro, fato que pode estar relacionado, segundo os autores, ao emprego de novas técnicas cirúrgicas, de novos desenhos e superfícies, seleção mais apropriada dos casos, o que aproxima as taxas de sobrevida aos implantes regulares e de largo diâmetro.

Brink *et al.*, em 2007, estudaram a influência do diâmetro de implantes para com osso; Os mesmos relatam poucas evidências encontradas na literatura que esclareçam o comportamento de implantes de largo diâmetro. O seu trabalho teve por objetivo comparar o impacto do diâmetro dos implantes no osso ao seu redor. Para isso, utilizaram vinte implantes regulares de 3,75mm de diâmetro e vinte com diâmetro largo, 5mm de diâmetro, fixados em sítos mandibulares previamente preparados de cães. Os implantes eram dispostos sempre em pares,

com uma amostra de cada grupo. Após três meses as espécimes foram sacrificadas, os sítios foram retirados, preservando a região distal e mesial ao redor das fixações. Foram avaliadas a estabilidade da densidade inicial dos implantes (IBD), impacto do implante com o osso (BIC) e a densidade do osso adjacente (ABD), por meio de análise histomorfométrica. Os resultados demonstraram que não ocorreu diferença estatística significativa entre os testes de BIC e ABD para os diferentes diâmetros. Posteriormente foi realizada a correlação com IBD, sendo que os valores de BIC não se correlacionaram e os valores de ABD se correlacionaram somente para os implantes regulares. Assim, os autores concluem que os valores de ABD podem influenciar mais os implantes de largo diâmetro, embora os mesmos apresentem diferenças com relação aos implantes regulares na distribuição de força.

Degidi *et al.*, em 2007, estudaram o uso de implantes de largo diâmetro por meio de acompanhamento longitudinal, foram analisados 304 implantes sendo: diâmetros 5 (n=42); 5,5 (n=248); 6,5 (n=14), divididos em dois grupos: GI <13mm comprimento e GII > 13mm de comprimento, num total de 205 pacientes (103 homens e 102 mulheres), sendo os critérios de seleção bastante rigorosos quanto aos hábitos dos pacientes e fatores sistêmicos. Após as cirurgias, eram realizados exames radiográficos periapicais e tomografia computadorizada da área, servindo de registro para comparação posterior da qualidade óssea. Neste estudo, dos 304 implantes colocados, apenas cinco falharam posteriormente à colocação em função. Foi feito acompanhamento de 30 meses, sendo a taxa de sobrevida de 98,4%; dos cinco implantes que falharam, apenas um apresentava comprimento abaixo de 10mm. Os autores relatam a influência entre procedimentos clínicos e comprimento dos implantes com as falhas apresentadas. Os implantes com maiores diâmetros (5,5/6,5) e comprimento podem reduzir a perda óssea.

2.3 Remodelação óssea ao redor dos Implantes

Linquist *et al.*, em 1988, avaliaram 46 pacientes totalmente edêntulos tratados com implantes dentários. Radiografias padronizadas eram realizadas com uma semana, seis e doze meses após a segunda cirurgia e posteriormente, visitas anuais por seis anos. Observações clínicas dos pacientes sobre força de mordida, eficiência mastigatória, outros parâmetros mastigatórios, diagnóstico e índices de disfunção foram anotados, assim como a extensão dos *cantilevers*. No primeiro ano foi relatada perda óssea, em média, entre 0,4 e 0,45mm e em cada ano consecutivo, entre 0,07 e 0,08mm. O principal motivo relacionado à perda óssea foi deficiência na higiene oral. Observou-se também que, quanto maiores os *cantilevers*, maiores as perdas ósseas; pacientes com apertamento dental também apresentaram maior perda de tecido. Encontrou-se perda óssea associada aos tratamentos com *cantilevers* longos principalmente ao redor dos implantes mesiais e não como normalmente nas fixações posteriores. Os autores não souberam explicar o motivo dessa diferença, segundo os mesmos a associação de higiene oral pobre e sobrecarga seria o principal motivo de perda óssea.

Lundgren *et al.*, em 1989, mensuraram a força de mordida em pacientes com próteses fixas mandibulares, com *cantilevers* bilaterais ocluindo com prótese total superior. O estudo *in vivo* utilizou oito pacientes (duas mulheres e seis homens) por meio de colocação de oito mini-ensômetros foram montados na prótese total superior dos pacientes, o que permitiu o registro simultâneo das forças localizadas sobre toda a prótese inferior. A força oclusal foi mensurada de forma padronizada em três diferentes arranjos: 1. Contatos oclusais simetricamente divididos; 2. Penúltimo dente do cantilever em infra-oclusão (16mm de extensão do *cantilever*); 3. Último dente do cantilever em infra-oclusão (8mm de extensão do *cantilever*). Os resultados evidenciaram que a maior força foi mensurada no primeiro arranjo e observaram que 74% das forças de fechamento se concentram na região de *cantilevers*, isto é no implante mais próximo à região de carregamento. No desenho dois observou-se redução de 15% na intensidade da força em relação ao primeiro arranjo e a configuração três não apresentou diferença significativa com relação à diminuição do braço suspenso com o decréscimo do carregamento. Contudo, o autor sugere que a redução de

força ao longo de todo o comprimento do *cantilever* indica melhor conformação de carregamento para as próteses.

Rodriguez *et al.*, em 1993, avaliaram a relação entre extensão dos *cantilevers* com a perda óssea ao redor dos implantes, para próteses tipo protocolo, por aproximação da tensão gerada nos implantes que suportam a prótese e na superfície óssea, durante o carregamento dos *cantilevers*. Uma prótese tipo protocolo com seis implantes foi colocada em modelo simulando mandíbula humana feita de resina. Os implantes possuíam comprimento de 15mm e diâmetro de 4mm. Quatorze diferentes arranjos foram testados, em carregamentos estáticos unilaterais, com distancias de 7mm, 14mm e 20mm na distal do pilar terminal. Extensômetros foram colocados imediatamente na distal dos pilares terminais, na região correspondente a região óssea simulada. A tensão gerada no osso adjacente ao pilar terminal, aumentou de forma diretamente proporcional ao aumento do comprimento dos cantilevers. Quando o comprimento aumentou de 7mm para 14mm o incremento de tensão na região adjacente ao último implante foi de 55%, de 14mm para 20mm o valor crescente foi de 30%, de 7mm para 20mm, 101%. Os autores concluem que próteses com braços suspensos superiores a 7mm, não devem ter número reduzido de implantes.

Hoshaw *et al.*, em 1994, investigaram a hipótese de que carregamentos mecânicos sobre implantes e conseqüente tensão gerada, influencia o modelamento e remodelamento ósseo na interface osso implante. Para isso dois implantes foram colocados *ad modum* Brånemark, utilizando 20 tíbias de cães, aguardados 12 meses, realizava-se a abertura e carregamento das amostras. Em cada implante, eram realizados 500 ciclos por cinco dias, com intensidades de carregamento variando de 300N a 10N. Os animais foram sacrificados com 6 semanas (n=2) e 12 semanas (n=7), sendo este último, o período considerado ideal para a remodelação óssea em cães. O desenho da reabsorção encontrado nos animais foi simétrico ao observado *in vivo* no ombro de implantes dentários. Também foi observado que o tecido neo-formado apresentava menor mineralização que o osso maturado. Os autores defendem a hipótese de que

seguidos processos de modelamento e remodelamento ósseo, promovam essa característica.

Meijer *et al.*, em 1994, usaram método de elementos finitos tridimensional para avaliar a distribuição de tensões no osso ao redor de dois e quatro implantes colocados na região de sínfise da mandíbula, com dois estágios de reabsorção. Não observaram a redução de tensão nas extremidades livres quando a carga foi distribuída por quatro implantes em relação à configuração com dois implantes. Entretanto, houve uma tendência para o aumento gradual de tensão com a diminuição da altura da mandíbula, isto é, o fator que influenciou no aumento das tensões transmitidas ao osso foi o grau de reabsorção das mandíbulas.

Tashkandi *et al.*, em 1996, estudaram o efeito do comprimento do *cantilever* no comportamento das tensões geradas no osso circundante aos implantes dentários. Foram utilizados três implantes com 13mm de comprimento em osso bovino, no qual foram posicionados seis “strain gauges”. Os implantes eram distribuídos com espaçamento de 15mm de centro a centro. Foi confeccionada infra-estrutura protética com *cantilever* de 30mm de comprimento, medido a partir do centro do último implante, o qual também serviu para demarcar as regiões de carregamento a 0, 5, 10, 15, 20 e 25mm de distância em direção posterior. Os resultados não mostraram diferença estatística significativa no aumento de comprimento de 5 para 10mm e de 10 para 20mm. O maior valor de tensão foi verificado no extensômetro localizado na região cervical do implante mais próximo ao lado de carregamento.

Çehreli *et al.*, em 2004, realizaram revisão de literatura com objetivo de demonstrar raciocínios e pensamentos atuais acerca da perda óssea ao redor de implantes, levando em consideração falha no processo de reabilitação. Alguns fatos de domínio são referendados quanto ao processo de reabsorção óssea inicial de 1mm no primeiro ano e 0,2mm posteriormente a cada ano, sendo que o primeiro ano, seja de acomodação das células ósseas e do novo desenho resultante das cargas transferidas. Com relação ao desenho do implante, alguns pontos são fundamentais nos estudos avaliados: tipo de conexão, superfície,

desenho das roscas, composição química. Fica evidente em alguns estudos a capacidade do implante em absorver as forças nele geradas, que não ultrapassem 3000 $\mu\epsilon$. Alguns trabalhos demonstraram que a superfície dos implantes tem pouca influência nessa distribuição de cargas, sendo a alteração mais importante correlacionada ao módulo de elasticidade dos materiais. As perdas marginais ao redor dos implantes ocorrem em todos os sistemas, esses fatores ainda não estão bem delineados. Comparações clínicas de diferentes desenhos de implantes, têm demonstrado similares níveis de perdas ósseas anuais e complicações pós-reabilitação protética. Os autores concluem que os desenhos dos implantes influenciam na característica das forças de transmissão que podem levar a falhas dos implantes, contudo não há relação entre longevidade e perda óssea marginal. São taxativos com relação ao controle da incidência das forças sobre os implantes, como maneira fundamental para manutenção da ósseo-integração.

Herrmann *et al.*, em 2005, realizaram revisão de literatura sobre estudos clínicos, buscando avaliar o paciente, implante e características do tratamento, tentando identificar possíveis fatores que pudessem facilitar prognóstico para falhas nos implantes. Foram estudados 487 pacientes (1738 implantes) reabilitados com diferentes protocolos cirúrgicos, apenas do Sistema Brånemark, com acompanhamento de cinco anos. Os resultados mostraram fortes indícios para alguns fatores de risco: qualidade óssea, maxila vs mandíbula, formato ósseo, comprimento dos implantes (apenas para diâmetro de 3,75mm, 7 a 10mm), protocolo cirúrgico e protético. Não foi correlacionada influência quanto ao número de implantes suporte para uma reabilitação e seu sucesso clínico. Os autores discutem que a interação de fatores de risco aumenta a taxa de insucesso do tratamento e concluem que a seleção do paciente para estudos é fator importante para os índices de sucesso.

Isidor em 2006, realizou revisão de literatura com foco na consequência do carregamento sobre o osso que se encontra ao redor dos implantes dentários. Observou a importância encontrada na literatura para os fatores correlacionados a oclusão os quais podem ser positivos ou negativos para os tecidos adjacentes aos implantes dentários. Após o primeiro ano de função, a perda óssea ao redor do

implante mostra-se pequena, contudo é, observada em quase todos os implantes dentários. O autor comenta que, de acordo com as teorias atuais da fisiologia óssea, na região de carregamento mecânico, as áreas ósseas solicitadas se modelam e remodelam, de maneira a se adaptarem à nova condição empregada. O processo ocorre da mesma maneira ao redor dos implantes dentários. Assim, ampliação do nível de tensão na interface osso/implante vai gerar adaptação na região mais solicitada do sistema. A grande dificuldade mencionada pelo autor, na organização dos trabalhos foi a falta de padronização dos dados e metodologia para avaliação da influência da força sobre a interface osso/implante. O autor conclui, que clinicamente, a quantificação da magnitude e direção das forças de oclusão é muito difícil, o que dificulta uma correlação entre sobrecarga oclusal e falhas de implantes dentários. Muito do conhecimento empregado apresenta-se como teoria, em relação ao pequeno número de trabalhos experimentais em animais, o que torna alguma conclusão precipitada. Contudo, os trabalhos experimentais em animais apontam que a sobrecarga oclusal resulta no incremento da perda óssea ao redor dos implantes dentários, sendo encontrado em apenas um trabalho pesquisado, correlação direta de perda do implante e sobrecarga oclusal.

Aparício *et al.*, em 2006, realizaram revisão de literatura na busca por trabalhos com evidências científicas para validação e padronização de testes que identificam clinicamente a qualidade da interface osso/implante, para posterior correlação entre estabilidade da implantação com fatores biomecânicos. Foram utilizados como fatores de inclusão dois testes, utilizam equipamentos de uso freqüente para a determinação da estabilidade dos implantes (RFA, *Resonance Frequency Analysis* e *Periotest*). O RFA usa valores relacionados a um Quociente de Estabilidade de Implante (ISQ) que possui índices de 1 a 100 e o Periotest, avalia valores qualitativos para micro-movimentação dos implantes. Os resultados encontrados demonstram poucos relatos na literatura de correlação de comportamento biomecânico e estabilidade das fixações, pelas dificuldades de padronização de testes efetivos. Contudo, os dados coletado apontam que fatores como densidade óssea, tanto em maxila como em mandíbula, comprimento dos

pilares, comprimento das fixações, visivelmente influenciaram os teste. Os autores concluem que os testes avaliados possuem pouca significância clínica e que maiores estudos com os mesmos devem ser validados com mais avaliações prospectivas.

Maeda *et al.*, em 2007, estudaram as vantagens biomecânicas de pilares com plataformas estreitas conectados a implantes dentários com plataforma de 4mm de diâmetro, com ênfase na interface implante/osso e pilar/implante. Foi utilizada técnica tridimensional por elemento finito. Foi desenhado e posteriormente malhado, implante com hexágono externo de 4x15mm, sem roscas, pois se objetivava apenas análise do comportamento do pilar, assim não foram incluídas outras variáveis, mantendo como foco apenas na região cervical. Foram utilizados dois pilares, primeiro com 4mm e o segundo com 3,25mm de diâmetro (PSL). Os resultados mostraram que pilares mais estreitos que as plataformas, não transmitiram forças diretamente na interface osso/implante a qual não se propagou até a região óssea, ao contrario da plataforma convencional que gerou tensão na interface. Contudo, a região do parafuso de ouro ficou mais sobrecarregada no modelo estreito.

2.4 Técnica da fotoelasticidade aplicada na Odontologia

A técnica da fotoelasticidade apresenta-se como técnica experimental de análise de tensões e deformações particularmente útil para peças e estruturas que apresentam infra-estruturas complexas. Nesses casos, a utilização de métodos experimentais para pesquisa são mais adequados, já que métodos analíticos, mostram-se mais trabalhosos e em algumas situações, inviáveis. Na fotoelasticidade de transmissão, como regra geral, deve-se construir modelo da estrutura a ser analisada, em material fotoelástico, cuidando para que o limite da elasticidade não seja ultrapassado através de pequenas deformações. A direção e magnitude das forças aplicadas no modelo devem ser simuladas o mais próximo da estrutural real. A birefringência de certos materiais transparentes e oticamente isotrópicos, quando submetidos a tensões tornam-se oticamente anisotrópicos.

Essa característica permite que um raio de luz incidente sobre o corpo em tensão seja resolvido em dois raios ao longo dos planos principais do material. Os dois raios emergem com atraso, um em relação ao outro. A magnitude do atraso é proporcional à diferença entre tensões principais. O polariscópio foi usado para medir o retardamento e avaliar a variação das tensões (Mahler & Payton, 1955).

White *et al.*, em 1994, avaliaram o efeito da extensão do *cantilever* na transmissão de carga para a mandíbula, por meio de técnica da fotoelasticidade. Os autores tinham por objetivo analisar formas de minimizar forças excessivas ofertadas pelos braços suspensos, aumentando a longevidade das fixações. Para confecção do modelo fotoelástico foi utilizada como referência, mandíbula moderadamente reabsorvida, com cinco implantes regulares de 3,75mm de diâmetro e 13mm de comprimento, sistema Brånemark, fixados na região de sínfise mentoniana. As infra-estruturas foram devidamente conectadas sobre os implantes com torque de 10 Ncm, e sobre as mesmas foram colocados gabaritos de resina acrílica perfurados de 5mm e 5mm, controlando as diferentes distâncias para simulação do carregamento. Os autores observaram o mesmo comportamento da distribuição da tensão para diferentes comprimentos do *cantilever*, contudo, com magnitudes diferentes. Foi observada concentração de tensões na região dos implantes mais distais, sobretudo na região cervical, sendo diretamente proporcional o aumento das distâncias ao aumento da tensão e com intensidade menor e mesmo padrão nos implantes opostos ao carregamento. O autor completa o trabalho discutindo a validação de experimentos *in vitro*, sendo a sua aproximação válida para a maior compreensão do comportamento das tensões sobre os corpos e para o aprimoramento de novas técnicas e procedimentos.

Sadowsky & Caputo, em 2000, descrevem em seu estudo a utilização da técnica da fotoelasticidade como método de avaliação de estruturas protéticas e dos implantes, bem sucedido na interação da resposta tecidual e das características físicas das restaurações. O estudo avaliou pelo método da fotoelasticidade o comportamento de quatro implantes retendo uma prótese tipo *overdenture*. Foi fabricado modelo fotoelástico a partir de modelo de mandíbula

humano edêntula, quatro implantes (3,75mm x 10mm) foram envolvidos na área de sínfise, representando uma completa integração. Foram avaliados diferentes tipos de infra-estrutura para *overdentures* (utilizando *cantilever*, sem *cantilever* e implantes individualizados). Os modelos fotoelásticos foram avaliados anteriormente à análise para observação de franjas residuais. Sob carregamento, o lado direito e esquerdo produziram o mesmo padrão de franjas, contudo os resultados apresentados foram apenas do lado direito. Com simulação de contato na região de primeiro molar inferior, o modelo com *cantilever*, padronizado em 11,5mm de comprimento apresentou maior tensão no implante terminal. Contudo, independente do desenho das barras, a tensão gerada do lado oposto foi sempre menor.

Ochiai *et al.*, em 2003, utilizaram técnica da fotoelasticidade para avaliação da distribuição de tensão ao redor de implantes de diâmetro regular (3,75mm) e 13mm de comprimento, fixados em área edêntula posterior, fabricados em material fotoelástico. Os implantes foram colocados em áreas de primeiro e segundo molar, foram fabricadas duas infra-estruturas metálicas sobre os implantes, uma sobre pilares cônicos e outra diretamente sobre os implantes. Os implantes foram embebidos no material fotoelástico simulando completa osseointegração. Foram utilizados diferentes tipos de resina fotoelástica, uma para os dentes, outra para região de suporte dos dentes e implantes, diferindo pelo módulo de elasticidade do material. O modelo foi imerso em tanque com óleo mineral para minimizar a superfície de refração e facilitar a observação da ordem de franjas por meio da fotoelasticidade. O resultado da tensão era monitorado e fotografado pelas lentes do polariscópio circular. O método de avaliação era apenas qualitativo. Para discussão dos resultados, os autores ressaltam que a aproximação *in vitro* deve ser complementada ou respaldada por estudos clínicos. Não foi encontrada nesse trabalho, diferença na dissipação das tensões para osso, quanto ao tipo de componente protético utilizado (segmentado e não-segmentado).

Çehreli *et al.*, em 2004, realizaram estudo fotoelástico aliado ao posicionamento de extensômetros em modelos com implantes de diferentes tipos

de conexão, para avaliar a intensidade de força gerada na interface implante/osso e pilar/implante. Os autores relatam que a técnica fotoelasticidade em geral, demonstra a qualidade, quantidade e distribuição das tensões sobre um objeto pelo padrão das ordens de franjas, sucessivas e contínuas linhas de cores diferentes (isocromáticas). O número de franjas indica a tensão ou a magnitude das forças, linhas mais fechadas relatam regiões de maior tensão. A intimidade de contato entre implante e resina simula a condição biológica da osseointegração. Os modelos foram carregados com forças verticais e oblíquas de 100 e 150N em cada pilar para aferições fotoelásticas e com auxílio de extensômetros. Não foram observadas diferenças de magnitude no teste fotoelástico das medidas isocromáticas entre os desenhos de conexão pilar/implante para ambas as condições de carga, mas as tensões ao redor dos implantes com hexágono externo foram menores que ao redor dos implantes com conexões internas tipo cone morse e hexágono interno, principalmente sob carga vertical.

Bernardes em 2004, analisou qualitativa e quantitativamente as tensões geradas em modelos fotoelásticos decorrentes de cargas aplicadas em peças simulando implantes com a mesma forma externa, diferindo apenas no tipo das junções: hexagonal externa (HE), hexagonal interna (HI), cônica interna (CI) e um implante sem junção (peça única, PU). Essas peças foram inseridas em blocos fundidos com resina acrílica flexível (Polipox[®]) com propriedades favoráveis para realização da técnica da fotoelasticidade e submetidas a dois tipos de cargas compressivas, uma axial (carga I) e outra 6,5mm fora do longo eixo (carga II). Foram analisados diversos pontos de tensão ao longo de quatro corpos de cada espécie (46 para carga I e 61 para carga II), nos quais se determinou a tensão cisalhante máxima (τ). Os pontos analisados geraram gráficos a partir dos quais foram determinadas áreas individuais para cada uma das duas situações de carga em todo o corpo do implante e apenas para a região de pescoço do mesmo. Depois de aplicados os testes de Kruskal-Wallis, U de Mann-Whitney, t de Student e ANOVA, de acordo com a necessidade de cada análise, não foi encontrada diferença significativa ($p < 0,05$) em nenhuma das duas situações propostas para carga I. Entretanto, para carga II, quando avaliado todo o corpo do implante, os de

hexágono interno apresentaram diferenças significantes ($p < 0,05$), com os menores valores, em relação aos outros grupos (hexágono externo, cônico interno e peça única). Da mesma forma, para a análise da região de pescoço sob a carga II, o grupo de implantes HI mostrou ser estatisticamente diferente ($p < 0,05$) dos grupos HE e PU, porém HI e CI não apresentaram diferenças, bem como HE, PU e CI. Buscando conclusões baseadas nos valores encontrados, em porcentagem, observou-se que, para a carga I, o grupo CI apresentou os menores valores de tensão cisalhante máxima para todo o corpo, seguido pelo grupo PU, 0,45% maior e após estes os grupos HI com 2,02% e HE com 3,33% maiores que o primeiro. Nesta situação de carga, analisando a área de pescoço da peça, foram encontrados menores valores para o grupo PU, seguido pelo HI com 1,69% maior, CI, 3,15% e HE, 3,82% maiores que o primeiro. Quando para carga II, o grupo HI apresentou os menores valores para todo o corpo da peça, seguido pelo CI com 10,9%, PU e HE com o mesmo valor de 12,93%. Na situação de carga II, para a região de pescoço do implante, a ordem encontrada foi a seguinte: com menor valor o grupo HI, seguido pelo CI com 9,45%, PU com 15,20% e HE com 17,36%.

Bernardes *et al.*, em 2005, usaram a técnica da fotoelasticidade para avaliação de diferentes junções de implantes, quanto à distribuição de tensão para a região cervical dos implantes de forma quantitativa, instigado pela perda óssea marginal encontrada nos implantes do Sistema Brånemark, após o primeiro ano de uso. Neste trabalho foram utilizados quatro implantes sem rosca e com dimensões idênticas, diferindo apenas nas respectivas junções (4,1mm x 13mm). Utilizou resina acrílica flexível (Polipox[®] – SP - Brasil), para confecção dos modelos fotoelásticos, sendo os mesmos adaptados a um dispositivo para aplicação de carga nos implantes. Todo aparato foi montado em projetor de perfil (Mitutoyo) adaptado a um polariscópio de transmissão. Foi aplicada carga axial nos implantes (1kgf). As ordens de franjas foram delimitadas e pontos estratégicos estabelecidos para obtenção dos valores da tensão cisalhante máxima (τ). Os autores concluíram que a fotoelasticidade plana apresentou-se como metodologia simples, barata e de fácil análise, retratando de maneira aproximada os campos de tensão e deformação que ocorreram nos modelos, ideal para emprego em

implantes dentários. Quanto aos implantes, observou um comportamento semelhante independente do tipo de junção, para o carregamento axial. Quando do deslocamento da força para fora do longo eixo das estruturas analisadas, as mesmas apresentaram comportamentos diferentes.

Torres em 2005, utilizou análise fotoelástica para avaliação da correlação entre níveis de desajuste e tensão gerada na interface osso/implante. Foram construídas próteses fixas de cinco elementos, parafusadas diretamente no implante e fundidas em monoblocos, utilizando diferentes tipos de ligas odontológicas. Foi empregada a técnica de fotoelasticidade plana, por esse motivo foi confeccionado modelo com três paredes planas, os quais permitiam a leitura das franjas isocromáticas para cada implante do sistema e posteriormente análise da tensão cisalhante (τ) em quatro pontos pré-determinados ao redor da região cervical dos implantes, utilizando o método de compensação de Tardy e a Lei Ótica das Tensões. Foi utilizada resina acrílica flexível (Polipox), caracterizada pela sua anisotropia ótica, transparência e apresentação de diferentes índices de refração quando submetida a um estado de tensão-deformação. A constante ótica (K) para espessura constante da resina utilizada nesse estudo foi de 0,25 N/mm. A autora não observou, correlação crítica entre níveis de desajuste e tensão gerada entre os implantes.

Baboni em 2006, analisou por meio da técnica da fotoelasticidade a passividade de infra-estruturas tipo protocolo Brånemark fundidas em titânio, antes e após a aplicação de eletro-erosão. Em todas as amostras foi realizada soldagem a laser de cilindros de titânio e posterior análise de tensões em polariscópio circular, a mesma estrutura foi submetida ao refinamento por eletro-erosão (EDM) e subsequentemente análise fotoelástica. A resina fotoelástica utilizada foi Araldite[®], para evitar a incorporação de bolhas no material, após a sua manipulação era colocado em ambiente hermeticamente fechado em vácuo, por vinte minutos. A análise qualitativa dos modelos foi feita de maneira indireta por meio de fotografias digitais. Os resultados mostraram menor formação e intensidade das franjas fotoelásticas após o refinamento por EDM, em todas as seqüências de aperto de parafuso.

Markarian *et al.*, em 2007, utilizaram método da fotoelásticidade para observação da distribuição de tensão nas estruturas protéticas sobre implantes. O trabalho teve por objetivo avaliar a tensão gerada e sua distribuição ao longo de modelo experimental com prótese com e sem adaptação, com implantes paralelos e inclinados. As infra-estruturas metálicas foram confeccionadas utilizando barras cilíndricas de titânio com 3mm de diâmetro (400304, Conexão) e pilares cilíndricos de titânio (105004, Conexão) soldadas a laser. Durante a análise fotoelástica o modelo foi imerso em óleo mineral para diminuir a refração da luz. Foi utilizado um polariscópio plano ao invés de polariscópio circular. Apenas análise qualitativa, por meio de registro fotográfico foi realizada. Eram avaliados o número de franjas, a maior magnitude de tensão e a região de maior concentração de tensão. Os resultados demonstraram que para a configuração com três implantes paralelos, as tensões foram mais homogêneas e se concentraram no sentido axial e para configuração com implante inclinado, a tensão foi maior e mais concentrada com um perfil não homogêneo, sendo os modelos com desajustes os que apresentaram maiores acréscimos de tensão.

Barbosa *et al.*, em 2007, estudou a correlação entre desajuste vertical/horizontal e tensões geradas na região cervical dos implantes após a instalação de doze infra-estruturas tipo Protocolo Brånemark sobre cinco implantes, antes e após a soldagem laser, por meio da técnica da fotoelasticidade plana. Para possibilitar a análise quantitativa da tensão cisalhante (τ) na interface cervical osso/implante, foi construído em gesso modelo plano com três paredes interligadas, conferindo ao modelo aspecto final curvo e referência à região anterior da mandíbula. A constante ótica (K) para espessura constante da resina acrílica flexível (Polipox[®]), utilizada nesse estudo foi de 0,25 N/mm. Após a etapa de soldagem, o desajuste horizontal apresentou-se semelhante entre os grupos e não houve diferença com relação à tensão gerada no modelo para diferentes ligas utilizadas, fato observado nos modelos anteriormente à soldagem. Foi observado que a passividade melhorou após a soldagem, porém as infra-estruturas ainda geravam tensão após a soldagem, assim o autor conclui que as tensões geradas entre os implantes na região cervical está mais relacionada ao desajuste

horizontal que ao desajuste vertical, mesmo com a utilização da soldagem a laser, não foi possível a obtenção de infra-estrutura totalmente livre de tensões.

Celik & Uludag, em 2007, avaliaram qualitativamente o comportamento das tensões com uso de três implantes para retenção de *overdentures*, por meio da técnica da fotoelasticidade. Foram utilizados três implantes fixados na região anterior da mandíbula, sendo um grupo com os implantes distais posicionados na vertical e outros com implantes distais inclinados, para quatro diferentes sistemas de retenção. Os resultados demonstraram níveis baixos de tensão para todos os grupos, sendo demonstrado pelos implantes posicionados na vertical, distribuição das tensões por todo o corpo dos implantes ao contrário dos implantes inclinados, que apresentaram concentração de tensão na região apical.

2.5 Infra-estrutura de Ti e soldagem a laser

Eliasson *et al.*, em 2000, utilizaram a região entre forames para a colocação de quatro implantes para suporte de próteses fixas totais e relatam em seu trabalho o acompanhamento longitudinal por cinco anos de 119 pacientes tratados. No total foram colocados 476 implantes (Sistema Brånemark) em pacientes com média de idade entre 61 e 90 anos, sendo que 21 pacientes abandonaram o acompanhamento ao longo do tratamento. Foram confeccionadas infra-estruturas metálicas, (AuPd/ n=103; Ti/n=15; CoCr/n=01), com comprimento dos *cantilevers* variando de 10 a 20mm, associadas a dentes de estoques, com padrão oclusal limitado ao primeiro molar. No primeiro ano apenas dois implantes foram perdidos e 30 removidos por compressão do nervo alveolar inferior. O índice de sucesso com cinco anos foi de 98,6%, com favoráveis margens de níveis ósseos. Os pacientes foram divididos conforme o tipo do antagonista, houve diferença significativa entre os resultados de pacientes com próteses totais e pacientes com próteses fixas implanto-retidas, sendo observado 9% de fraturas de dentes artificiais para pacientes portadores de prótese total (antagonista) contra 45% para pacientes com próteses retidas por implantes. Dos pacientes com implantes perdidos, dois continuaram usando três implantes como suporte para as próteses, sem danos posteriores para a prótese e para o paciente.

Rocha *et al.*, em 2006, realizaram experimento *in vitro* com o objetivo de avaliar a resistência flexural de Ni-Cr, Ti cp e Co-Cr submetidas a dois processos de soldagem, por laser e por TIG. Foram preparados 60 corpos de prova, com barras de 3mm de diâmetro e 25mm de comprimento, divididos em quatro grupos, sendo o grupo controle sem solda, com cinco barras para cada grupo. Os resultados apontaram diferença estatística significativa, entre os grupos soldados e os não soldados. Comparando os processos de soldagem, diferenças estatísticas significativas foram observadas, sendo a soldagem por TIG mais eficiente que as demais para a condição crítica estudada. Contudo, os autores discutem que a soldagem a laser, em comparação ao sistema por TIG, apresenta-se maior indicação de uso, por ter menor capacidade de distorção, ser mais rápida e precisa.

Hart & Wilson, em 2006, mostraram a preocupação com alto índice de falhas em regiões de extremo livre para infra-estruturas metálicas em titânio. Foram realizados teste de fadiga e resistência flexural com 4 processos de soldagem a laser e um a TIG. Sessenta corpos de prova, com infra-estrutura sobre dois implantes afastados 5mm entre si e extremo livre com comprimento de 15mm foram preparados com a extremidade a ser soldada em forma côncava. Todos os grupos laser falharam a 10^6 de ciclos e com teste de fadiga que ultrapasse movimentação da barra acima de 2mm. Áreas de soldagem a TIG, apenas no teste de resistência flexural apresentaram deformação plástica. Entre os grupos laser, os que apresentaram melhores resultados foram os que utilizaram metais de adição e maior volume de solda aumentando os valores de resistência à deformação.

Sousa *et al.*, em 2008, utilizaram soldagem a laser para análise do ajuste cervical de protocolos com cinco implantes, avaliando ligas de Titânio comercialmente puro (Ti cp) e Paládio de prata (Pd-Au). Foram construídos 20 corpos de prova, sendo dez para cada grupo e avaliada a interface pilar/implante por microscópio analisador. As infra-estruturas confeccionadas em Ti cp apresentaram diferença estatística significativa com relação ao grupo Pd-Au, mostrando melhor interação do material com a técnica de soldagem a laser.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar de maneira qualitativa e quantitativa por meio da técnica da fotoelasticidade, o comportamento mecânico na região da interface osso/implante, a partir de protocolos clássicos tipo Brånemark, com alteração do **número** e do **diâmetro** das fixações.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Este trabalho experimental e laboratorial utilizou modelos fotoelásticos para análise do gradiente de tensões. Os corpos de prova constituíram-se de nove infra-estruturas metálicas em titânio, soldadas a laser, as quais simularam próteses fixas tipo Protocolo Brånemark sobre cinco e três implantes. Estas barras foram confeccionadas sobre dois modelos-mestres feitos em placa acrílica (Acrilbraz Serv. Esp. – Brasil) sendo um modelo com cinco implantes de 3,75mm de diâmetro e outro com três implantes de diâmetro largo de 5mm, com comprimento padronizado de 13mm para todos os implantes. A disposição dos implantes em número de cinco e três seguiu a média do espaço entre os forames mentonianos, de acordo com o posicionamento encontrado para o sistema Novum® com três implantes. As infra-estruturas foram padronizadas para terem a mesmas dimensões da barra protética superior do protocolo pré-fabricado, anteriormente citado. Foi confeccionado molde articulado de acrílico, para a geração dos modelos fotoelásticos, o qual recebia o conjunto montado implante/infra-estrutura. A avaliação das tensões geradas por carregamento na região de braços suspensos (*Cantilevers*) foi realizada pela análise quantitativa das ordens de franjas, aferidas utilizando polariscópio circular. Detalhes dos grupos experimentais estão dispostos na tabela 1.

A análise e os procedimentos experimentais utilizados para aplicação da técnica da fotoelasticidade de transmissão plana, foram desenvolvidos no Laboratório de Projetos Mecânicos Henner Alberto Gomide, da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, sendo a parte técnico laboratorial de confecção das infra-estruturas em titânio realizada no Laboratório de Prótese Parcial Removível da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas.

Tabela 1- Grupos experimentais testados

	Grupo Controle	Grupo Regular	Grupo Largo
Número de implantes	05	03	03
Diâmetro dos implantes	3,75mm	3,75mm	5mm
Comprimento	13mm	13mm	13mm
Infra-estruturas	03	03	03

4.1 Confeccção dos modelos

Para a obtenção dos modelos, utilizou-se como referência a disposição dos implantes do sistema para protocolo Brånemark Novum®. Foram confeccionados dois modelos em acrílico com 21mm de comprimento, 7mm de espessura e 21mm de altura (figura 1 e 2). As placas de acrílico foram usinadas e unidas (Torres, 2005; Barbosa *et al.*, 2007). As matrizes continham cinco implantes, com hexágono externo e diâmetro regular (3,75 mm) e outra com três implantes de diâmetro largo (5mm).

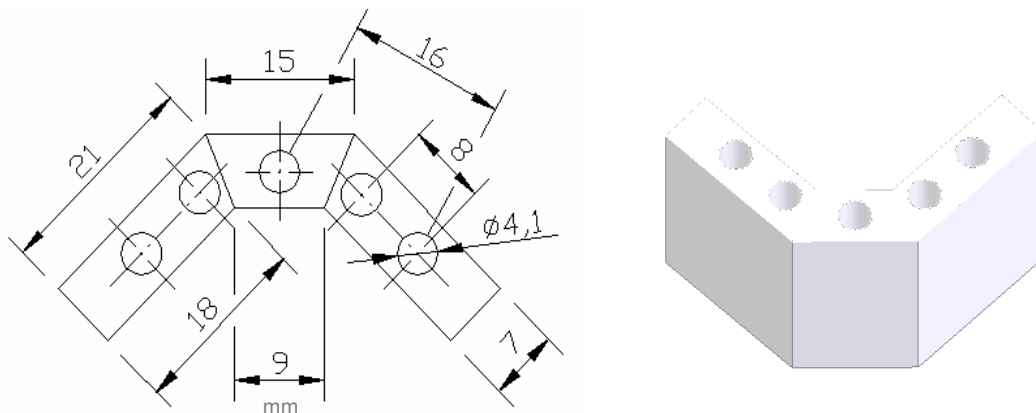


Figura 1 - Dimensões idealizadas em milímetros (mm), para a padronização dos modelos mestres, para cinco e três implantes de diâmetro regular (3,75mm)

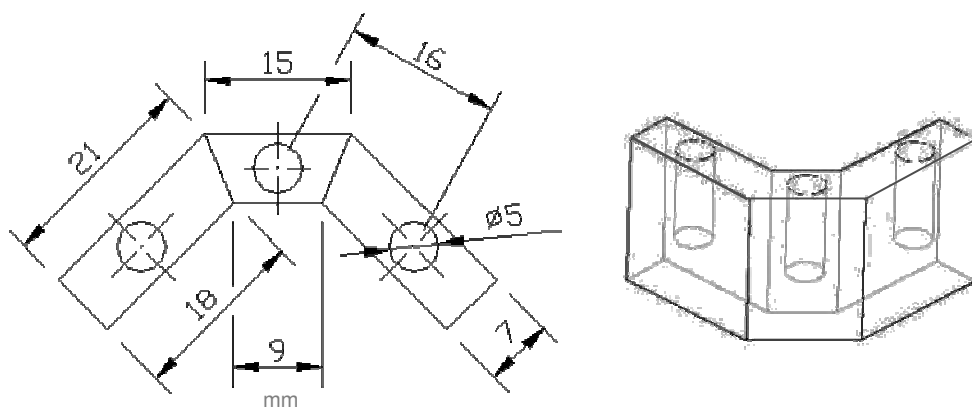


Figura 2 - Dimensões idealizadas em milímetros (mm), para a padronização dos modelos mestres, para três implantes de diâmetro largo (5mm)

Para a distribuição dos implantes dói usado como modelo o sistema Brånemark Novum[®], onde três implantes são posicionados na região entre os forames mentonianos, sendo dois mais externos próximos aos forames e um central na região de sínfise mentoniana (Brånemark *et al.* 1999; Parel, 2002 Henry *et al.*, 2003; Engstrand *et al.*, 2001; Engstrand *et al.*, 2003; Parel & Triplett, 2005; Simamoto-Júnior *et al.* 2006; Smet *et al.*, 2007). Tanto o modelo com três implantes, como o modelo com cinco implantes, respeitaram os limites entre os forames mentonianos, acompanhando o Sistema Novum[®].

4.2 Perfuração e Fixação dos análogos de implantes nos modelos

Foram utilizados cinco análogos de implantes de hexágono externo de plataforma 4,1mm (013020, Conexão Sistema de Prótese, SP, SP, Brasil), para confecção dos Grupos GC e GR e três análogos de implantes de hexágono externo de plataforma de 5mm (013030 Conexão Sistema de Prótese, SP, SP, Brasil), para confecção de GL (Markarian *et al.*, 2007).

Primeiramente foi confeccionado gabarito em placa de acetato de 2mm de diâmetro a partir do posicionamento original do Sistema Novum[®], por meio de sua barra protética inferior. Para realização das perfurações foi utilizada furadeira elétrica de bancada (Schulz FSB 16P, China). Posteriormente essas placas foram transferidas para os modelos em acrílico, com a finalidade de guiar as

perfurações, nos modelos mestres, com auxílio de brocas de 4mm e 5mm de diâmetro. Após as devidas perfurações nos modelos mestre, os análogos foram então posicionados e afixados com adesivo de presa rápida base cianoacrilato (Super Bonder® - Loctite, Brasil), promovendo a manutenção da plataforma dos análogos padronizados com 1mm sobre a superfície dos modelos. Na figura 3 é possível observar os modelos com as réplicas de implantes posicionadas no interior das placas acrílicas.

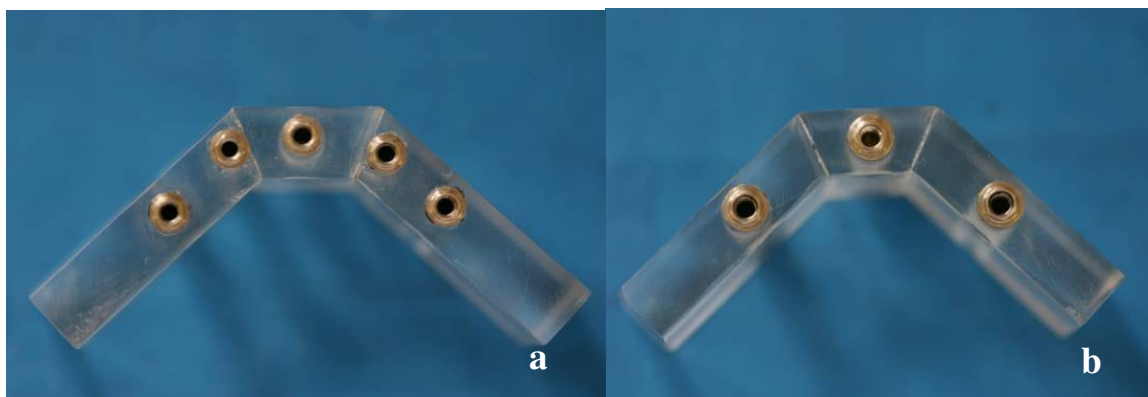


Figura 3 - Vista oclusal dos modelos mestre em acrílico; a) Modelo com cinco análogos de implantes (3,75mm) ; b) Modelo com três análogos de implantes (5mm)

4.3 Confeção das infra-estruturas protéticas

Para a confecção das infra-estruturas protéticas, foram utilizados 24 pilares tipo UCLA de Titânio com diâmetro de 4,1mm (055024, Conexão Sistema de Prótese – São Paulo - Brasil) e nove pilares UCLA de Titânio com 5mm de diâmetro (055034, Conexão Sistema de Prótese – São Paulo - Brasil) (Markarian *et al.*, 2007) (Figura 4a). Para a confecção das infra-estruturas metálicas, foram utilizadas barras de Titânio (400304, Conexão Sistema de Prótese – São Paulo - Brasil) com 3mm de diâmetro (Figura 4b) (Markarian *et al.*, 2007).

Anteriormente ao procedimento de soldagem a laser, as barras de Titânio foram previamente delimitadas com paquímetro digital (Digimatic 700-113 – Mitutoyo Corporation – Japão), seccionadas com disco de carborundum (Dentorium – NYU – EUA) acoplado a motor elétrico de bancada (Kedel – Porto Alegre - RS – Brasil). Para a adaptação nos espaços destinados a cada grupo,

foram realizadas nas extremidades de cada barra conformações côncavas (Hart & Wilson, 2006) com objetivo de facilitar a técnica de soldagem. Para a região de *cantilevers*, braços em balanço ou braços suspensos, o comprimento de corte das barras, foi padronizado em 15mm.

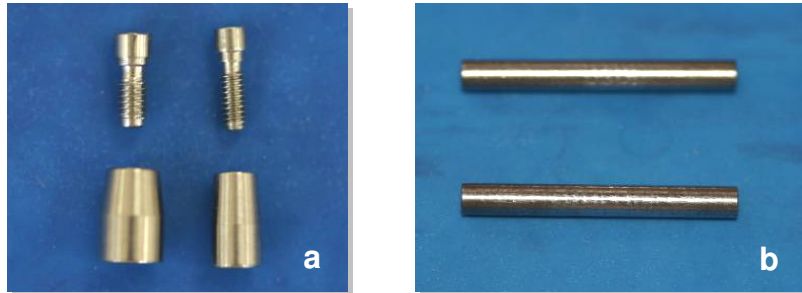


Figura 4 - a) Pilares UCLA Titânio de 5 e 4,1mm de diâmetro respectivamente; b) Barras de Titânio de 3mm de diâmetro

A utilização de barras pré-fabricadas de Titânio dispensa o uso de fundição, por consequência otimiza o processo em termos de custo, tempo, e interferências da técnica (cera perdida, fundição) quanto ao ajuste dos componentes aos implantes. As barras de Titânio foram soldadas com a soldadora a Laser (Desktop – Dentaureum JP Winkelstroter KG, Pforzheim, Alemanha), com intuito de promover a união e a estabilidade entre os pilares. Foi utilizado apenas um operador, para padronizar todo o processo de soldagem (Baboni, 2006; Barbosa *et al.*, 2007; Markarian *et al.*, 2007).

Foram realizados dois pontos de solda em cada área, para fixação prévia das barras, em seguida, toda extensão de contato entre a barra e o pilar foram soldados com irradiação de múltiplos pulsos sobrepostos, com energia de 340 Volts e pulso de nove micro-segundos (ms) com foco e frequência regulados em zero. Houve sobreposição de 50% dos feixes laser. Na figura 5 pode se observar o modelo no interior da máquina de soldagem e a região da união da barra com os pilares.

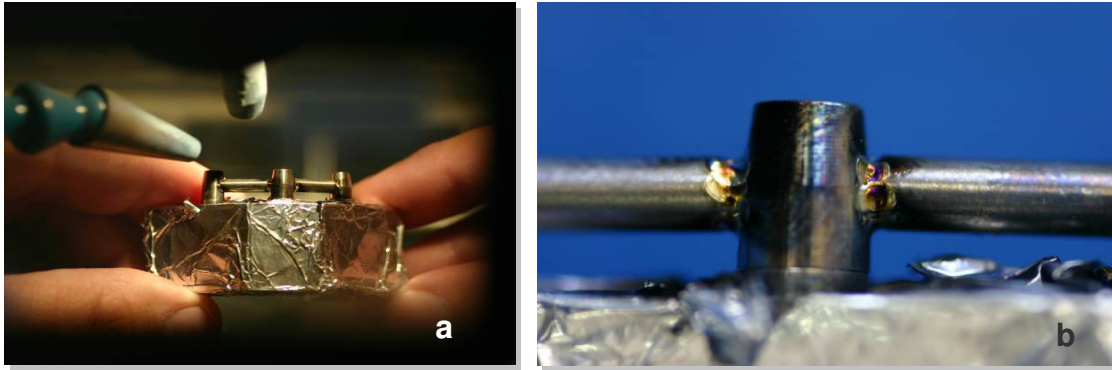


Figura 5 - a) Soldagem laser; b) Aspecto das barras soldadas aos pilares de titânio.

4.4 Obtenção da matriz para confecção dos modelos em material fotoelástico

Para a obtenção do modelo fotoelástico, foi confeccionada matriz em acrílico, a qual recebeu os implantes juntamente com as infra-estruturas metálicas. A matriz foi confeccionada com espessura padronizada de 9,5mm, contudo mantendo as principais dimensões do modelo inicial (comprimento e altura). Assim foi projetada uma caixa de acrílico, parcialmente ajustável e articulada, visando facilitar o processo de remoção do modelo fotoelástico, após a cura, com a preocupação de não gerar tensão residual ou falha no modelo (Sadoswsky & Caputo, 2004). Na figura 6, pode-se observar a matriz acrílica conectada (a) e o espaço que será utilizado para formar o modelo fotoelástico e segmentada (b), com objetivo de facilitar a remoção do mesmo.

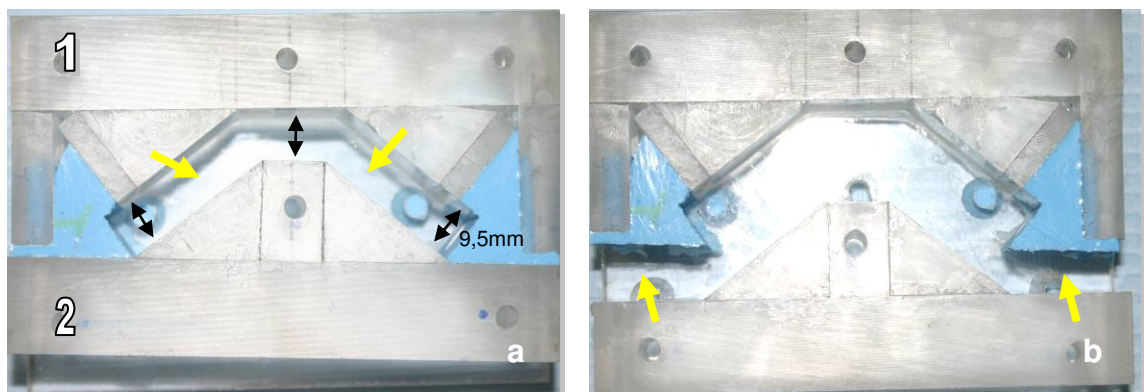


Figura 6 - Caixa de acrílico (matriz), a) 1. Base principal (apoio); 2. Parte posterior (móvel) na posição final, formando ao centro espaço negativo, o qual será utilizado para gerar o modelo (setas); b) Parte 1 e 2, segmentada (setas)

A matriz acrílica era constituída de três partes: 1. Base principal, onde as demais partes eram conectadas, gerando a face anterior do modelo (fixa); 2. Parte posterior, constituindo a parede posterior do modelo (removível); 3. Placas guias, placas acrílicas com 2mm de espessura, sobrepostas às demais, com objetivo de levar o conjunto implantes/infra-estrutura, para o interior da matriz (Figura 7a).

Foram confeccionadas no total três placas guias em acetado, uma para cada grupo. As placas guias, eram seccionadas em quatro partes, utilizando serra circular, desenvolvida no LPM/FEMEC/UFU, para evitar tensões no modelo, em decorrência do processo de remoção, as placas era retirada em partes com visto na figura 7b. As placas acrílicas receberam posteriormente perfurações para o posicionamento do conjunto implante/infra-estrutura, utilizando as próprias infra-estruturas como orientação para as perfurações. As mesmas eram posicionadas sobre a região do molde formada pelo encaixe das partes 1 e 2 da matriz.

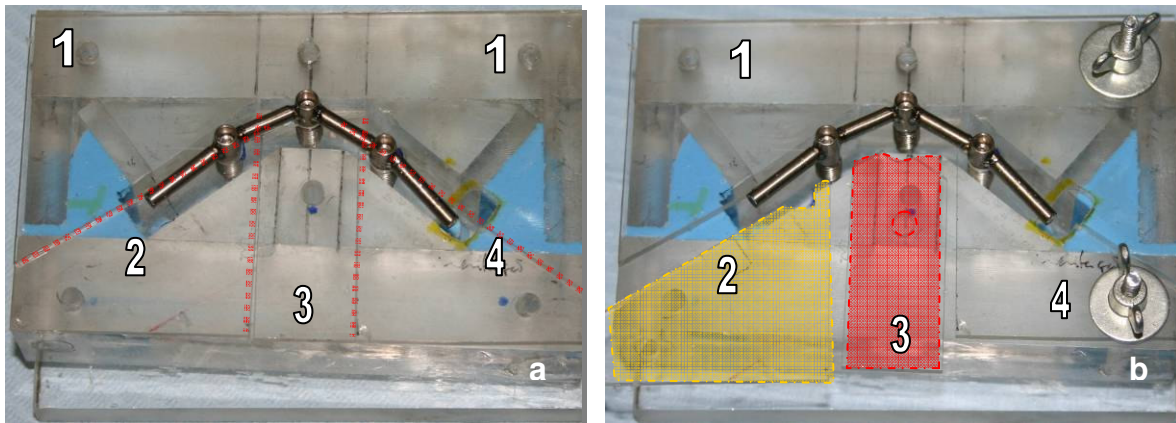


Figura 7 - a) Placa guias posicionadas sobre as partes 01 e 02 da matriz acrílica, números de 1 a 4 indicam as respectivas segmentações das placas guias; b) Cada placa era fixada sobre as demais partes de forma independente

Partes vazias da matriz acrílica foram preenchidas com silicone azul (Polipox® Indústria e Comércio Ltda – SP - Brasil) formando as paredes laterais internas da caixa. O conjunto era fixado por meio de parafusos que trespassavam todas as partes constituintes da caixa, garantindo vedação adequada, importante

para o sucesso do modelo fotoelástico, sendo característica da resina utilizada neste estudo sua baixa viscosidade inicial.

As duas paredes posteriores do modelo tiveram suas dimensões ampliadas para 30mm, em virtude da dificuldade encontrada para obter modelos sem falhas promovidas por bolhas oriundas da introdução do material fotoelástico na matriz acrílica. Assim, as paredes dos modelos fotoelásticos eram reduzidas aos valores originais do modelo inicial utilizando serra circular de precisão. Testes prévios foram realizados na resina polimerizada, levando-a ao polariscópio circular, para avaliação de tensões residuais no modelo fotoelástico.

4.5 Confeção dos modelos fotoelásticos

Os implantes foram unidos aos pilares por meio de parafusos (119024, 119034, Conexão – SP) com torque de 10Ncm, utilizando torquímetro manual (Conexão – SP) e devidamente adaptados na parte anterior das placas guias, observando a disposição dos implantes e sua inclinação. Foi utilizada como referência a plataforma dos implantes que ficaram a 1mm da superfície do modelo fotoelástico, de acordo com o modelo inicial (Figura 8).

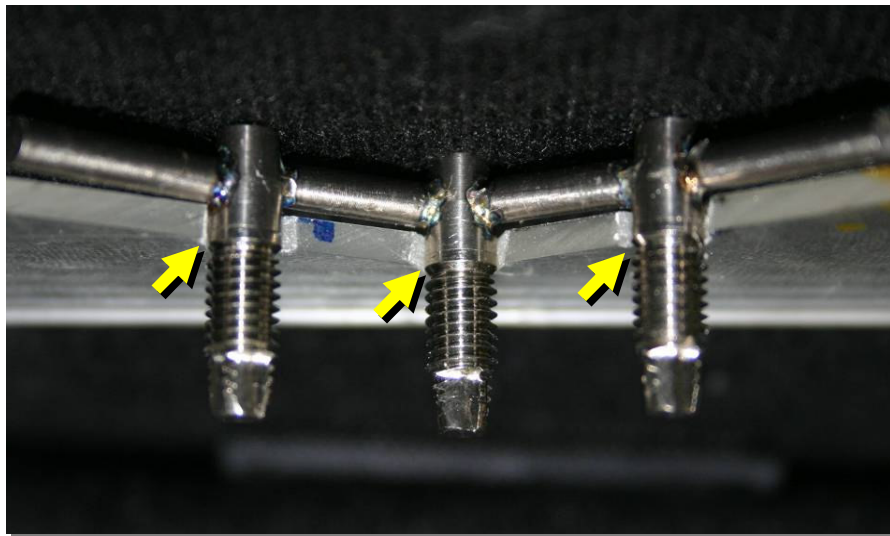


Figura 8 - Conjunto implante/infra-estrutura; controle do posicionamento das plataformas dos implantes, 1mm de exposição cervical (setas)

Nas placas guias foram realizadas perfurações nas extremidades da região do molde, para alimentação da resina fotoelástica e também para a drenagem de eventuais bolhas enclausuradas no interior do molde. A parte anterior da placa guia e o conjunto implante/infra-estrutura foram montados e aparafusados na parte fixa da matriz acrílica. As demais placas guias foram encaixadas de forma a minimizar espaços vazios na superfície do modelo.

A resina fotoelástica utilizada neste trabalho é composta por sistema bicomponente, à base de resina epóxi e endurecedor (Resina CMR-201 e endurecedor CME-252/ Polipox® Indústria e Comércio Ltda), isentos de solventes, de baixa reatividade, os quais após a cura apresentam alta flexibilidade, transparência e excelente acabamento superficial. Utilizaram-se duas partes em volume da base para uma parte em volume do catalisador (Torres, 2005; Bernardes *et al.*, 2005; Barbosa *et al.*, 2007). Para perfeita homogeneização do material, a manipulação era realizada com lentos movimentos circulares por aproximadamente dez minutos. Após a completa manipulação da resina, a mesma era levada em câmara de vácuo ligada a uma bomba de vácuo (Figura 9), por 20 minutos, visando a eliminação de bolhas, inerentes à reação de polimerização (Sadowsky & Caputo, 2004; Baboni, 2006). Em seguida, a resina era vertida cuidadosamente, para não gerar bolhas no modelo.



Figura 9 - Bomba a vácuo (esquerda), ligada à câmara para vácuo (direita)

Após o tempo de espera de 24 horas para completa polimerização da resina, o guia da parte superior do molde era desarticulado vagarosamente em partes, primeiro a central (3) para permitir o deslocamento das demais (2 e 4) e posteriormente, a placa. A parte móvel posterior do molde acrílico (2) era, então removida com suaves movimentos, facilitando o acesso ao modelo fotoelástico (Figura 10).

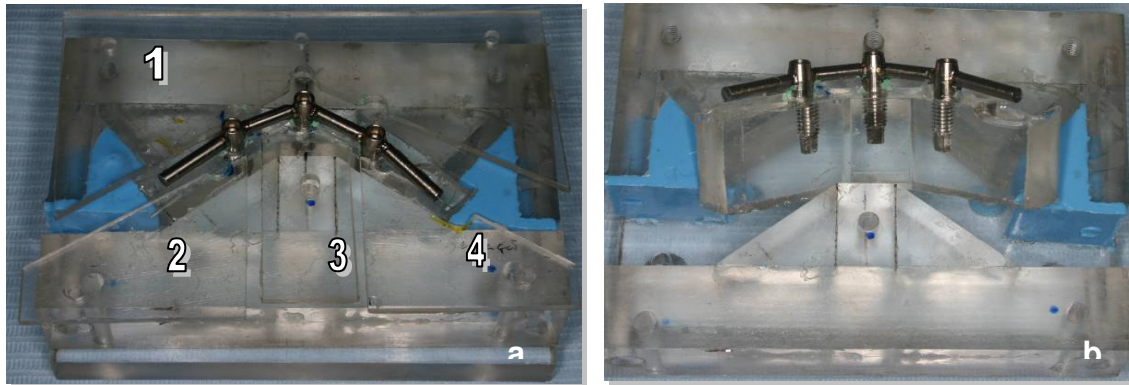


Figura 10 - a) Placas guias sendo primeiramente desarticuladas; b) Parte móvel sendo removida (vista superior)

Todos os modelos, após a desinclusão foram avaliados quanto à presença de tensões residuais. Para análise do gradiente de tensões do modelo foi utilizado um polariscópio circular desenvolvido no LPM/FEMEC/UFU. Nesta etapa verifica-se a presença de tensões residuais decorrentes de um processo denominado “efeito de borda” (Dally & Rilley, 2005; Sadowsky *et al.*, 2004; Barbosa *et al.*, 2007; Markarian *et al.*, 2007).

4.6 Determinação da tensão cisalhante

De acordo com Dally e Rilley (2005), a diferença das tensões principais depende da constante fotoelástica do material (K), da ordem das franjas (N) e da espessura do modelo fotoelástico (b), ou seja:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{NK}{b} \quad (1)$$

Na equação (1) σ_1 e σ_2 são tensões principais. Da resistência dos materiais a tensão cisalhante (τ) é obtida pela diferença das tensões principais ou seja:

$$\tau = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2} \quad (2)$$

Da equação (1) e equação (2) é possível determinar a tensão cisalhante a partir das ordens de franjas, medidas ou seja:

$$\tau = \frac{KN}{2b} \quad (3)$$

4.8 Calibração da resina fotoelástica

A constante ótica (K), foi determinada utilizando um modelo de disco sob compressão (Dally & Rilely, 2005). Neste modelo a força de compressão se relaciona com a ordem de franja, por meio da seguinte equação:

$$K = \frac{8a}{\pi D} \quad (4)$$

Utilizando a equação (4) é possível determinar uma curva de calibração onde, por meio do coeficiente angular da reta (a) e o diâmetro do disco (D), é possível obter a constante fotoelástica. Este procedimento de calibração foi desenvolvido nos trabalhos de Bernardes, 2004; Bernardes *et al.*, 2005; Torres, 2005 e Barbosa *et al.* 2007. Neste trabalho foi utilizado o mesmo valor de referência destes autores, ou seja, K= 0,23 Nmm.

4.7 Aplicação do carregamento

Para aplicação das cargas nos modelos fotoelásticos, foi projetado e desenvolvido dispositivo de carga universal. A figura 11 mostra o projeto do dispositivo. Neste suporte é possível aplicação de carga por meio da movimentação de um parafuso acoplado à base da célula de carga, como também é possível efetuar posicionamento em três direções ortogonais.

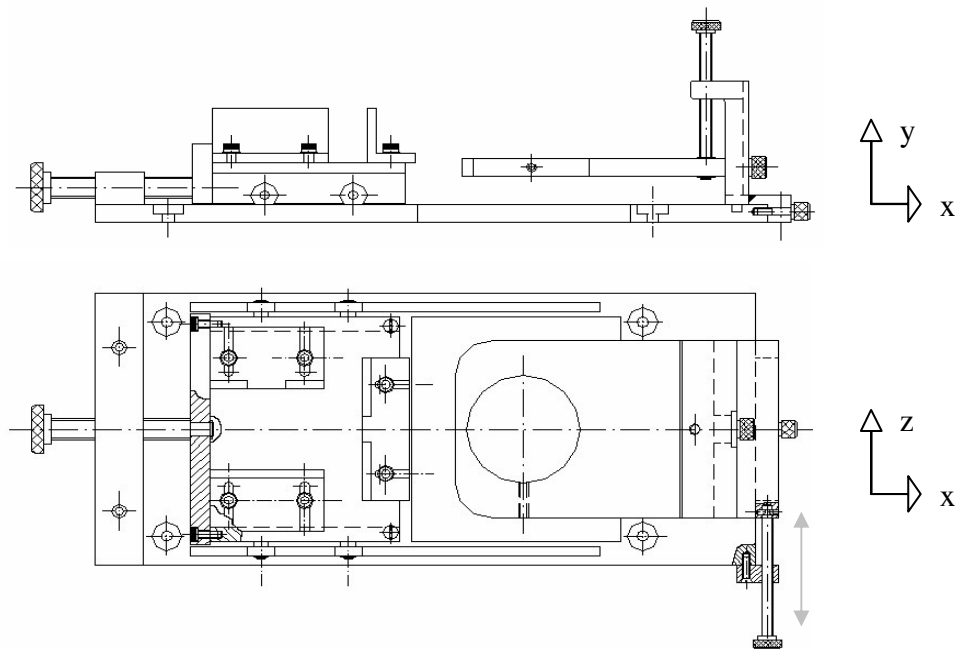


Figura 11 - Dispositivo de carga projetado e construído para adaptação e movimentação dos modelos fotoelásticos

As leituras dos parâmetros fotoelásticos foram feitas em três diferentes posições no modelo fotoelástico, onde estão inseridos os implantes. Realizou-se este procedimento dinâmico com o objetivo de diminuir variáveis que poderiam alterar a leitura do gradiente de tensão, por algum deslocamento ou alteração de posicionamento no momento da leitura. Assim foi construído dispositivo para adaptação e mobilidade dos corpos de prova, para cada face a ser estudada (Figura 12).

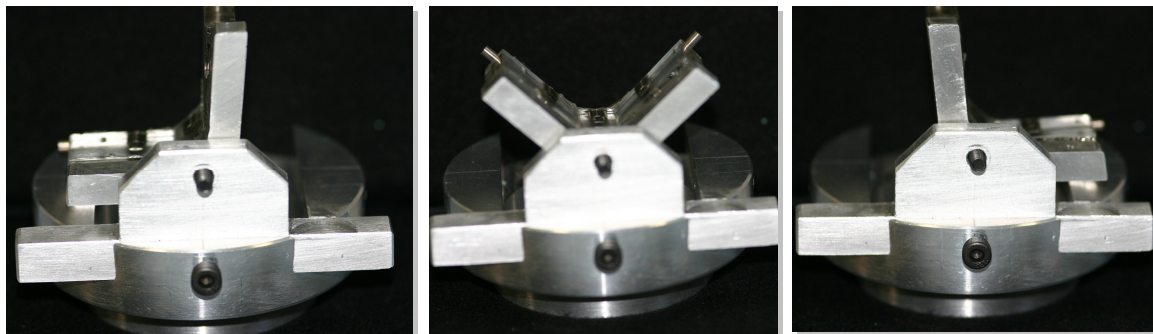


Figura 12 - Base de fixação dos modelos circular, nas três posições de leitura

Neste trabalho foi utilizada condição crítica de carregamento, pontual, simulando esforço mastigatório no lado de trabalho, por meio de força concentrada em uma das extremidades livres das infra-estruturas metálicas. Devido à necessidade de movimentação do modelo, foi construído dispositivo de carga conectado diretamente na base de movimentação do corpo de prova (Figura 13). O sistema utiliza mola de compressão, previamente calibrada para aplicação de força vertical de 1,33 Kgf (Apêndice 1).

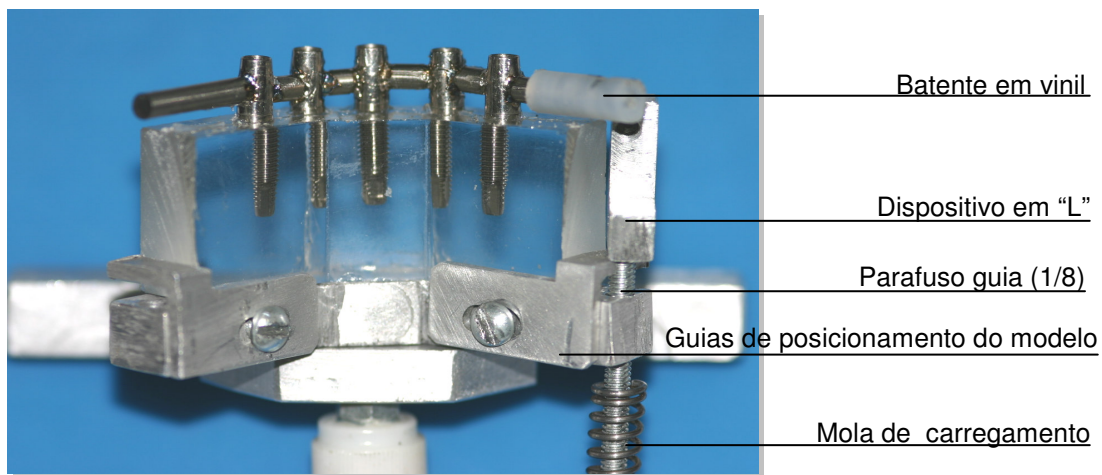


Figura 13 - Base de fixação das amostras com dispositivo de carregamento (desativado)

Na figura 14, observa-se na parte superior do conjunto (parafuso/mola) suporte em forma de "L", no qual se conectava parafuso de 1/8 de polegadas em ponto fixo pré-determinado por batente em vinil, para o carregamento propriamente dito.

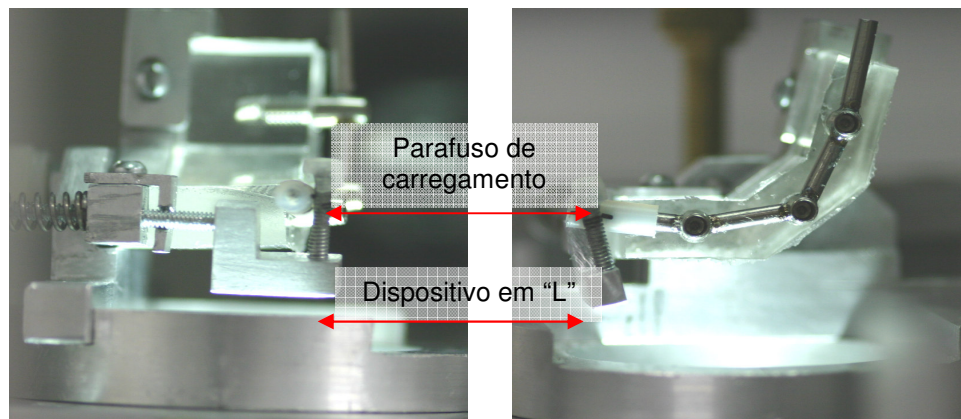


Figura 14 - Dispositivo aplicador de carga ativado: a) vista lateral; b) vista oclusal

4.8 Fixação dos modelos fotoelásticos

Os modelos fotoelásticos foram colados à base de fixação utilizando adesivo de presa rápida à base cianoacrilato (Figura 13). Assim, para a padronização do local de fixação dos corpos de prova, foram utilizados guias de referência, situados lateralmente a base de fixação, os quais limitavam a movimentação dos mesmos, permitindo padronização de posição. A fixação dos modelos foi realizada de forma a evitar tensões residuais decorrentes do processo de união e pelo aquecimento gerado pelo material adesivo. Desta forma, após essa etapa os corpos de prova eram levados ao polariscópio circular para verificação com relação à “tensão de bordo”.

A força aplicada pela mola (1,33kgf) foi ajustada de forma a evitar o deslocamento do modelo fotoelástico e desenvolver um padrão de franjas dentro da força elástica tornando possível a observação dos efeitos da distribuição e localização das tensões nas regiões adjacentes aos implantes.

4.9 Leitura das ordens de franja

Para a padronização da leitura das ordens de franja foi projetada em Auto Cad, uma grade com pontos ao longo do corpo do implante. Esta foi confeccionada em folha plástica para transparência e fixada na tela do projetor de perfil do polariscópio vertical (Figura 15). Assim foi confeccionada uma grade, com duas marcações uma para os implantes de 3,75mm de diâmetro e outra para os implantes de 5mm de diâmetro. O objetivo da leitura era determinar as ordens de franjas e as direções das tensões principais, em 16 pontos, ao longo dos implantes. Todos os pontos eram localizados a cerca de 1mm do contorno externo dos implantes.

Para cada ponto de leitura foram determinadas as direções das tensões principais (Isoclínicas) e as ordens de franjas (Isocromáticas). As ordens de franjas fracionais foram determinadas pelo método de compensação de Tardy (Dally & Riley , 2005). Utilizando a constante ótica do material, os valores medidos

das ordens de franjas e a espessura do modelo, lançados na equação (3) foi possível a determinar a tensão cisalhante nos pontos desejados.

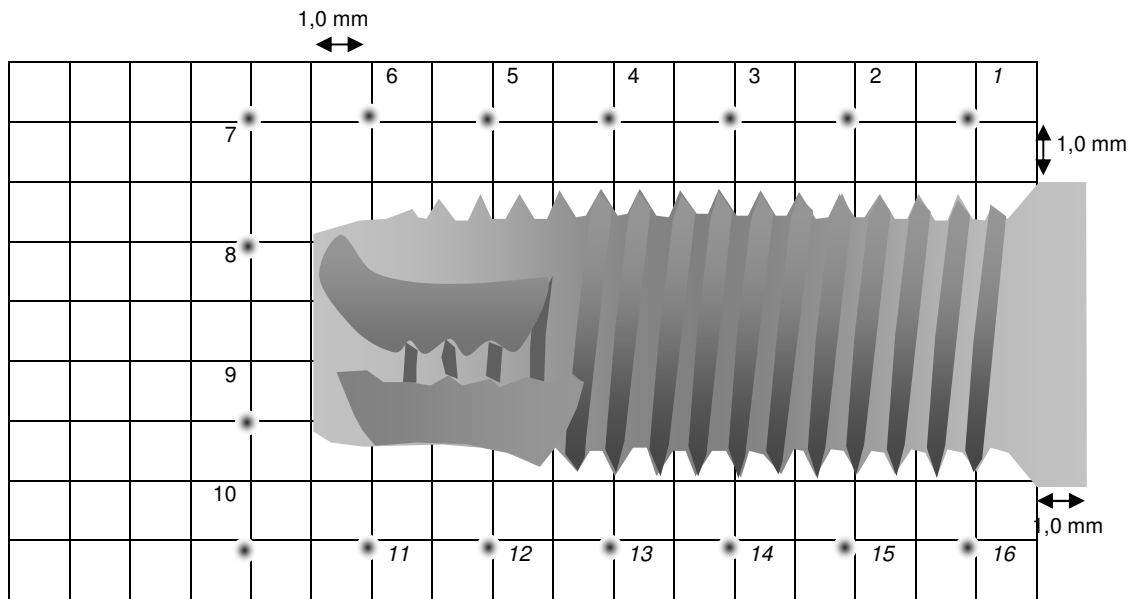


Figura 15 - Desenho da grade de pontos utilizados para padronização da leitura das tensões geradas nos implantes

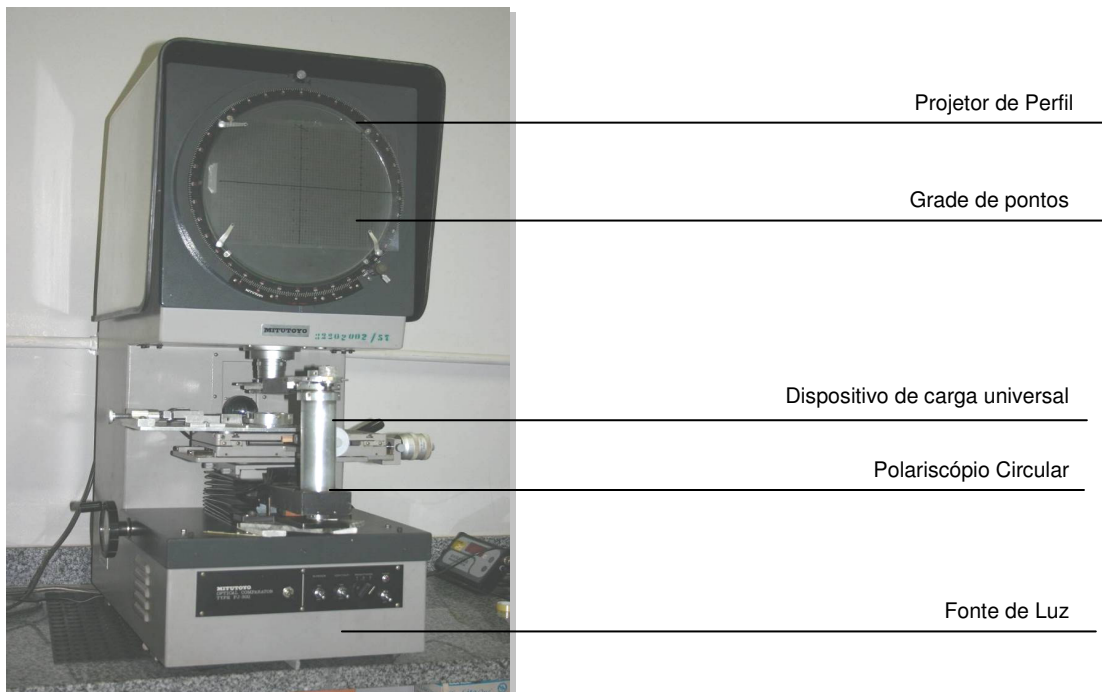


Figura 16 - Polariscópio de transmissão plana acoplado ao projetor de perfil, montado com aparato experimental, LPM/FEMEC/UFU

Os princípios para a técnica da fotoelasticidade baseiam-se na lei de Brewster (Dally & RILEY, 2005), a qual determina que mudança no índice de refração é proporcional a diferença entre as deformações principais. O equipamento utilizado para a análise dos parâmetros fotoelásticos é conhecido como polariscópio (Figura 16).

De acordo com o tipo de polarização da luz, dois parâmetros fotoelásticos podem ser medidos (Bernardes *et al.* 2005; Torres, 2005):

a) Isoclínicas: franjas pretas, onde ocorre completa extinção da luz, que aparecem em polariscópio plano, observadas no lugar geométrico dos pontos do modelo que possuem a mesma direção das tensões principais. Elas são necessárias para a localização da direção das tensões principais;

b) Isocromáticas: franjas coloridas observadas no lugar onde a diferença das tensões principais é um múltiplo do componente de onda do espectro da luz visível. Este parâmetro, identificado no polariscópio circular, que tem a propriedade de eliminar o parâmetro das Isoclínicas, é obtido utilizando o método de compensação de Tardy. Por meio de uma fonte de luz branca, as Isocromáticas são formadas por faixas de diferentes colorações, onde N_f representa as ordens de franjas (Figura 17).

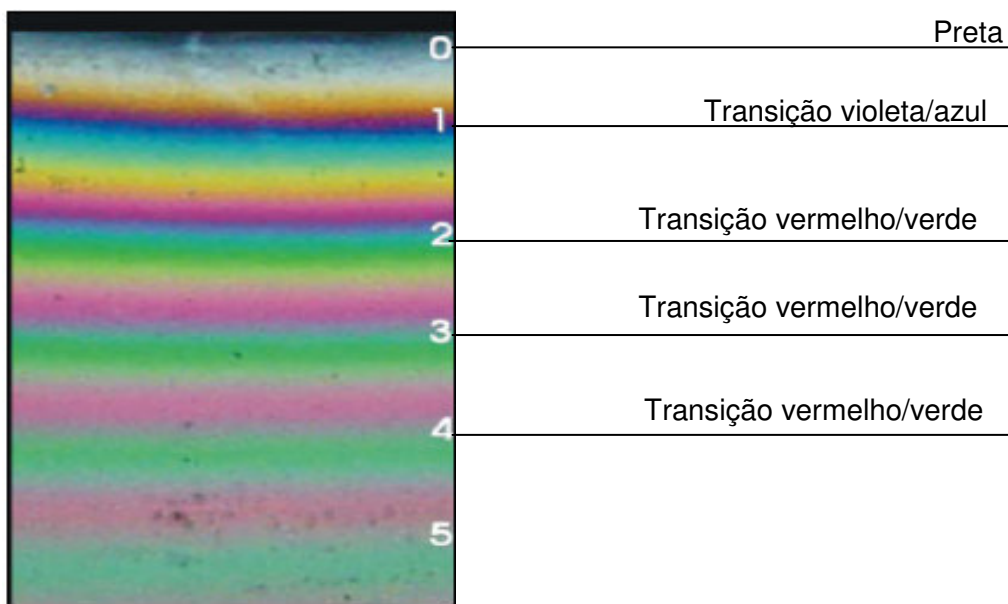


Figura 17 - Visualização das cores das ordens de franjas inteiras (N_f) e suas transições.

Fonte: Bernardes, 2004

Cada implante foi identificado por uma letra (a, b,c) (Figura 18). Cada grupo possuía o número de três corpos de prova, os quais eram identificados por números de um a três . Por exemplo: o corpo de prova um do Grupo Regular (3,75 mm) avaliando o implante (a), era designado de G1Ra.

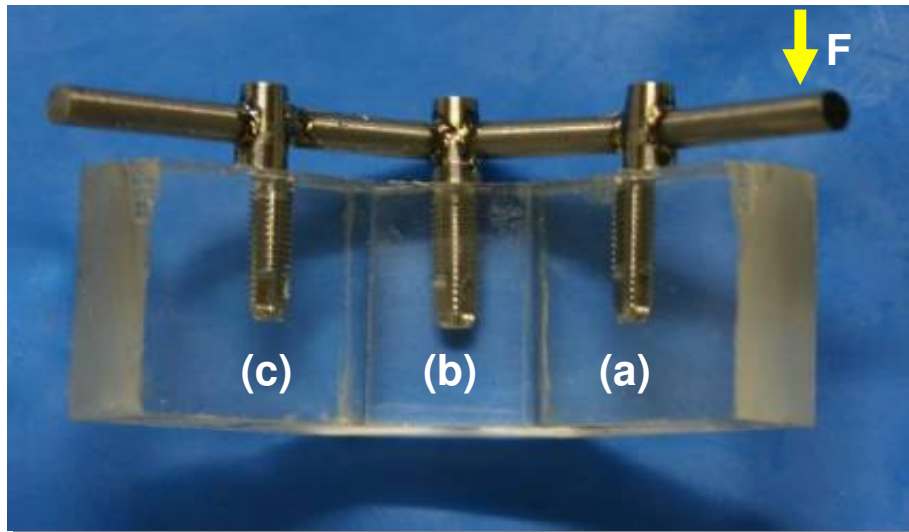


Figura 18 - Nomenclatura para a leitura das ordens de franjas: (a) para o implante mais próximo ao carregamento; (b) implante central e (c) para o implante no extremo oposto a região de carregamento

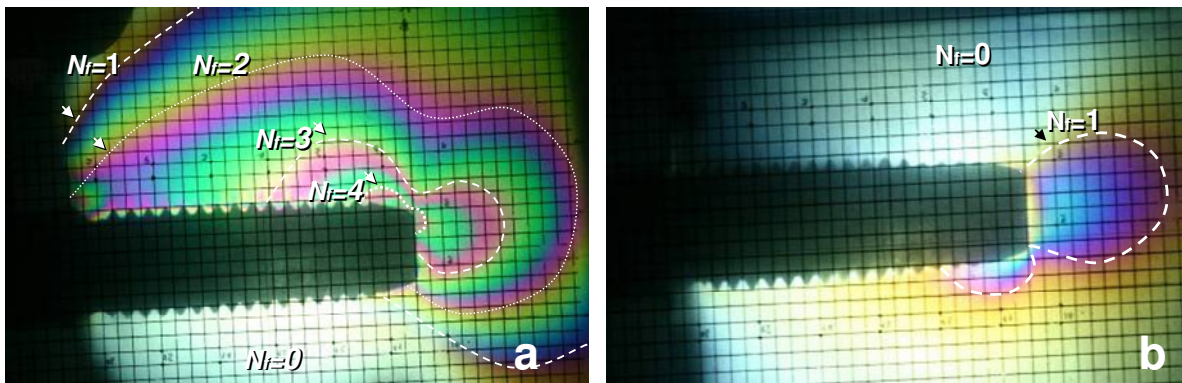


Figura 19 - Gradiente de tensão originado nos corpos de prova: Implante (a), à direita e implante (b), à esquerda. Pode se observar a localização e concentração das tensões pelas ordens de franjas (N_f), traçadas com suas respectivas grandezas

Para a determinação da ordem de franja no modelo usando o método de compensação de Tardy (Bernardes, 2004; Bernardes *et al.* 2005; Torres, 2005; Barbosa *et al.*, 2007), foram realizados os seguintes procedimentos:

1- Usando um polariscópio plano, gira-se o conjunto Polarizador/Analisador até que uma Isoclínica passe sobre o ponto em questão, fixa-se o conjunto nesta posição, o que pode ser melhor visualizado na figura 20;

2- Colocam-se as duas placas retardadoras de $\frac{1}{4}$ de onda fazendo um ângulo de 45° com os eixos de polarização, transformando o polariscópio em circular. Com isso, desaparecem as Isoclínicas, ficando somente as Isocromáticas (figura 19);

3- Observa-se o espectro, assinalando as ordens de franja inteiras (n_1 , n_2), próximas ao ponto de interesse, visto abaixo nas equações (6) e (7);

4- Gira-se o analisador, observando cuidadosamente o movimento das franjas, até que uma das franjas inteiras passe pelo ponto. No transferidor do polariscópio lê-se o ângulo de rotação (α);

5- Se a franja que se moveu em direção ao ponto for a de ordem menor (n_1) tem-se que a ordem de franja fracionária no ponto é dada por:

$$N_f = n_1 + \alpha/180 \quad (6)$$

Se a franja que se moveu for a de ordem mais alta (n_2), tem se:

$$N_f = n_2 - \alpha/180 \quad (7)$$

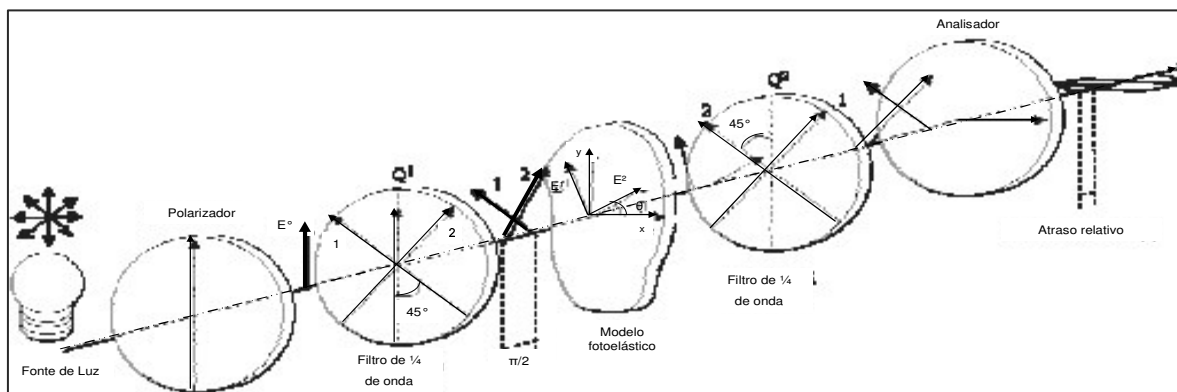


Figura 20 - Modelo esquemático de um polariscópio circular com modelo fotoelástico ao centro. Imagem: Bernardes, 2004

4.10 Organização dos resultados

Todos os valores das ordens de franjas Isocromáticas e Isoclínicas para cada ponto foram colocados em tabelas específicas. Utilizando-se os dados observados nos modelos, determinaram-se as tensões cisalhantes (τ) nos pontos de análise, utilizando a equação da lei Ótica das Tensões (1) (Torres, 2005; Barbosa *et al.*, 2007). O resultado era dividido por 100 e encontraram-se os valores dos níveis de tensões cisalhantes (τ) em quilo pascal (KPa), para os 16 pontos analisados. A seguir, os resultados eram organizados em tabelas diferindo grupos e implantes (a/b/c). Para cada ponto foram determinados os valores médios e na tentativa de conferir a ocorrência de grande variabilidade entre os valores individuais em cada grupo foi determinado o desvio padrão. Foi desenvolvido programa em ambiente Matlab[®] com finalidade de se calcular a área do gráfico das médias da tensão cisalhante (τ) para cada implante. Esses valores foram agrupados nas tabelas finais em que o valor encontrado para o GC era dividido pelos valores restantes, possibilitando comparações normalizadas entre os valores (Bernardes, 2004; Bernardes *et al.*, 2005).

4.11 Avaliação das medidas geométricas das infra-estruturas metálicas

As principais dimensões das infra-estruturas protéticas de todos os corpos de prova foram analisadas (Figuras 21 e 22), por meio de projetor de perfil (MP 320 – Carl Zeiss – Alemanha), pertencente ao Laboratório de Metalurgia FEMEC/UFU (Figura 23).

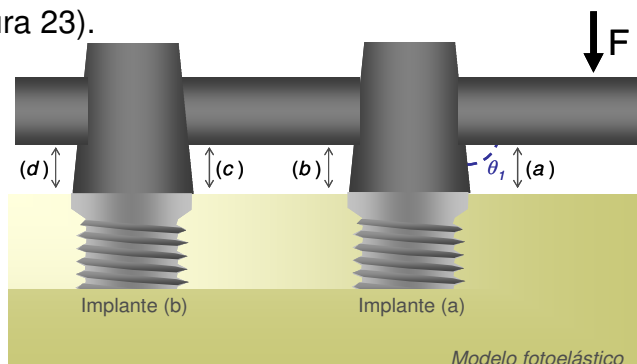


Figura 21 - Regiões do corpo de prova avaliadas, a partir do implante (a), foram analisadas as alturas das barras mesiais e distais de cada implante em milímetros, bem como o ângulo (θ_1) do *cantilever* em relação ao implante

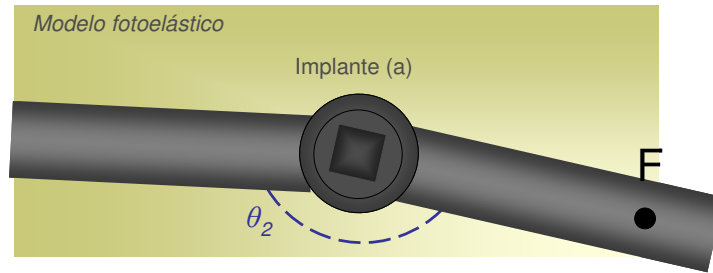


Figura 22 - Região do corpo de prova avaliada entre ângulo (θ_2) formado pelo *cantilever* e a barra que fixava os implantes (a) e (b)

As medidas das infra-estruturas metálicas em referência ao modelo encontram-se no Apêndice 2.

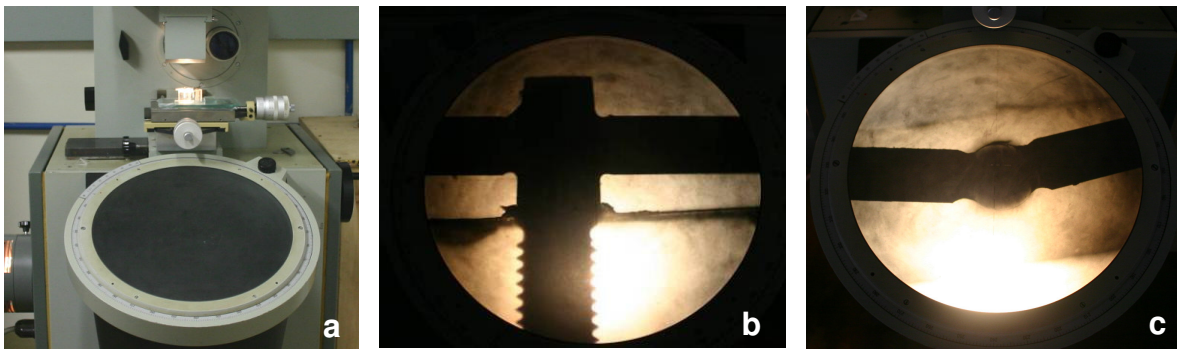


Figura 23 - a) Projetor de perfil MP 320; b) Imagem frontal do corpo de prova, ângulo (θ_1); c) Imagem oclusal do corpo de prova, ângulo (θ_2)

5 RESULTADOS

No capítulo materiais e métodos, mostrou-se que os modelos fotoelásticos utilizados foram planejados em três direções com objetivo de aplicar a técnica de fotoelasticidade de transmissão plana. As direções destes planos seguiram a linha média de instalação para protocolos tipo Brånemark com cinco e três implantes em mandíbula humana. Como o objetivo do trabalho, foi analisar a distribuição de tensões em três diferentes arranjos de protocolos e avaliar a possibilidade de substituição do sistema original com cinco implantes para um sistema simplificado com três fixações, determinou-se a distribuição de tensão em cada implante individualmente dentro de cada um dos três grupos avaliados. A análise da tensão cisalhante (τ) em pontos pré-determinados ao redor do implante, encontra-se detalhada no capítulo anterior. Os gráficos e tabelas comparativas ilustram os resultados das médias obtidas nos grupos estudados. Todos os gráficos representam informação crítica do comportamento das tensões ao longo da superfície dos implantes após aplicação de carga única de compressão, na extremidade livre das infra-estruturas metálicas, em aproximação ao modelo humano, para forças de mordida em lado de trabalho.

5.1 Protocolo com cinco implantes regulares - GC

A tabela 2 mostra os valores da tensão cisalhante (τ) para os 16 pontos ao redor do implante (a), para os três *corpos de prova*. A distribuição das tensões no implante pode ser visualizada nas figuras 24 e 25. Observa-se no modelo C1a (Figura 25), uma menor concentração de tensão nos pontos de um a nove em relação aos outros dois modelos, os quais nesses apresentaram ordens de franja (N) nível dois e três. Na análise da geometria das barras, o modelo C1a ($\theta_1 = 87^\circ 50'$), apresentou menor inclinação do *cantilever* em relação ao implante, para com outros modelos, C2a ($\theta_1 = 94^\circ$) e C3a ($\theta_1 = 93^\circ 47'$), fatores esses que sugerem decréscimo na tensão cisalhante para os pontos mais próximos ao lado do carregamento.

Tabela 2 - Valores da tensão cisalhante (τ) para o implante (a) - GC (KPa)

Ponto	C1a	C2a	C3a	Média	Desvio Padrão
1	19,043	23,761	21,724	21,509	1,932
2	18,669	24,101	23,320	22,030	2,398
3	21,249	27,699	26,545	25,164	2,808
4	23,863	30,312	28,989	27,721	2,781
5	27,801	33,978	32,994	31,591	2,710
6	26,952	31,263	30,618	29,611	1,899
7	23,116	26,069	23,931	24,372	1,245
8	31,908	36,015	33,911	33,944	1,677
9	28,479	34,216	31,365	31,353	2,342
10	8,147	15,105	7,128	10,127	3,545
11	6,755	4,650	5,872	5,759	0,863
12	5,024	5,838	4,345	5,069	0,611
13	3,530	3,700	2,783	3,338	0,398
14	2,614	2,037	1,358	2,003	0,513
15	1,697	1,290	1,018	1,335	0,279
16	2,206	1,358	1,222	1,595	0,436

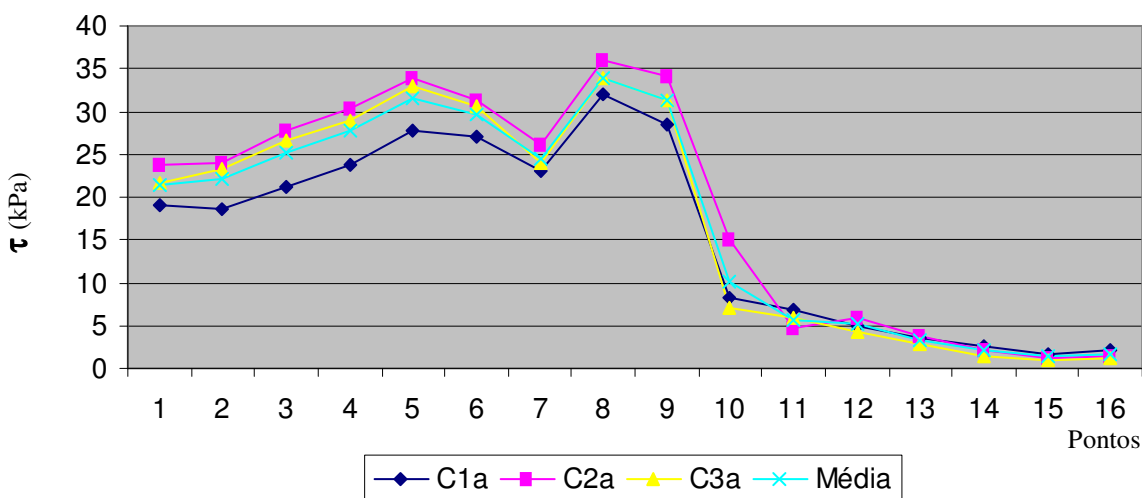


Figura 24 - Tensão cisalhante (τ) GC implante (a), para os três *corpos de prova*

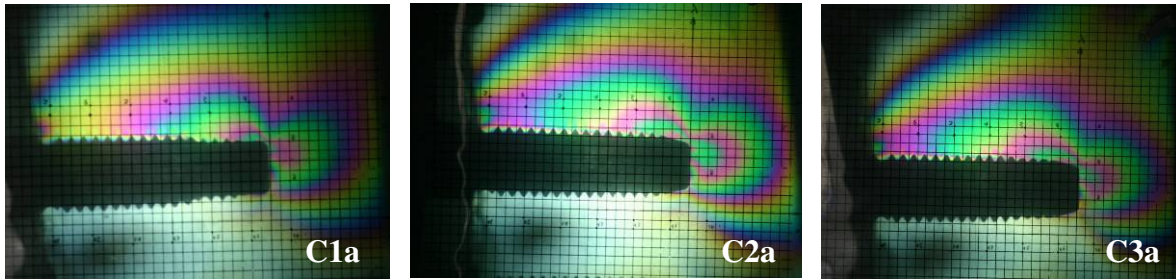


Figura 25 - Ordens de franja nos modelos fotoelásticos, GC, implante (a)

Das figuras 24 e 25 observa-se que a distribuição de tensões semelhante nos três modelos analisados. Os maiores valores de tensão cisalhante encontra-se nos pontos oito e três, lado da força de carregamento e no ápice do implante.

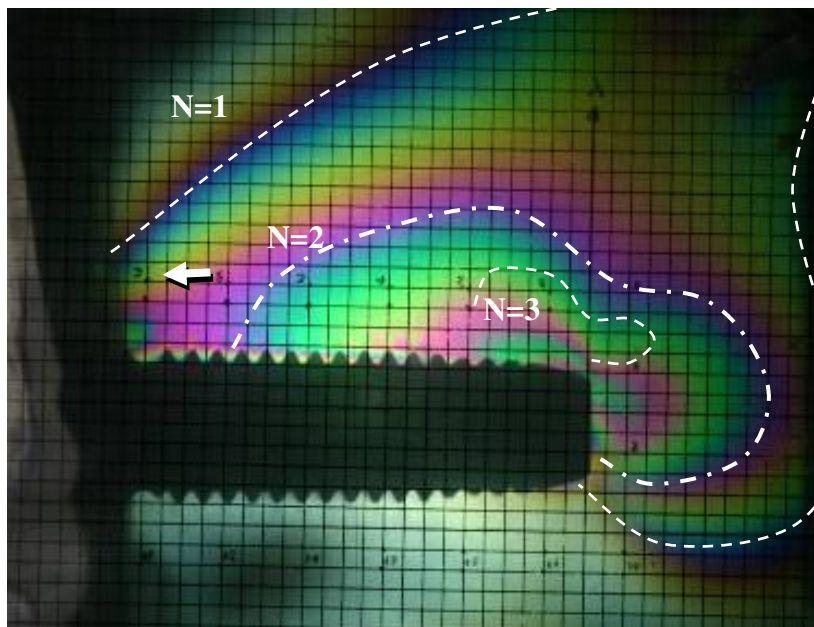


Figura 26 - Esquema da distribuição das tensões, GC, implante (a)

Na figura 26 pode-se visualizar ponto de concentração de tensão bem localizado próximo à plataforma do implante (seta), no lado de carregamento, em região crítica. No lado oposto à carga, as tensões próximas ao contorno externo são pequenas comparadas ao lado de carga.

A tabela 3 apresenta os valores determinados para a tensão cisalhante (τ) nos 16 pontos analisados ao redor do implante (b). O gradiente e o comportamento das tensões no implante, podem ser vistos nas figuras 27 e 28, para os três *corpos de prova* avaliados.

Tabela 3 - Valores da tensão cisalhante (τ), para o implante (b) - GC (KPa)

Ponto	C1b	C2b	C3b	Média	Desvio Padrão
1	1,290	1,358	1,697	1,448	0,178
2	0,611	1,018	1,392	1,007	0,319
3	1,358	1,052	1,629	1,346	0,236
4	1,324	1,222	1,765	1,437	0,236
5	1,494	2,071	2,716	2,093	0,499
6	2,037	3,055	3,734	2,942	0,697
7	2,512	3,938	3,802	3,417	0,642
8	5,431	7,570	4,413	5,805	1,316
9	8,147	9,572	8,147	8,622	0,672
10	8,147	7,468	8,011	7,875	0,293
11	2,716	4,413	3,768	3,632	0,700
12	2,783	3,055	2,376	2,738	0,279
13	2,648	2,376	2,172	2,399	0,195
14	3,394	2,410	1,426	2,410	0,804
15	2,614	1,358	1,426	1,799	0,577
16	1,969	0,713	0,815	1,165	0,570

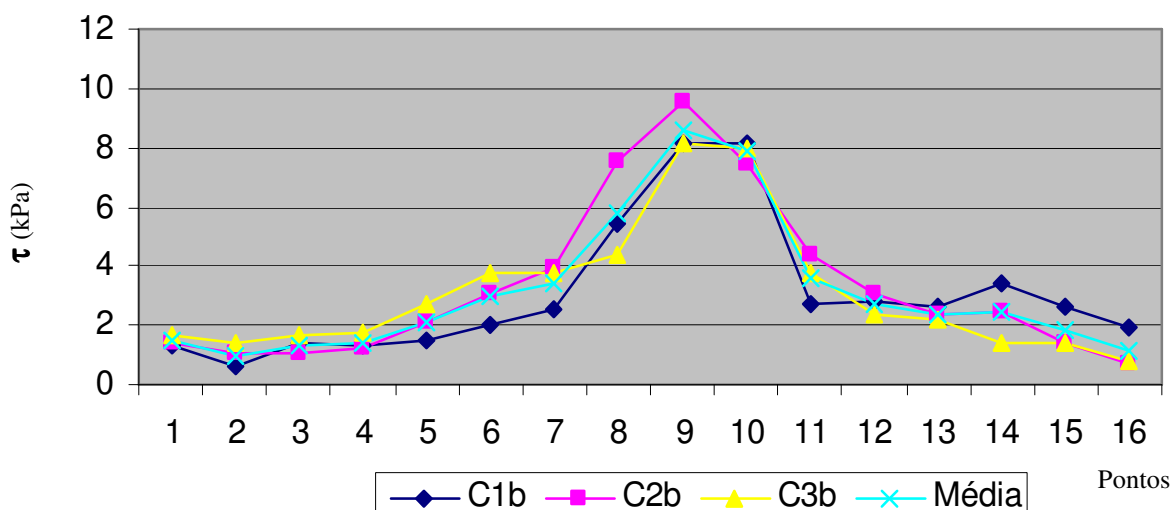


Figura 27 - Tensão cisalhante (τ) para o Implante (b), GC, nos três *corpos de prova*

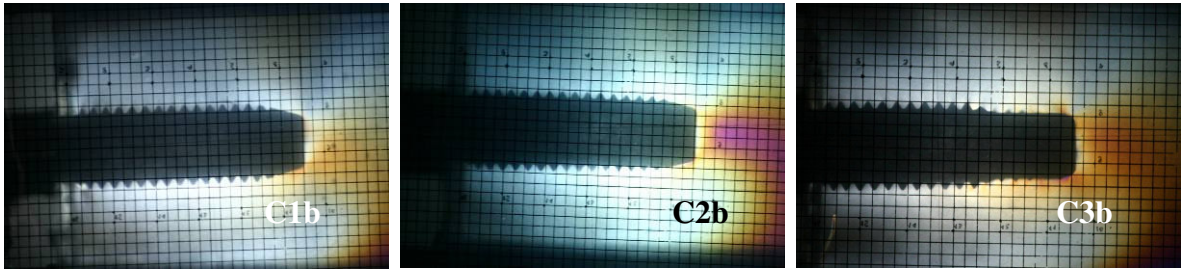


Figura 28 - Ordens de franja nos modelos fotoelásticos, GC, implante (b)

Na figura 29 podemos observar concentração de tensão apenas no ápice do implante seguindo a curva do gráfico, menores valores de tensão para as regiões laterais ao implante com maior concentração no ápice.

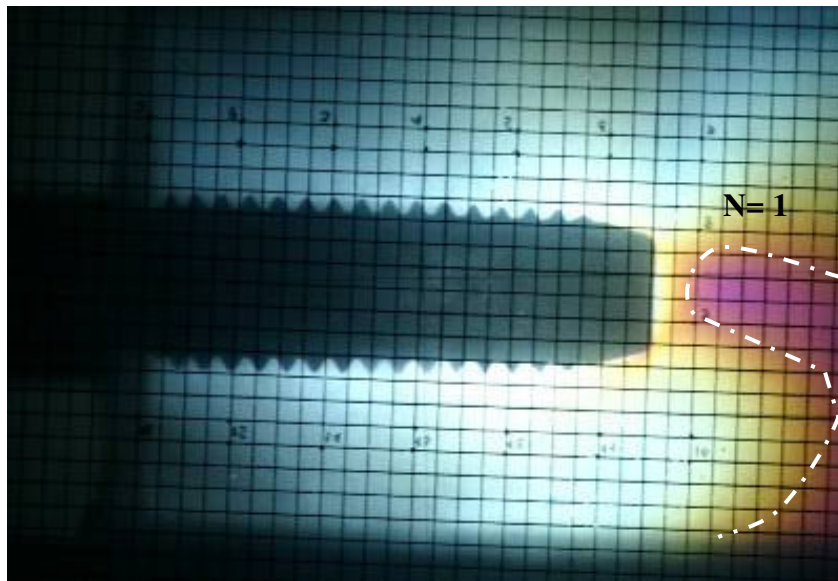


Figura 29 - Esquema da distribuição das tensões, GC, implante (b)

A tabela 4 mostra os valores da tensão cisalhante (τ) para os 16 pontos ao redor do implante (c), dos três *corpos de provas* avaliados. As distribuições das tensões podem ser melhor interpretadas, pela observação das figuras 27, 28 e 29. Os valores encontrados para os implantes (c), apresentam dois aspectos visíveis, primeiro percebe-se alteração do lado de solicitação dos implantes, direcionando maior gradiente de tensão para os pontos de 9 a 16 (Figura 27), quando

comparado ao implante (a) e segundo, os valores de tensão cisalhante (τ) demonstram decréscimo, os quais não ultrapassam a média de 5KPa.

Tabela 4 - Valores da tensão cisalhante (τ) para o Implante (c) - GC (KPa)

Ponto	C1c	C2c	C3c	Média	Desvio Padrão
1	0,679	1,018	1,018	0,905	0,160
2	0,747	1,018	0,950	0,905	0,115
3	0,917	1,290	1,052	1,086	0,154
4	1,426	1,697	1,358	1,494	0,147
5	2,037	2,037	1,799	1,957	0,112
6	2,376	2,376	1,595	2,116	0,368
7	1,697	2,716	1,697	2,037	0,480
8	1,697	2,376	1,697	1,923	0,320
9	2,105	2,716	2,716	2,512	0,288
10	4,073	2,851	3,394	3,440	0,500
11	4,073	3,394	3,055	3,508	0,423
12	3,734	3,734	4,073	3,847	0,160
13	4,073	4,141	3,972	4,062	0,070
14	4,073	3,734	3,361	3,723	0,291
15	3,734	3,055	3,428	3,406	0,278
16	4,073	3,055	3,734	3,621	0,423

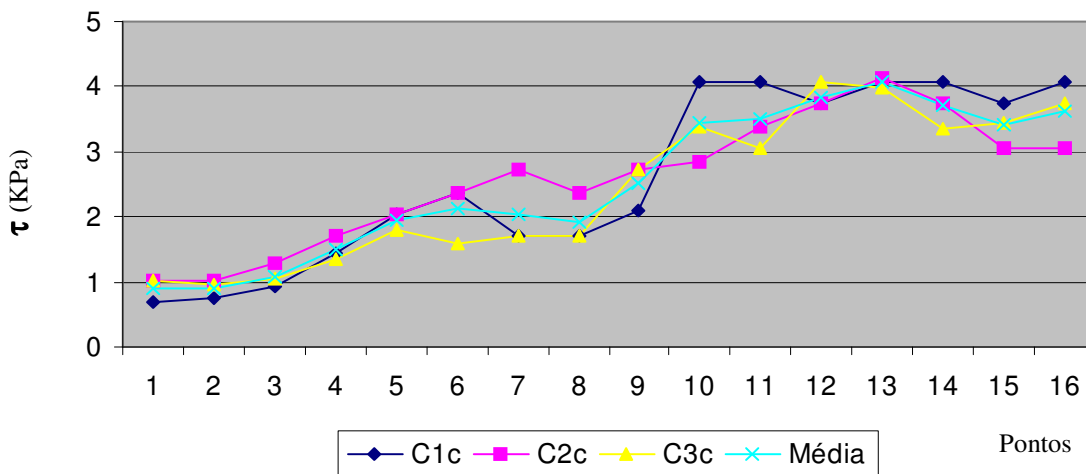


Figura 30 - Tensão cisalhante (τ) para o Implante (c), GC, nos três *corpos de prova*

Maiores irregularidades para alguns pontos no comportamento das tensões, são percebidas no gráfico da figura 30. Mediante a sensibilidade dos modelos fotoelásticos, mínimos deslocamentos entre as barras, podem ocasionar alterações no comportamento de alguns pontos avaliados, resultante do aumento no número de etapas de soldagem, sofrido pelos modelos com cinco implantes.

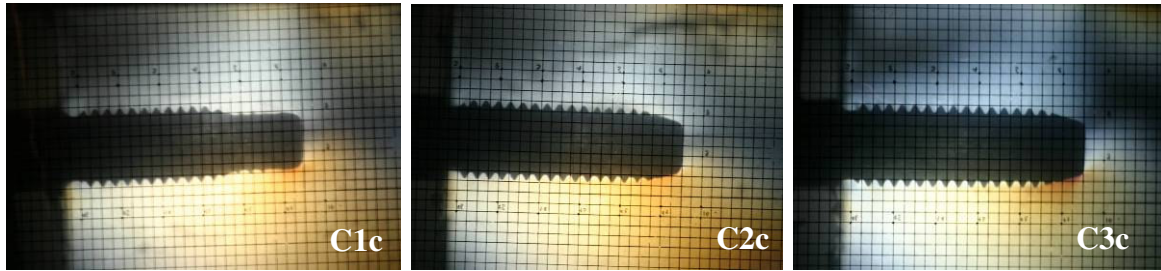


Figura 31 - Ordens de franja nos modelos fotoelásticos, GC, implante (c)

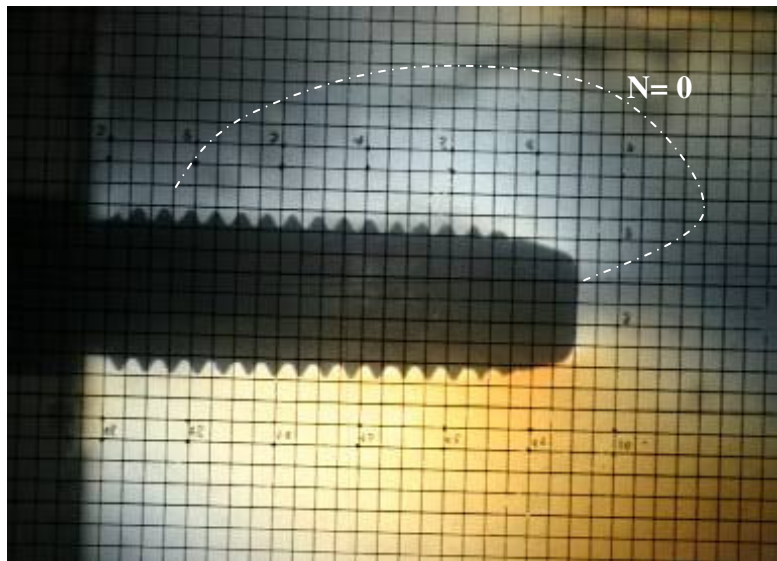


Figura 32 - Esquema da distribuição das tensões, GC, implante (c)

Nas figuras 30, 31 e 32 observa-se que a distribuição das tensões modifica-se profundamente, sendo influenciada por um efeito de compressão localizada no implante com mínimo de efeito de flexão na barra e no implante (c), praticamente se limitando a um pequeno efeito de flexão localizado. Deve-se destacar que apesar de utilizar a fotoelasticidade de transmissão plana, os implantes são tridimensionais e além disso a carga aplicada gera tensões no plano perpendicular à passagem de luz. Estes efeitos são minimizados por uma espessura menor do modelo fotoelástico, porém influenciam o padrão de franjas observado, principalmente quando os efeitos das tensões nesses planos são menores que os efeitos da tensão em certas regiões no plano de passagem da luz, como por exemplo no implante (c).

5.1.1 GC, médias dos implantes (a), (b) e (c)

A figura 33 apresenta as médias dos valores da tensão cisalhante (τ), dos três corpos de prova avaliados, extraídos das tabelas 2, 3 e 4, que agrupados sugerem uma visão mais adequada do comportamento das tensões em todo modelo.

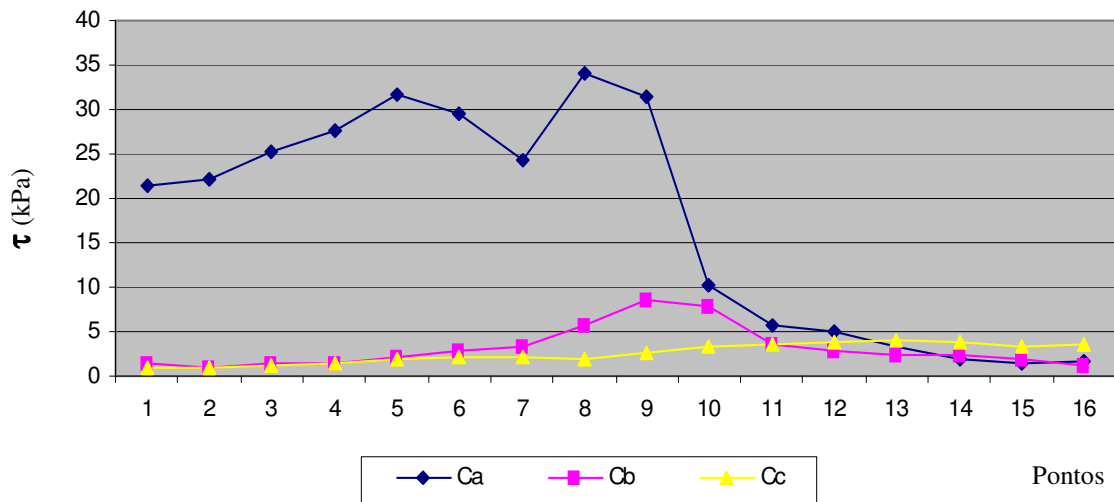


Figura 33 - Média tensão cisalhante (τ), GC, para os implantes (a), (b) e (c), (KPa)

O implante (a) apresentou os maiores valores de tensão cisalhante (τ) que os demais implantes, apresentando valores máximos próximos a 35 KPa, nos pontos mais próximos no lado do carregamento. Nos implantes (b) e (c), observou-se pouca diferença nas tensões cisalhantes, sendo observado com comportamento semelhante os primeiros oito pontos, com ligeiro aumento de tensão para o implante (b), mais próximo à região de carregamento, posicionado ao centro no modelo.

5.2 Protocolo com três implantes regulares - GR

A tabela 5 apresenta os valores das tensões cisalhantes (τ), para os 16 pontos avaliados no implante (a). Observa-se que nenhum dos três corpos de prova apresentou grande variação em relação à média, o que pode ser constatado na figura 34. A análise geométrica dos três corpos de prova avaliados (Apêndice

2/R) demonstrou baixa divergência das medidas das angulações dos *cantilevers*, R1a ($\theta_1= 88^\circ 12'$), R2a ($\theta_1= 89^\circ 22'$) e R3a ($\theta_1= 85^\circ$).

Tabela 5 - Valores da tensão cisalhante (τ), GR, para o implante (a) (KPa)

Ponto	R1a	R2a	R3a	Média	Desvio Padrão
1	25,458	24,678	23,965	24,700	0,610
2	24,236	24,779	24,779	24,598	0,256
3	27,563	27,088	28,174	27,608	0,445
4	30,754	30,584	30,618	30,652	0,073
5	34,216	34,929	33,775	34,307	0,475
6	32,451	35,099	32,587	33,379	1,217
7	24,135	25,798	22,946	24,293	1,169
8	35,404	37,746	32,111	35,087	2,311
9	36,355	35,642	34,861	35,619	0,610
10	8,384	14,121	12,831	11,779	2,457
11	7,264	6,653	6,110	6,676	0,471
12	6,449	5,974	6,246	6,223	0,195
13	5,227	4,684	4,718	4,877	0,248
14	4,379	4,413	3,632	4,141	0,360
15	3,530	3,870	3,055	3,485	0,334
16	2,274	2,885	1,901	2,353	0,406

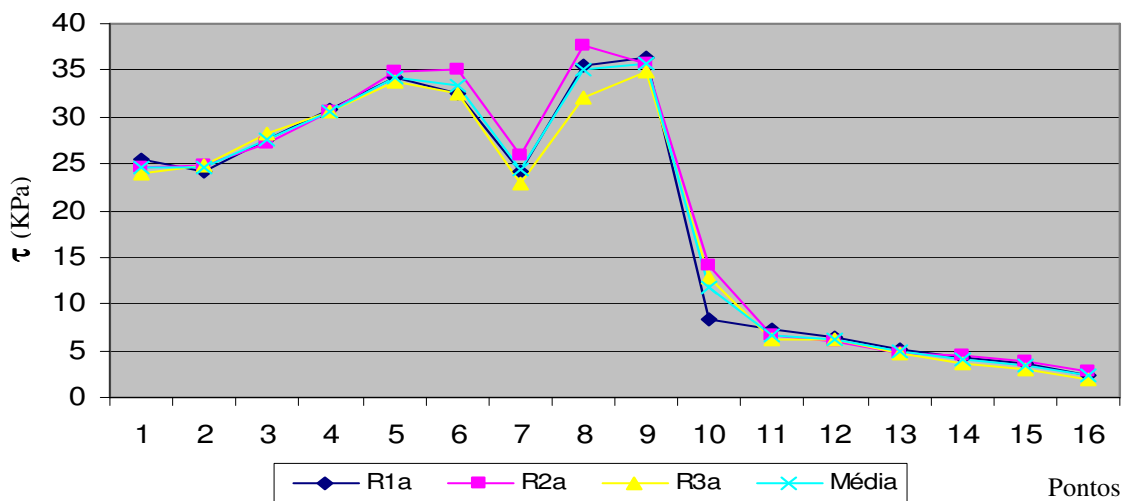


Figura 34 - Tensão cisalhante (τ) para o Implante (a), GR, nos três *corpos de prova*

Na figura 34 observa-se que existe maior concentração de franjas na região mais próxima no lado do carregamento, que vão da ordem máxima de 4. Os valores determinados para a tensão cisalhante (τ), inferiores no lado oposto ao carregamento, a partir do ponto 10, o que fica claro quando observamos as imagens da figura 35, onde percebemos a ausência de franjas coloridas.

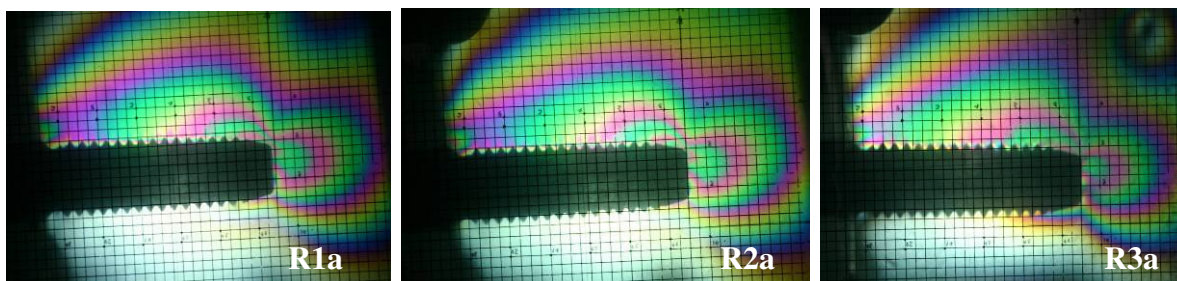


Figura 35 - Imagens da análise dos modelos fotoelásticos GR, para o implante (a)

A tabela 6 apresenta os valores da tensão cisalhante (τ) para os 16 pontos no implante (b). Nos três corpos de prova analisados observou-se pequena variabilidade em relação à média, ilustrando comportamento similar no gradiente de tensão ao longo do corpo implante como mostra a figura 36 e 37.

Tabela 6 - Tensão cisalhante (τ), GR, para o implante (b) (KPa)

Ponto	R1b	R2b	R3b	Média	Desvio Padrão
1	0,475	0,543	0,713	0,577	0,100
2	0,917	0,849	1,018	0,928	0,070
3	1,561	1,765	2,037	1,788	0,195
4	2,342	2,172	2,953	2,489	0,335
5	3,225	3,394	3,972	3,530	0,320
6	4,447	4,141	4,752	4,447	0,249
7	5,703	5,906	6,449	6,019	0,315
8	12,763	10,862	12,593	12,073	0,859
9	14,189	13,204	10,523	12,639	1,549
10	8,418	7,468	10,183	8,690	1,125
11	9,776	9,029	9,572	9,459	0,315
12	9,640	8,893	9,674	9,403	0,360
13	9,369	7,807	9,878	9,018	0,881
14	8,249	7,128	9,437	8,271	0,942
15	7,094	6,449	7,468	7,004	0,421
16	10,862	10,251	10,082	10,398	0,335

Deve-se destacar que pequenas variações são detectadas, devido à sensibilidade da resina utilizada nos modelos fotoelásticos pela técnica, como por exemplo os pontos 9 e 10 (Figura 36) para o corpo de prova (R3b), contudo ao avaliar todos os pontos ao longo do implante dentro de GR, percebe-se uma boa correlação entre as distribuições das tensões. Outro fator que auxilia na interpretação dos resultados é uso da inspeção visual das imagens dos modelos, obtidas no momento da leitura fotoelástica.

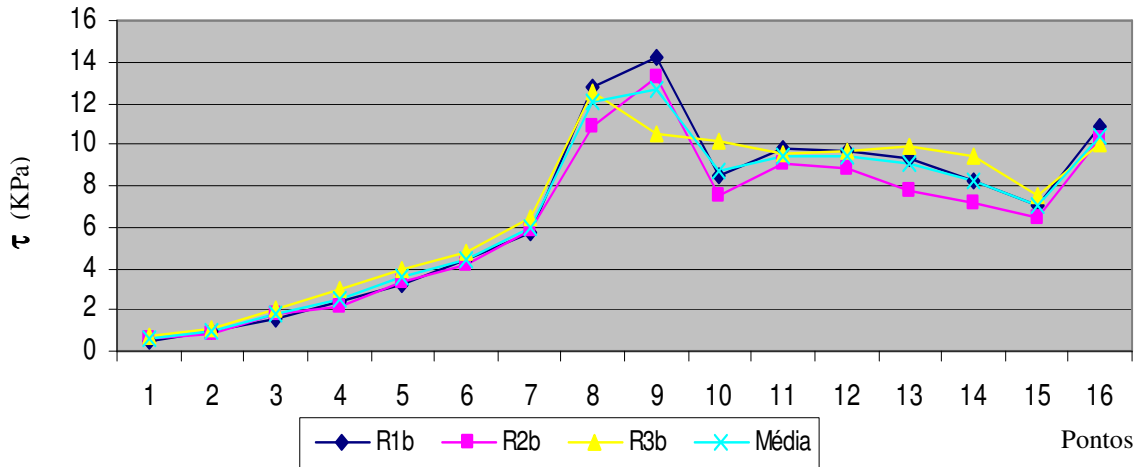


Figura 36 - Tensão cisalhante (τ) para o Implante (b), GR, nos três *corpos de prova*

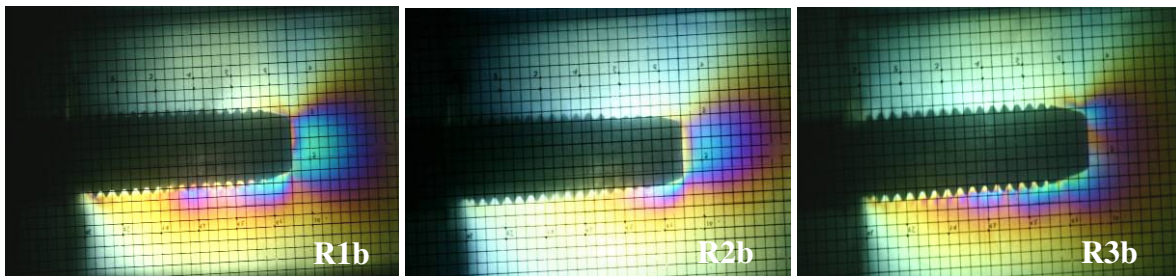


Figura 37 - Ordens de franja nos modelos fotoelásticos, GR, implante (b)

A figura 38 ilustra o gradiente de tensão para os 16 pontos no implante (c). Dos três *corpos de prova* avaliados, foram observadas pequenas variações na magnitude das tensões, embora o comportamento das ordens de franja, foi similar para todos os pontos analisados entre os *corpos de prova*. Os valores da tensão cisalhante (τ) e o gráfico são encontrados na tabela 7 e figura 38, respectivamente.

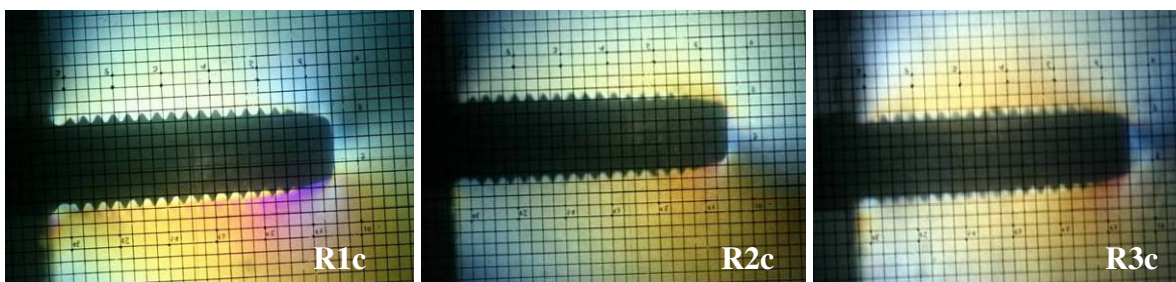


Figura 38 - Imagens da análise dos modelos fotoelásticos GR, para o implante (c)

Tabela 7 - Tensão cisalhante (τ), GR, para o implante (c) (KPa)

Pontos	R1c	R2c	R3c	Média	Desvio Padrão
1	2,580	2,172	1,663	2,139	0,375
2	5,703	5,499	5,431	5,544	0,115
3	7,400	6,789	7,875	7,355	0,445
4	7,773	6,246	8,215	7,411	0,844
5	7,875	6,789	8,452	7,705	0,690
6	6,076	6,517	6,789	6,461	0,294
7	4,752	5,092	4,413	4,752	0,277
8	4,379	4,752	4,073	4,401	0,278
9	11,847	11,473	10,183	11,168	0,713
10	9,538	9,165	8,893	9,199	0,264
11	3,394	3,394	4,073	3,621	0,320
12	3,564	3,870	3,462	3,632	0,173
13	4,175	3,802	4,243	4,073	0,194
14	4,277	4,345	4,243	4,288	0,042
15	4,583	4,073	4,277	4,311	0,209
16	3,734	3,394	3,836	3,655	0,189

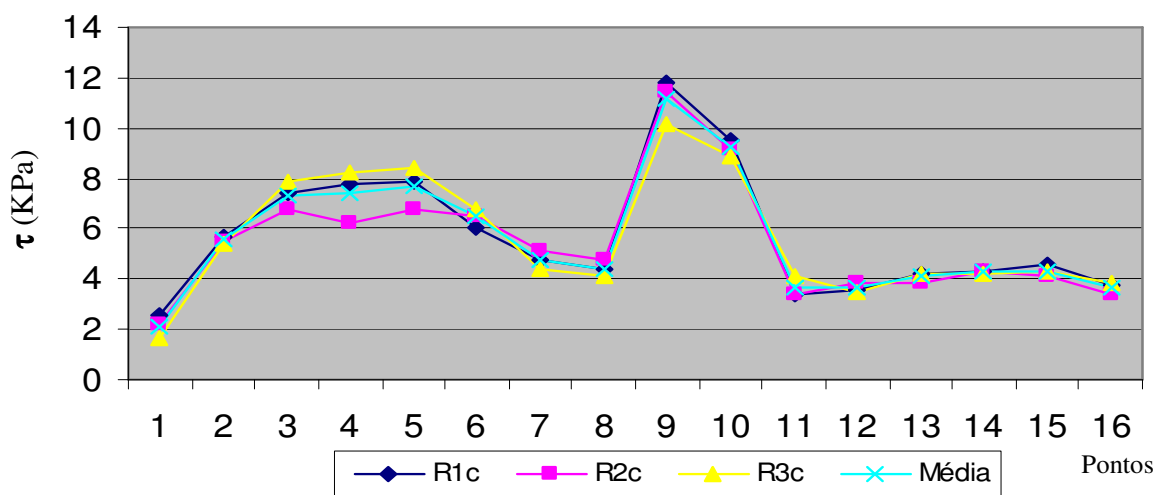


Figura 39 - Tensão cisalhante (τ) para o Implante (c), GR, nos três *corpos de prova*

Os valores médios da tensão cisalhante para os implantes (c) do GR, apresentaram valores máximos a 12kPa, sendo na região oposta ao lado de carregamento localizado o maiores níveis de tensão.

5.2.1 GR, médias dos implantes (a), (b) e (c).

Os valores das médias da tensão cisalhante (τ), extraídos das tabelas 5, 6 e 7, para os 16 pontos analisados, foram agrupados para melhor visualização do comportamento do sistema, mediante a força de carregamento (Figura 40). Sendo posteriormente alinhados aos outros grupos, para melhor efeito de comparação.

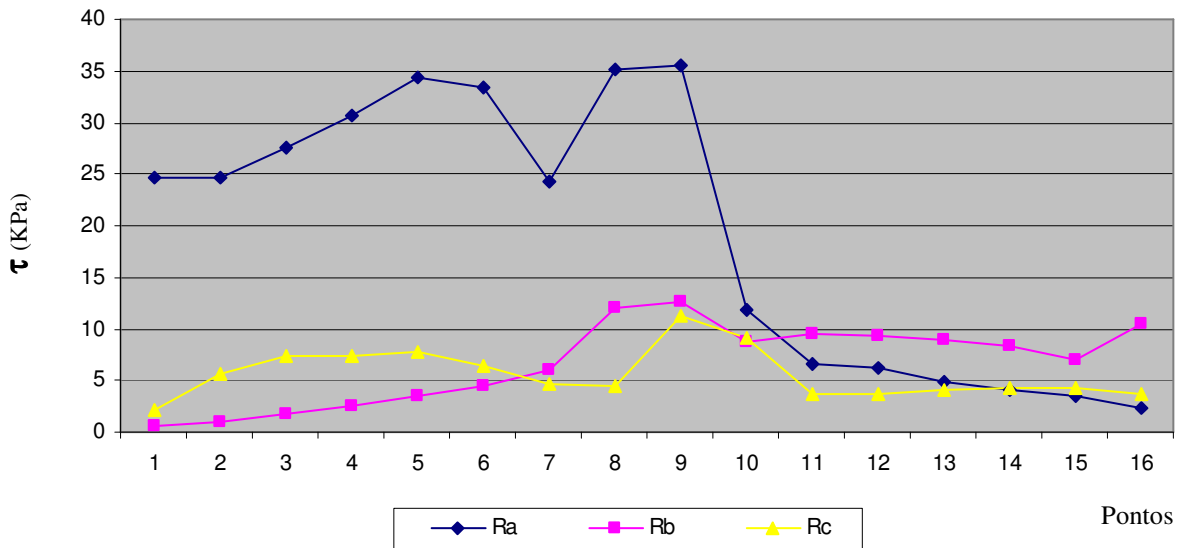


Figura 40 - Média de tensão cisalhante (τ), para os implantes (a), (b) e (c) em KPa

Pode-se observar na figura 40, que os níveis de tensão, para valores referentes ao implante (a), mais próximo ao *cantilever*, apresentam maiores valores de tensão cisalhante (τ), sendo que o valor máximo foi de 36KPa. Esses valores são maiores até o ponto nove, que representa o lado de carregamento no implante (a). A diferença entre as máximas até o ponto nove entre os implantes (a), (b) e (c) chega a 160%. No entanto, observa-se aumento das tensões dos implantes (b) e (c) em comparação a GC, sendo observado pouca discrepância no comportamento entre os mesmos.

5.3 Protocolos com três implantes de diâmetro largo - GL

A tabela 8 mostra os valores da tensão cisalhante (τ) nos 16 pontos ao longo do implante (a). Não foi observado grande variabilidade em relação à média em nenhum dos três corpos de prova avaliados (Figura 41).

Tabela 8 - Tensão cisalhante (τ), GL, Implante (a) (KPa)

Ponto	L1a	L2a	L3a	Média	Desvio Padrão
1	19,688	17,685	19,688	19,020	0,944
2	19,722	19,348	20,367	19,812	0,421
3	22,335	23,795	23,727	23,286	0,673
4	25,051	24,779	25,424	25,085	0,264
5	28,038	28,140	29,803	28,660	0,809
6	26,918	27,970	27,088	27,325	0,461
7	21,351	22,335	21,046	21,577	0,550
8	33,164	34,963	35,879	34,669	1,128
9	28,513	26,137	27,529	27,393	0,975
10	6,959	4,888	5,295	5,714	0,896
11	5,465	5,363	4,854	5,227	0,267
12	5,431	5,058	4,481	4,990	0,391
13	4,073	3,394	4,175	3,881	0,347
14	3,327	2,206	2,919	2,817	0,463
15	2,614	1,426	2,037	2,025	0,485
16	1,018	0,679	0,611	0,769	0,178

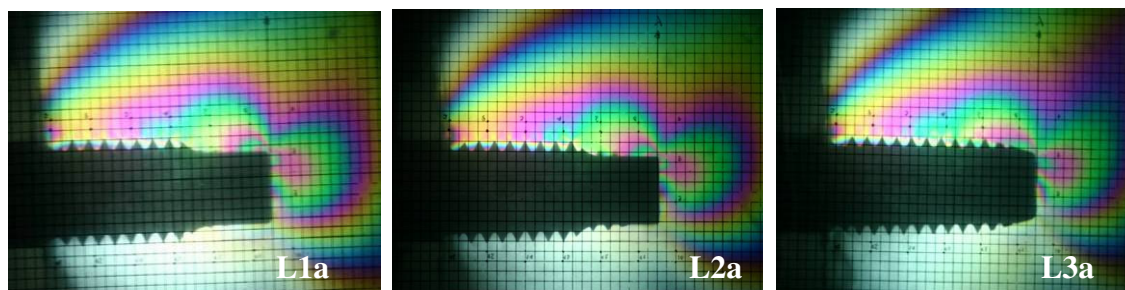


Figura 41- Ordens de franja nos modelos fotoelásticos, GL, implante (a)

As imagens dos modelos fotoelásticos vistos na figura 41, demonstram ligeira diminuição de concentração de tensões no lado mais próximo ao carregamento, por atenuação da ordem de franjas nos pontos de um a sete, contudo mantendo o mesmo comportamento das tensões observados nos demais grupos, para o implante (a). Na avaliação da geometria das infra-estruturas, foi verificada grande uniformidade na angulação dos *cantilevers* e altura das barras entre os implantes. As figuras ilustram pequenas diferenças no formato dos implantes, o que é correlacionado a geometria tridimensional dos mesmo que não

é uniforme no ápice. A figura 42, bem como visto na distribuição das tensões (Figura 26) apresenta comportamento similar para os três corpos de prova

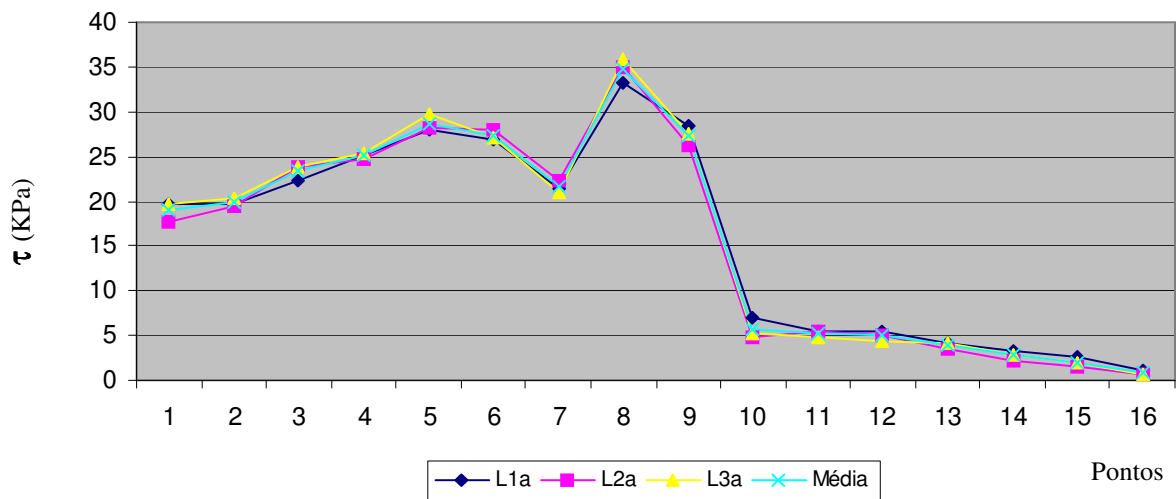


Figura 42 - Tensão cisalhante (τ) para o Implante (a), GL, nos três *corpos de prova*

A tabela 9, mostra os valores da tensão cisalhante (τ) nos 16 pontos ao longo do implante (b). Os valores dos três corpos de prova, demonstraram pouca variação em relação à média. Sendo visto maior concentração das tensões nos pontos próximos a região apical no sentido antagônico ao lado do carregamento (Figura 43).

Tabela 9 - Tensão cisalhante (τ), GL, implante (a) (KPa).

Ponto	L1b	L2b	L3b	Média	Desvio Padrão
1	0,781	0,339	0,679	0,600	0,189
2	0,272	1,290	1,018	0,860	0,431
3	1,358	1,697	2,716	1,924	0,577
4	1,018	2,851	2,716	2,195	0,834
5	1,969	4,413	4,515	3,632	1,177
6	3,089	4,752	5,431	4,424	0,984
7	3,055	4,073	5,771	4,300	1,120
8	8,418	9,233	11,881	9,844	1,478
9	11,304	11,405	10,794	11,168	0,267
10	7,807	7,468	6,857	7,377	0,393
11	9,572	9,369	8,826	9,256	0,315
12	7,671	8,486	8,826	8,328	0,484
13	7,841	7,807	8,792	8,147	0,456
14	6,857	7,400	8,215	7,490	0,558
15	5,363	5,974	4,752	5,363	0,499
16	2,139	1,867	2,037	2,014	0,112

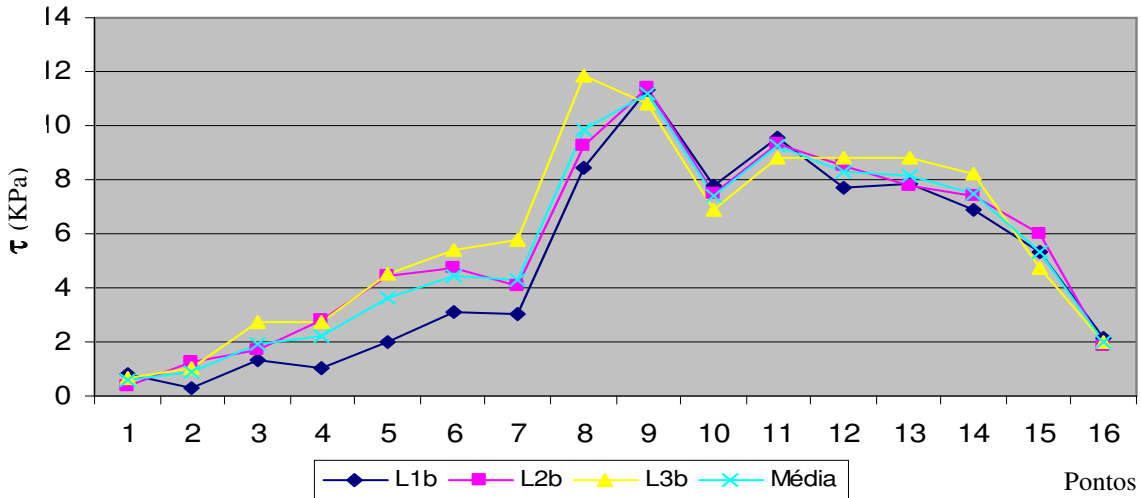


Figura 43 - Tensão cisalhante (τ) para o Implante (b), GL, nos três *corpos de prova*

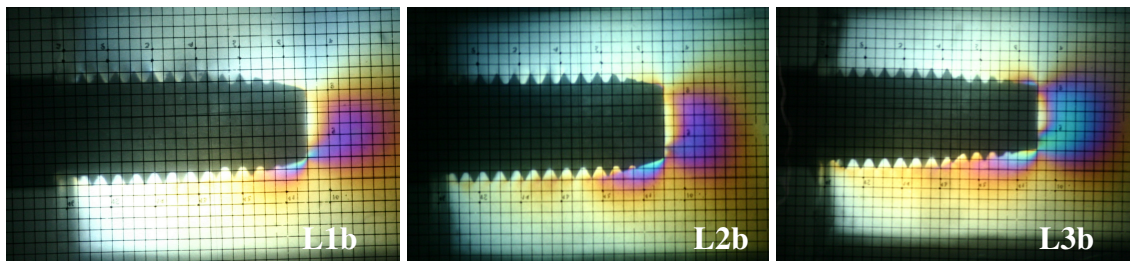


Figura 44 - Ordens de franja nos modelos fotoelásticos, GL, implante (b)

Tabela 10 - Tensão cisalhante (τ), GL, implante (c) (KPa).

Ponto	L1c	L2c	L3c	Média	Desvio Padrão
1	1,969	1,935	2,105	2,003	0,073
2	4,141	6,110	5,431	5,227	0,817
3	4,752	5,431	5,974	5,386	0,500
4	5,092	5,771	6,110	5,657	0,423
5	5,431	5,771	6,076	5,759	0,263
6	6,449	4,888	5,295	5,544	0,661
7	7,298	9,810	9,504	8,871	1,119
8	8,826	10,862	11,134	10,274	1,030
9	8,792	7,468	7,536	7,932	0,609
10	7,468	7,536	7,773	7,592	0,131
11	8,147	8,826	7,400	8,124	0,582
12	7,468	8,893	8,826	8,396	0,657
13	4,752	3,394	4,752	4,300	0,640
14	4,175	3,972	4,752	4,300	0,331
15	4,005	3,870	4,209	4,028	0,139
16	2,376	2,750	3,394	2,840	0,421

A tabela 10 apresenta os valores da tensão cisalhante (τ) nos 16 pontos do implante (c), apenas uma das três amostras (L1c) apresentou pequena variabilidade em relação à média, contudo mantendo comportamento similar no gradiente de tensão ao longo do corpo do implante (Figura 45).

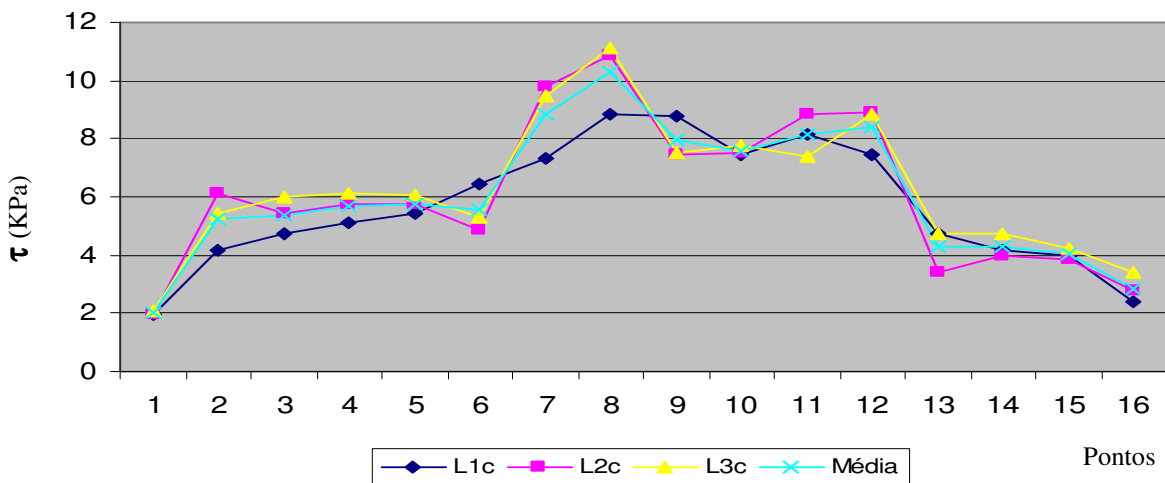


Figura 45 - Tensão cisalhante (τ) para o Implante (c), GL, nos três *corpos de prova*.

A figura 46 ilustra baixa tensão nos modelos fotoelásticos, para os implantes opostos ao lado de carregamento. Sendo observado os maiores níveis de tensão no lado oposto ao carregamento.

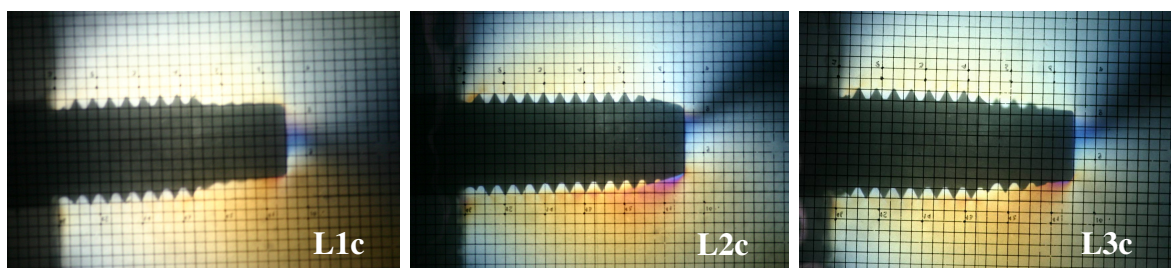


Figura 46 - Ordens de franja nos modelos fotoelásticos, GL, implante (c)

5.3.1 Grupo largo, médias dos implantes (a), (b) e (c)

Os valores das médias da tensão cisalhante (τ), extraídos das tabelas 8, 9 e 10, para os 16 pontos analisados, foram agrupados para melhor visualização

do comportamento do sistema, perante a força de carregamento, ilustrados na figura 47. Foram posteriormente alinhados aos grupos GC e GR, para melhor efeito de comparação.

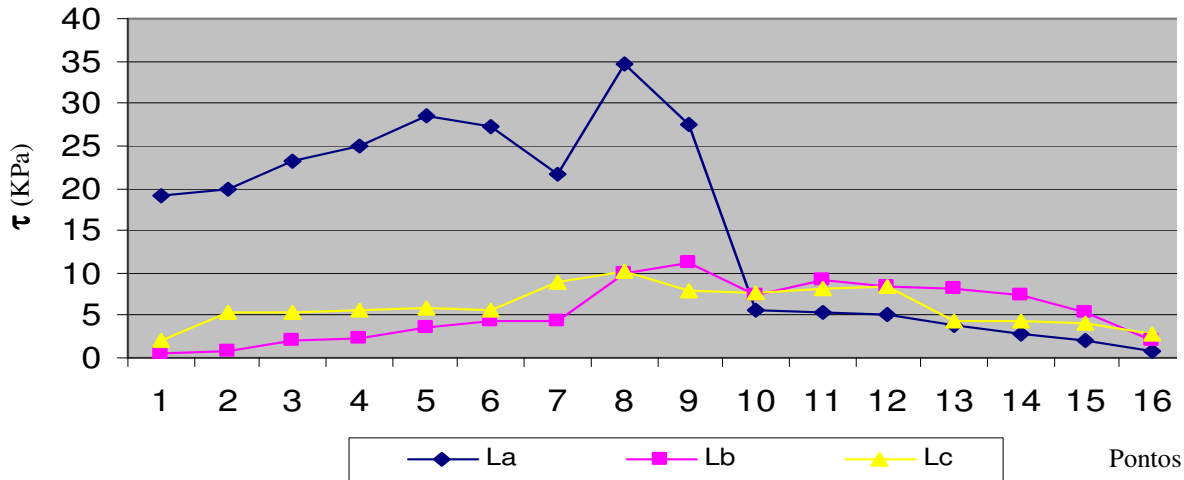


Figura 47 - GL, média da tensão cisalhante (τ) para os implantes (a), (b) e (c), (KPa)

O implante (a) próximo ao carregamento apresenta comportamento semelhante aos demais grupos, contudo até o ponto sete demonstrou menores valores de tensão cisalhante. Com relação à GL, o implante (a) apresentou os maiores valores dentre os três implantes. Os implantes (b) e (c), demonstraram comportamento similar em quase todos os pontos, o que reflete maior semelhança na distribuição da tensão e magnitude das forças verticais, contudo também se observa aumento das tensões dos mesmos em comparação a GC.

5.4 Comparação dos resultados entre GC, GR e GL

A figura 48 mostra a distribuição das tensões dos três grupos estudados, para os 16 pontos ao longo do implante (a). Observa-se distribuição similar no corpo do implante, com maiores níveis de tensão no lado de carregamento. Verifica-se que neste lado, as tensões cisalhantes variam ao longo do comprimento do implante, apresentando valores máximos no ápice e aproximadamente dois terços do seu comprimento. Evidentemente essa

distribuição de tensão foi em função da configuração do carregamento não axial utilizado neste estudo.

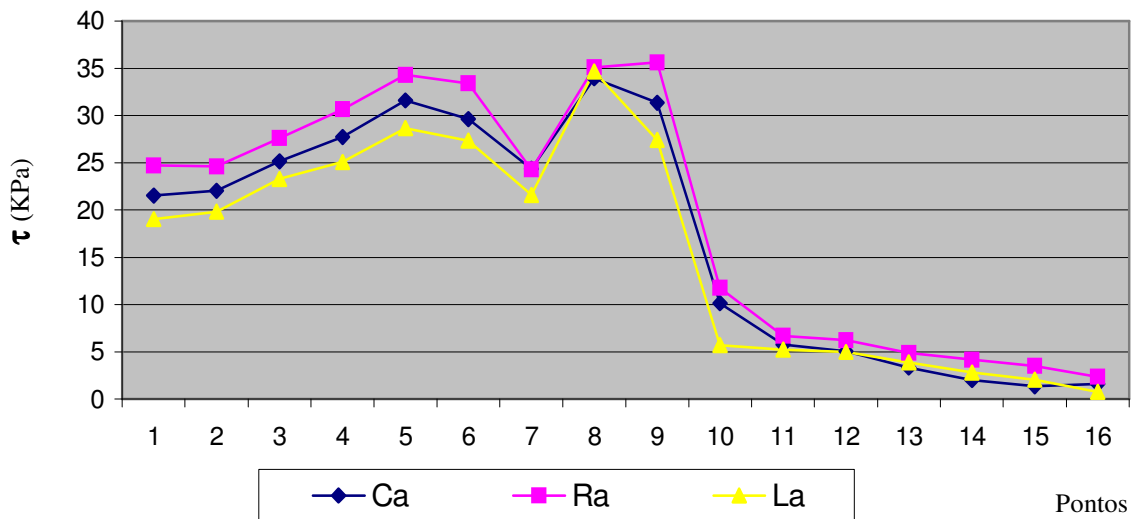


Figura 48 - Gráfico comparativo da tensão cisalhante (τ), entre GC, GR e GL para os implantes (a) (KPa)

Nesta condição de máxima tensão cisalhante observa-se um nível de tensão na ordem de 35 KPa para GRa, 31 KPa para GCa e 26 KPa para GLa. Nesta condição máxima o erro relativo entre GC com o GR foi da ordem de 12%. Avaliação dos diferentes grupos foi realizada considerando todos os pontos analisados, por meio do cálculo da área sob as curvas de tensão. Neste caso, a sensibilidade de todos os pontos é considerada na análise final, sendo similar a uma energia por unidade de área nos pontos avaliados. A tabela 11 mostra os resultados para os três grupos analisados.

Tabela 11: Áreas dos gráficos, implante (a); Áreas normalizadas, implante (a)

<i>Áreas Comparativas Implante (a)</i>			<i>Áreas Normalizadas Implante (a)</i>		
Ca	Ra	La	Ca	Ra	La
264,969	296,251	242,356	1,00	1,12 (12%)	0,92 (-8%)

Os valores mostrados na tabela 11, são normalizados pelo grupo controle (GC), neste caso foi observado que para GR os níveis são 12% acima de GC e para GL os valores encontrados foram 8% menores que GC.

A figura 49 apresenta gráfico com as médias da tensão cisalhante (τ), para o implante (b), mostrando comportamento similar das tensões para GC, GR e GL até o ponto dez no lado do carregamento.

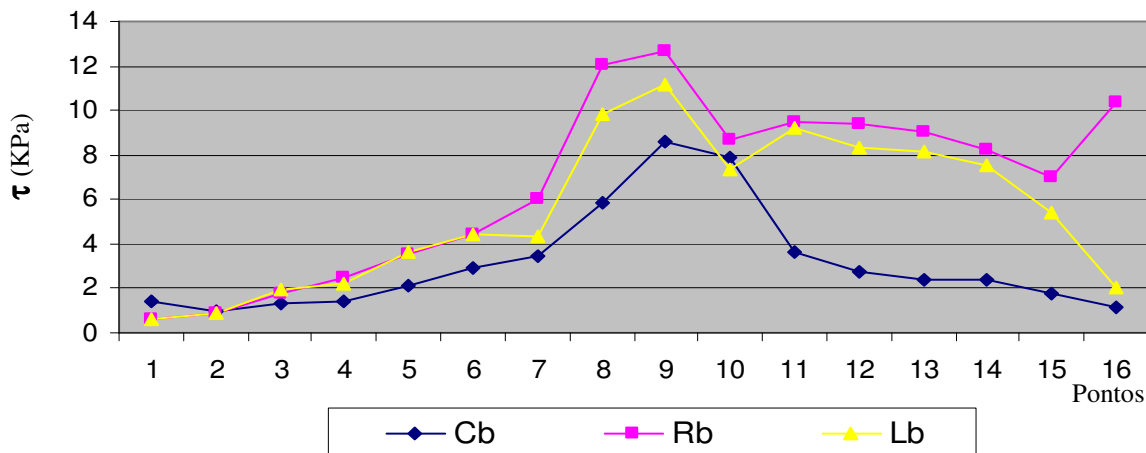


Figura 49 - Gráfico comparativo da tensão cisalhante (τ) entre GC, GR e GL para o implante (b) (KPa)

Sendo percebido aumento dos níveis de tensão no ápice do implante (b), com os maiores valores apresentados para os implantes com menor número de fixações. Quando comparados o grupos com simplificação do número de implantes, o aumento do diâmetro das fixações contribuiu com a diminuição nos valores médios de tensão, sendo o comportamento de GL o mais próximo a GC.

O gráfico da figura 50 apresenta as médias de tensão cisalhante (τ), para o implante (c). Observa-se interação do número de implantes em relação à distribuição de tensão no sistema. Os menores valores foram apresentados por GC, os quais não ultrapassaram valores próximos a 6KPa. O fator diâmetro não apresentou interação com os valores tensão quando comparado a GR.

O comportamento dos três grupos para o implante (c), foi assimétrico, diferentemente do aspecto observado nos implantes (a) e (b). Em regiões distintas, GR e GL demonstraram alternância com relação à tensão gerada no modelo (Pontos 6 à 13), no entanto mostraram valores aproximados de tensão para a região cervical.

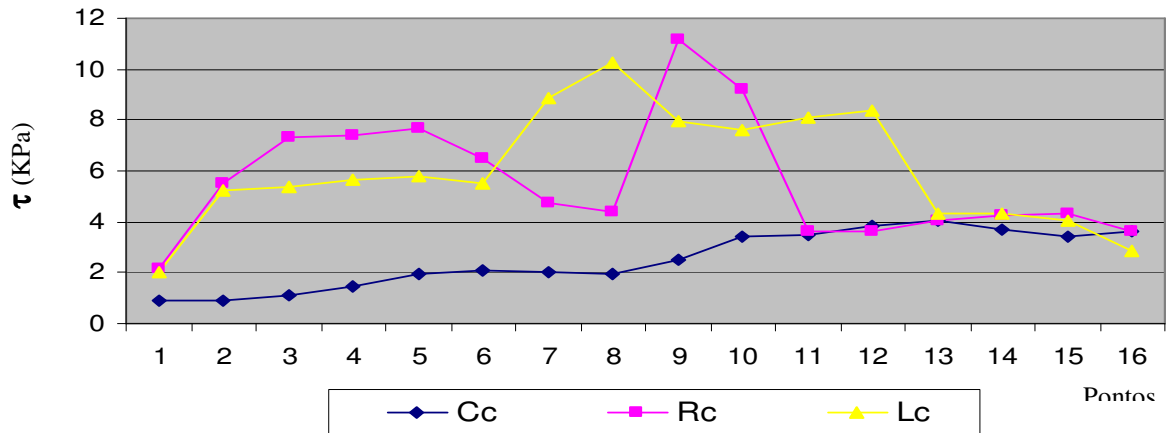


Figura 50 - Gráfico comparativo da tensão cisalhante (τ) entre GC, GR e GL para o implante (c) (KPa)

Podemos observar que os valores para os três grupos no implante (c) quando comparados ao implante (a), obtiveram valores médios de tensão cisalhante (τ) relativamente menores, indiferente do grupo de origem.

6 DISCUSSÃO

Mecanismos biomecânicos responsáveis por falhas nos sistemas de implantes ainda não são totalmente compreendidos. Eventos considerados preocupantes como perda óssea, fratura e perda do implante, relacionados a severos fatores biomecânicos são pouco conclusivos (Çehreli *et al.*, 2004; Celik & Uludag, 2007). Contudo, é consenso que alterações na magnitude e distribuição do carregamento, podem afetar a qualidade e a quantidade dos elementos constituintes do sistema prótese/implante/osso (Skalak, 1983; Sahin *et al.*, 2002). A análise da distribuição de tensões em infra-estruturas protéticas sobre implantes, pode ser afetada por outras variáveis relacionadas ao sistema, como número, diâmetro e inclinação das fixações, localização dos implantes, extensão dos braços suspensos das próteses (*cantilevers*) e a fatores inerentes ao próprio paciente como geometria da mandíbula e qualidade óssea (Wang & Hobkirk, 1996; Schnitman *et al.*, 1997; Duyck *et al.*, 2000). O conhecimento desses fatores torna-se necessário para o desenvolvimento e domínio de novas técnicas e protocolos, voltados para resolução das necessidades das populações edêntulas (White *et al.*, 2004; Sadowsky & Caputo, 2004; Naconecy, 2006).

Ensaio experimentais utilizando a técnica da fotoelásticidade são meios de avaliação do comportamento das tensões, sendo aplicado em diversos trabalhos envolvendo sistemas de prótese sobre implante (White *et al.*, 1994; Sadowsky & Caputo, 2000; Sadowsky & Caputo, 2004; Baboni, 2006; Markarian *et al.*, 2007; Celik & Uludag, 2007). Apesar de alguns materiais utilizados para confecção dos modelos experimentais apresentarem módulos de elasticidade próximos aos encontrados nos tecidos ósseos, esses ainda apresentam algumas limitações, como a não diferenciação do osso cortical e medular, o que altera a magnitude da tensão induzida pelo carregamento. No entanto, a localização e o comportamento das tensões sofrem poucas modificações em comparação a um modelo real (White *et al.*, 1994; Ochiai *et al.*, 2003; Çehreli *et al.*, 2004). O modelo fotoelástico utilizado neste trabalho foi gerado a partir de resina epóxi flexível (Bernardes *et al.*, 2005; Godoy, 2005; Torres, 2005; Barbosa *et al.*, 2007), com

baixo módulo de elasticidade quando comparada a outras resinas disponíveis no mercado e que se apresenta altamente sensível ao carregamento. Assim, para avaliação do comportamento das tensões, foi utilizado baixo valor de carregamento (1,33Kgf), embora com excelente resposta ótica. Valores mais elevados foram testados, contudo iniciavam processo de deformação nos modelos avaliados, afetando a geometria e interferindo na resposta ótica dos modelos.

Para avaliação e verificação das tensões por meio da técnica da fotoelasticidade, a maior parte dos trabalhos encontrados na literatura utilizaram métodos por análise qualitativa, ou seja, não encontraram valores que descrevessem uma grandeza as tensões. As avaliações na sua maioria foram feitas de forma visual, utilizando a concentração das franjas formadas (isocromáticas) como referência de comparação entre amostras (White *et al.*, 1994; Sadowsky & Caputo, 2000; Ochiai *et al.*, 2003; Sadowsky & Caputo, 2004; Baboni, 2006; Markarian *et al.*, 2007; Celik & Uludag, 2007). Outros autores utilizaram à técnica da fotoelasticidade associada com extensômetros (*strain gauges*), com propósito de quantificarem os valores de deformação gerados nos modelos (Mahon *et al.*, 2000; Çehreli *et al.*, 2004). No presente estudo utilizou-se a equação da lei ótica das tensões (1), para determinação da tensão cisalhante (τ) permitindo a quantificação da tensão gerada pelo carregamento por meio da técnica da fotoelasticidade de transmissão plana (Dally & Rilely, 2005; Barbosa *et al.* 2007).

Os resultados demonstraram que os maiores valores de tensão cisalhante (τ) foram associados aos implantes (a), adjacente ao carregamento, indiferente da variação do número das fixações. Esses resultados têm similaridade com as estimações numéricas baseadas no modelo proposto por Skalak, cuja explicação para o fenômeno ocorre pela presença de um sistema de alavanca classe I (interfixa) (Skalak , 1983; Wanng & Hobkirk, 1996; McAlarney & Stavropoulos, 2000). As forças compressivas se concentram no implante (a), por ser o fulcro entre o braço de potência (*cantilever*) e o braço de resistência (barra entre implante a e b). Neste estudo o aumento no número de implantes (GC) não

se mostrou totalmente efetivo para diminuição da tensão na região crítica do sistema, com variação de 12% para GR em relação aos valores normalizados.

Trabalhos que estudaram a distribuição e magnitude das tensões com associação de *cantilevers*, apontaram para avaliações semelhantes no comportamento das tensões em extremo livres de protocolos sobre implante, indicando maiores níveis de tensão para os implantes mais posteriores (Tashkandi *et al.*, 1996; Wang & Hobkirk, 1996; McAlarney & Stavroupolus, 2000; Sadowsky & Caputo, 2004; Van de Velde *et al.*, 2007). Análise isolada do implante (a) justifica-se por sua localização, contíguo ao lado de carregamento e influência direta do braço de alavanca e extensão do cantilever. Alguns trabalhos relatam que o comportamento das fixações posteriores se mostrou mais susceptível a falhas biomecânicas, tanto por observações clínicas (Duyck, 2000; Shackleton *et al.*, 1994; Smet *et al.*, 2007), quanto por experimentais (Naconecy, 2006).

O comportamento das tensões na interface osso/implante, induzidas por forças verticais nos *cantilevers*, apresenta-se danoso à medida que valores de tensão e pressão atinjam patamares elevados, dentro de uma faixa fisiológica esses fenômenos poderiam ser até positivos (Cehreli *et al.*, 2004; Isidor, 2006). Quantidades específicas de micro-movimentação podem ser toleradas pelas fixações e o que determinaria esta estabilidade seria a forma dos implantes relativa ao local de fixação, textura de superfície, propriedades do osso, natureza do carregamento sobre o implante e o tipo de prótese planejada, dependendo da quantidade de uniões, desenho, local, dentre outros fatores (Herrmann *et al.*, 2005).

Assim, independente do número de cinco (GC) ou três fixações (GR), a região do implante (a), região crítica, demonstrou maiores níveis de tensões, o que representa risco de sobrecarga tanto para protocolos clássicos quanto para protocolos com número reduzido de implante. No entanto, inúmeros acompanhamentos longitudinais com protocolos clássicos demonstraram elevados índices de sucesso, tanto para os implantes quanto para as próteses (Adell *et al.* 1990; Brånemark *et al.* 1995; Snauwaert *et al.* 2000; Ekelund *et al.* 2003; Attard *et al.*, 2004), indicando que os resultados de GC podem e devem ser utilizados como

referência para o desenvolvimento de novos protocolos e os resultados que se aproximam desse grupo sejam considerados favoráveis para o estudo em questão.

Duyck *et al.*, em 2000, encontraram valores significativamente menores para arranjos com cinco implantes, quando comparados aos de quatro e três implantes, sendo que os dois últimos não diferiram entre si. Já Naconecy, em 2006, observou tanto para força quanto para o momento geral nos modelos com configurações de quatro e cinco pilares resultados mais favoráveis quando comparados com a distribuição de três pilares, sugerindo que polígono triangular de sustentação com apenas três implantes gera maior instabilidade ao conjunto prótese/implante frente a carregamento em *cantilever*. Contudo, ambos os autores encontraram os maiores valores de tensão nos pilares mais distais, próximos ao *cantilever*, indiferente do número de implantes

Outros autores demonstraram que resultados clínicos desfavoráveis muitas vezes são consequência da falta de padronização e correta indicação dos pacientes para determinado tipo de tratamento, indiferente do número de implantes suporte. Fatores relacionados às características dos pacientes e dos implantes como: qualidade óssea, superfície do osso, aumento do potencial mastigatório, comprimento dos implantes e tipo de antagonista podem ter maior influência em relação ao índice de falhas (Eliasson *et al.*, em 2000; Herrmann *et al.*, em 2005; Smet *et al.*, em 2007). Assim, trabalhos futuros para o desenvolvimento de protocolos simplificados, devem levar em consideração outros fatores, além de número e diâmetro das fixações, estabelecendo critérios rígidos de escolha de pacientes, evitando dados tendenciosos e sem efeito conclusivo, fato que torna precoce a indicação irrestrita de protocolos com número mínimos de três implantes de diâmetro regular.

Na análise dos valores de tensão cisalhante (τ), para os implantes (b) e (c), os mesmos se mostram mais susceptíveis à variação do número de fixações, contudo apresentaram valores menores quando comparados aos implantes (a). Dentre os grupos analisados, GC demonstrou comportamento mais homogêneo e com menores valores associados para os implantes (b) e (c).

Quando comparados GR e GL, os mesmos implantes, foram mais sensíveis quanto a alterações no número de fixações, não por avaliação da área dos dois grupos que são próximas, mas sim por divergência do comportamento das tensões. Explica-se em parte o fenômeno, pela própria geometria diferenciada das infra-estruturas com três implantes. Ao contrário de GC, com espaçamentos de 8mm entre os implantes, GR e GL apresentavam o dobro dessa distância, com 16mm de centro a centro dos mesmos. Assim, infra-estruturas mais longas com mesmo diâmetro podem favorecer alterações mecânicas, como distorção e flexão da barra protética em grupos com braços de resistência maiores, afetando o gradiente de tensão próximo a estrutura de suporte dos implantes opostos ao lado de carregamento (Naconecy, 2006).

O diâmetro dos pilares também deve ser levado em consideração para as discrepâncias percebidas nos gráficos comparativos. Em GR, os pilares apresentavam-se menos espessos em relação à GL, o que pode acarretar pequenas distorções no conjunto em decorrência da deformação do pilar. Mahon *et al.*, em 2000, perceberam em seus resultados, interferência do diâmetro implante na deformação do pilar e concluiu que o uso de pilares mais espessos, pode ser útil na prevenção de pré-carregamento clínico, o que pode reduzir a incidência de afrouxamento e fratura do pilar e dos parafusos de retenção.

Os resultados dos implantes (c) ao longo desse estudo geraram alguns questionamentos, principalmente em GC, por não apresentarem para os diferentes corpos-de-prova a harmonia encontrada nos demais implantes na mesma região de GR e GL. Ao confrontar os resultados obtidos na análise geométrica com os valores de tensão encontrados, constatou-se pequenos desalinhamentos, com relação às alturas das barras protéticas (Apêndice 2). Sendo GC o grupo com maior número de pilares, maiores são as chances de interferência nos resultados, impedindo padronização semelhante à observada em GR e GL. Contudo, a média dos valores obtidos foi baixa, estando de acordo com outros trabalhos que avaliaram força em *cantilever* (White *et al.*, 1994; Wang & Horbkirk, 1996). Os baixos valores de tensão, também dificultaram a leitura dos pontos, apesar dos modelos com alta sensibilidade, empregados nesse

experimento. Em trabalhos futuros a associação da técnica fotoelástica com a extensometria, poderia ser um auxiliar na complementação dos resultados em regiões do modelo com baixos valores de tensão (Mahon *et al.*, 2000; Çehreli *et al.*, 2004).

A análise comparativa das médias dos valores de tensão cisalhante (τ), mostrou influência quanto ao aumento do diâmetro dos implantes e pilares, com a diminuição da concentração de tensão para a região do implante (a). A avaliação das áreas normalizadas do gráfico do grupo GL apresentou valores de tensão 8% menores em relação à GC, sendo registrado 20% de diferença em relação à GR. O comportamento das tensões nos modelos com três implantes de largo diâmetro (GL), apresentou melhor dissipação das forças verticais, em comparação aos grupos GR e GC, na região crítica do modelo, conferindo ao sistema sobre os parâmetros analisados, segurança aproximada de protocolos clássicos. Ao compararmos de forma qualitativa o comportamento do gradiente das tensões formadas em GL e GC, para o implante (a), percebe-se pouca diferença visível na concentração das tensões em implantes de diâmetro largo e regular, justamente por serem sutis. Contudo, na análise quantitativa, por meio do cálculo da tensão cisalhante (τ), foi possível quantificar e verificar as tensões nos modelos fotoelásticos, por mais próximas que elas se apresentassem, as mesmas eram diferentes para o teste proposto, apontando menores valores para GL.

Outros trabalhos experimentais e modelos matemáticos, com avaliação do comportamento mecânico de fixações com diferentes diâmetros, avaliando interação das forças oclusais com a interface osso/implante, também sinalizaram bons resultados correlacionando distribuição das tensões com ampliação do diâmetro dos implantes. Himmlova *et al.*, 2004, observaram o mesmo comportamento das tensões em seu trabalho, para avaliação de implantes com diâmetros de 2,9mm à 6,5mm, sendo averiguado que a magnitude das forças diminuíram exponencialmente com o aumento do diâmetro das fixações, encontrando variação na redução das tensões em 16,4% dos implantes com diâmetro de 4,2mm para os de 5mm. Em análise qualitativa por meio de fotoelasticidade, Mahon *et al.*, 2000, não encontraram grandes evidências da

dissipação das tensões entre implantes de diâmetros com 3,75mm e 5mm, conseguindo resultados mais expressivos com o diâmetro de 6mm. No entanto, os autores perceberam por meio de extensômetros colocados nos pilares, que o aumento do diâmetro foi efetivo na diminuição da tensão sobre os mesmos, quando submetidos à carregamento não axial.

Índices positivos utilizando pilares com maiores diâmetros também foram percebidos em acompanhamentos longitudinais de protocolos com número reduzidos de três implantes, para região anterior de mandíbulas edêntulas. Engstrand *et al.*, em 2001, apresentaram resultados favoráveis com relação ao conceito Novum[®], com acompanhamento de 95 pacientes e taxas acumuladas de sobrevida de 93,3% em cinco anos, com perdas ósseas médias de 0,73mm para três meses e um ano, média anual de 0,16mm para o segundo ano e 0,13mm para os anos seguintes. Van Steenberghe *et al.*, em 2004, apresentaram taxa de insucesso para o sistema Novum[®] de 7,3% após um ano de acompanhamento de 51 pacientes, indicando o sistema como boa alternativa a pacientes com complicações sistêmicas e complementam que embora as taxas de sucesso sejam aceitáveis, o paciente deve ser avisado que o sistema convencional apresenta índices de sobrevida de 99%.

Contudo o sistema Novum[®] não oferece solução em carga imediata e reabilitações mandibulares para todos os pacientes, apresentando-se como sistema válido, mas com restrições referentes à sua indicação. Essas restrições são referentes ao espaço protético, nível de reabsorção do osso mandibular e anatomia facial, já que o sistema é pré-fabricado (Parel *et al.*, 2002; Simamoto Júnior *et al.*, 2006). Henry *et al.*, 2003, completam que os procedimentos cirúrgicos são sensíveis e a técnica não se apresenta de maneira simples.

Assim, uma das motivações do presente estudo, foi avaliar alternativas para sistemas de protocolo inferior, com custo reduzido, técnica simplificada com menos etapas laboratoriais e com peças pré-fabricadas, sistema de união com baixo índice de distorção e otimização de tempo, fatores os quais permitissem indicação do protocolo alternativo a um maior número de pacientes. O sistema Novum[®], teve por parte de seus idealizadores o interesse de diminuir custo, fato

que foi realidade para a maioria dos mercados de implantes. O Brasil era exceção, devido aos baixos custos dos implantes nacionais. Assim, o sistema atualmente fora do mercado, ainda serve como boa referência tanto para a coleta de informações técnicas, quanto para amostragem clínica a respeito de protocolos simplificados (Engstrand *et al.*, 2001; Van Steenberghe *et al.*, 2004; Smet *et al.*, 2007), levando medidas e padrões geométricos fixos para teste *in vitro*, os quais já possuem dados clínicos.

Os resultados encontrados nesse estudo se limitam a observação do comportamento mecânico de sistema de próteses semelhantes ao protocolo Brånemark, com redução do número de fixações e alteração do diâmetro dos implantes, em modelos experimentais com padronização do carregamento, posição e comprimento dos implantes, minimizando as interferências habitualmente visíveis nos procedimentos clínicos (White *et al.*, 1994). O modelo fotoelástico usado, tem limitações ao prever a resposta do sistema biológico para um determinado carregamento, por ainda não ser encontrado na literatura a quantificação dos limiares fisiológicos de tensão dos diversos tipos de osso humano (Celik & Uludag, 2007). Desta forma os resultados deste estudo podem prover compreensão mais abrangente sobre os locais de concentração e comportamento das tensões potenciais (Sadowsky & Caputo, 2004). Pesquisas clínicas de longo prazo são exigidas para determinar a influência da tensão observada no nível dos tecidos em função da prótese.

Com objetivo de ampliar a indicação e facilitar o acesso de parcelas menos favorecidas da população a tratamentos confiáveis, ágeis e com menor valor agregado, estudos futuros nesta linha de pesquisa devem contemplar outras variáveis com intuito de melhorar o conhecimento. Portanto, para construção de sistemas cirúrgico-protéticos mais previsíveis, outros fatores devem ser estudados, como inclinação das fixações, resistência das infra-estruturas pré-fabricadas e seu comportamento biomecânico, alternativas a solda laser e a liga de titânio, por solda TIG e ligas de Co-Cr e Ni-Cr respectivamente, além de diâmetros diferenciados das barras, sempre na busca por agilidade e diminuição de custos nos processos clínicos e laboratoriais.

7 CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos para esse estudo experimental aproximado na região anterior da mandíbula pode-se concluir que:

1- Os maiores níveis de tensão foram relacionados ao implante (a) indiferente do grupo analisado, no entanto a variação dos níveis de tensão não foi muito discrepante quando comparados GR e GL a GC, sendo em GR encontrado os maiores níveis de tensão.

2- O número de implantes não foi relevante quanto à diminuição dos valores da tensão cisalhante (τ) na região crítica do modelo, região mais próxima à extensão do *cantilevers* referente ao implante (a), independente do grupo analisado;

3- O incremento do diâmetro dos implantes foi relevante quanto à diminuição dos níveis de tensão na região crítica do modelo, quando comparado a GC apresentou melhor comportamento na distribuição das tensões.

Os resultados encontrados para a modelagem experimental realizada nesse estudo, demonstraram com relação região crítica, comportamento próximo entre os grupos, sendo perceptível à otimização do sistema com pilares de maior diâmetro. No entanto, deve-se ainda ser respondido se as diferenças encontradas entre GC, GR e GL têm significância clínica.

REFERÊNCIAS*

Adell R *et al.* Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (I). A 3-year longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1986; 15 (1): 39-52.

Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark P-I, Jemt T. A long-term follow up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Maxillofac Implants.* 1990; 5: 547-359.

Aparicio C, Lang NP, Rangert B. Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. *Clin Oral Imp Res.* 2006; 17(Suppl 2):2-7.

Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses: The Toronto study. *Int J Prosthodont.* 2004; 17: 417-424.

Baboni CR. Análise fotoelástica do efeito da eletroerosão e seqüências de apertos de parafusos em infra-estrutura implanto suportadas [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2006.

Barbosa GAS, Bernardes SR, Mattos MGC, Neves FD, Ribeiro RF. Estudo comparativo dos métodos de avaliação do desajuste vertical na interface pilar/implante. *Cienc Odontol Bras.* 2007; 10 (1):84-89.

Brånemark P-I. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983; 50 (3): 399-410.

Brånemark P-I, Svensson B, van Stenberghe D. Ten years survival rates of fixed prostheses on four or six fixtures *ad modum* Brånemark in full edentulism. *Clinic Oral Implants Res.* 1995; 6: 227-231.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Group Vancouver. Abreviaturas dos periódicos em conformidade com o Medline.

Brånemark P-I. Brånemark Novum. Protocolo para reabilitação bucal com carga imediata (Same-day teeth) – Uma perspectiva global. Quintessence. 1d, 2001: 155p. Cap1 Introdução ao conceito Brånemark Novum 9-30.

Bernardes SR. Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a fotoelasticidade [dissertação]. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia/Faculdade de Odontologia; 2004.

Bernardes SR, Araújo CA, Fernandes Neto AJ, Neves FD. Análise fotoelástica da distribuição de tensões em diferentes junções pilar/implante. *Robrac*. 2005; 14(38): 19-26.

Birne D, et al. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent*. 1998; 80(2):184-192.

Brink J, Meraw Sj, Sarment DP. Influence of implant diameter on surround bone. *Clin Oral Impl Res*. 2007; (18): 563-568.

Çehreli M et al. Implant desing and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Imp Res*. 2004; 15(2): 249-257.

Çehreli M, Sahin S, Akça K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *Journal of Dentistry*. 2004; 32: 123-32.

Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent*. 2007; 97: 229-35.

Dally JW, Riley WF. Experimental stress analysis. 4 Ed, Tokyo: Mc Graw-Hill Kogakusha, Ltda, 2005; 672p.

Davis DM, Zarb GA, Chao YL. Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part 1. The effect of varying the number of supporting abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988; 3(3): 197-201.

De Bruyn *et al*. Fixed mandibular restorations on three early-load regular platform Branemark implants. *Clinic Impl Dent Rel Resarch*. 2001 ; 3(4) : 176-84.

Degidi M, Piattelli A, Lezzi G, Carinci F. Wide-Diameter implants: Analysis of clinical outcome of 304 fixtures. *J Periodontal*. 2007; 78 (1): 52-58.

Duyck J *et al*. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Implant Reserch*. 2000, 5 (11): 465-476.

Eliasson A, Palmqvist S, Svenson B, Sondell K. Five-year results with fixed complete-arch mandibular prostheses supported by 4 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15: 505-510.

Engstrand P, Nannmark U, Martensson L, Galeus I, Brånemark PI. Brånemark Novum: Prosthodontics and dental laboratory procedures for fabrication of fixed prosthesis on the day of surgery. *Int J Prosthodont*; 2001. 14 (4): 303-9.

Engstrand P, Gröndahl K, Ohrnell LO, Nilsson P, Nannmark U, Brånemark P-I. Prospective follow-up study of 95 patient's whit edentulous mandibles treated according to the Brånemark Novum concept. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003; 5(1): 3-10.

Engquist B, Astrand P, Anzen B, Dahlgren S, Engquist E, Feldmann H *et al*. Simplified methods of implant treatment in the edentulous lower jaw: a 3 year follow-up report of a controlled prospective study of one stage versus two-stage and early load. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005; 7(2): 95-104.

Glantz PO, Nilner KN Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. *Periodontology* 2000. 1998; 17: 119-24.

Hart CN, Wilson PR. Evaluation of welded titanium joint used with cantilevered implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent*. 2006; 96: 25-36.

Henry PJ; Van SD; Blomback U. et al. Prospective multicenter study on immediate rehabilitation of edentulous lower jaws according to the Branemark Novum Protocol. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003; 5(3):137-142.

Herrmann I, Holm S, Kultje C. Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005; 20 (2): 220-230.

Himmlová L, Dodtálová T, Káčovský A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2004; 91: 20-5.

Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9: 345-360.

İplikçioğlu H, Akça k. Comparative evaluation of the effect of diameter and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *Journal of Dentistry*. 2002; 30: 41-46.

Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Imp Res*. 2006; 17 (suppl 2): 8-18.

Ivanoff CJ, Gröndahl K, Sennerby L, Bergström C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters: a 3 to 5 years retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999; 14: 173-180.

Korioth TW, Chew CB, Chung DH. Effect of implant number on transverse bending moments during simulated unilateral loading of mandibular fixed-detachable prostheses. *J Oral Implantol*. 1998; 24 (2): 93-6.

Linquist LW, Rockeler B, Carlsson G. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1988; 59 (1): 59-63.

Lundgren D; Falk H. 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 Oral Maxillofac Implants*. 1989; (4): 277-83.

Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale. *Clin Oral Impl Res*. 2007; 18: 581-584.

Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res*. 1955; 34(6): 831-838.

Mahon JM, Norling BK, Phoenix RD. Effect of varying fixture width on stress and strain distribution associated with an implant stack system. *Implant Dent*. 2000; 9: 310-320.

Markarian RA, Ueda C, Sendyk CI, Laganá D, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: A photoelastic analysis. *J Prosthodont*. 2007; 16: 117-122.

McAlarney ME, Stavropoulos DM. Theoretical cantilever lengths versus clinical variables in fifty-five clinical cases. *J Prosthet Dent.* 2000; 83: 332-43.

Meijer HJA *et al.* A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *Int J Prosthodontic.* 1994; 7(3): 271-279.

Mordenfeld MH, Johansson A, Hedin Mans, Billstrom C, Fyrberg Ka. A retrospective clinical of wide-diameter implants used in posterior edentulous areas. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004; 19: 387-392.

Naconecy MM. Força e momento fletor em pilares de prótese tipo Brånemark em função da inclinação dos implantes distais e do número de pilares. 2006; 95f. Tese [Doutorado em Odontologia] – Faculdade de Odontologia, Pontifícia universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.

Ochiai KT, Ozawa S, Caputo AA, Nishimura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and no segmented abutments. *J Prosthet Dent.* 2003; 89: 495-502.

Parel SM. A system for definitive restoration of single-stage implants in one day. *Dent Today.* 2002; 21(2): 106-111.

Parel SM, Triplett RG. Rescue procedure for the Brånemark Novum protocol. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005; 19 (3): 421-424.

Rocha R, Pinheiro ALB, Villa Verde AB. Flexural strenght of pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr alloys submitted to Nd: YAG laser or TIG welding. *Braz Dent J.* 2006; 17(1): 20-23.

Rodriguez AM, Aquilino SA, Lund PS, Ryther JS, Southard TE. Evaluation of strain at the terminal abutment site of fixed mandibular implant prosthesis during cantilever loading. *Int J Prosthodontics*. 1993; 2 (2): 93-102.

Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Imp. Res*. 2006; 17(suppl.2): 35-51.

Sadoswsky SJ, Caputo A. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent*. 2000; 84: 327-34.

Sadoswsky SJ, Caputo A. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *J Prosthet Dent*. 2004; 92: 328-36.

Sahin S, Çehreli MC, Yalçin E. The influence of functional force on biomechanics of implant-supported prostheses – a review. *Journal of Dentistry*. 2002; 30: 271-282.

Schinitman PA, Wohrle PS, Rubenstein JE, DaSilva J, Wang NH. Ten-year results for Branemark implants immediately load with fixed prostheses at implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997; 12 (4): 495-503.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983;49(6): 843-8.

Simamoto-Júnior PC, Davi LR, Gomes VL, Nobilo MAA, Neves FD. Immediate function in the edentulous mandible: replacement of a lost implant using prefabricated guides. *J Prosthet Dent*. 2006;95(2):161-4.

Snauwaert K, Duyck D, van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I. Time dependent failure rate and marginal bone loss of implant supported prostheses: 15 year follow-up study. *Clin Oral Invest.* 2000; 4: 13-20.

Smet ED, Duyck J, Sloten JV, Jacobs R, Naert I. Timing of loading – Immediate, early, or delayed – in the outcome of implants in edentulous mandible: A prospective clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007; 22: 580-594.

Sousa AS, Nobilo MAA, Henriques GEP, Mesquita MF. Passive fit of frameworks in titanium and palladium–silver alloy submitted the laser welding. *J Oral Reab.* 2008; 35:123–127.

Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent.* 1996; 76: 158-64.

Torres EM. Estudo da correlação da adaptação marginal e tensões transmitidas aos implantes por infra-estruturas fundidas em mono-bloco – análise fotoelástica [dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade do Estado de São Paulo/Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, 2005.

Van Steenberghe D *et al.* The immediate rehabilitation by means of a ready-made final fixed prosthesis in the edentulous mandible: a 1-year follow-up study on 50 consecutive patients. *Clin Oral Impl Res.* 2004; 15: 360-365.

Van de Velde T, Collaert B, De Bruyn H. Immediate loading in completely edentulous mandible: technical procedure and clinical results up to 3 years of functional loading. *Clin Oral Impl Res.* 2007; 18: 295-303.

Vasconcelos LW *et al.* Função imediata em mandíbula: simplificação da técnica. *Implant News.* 2005; 2 (2): 149-52.

Wang S, Horbkirk JA. Load distribution on implants with a cantilevered superstructure: an in vitro pilot study. *Implant Dent.* 1996; 5: 36-42.

Weinberg LA. Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. *Implant Dent.* 1998;7 (4): 277-285.

White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent.* 1994; 71: 493-9.

APÊNDICE 1

Calibração da força de compressão na mola

Para a calibração das forças geradas nos extremos dos braços suspensos foi utilizada uma célula de carga com capacidade de 50kgf (Kratos Equipamentos LTDA, SP, Brasil). A célula de carga, juntamente com a base de fixação dos modelos, foi adaptada no dispositivo de carga (Figura 51).

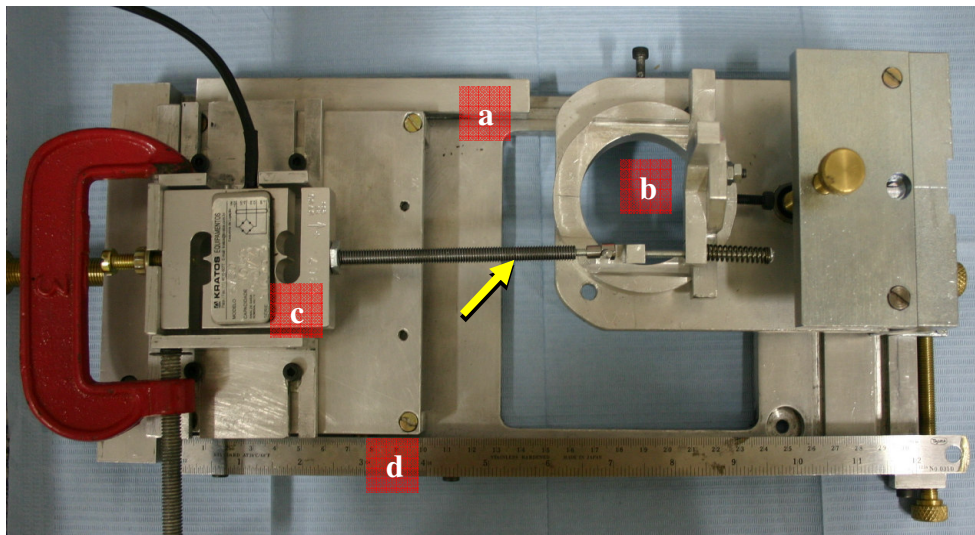


Figura 51 - Vista superior do conjunto montado: a) Dispositivo de carga universal; b) base de fixação dos modelos; c) célula de carga, com dispositivo de tração da mola (seta); d) escala graduada

Na região elástica da mola a força (F_m) é dada pela equação matemática:

$$F_m = k \cdot \Delta x \quad (5)$$

Onde Δx é a variação no deslocamento devido ao efeito de compressão da mola, (k) é a constante elástica da mola e representa um fator de proporcionalidade entre a força aplicada e o deslocamento da mola; esta relação somente é válida para a força linear. Para a calibração da mola, foi aplicada força da mola (F_m) à sua extremidade livre, observando o deslocamento ocorrido por

meio de uma escala graduada. A figura 52 mostra os dados da mola de compressão em esquadro utilizada para aplicação do carregamento.

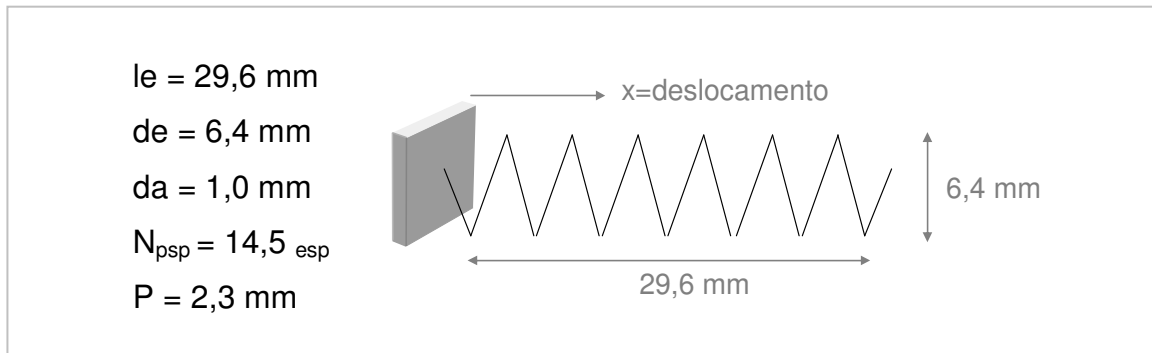


Figura 52 - Representação esquemática das propriedades geométricas da mola: l_e - comprimento livre; d_e - diâmetro externo; d_a - diâmetro da mola; N_{psp} - número de espiras e P - passo da mola

Assim, para a obtenção dos valores de força oriundos da compressão da mola, a base de fixação dos modelos, foi adaptada sobre o dispositivo de carga. A figura 53 mostra a montagem experimental (setup), utilizada para a calibração da mola de compressão. Foram realizadas três curvas de calibração, considerando o carregamento e o deslocamento da mola. Utilizando o coeficiente angular médio da reta, determinou-se a constante da mola, ou seja: $K_m = 0,349$.

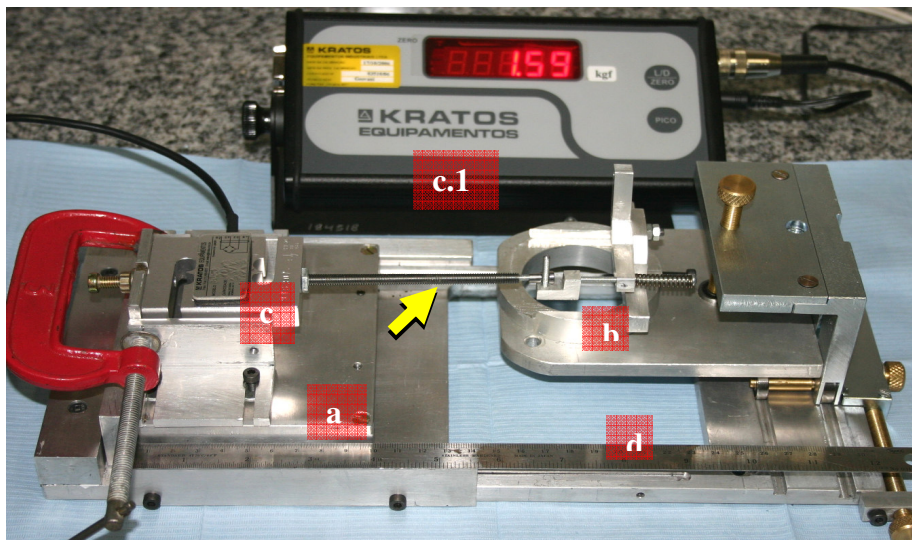


Figura 53 - Vista lateral do conjunto montado: a) Dispositivo de carga universal; b) base de fixação dos modelos; c) célula de carga, com dispositivo de tração da mola (seta); c.1) Display da célula de carga (Kgf); d) escala graduada

Portanto, conhecida a constante da mola, foi possível estimar o valor da força aplicada para um dado deslocamento. No dispositivo montado, o deslocamento aplicado à mola era constante e igual a 3,8 mm. Assim, a força aplicada pela mola na extremidade livre das infra-estruturas protéticas será:

$$F_m = k \cdot \Delta x = 0,349 \cdot 3,8 = 1,33 \text{ kgf.}$$

APÊNDICE 2

Grupo Controle - *Corpo de prova* - C1

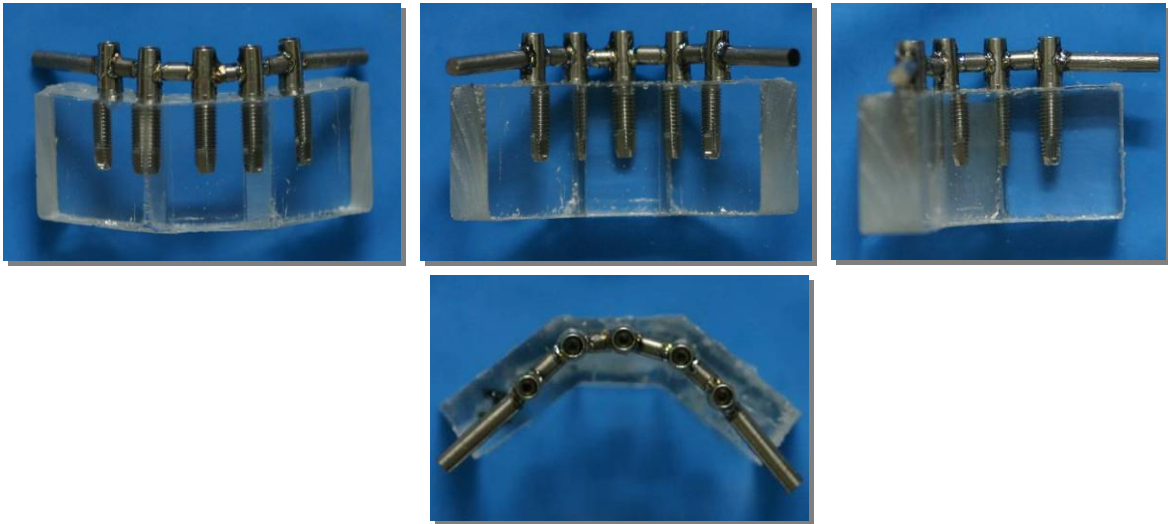


Figura 54 - Fotos corpo de prova C1

Quadro 1 - Análise da geometria da infra-estrutura metálica C1

Grupo e Implante	Região mensurada	
C1a	Ângulo da barra distal (θ_1)	87° 50'
	Medida Distal (a)	2,245 mm
	Medida Mesial (b)	2,635mm
C1b	Medida Distal (c)	2,455mm
	Medida Mesial (d)	2,300mm
C1c	Medida Mesial (e)	2,645mm
	Medida Distal (f)	2,340mm
C1a x C1b	Ângulo Oclusal da barra distal (θ_2)	8° 34'

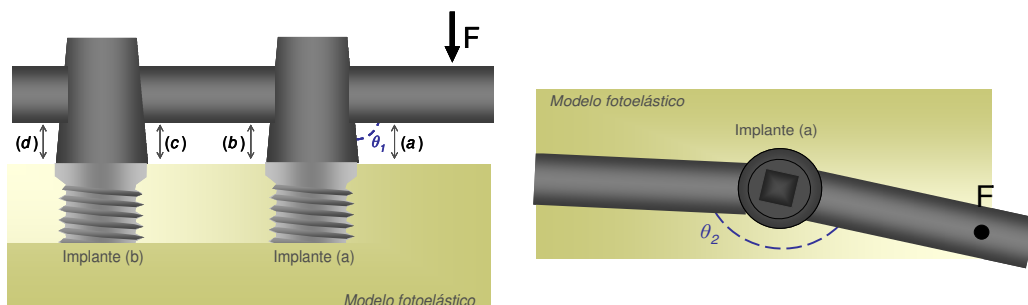


Figura 55 - Representação esquemática dos pontos geométricos avaliados

Grupo Controle- *Corpo de prova - C2*

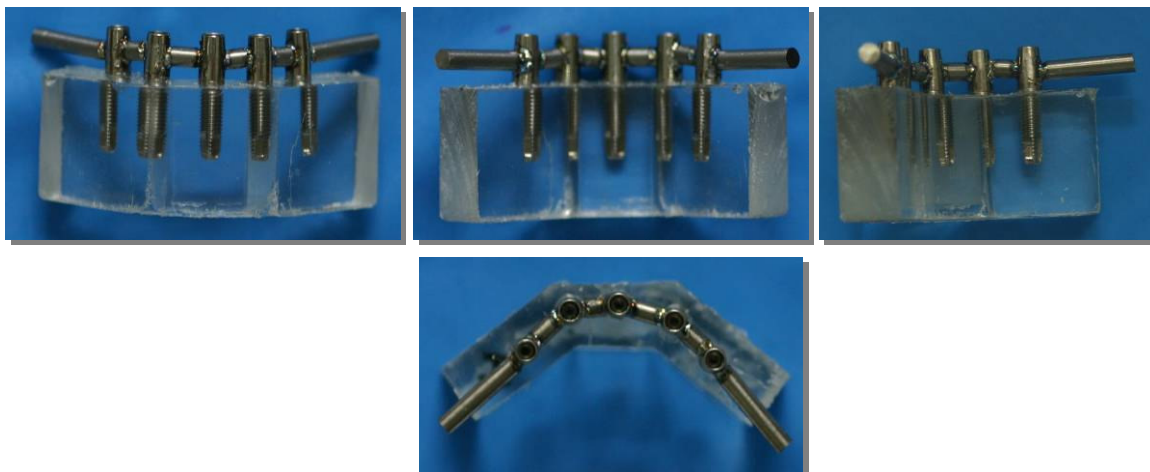


Figura 56 - Fotos corpo de prova C2

Quadro 2 - Análise da geometria da infra-estrutura metálica C2

Grupo e Implante	Região mensurada	
C2a	<i>Ângulo da barra distal (θ_1)</i>	94°
	<i>Medida Distal (a)</i>	1,960 mm
	<i>Medida Mesial (b)</i>	2,490mm
C2b	<i>Medida Distal (c)</i>	2,450mm
	<i>Medida Mesial (d)</i>	2,290mm
C2c	<i>Medida Mesial (e)</i>	2,260mm
	<i>Medida Distal (f)</i>	2,305mm
C2a x C2b	<i>Ângulo Oclusal da barra distal (θ_2)</i>	6°

Grupo Controle - *Corpo de prova - C3*

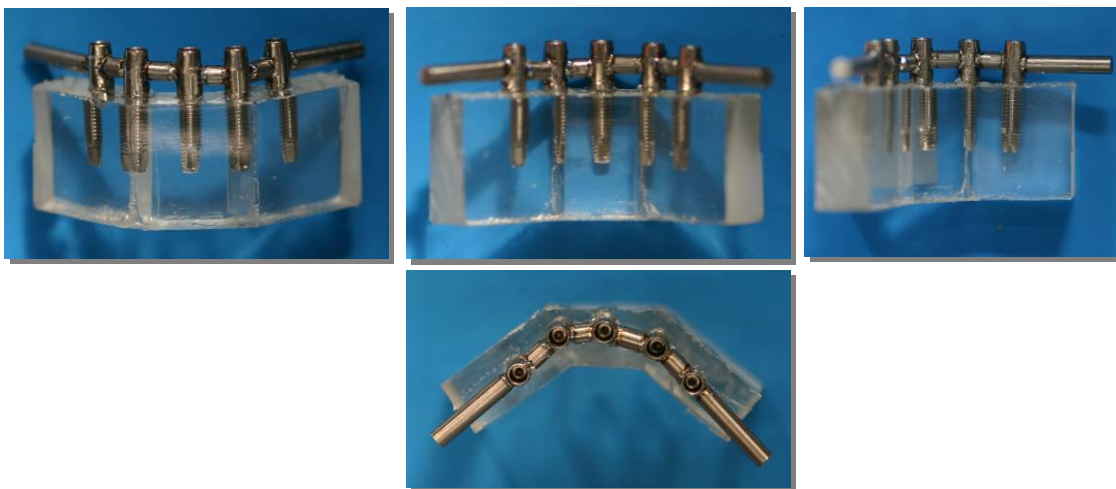


Figura 57 - Fotos corpo de prova C3

Quadro 3 - Análise da geometria da infra-estrutura metálica C3

Grupo e Implante	Região mensurada	
C3a	<i>Ângulo da barra distal (θ_1)</i>	93° 18'
	<i>Medida Distal (a)</i>	1,830 mm
	<i>Medida Mesial (b)</i>	2,450mm
C3b	<i>Medida Distal (c)</i>	2,670mm
	<i>Medida Mesial (d)</i>	2,000mm
C3c	<i>Medida Mesial (e)</i>	1,900mm
	<i>Medida Distal (f)</i>	2,100mm
C3a x C3b	<i>Ângulo Oclusal da barra distal (θ_2)</i>	7°

Grupo Regular - *Corpo de prova – R1*

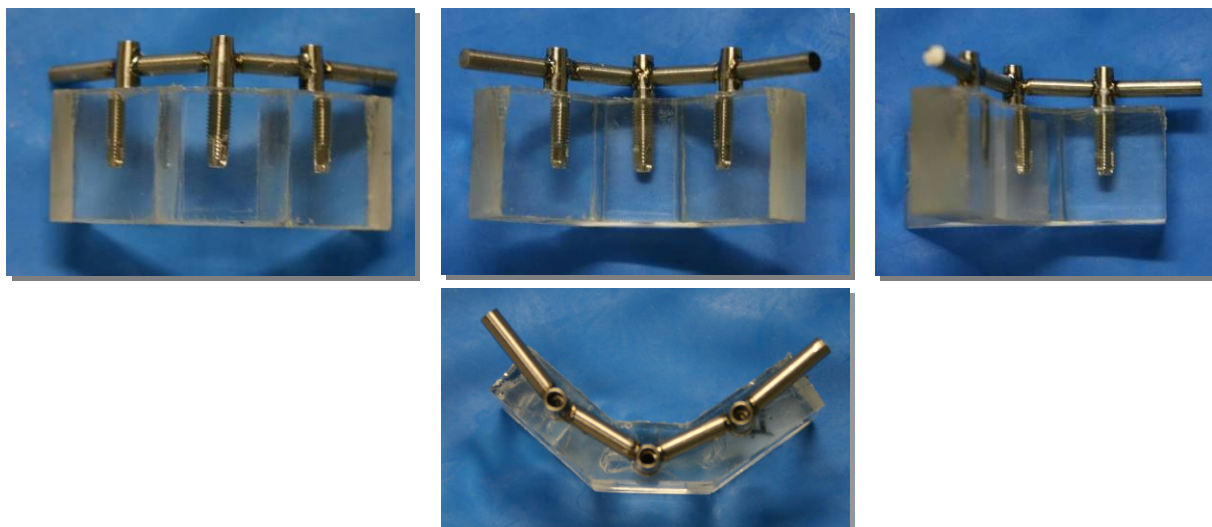


Figura 58 - Fotos corpo de prova R1

Quadro 4 - Análise da geometria da infra-estrutura metálica R1

Grupo e Implante	Região mensurada	
R1a	<i>Ângulo da barra distal (θ_1)</i>	88° 12'
	<i>Medida Distal (a)</i>	2,120 mm
	<i>Medida Mesial (b)</i>	2,125mm
R1b	<i>Medida Distal (c)</i>	2,130mm
	<i>Medida Mesial (d)</i>	2,505mm
R1c	<i>Medida Mesial (e)</i>	2,255mm
	<i>Medida Distal (f)</i>	2,330mm
R1a x R1b	<i>Ângulo Oclusal da barra distal (θ_2)</i>	16° 50'

Grupo Regular - *Corpo de prova – R2*

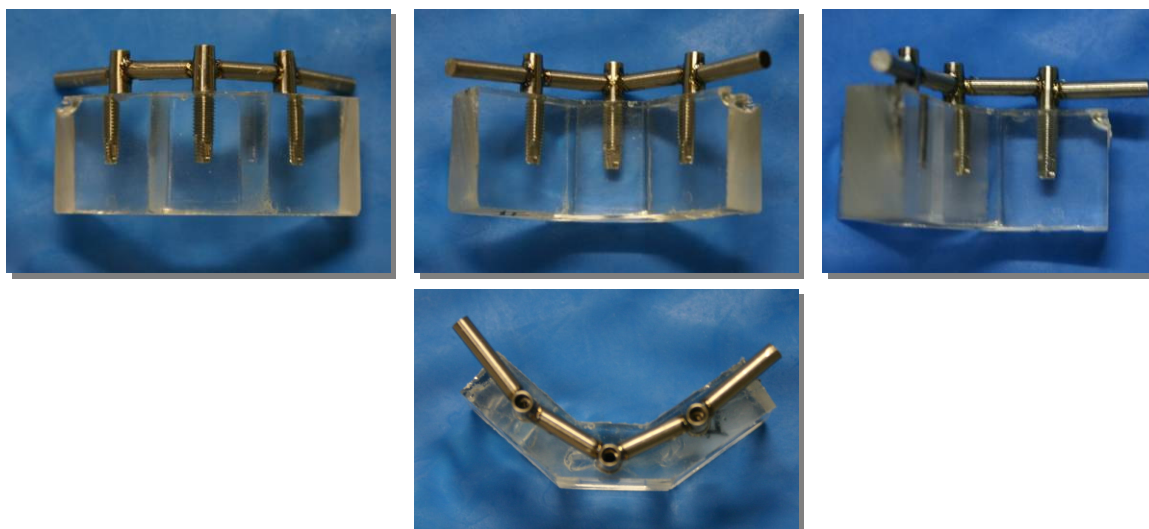


Figura 59 - Fotos corpo de prova R2

Quadro 5 - Análise da geometria da infra-estrutura metálica R2

Grupo e Implante	Região mensurada	
R2a	<i>Ângulo da barra distal (θ_1)</i>	89° 22'
	<i>Medida Distal (a)</i>	2,000 mm
	<i>Medida Mesial (b)</i>	2,460mm
R2b	<i>Medida Distal (c)</i>	2,510mm
	<i>Medida Mesial (d)</i>	2,200mm
R2c	<i>Medida Mesial (e)</i>	2,100mm
	<i>Medida Distal (f)</i>	2,045mm
R2a x R2b	<i>Ângulo Oclusal da barra distal (θ_2)</i>	19° 50'

Grupo Regular - *Corpo de prova – R3*

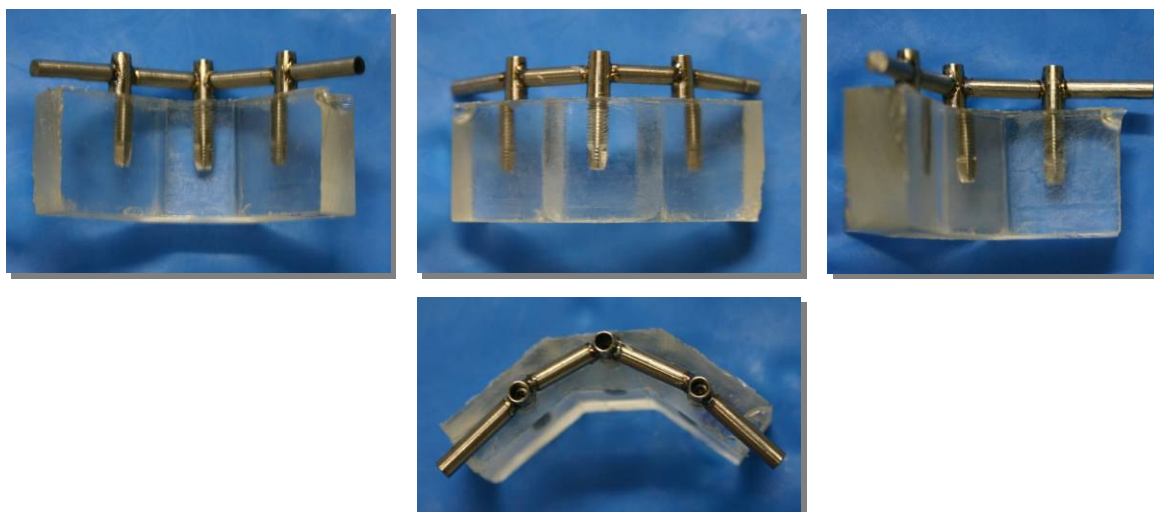


Figura 60 - Fotos corpo de prova R3

Quadro 6 - Análise da geometria da infra-estrutura metálica R3

Grupo e Implante	Região mensurada	
R3a	<i>Ângulo da barra distal (θ_1)</i>	85°
	<i>Medida Distal (a)</i>	2,200 mm
	<i>Medida Mesial (b)</i>	2,550mm
R3b	<i>Medida Distal (c)</i>	2,340mm
	<i>Medida Mesial (d)</i>	2,515mm
R3c	<i>Medida Mesial (e)</i>	2,390mm
	<i>Medida Distal (f)</i>	2,305mm
R3a x R3b	<i>Ângulo Oclusal da barra distal (θ_2)</i>	17° 50'

Grupo Largo – *Corpo de Prova – L1*



Figura 61 - Fotos corpo de prova L1

Quadro 7 - Análise da geometria da infra-estrutura metálica L1

Grupo e Implante	Região mensurada	
L1a	<i>Ângulo da barra distal (θ_1)</i>	87° 30'
	<i>Medida Distal (a)</i>	2,060 mm
	<i>Medida Mesial (b)</i>	2,500mm
L1b	<i>Medida Distal (c)</i>	2,585mm
	<i>Medida Mesial (d)</i>	2,760mm
L1c	<i>Medida Mesial (e)</i>	2,880mm
	<i>Medida Distal (f)</i>	2,815mm
L1a x L1b	<i>Ângulo Oclusal da barra distal (θ_2)</i>	14° 50'

Grupo Largo – *Corpo de prova - L2*

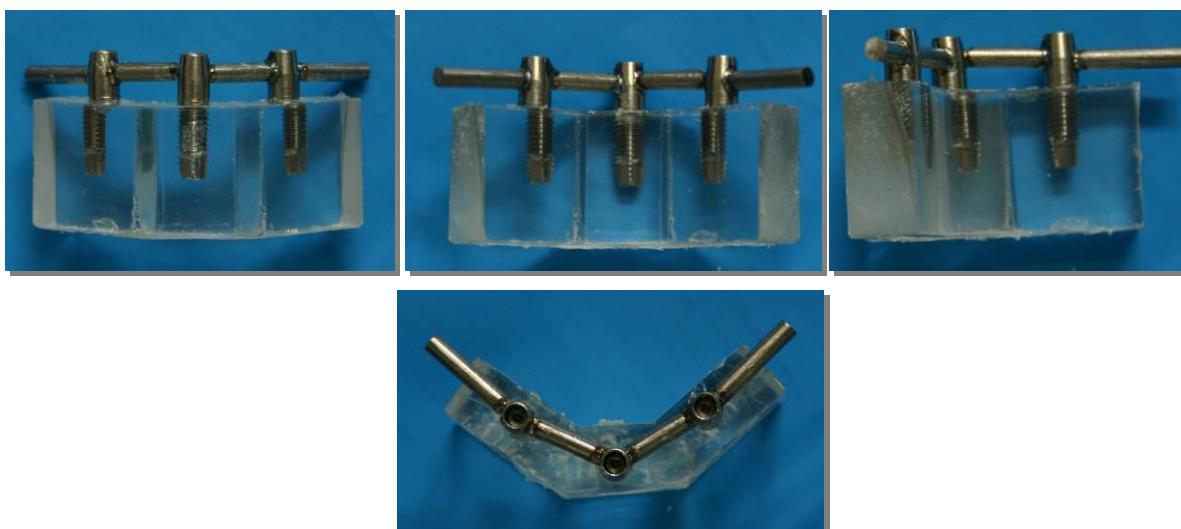


Figura 62 - Fotos corpo de prova L2

Quadro 8 - Análise da geometria da infra-estrutura metálica L2

Grupo e Implante	Região mensurada	
L2a	<i>Ângulo da barra distal (θ_1)</i>	87° 26'
	<i>Medida Distal (a)</i>	2,320mm
	<i>Medida Mesial (b)</i>	2,765mm
L2b	<i>Medida Distal (c)</i>	3,335mm
	<i>Medida Mesial (d)</i>	3,025mm
L2c	<i>Medida Mesial (e)</i>	2,840mm
	<i>Medida Distal (f)</i>	2,630mm
L2a x L2b	<i>Ângulo Oclusal da barra distal (θ_2)</i>	18° 58'

Grupo Largo – *Corpo de prova - L3*

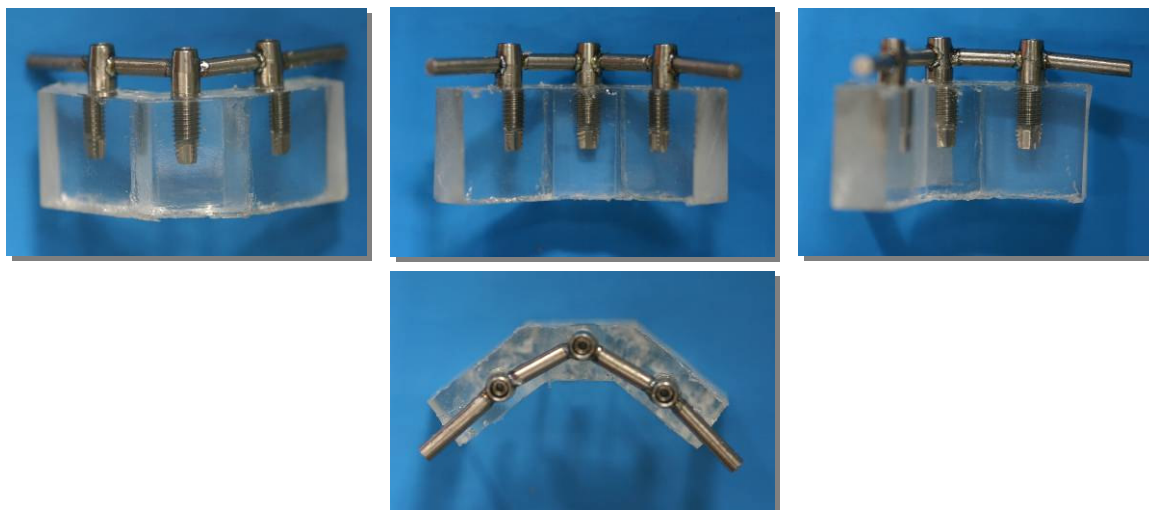


Figura 63 - Fotos corpo de prova L3

Quadro 9 - Análise da geometria da infra-estrutura metálica L3

Grupo e Implante	Região mensurada	
L3a	<i>Ângulo da barra distal (θ_1)</i>	86° 26'
	<i>Medida Distal (a)</i>	2,555mm
L3b	<i>Medida Mesial (b)</i>	2,480mm
	<i>Medida Distal (c)</i>	2,635mm
L3c	<i>Medida Mesial (d)</i>	2,770mm
	<i>Medida Mesial (e)</i>	2,800mm
L3a x L3b	<i>Medida Distal (f)</i>	2,330mm
	<i>Ângulo Oclusal da barra distal (θ_2)</i>	14° 20'