

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

José Afonso de Almeida

**DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM IMPLANTES
DENTÁRIOS DE DIFERENTES DESENHOS
UTILIZANDO FOTOELASTICIDADE**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre em Odontologia, Área de Concentração em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais.

Uberlândia, 2007

José Afonso de Almeida

**DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM IMPLANTES
DENTÁRIOS DE DIFERENTES DESENHOS
UTILIZANDO FOTOELASTICIDADE**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, com requisito para a obtenção do título de mestre em Odontologia, Área de Concentração em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais.

Orientador: Prof. Dr. Darceny Zanetta-Barbosa

Co-orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

Uberlândia, 2007

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

A447d Almeida, José Afonso de, 1966-

**Distribuição de tensões em implantes dentários de diferentes
desenhos utilizando fotoelasticidade / José Afonso de Almeida. -
2007.**

68 f. : il.

Orientador: Darceny Zanetta-Barbosa.

Co-orientador: Cleudmar Amaral de Araújo.

**Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Pro-
grama de Pós-Graduação em Odontologia.**

Inclui bibliografia.

**1. Implantes dentários - Teses. 2. Fotoelasticidade - Teses. I.
Zanetta-Barbosa, Darceny. II. Araújo, Cleudmar Amaral de. II.
Zanetta-Barbosa, Darceny. III. Universidade Federal de
Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odonto-
logia. IV. Título.**

CDU: 616.71-033.3



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

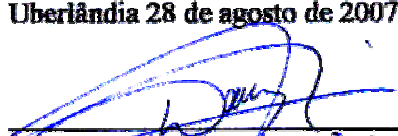
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

AV. Pará, 1720, bloco 2u – sala 2U09 – Campus Umuarama - UBERLÂNDIA –MG – 38400-902
(0XX) 034 –3218-2550

RELATÓRIO DA COMISSÃO JULGADORA DA PROVA DEFESA DE MESTRADO DO C.D. JOSÉ AFONSO DE ALMEIDA, DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA DESTA UNIVERSIDADE.

Às quinze horas do dia vinte e oito de agosto do ano de dois mil e sete, reuniu-se a Comissão Julgadora indicada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação desta Faculdade, para o julgamento da Dissertação de Mestrado apresentada pelo candidato JOSÉ AFONSO DE ALMEIDA, com o título: Avaliação fotoelástica da distribuição de tensões em volta de implantes de diferentes desenhos, após sua instalação e após aplicação de carga. O julgamento do trabalho foi realizado em sessão pública compreendendo a exposição, seguida de arguição pelos examinadores. Encerrada a arguição, cada examinador expressou o seu julgamento em sessão secreta e exarou o seu parecer. A Comissão Julgadora, após análise do Trabalho, verificou que o mesmo encontra-se em condições de ser incorporado ao banco de Dissertações e Teses da Biblioteca desta Universidade. Acompanham este relatório os pareceres individuais dos membros da Comissão Julgadora.

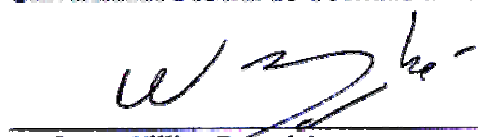
Uberlândia 28 de agosto de 2007


Prof. Dr. Darceny Zanetta-Brabosa
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Uberlândia. - UFU

Aprovado B
Aprovado/Reprovado/Conceito


Prof. Dr. Roberto Elias Campos
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Uberlândia - UFU

Aprovado B
Aprovado/Reprovado/Conceito


Prof. Dr. Willian Barnabé
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Goiás

Aprovado A.
Aprovado/Reprovado/Conceito

Dedicatória

À minha esposa Alda e meus filhos Alexandre, Maria Clara e Sofia,
pela compreensão da ausência e apoio durante essa jornada.

Aos meus pais, Afonso e Geralda.

Aos meus irmãos, Pedro, Walquírio e Lucimar.

A meu amigo William Barnabé,
pelo incentivo e ajuda na execução deste trabalho.

Ao meu orientador Prof. Dr. Darceny Zanetta-Barbosa, pela confiança, ajuda e transmissão de conhecimentos.

Ao meu co-orientador Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo,
pelo apoio, paciência, ensinamento e por disponibilizar o Laboratório de Projetos Mecânicos para que fosse realizado o trabalho experimental.

Agradecimentos

À Deus,

Por me abençoar, proteger e me trazer paz.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, seus docentes e funcionários.

Aos companheiros de viagem Carina e Dirceu.

Aos amigos Lia, Lidiane, Joaquim, Elias, Fizinha e Rodrigo Martins.

À Empresa Neodent Implante Osteointegrável, que forneceu os implantes para o trabalho.

Abreviaturas e Siglas

Ncm	Unidade de torque (newton centímetro)
°	Unidade de medida angular (graus)
Et al.	Abreviatura de “et alii” (e outros)
mm	Unidade de comprimento (milímetro)
N	Unidade de força (newton)
Rpm	Unidade de velocidade angular (rotações por minuto)
UFU	Universidade Federal de Uberlândia
A	Amplitude da luz
B	Espessura do modelo
C	Velocidade de propagação
C_{luz}	Velocidade de propagação da luz no vácuo
Cm	Centímetro
N	Ordem de franja
X	Eixo de propagação
Y	Eixo de propagação
τ	Tensão cisalhante
Kpa	kilopascal
Kgf	Kilograma Força
Kg	Kilograma
λ	Onda
T	Período
F	Frequência
nm	Nanômetro
K	Coeficiente ótico de deformação
δ	Coeficiente de Poisson
TI	Torque interno
E	Módulo de elasticidade

Lista de figuras

Figura 1 – Tipos de ossos	03
Figura 2: Tipos de implantes utilizados na pesquisa (1 - Titamax TI Medular, 2 - Titamax TI Cortical, 3 – titamax cone Morse, 4 Alvim TI)	16
Figura 3: Dimensões da caixa	16
Figura 4 - Caixa de papel com acrílico	17
Figura 5: Molde de silicone	17
Figura 6: Borracha de silicone utilizada (Base e Catalisador)	17
Figura 7: Molde resina pronto para instalação do implante	18
Figura 8 A : Furadeira de bancada com motor adaptado para perfuração. 8 B: Gabarito para posicionamento do modelo	19
Figura 9: Modelo fotoelástico livre de tensões visto no polariscópio	19
Figura 10 : Modelo fotoelástico com tensão visto no polariscópio	19
Figura 11: Modelo fotoelástico perfurado e com pequeno nível de tensão	20
Figura 12 : Corpo de prova pronto para leitura	21
Figura 13: Polariscópio Circular	21
Figura 14: Ordens de franja isocromáticas inteiras	22
Figura 15: Desenho esquemático de polariscópio plano e modelo fotoelástico	22
Figura 16: Desenho esquemático de polariscópio circular com modelo fotoelástico	24
Figura 17: Grade com os oito pontos analisados	25
Figura 18 - Implante posicionado no polariscópio com os 8 pontos de leitura	28
Figura 19: Mesa aplicadora de carga utilizada sobre os componentes dos implantes	29
Figura 20: Ponta para aplicação do carregamento	30
Figura 21: Grade com os 13 pontos analisados	30
Figura 22: Implante posicionado no polariscópio com 13 pontos de leitura	31
Figura 23: Imagem próxima às roscas	31
Figura 24: Implante Titamax TI medular sem carga	32
Figura 25: Implante Titamax TI Cortical sem carga	33
Figura 26: Implante TitamaxTI Cone Morse sem carga	33
Figura 27: Implante Alvim TI sem carga	34
Figura 28: Implante Titamax TI Medular com carga	34
Figura 29: Implante Titamax TI Cortical com carga	35
Figura 30: Implante Titamax TI Cone Morse com carga	35
Figura 31: Implante Alvim TI com carga	36
Figura 32 - Implante Alvim TI sem carga.	36
Figura 33 - Titamax TI Medular com carga.	37
Figura 34: Implante Titamax TI Medular com carga	37
Figura 35 - Titamax TI Cortical com carga.	38
Figura 36 - Implante Titamax TI Cortical com carga	38
Figura 37 – Titamax Cone Morse com carga	39
Figura 38 - Implante Titamax Cone Morse com carga	39
Figura 39 – Alvim TI com carga	40
Figura 40 - Implante Alvim TI com carga	40
Figura 41 - Imagem das franjas próximo as roscas	45

Lista de tabelas (Quadros)

Tabela 1: Relação dos implantes utilizados	15
Tabela 2: Teste análise de variância	41
Tabela 3 Teste de Tukey	42
Tabela 4: Valores da tensão cisalhante dos oito pontos do grupo 1	52
Tabela 5: Valores da tensão cisalhante dos 8 pontos do grupo 2	52
Tabela 6: Valores da tensão cisalhante dos oito pontos do grupo 3	53
Tabela 7: Valores da tensão cisalhante dos oito pontos do grupo 4	53
Tabela 8: Valores da tensão cisalhante dos 13 pontos do grupo 1	54
Tabela 9: Valores da tensão cisalhante dos 13 pontos do grupo 2	55
Tabela 10: Valores da tensão cisalhante dos 13 pontos do grupo 3	55
Tabela 11: Valores da tensão cisalhante dos 13 pontos do grupo 4	56

Lista de gráficos

Gráfico 1: Titamax TI Medular sem carga	33
Gráfico 2: Titamax TI Cortical sem carga	34
Gráfico 3: Titamax TI Cone Morse sem carga	35
Gráfico 4: Alvim TI sem carga	36
Gráfico 5: Titamax TI Medular com carga	37
Gráfico 6: Titamax TI Cortical com carga	38
Gráfico 7: Titamax Cone Morse com carga	39
Gráfico 8: Alvim TI com carga	40

Resumo

Diferentes desenhos de implantes dentários introduzem diferentes níveis de tensão no osso circundante, podendo resultar diferentes prognósticos para os implantes instalados. Este trabalho avaliou por meio da fotoelasticidade de transmissão circular os gradientes de tensões gerados em pontos pré-determinados próximos aos implantes quando instalados em matrizes fotoelásticas. Foram avaliados oito pontos quando sem carga e 13 pontos quando submetidos ao carregamento axial de 0,30N, testando à hipótese de que a tensão é a mesma nos diferentes tipos de implantes. Foram utilizados os implantes Titamax TI Medular, Titamax TI Cortical, Titamax Cone Morse e Alvim TI (Neodent, Curitiba, Brasil). O valor da tensão cisalhante média entre os pontos analisados de cada grupo foi submetido à análise de variância, demonstrando que houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre os grupos sem carga. Nessa situação o teste de Tukey demonstrou onde estava a diferença. Os resultados indicaram que entre os implantes testados, o que gerou maior tensão média após a instalação foi o Alvim TI e que a incidência de carga axial não resultou em diferença significativa nas tensões médias geradas para todos os grupos.

O objetivo deste trabalho foi avaliar, por meio de análise fotoelástica, a tensão gerada por implantes de diferentes desenhos após sua instalação e após a aplicação de carga, testando à hipótese de que a tensão é a mesma nos diferentes tipos de implantes.

Palavras-chave: distribuição de tensões; implantes dentários; diferentes desenhos utilizando fotoelasticidade

Abstract

Different drafts of tooth implant insert different levels of tension in the surrounding bones. This can result in different prognostics for the implants installed. This work considered by photoelasticity (resilience) of the circuit transmission the gradient of tensions produced in near pre-ordered of the implants when installed in photoelasticity matrix. Eight points were considered when no burden and thirteen points when submitted to the axial burden of 0,30N, testing the hypothesis that the tension is the same at the different implants. The implants used were Titamax TI Medular, Titamax TI Cortical, Titamax Cone Morse and Alvim TI (Neodent, Curitiba, Brazil). The value of the middle cutting tension between the analysed points of each group was submitted to the variant analyse showing that has a suggestive statistic difference ($p < 0,05$) between the unburden group. In this situation the Tukey test showed where the difference was. The results outpointed that between the tested implants, the one that produced more medium tension after the installation was the Alvim TI and the axial burden incidence did not result in significative difference at the medium tension produced for all the groups.

This work objective was to estimate, in photoelasticity analyse, the tension produced by different drafts of implants after their installation and after burden incidence, testing the hypothesis that the tension is the same in the different kinds of implants.

Keywords: distribution of tensions; dental implants, using different designs photoelasticity

Sumário

Lista de abreviaturas e siglas	VI
Lista de figuras	VII
Lista de tabelas	VIII
Lista de gráficos	IX
Resumo	X
Abstract	XI
1 Introdução	01
2 Revisão da literatura	05
3 Proposição	14
4 Material e métodos	15
4.1 Composição e seleção dos grupos	15
4.2 Confeccção do molde	16
4.3 Confeccção do modelo fotoelástico	18
4.4 Instalação dos implantes nos modelos fotoelásticos	20
4.5 Polariscópio e suas características	23
4.5.1 Polariscópio circular	23
4.6. Mensuração das tensões geradas por implantes	24
4.6.1 Método de Compensação de Tardy	25
4.6.2 Lei ótica das tensões	27
4.7 Leitura das ordens de franjas sem carga	28
4.8 Aplicação de carga	29
4.9 Leitura das ordens de franjas com carga	30
4.10 Análise estatística	32
5 Resultados	33
6 Discussão	43
7 Conclusão	46
Referências bibliográficas	47
Apêndice	52

1. Introdução

Por séculos o ser humano tenta recuperar dentes perdidos com a finalidade de restaurar a função e a estética bucal. A reabilitação de arcos dentários totalmente edêntulos seguindo os princípios da osteointegração são realizados desde 1965, mas somente recentemente, os implantes osseointegrados foram utilizados com enfoque científico e acompanhamento longitudinal. Para restaurar e manter adequada função bucal dos pacientes desdentados é importante considerar a biomecânica dos implantes, tanto durante a instalação quanto no exercício da função (Brånemark et al., 1977). Embora muitos estudos examinem as interações biológicas entre o implante dentário e o tecido ósseo, poucos têm relatado o aspecto biomecânico, sendo que a maioria dos relatos ainda é empírica, apresentando casos, experiências clínicas ou simplesmente pesquisas com implantes não disponíveis para uso clínico. Dada à complexidade de sua biomecânica, informações mais detalhadas sobre estes são necessárias, já que o sucesso por longo prazo é um dos objetivos a serem alcançados pela osseointegração (Rieger et al., 1989).

A aplicação clínica de implantes osseointegrados nas reabilitações bucais apresenta elevados índices de sucesso desde seus primeiros relatos na literatura (Brånemark et al., 1977; Adell et al., 1981), porém a perda óssea marginal crônica tem sido uma limitação (Brånemark et al., 1977; Adell et al., 1981; Piliar et al., 1991; Quirynen et al., 1992). Essa perda óssea ocorre em média de 0,9mm no primeiro ano e 0,1mm em cada ano subsequente, (Goodacre et al., 2003). Adell et al., 1981, afirmaram que após a conexão protética a perda óssea era de 1,2mm no primeiro ano e 0,1mm nos anos subsequentes. Linquist et al., 1988 e Quirynen et al., 1992, verificaram que no primeiro ano a perda era de 0,4 a 0,45 mm e em cada ano consecutivo 0,07 e 0,08mm.

Embasados nesses estudos Albrektsson et al., 1986, sugeriram como um dos critérios de sucesso dos implantes a quantidade de perda óssea vertical anual. Esses autores acreditavam que implantes com sucesso, quando

em função, não deveriam apresentar perda óssea maior que 0,2mm, após o primeiro ano. Uma provável causa para a perda de tecido duro maior que 0,2mm anual poderia ser a concentração de tensões, na interface implante/osso, resultantes de forças oclusais sobre a prótese, (Brånemark et al., 1977; Kitamura et al., 2004). Essa resposta tecidual adversa pode estar relacionada com a magnitude das tensões, tipo de implante e qualidade óssea, (Brunski et al., 2000). Dependendo do nível a tensão pode levar à perda dos implantes, (Isidor, 1996), uma vez que esses não possuem um comportamento biomecânico similar ao do ligamento periodontal, que é capaz de absorver parte das cargas nocivas, evitando, assim, que elas sejam repassadas diretamente ao osso, (Eskitascioglu, 2004).

Para compreender a mecânica de materiais submetidos a cargas uma das maneiras disponíveis, em estudos laboratoriais, é a análise fotoelástica. A fotoelasticidade é uma técnica experimental de análise de tensões/deformações de campo completo, muito usada na validação ou verificação experimental de soluções numéricas, no estudo de distribuição de tensões em problemas de geometria e carregamentos complexos, bem como na otimização de formas. Ela proporciona evidências quantitativas de áreas altamente tensionadas, ao mesmo tempo em que discerne regiões submetidas a menores níveis de tensão. Essa técnica é baseada na anisotropia ótica, propriedade de certos materiais transparentes que, quando sujeitos a tensão, apresentam diferentes índices de refração da luz, ou seja, diferentes velocidades de propagação, que determinam um atraso relativo dos raios luminosos. Assim, tornam-se perceptíveis vários fenômenos óticos denominados franjas, decorrentes da diferença desses índices de refração (Dally & Riley, 1978).

Apesar da magnitude das tensões no osso ser diferente daquela no modelo fotoelástico, a localização e o padrão geral de tensões é semelhante possibilitando o emprego desta técnica (Inan e Kesin, 1999).

Existe no mercado, uma grande oferta de implantes. Os que foram usados no trabalho são indicados pelo fabricante para cada tipo de osso (figura 1). Os implantes do grupo 1 (Titamax TI Medular) são cilíndricos, de torque

interno, com rosca menores, compactantes e indicados pelo fabricante para osso tipo III e IV. Os do grupo 2, (Titamax TI Cortical) são cilíndricos, de torque interno, com roscas com alto poder de corte e indicados pelo fabricante para osso tipo I e II. Os do grupo 3 (Titamax Cone Morse) são cilíndricos, de torque interno, com roscas cortantes e indicados pelo fabricante para serem usados em osso tipo I e II e, os do grupo 4 (Alvim TI) são cônicos, de torque interno e indicados para serem usados quando se faz o implante imediatamente após a exodontia e em osso tipo III e IV sendo que para serem usados em osso tipo I e II deve-se usar o macho de rosca, pois esse tipo de osso é mais duro e as roscas deste implante são feitas para compactação e não corte.

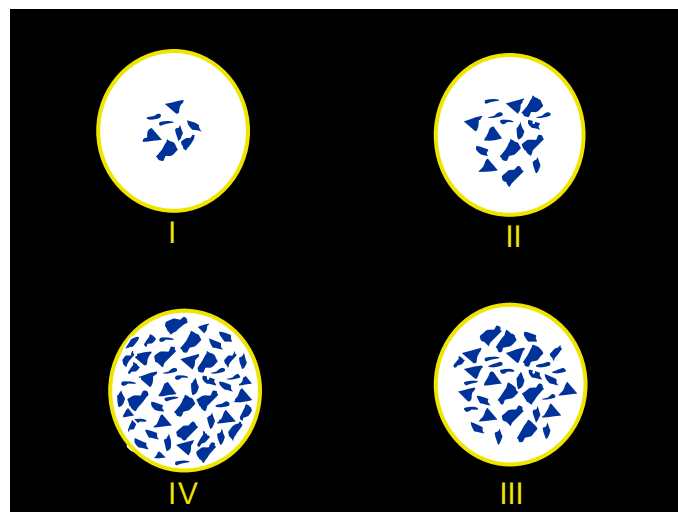


Figura 1 – Tipos de ossos.

Osso tipo I – constituído de osso cortical

Osso tipo II - constituído de osso cortical e pouco osso medular

Osso tipo III - constituído de osso medular e pouco osso cortical

Osso tipo IV - osso medular

Com o intuito de melhorar a osseointegração, pesquisadores desenvolveram diferentes desenhos de implantes variando a forma, espessura, largura e o passo das roscas. As alterações no contorno geométrico dos implantes, bem como das roscas resultaram em uma melhor distribuição das tensões, diminuindo a tensão na interface implante/osso, e conseqüentemente, reduzindo a perda óssea e/ou do implante (Tada et al., 2003).

O objetivo deste trabalho foi avaliar, por meio de análise fotoelástica, a tensão gerada por implantes de diferentes desenhos após sua instalação e após a aplicação de carga, testando à hipótese de que a tensão é a mesma nos diferentes tipos de implantes.

2. Revisão da literatura

Haraldson, 1980, utilizou pela primeira vez na implantodontia a metodologia da fotoelasticidade para análise das tensões ao redor de implantes. Ele avaliou a ordem das franjas em implantes lisos e rosqueáveis em três diferentes tipos de ancoragem: máxima ancoragem óssea, perda óssea vertical e perda óssea horizontal. Cargas axiais e laterais foram aplicadas observando que no carregamento axial houve uma distribuição de tensões ao longo das roscas, diferentemente do implante liso, no qual houve uma maior concentração de tensões no ápice do implante, mostrando que o implante de rosca distribui melhor a carga. O carregamento lateral foi muito mais nocivo que o axial, principalmente em relação aos tipos de ancoragem, onde foram observadas maiores concentrações de tensões nas simulações de perda óssea vertical e horizontal. Segundo o autor, os implantes rosqueáveis distribuem melhor as tensões que os lisos, sendo que o acúmulo de tensões poderia causar perda óssea e, até mesmo, perda da fixação.

Adell et al., 1981, demonstram estudo longitudinal de quinze anos, que com o uso de implantes osseointegrados, no qual foram fixados 2768 em 371 pacientes, houve perda óssea de em média 1,2mm no primeiro ano após a conexão protética e 0,1mm nos anos subsequentes. Essa perda foi associada a: trauma cirúrgico, distribuição de tensão ao redor das fixações decorrente de cargas sobre a prótese, reabsorção fisiológica dos arcos edêntulos e gengivite.

Em 1983, Skalak apresentou uma avaliação biomecânica das próteses sobre implantes. Segundo o autor, um aspecto crítico que pode afetar a longevidade dos implantes é a maneira como os estresses mecânicos são distribuídos do implante para o osso, sendo essencial que nenhuma das estruturas seja estressada além de sua capacidade de fadiga a longo prazo. Se a prótese é suportada por vários implantes, a distribuição das forças atuantes sobre o sistema depende da relativa rigidez dos membros envolvidos assim como de sua distribuição dentro do sistema. Prótese, implante e osso representam uma estrutura unificada capaz de distribuir as forças que são aplicadas sobre o sistema como um todo. Dependendo do desenho da prótese,

a força máxima transferida para qualquer um dos parafusos será sempre menor que a força originalmente aplicada sobre o sistema. Portanto, qualquer desalinhamento entre a prótese e o implante pode produzir estresses internos na prótese, nos implantes e no osso podendo levar o sistema à falha precoce frente às forças externas.

Linquist et al., 1988, acompanharam quarenta e seis pacientes totalmente edêntulos que foram tratados com implantes osseointegrados. Foram realizadas radiografias padronizadas uma semana, seis e doze meses após a segunda cirurgia e após essas datas, anualmente, por seis anos. Observações clínicas dos pacientes sobre a força de mordida, a eficiência mastigatória, bem como anamnese e índices de disfunção e a extensão dos extremos livres foram anotados. A perda óssea no primeiro ano foi, em média, entre 0,4 e 0,45 mm e em cada ano consecutivo 0,07 e 0,08mm. A higiene oral foi o principal motivo relacionado à perda óssea. Observou-se, que quanto maiores os extremos livres maiores as perdas ósseas e que pacientes com apertamento dental também apresentaram maior perda de tecido. Segundo os autores a associação de higiene oral pobre e sobrecarga é o principal motivo de perda óssea.

Rieger et al., 1989, utilizando análises de elementos finitos avaliaram três implantes com padrões de rosca diferentes. Implantes Bioceram Tipo 4S1L, Battelle Experimental e Titanodont. Cada implante foi testado com dez diferentes módulos de elasticidade. A maior concentração de tensão foi encontrada no ápice de cada fixação. Os resultados foram diferentes tanto para os diferentes sistemas como para os vários módulos de elasticidade. Os autores concluem que a superfície dos implantes deve ter área de contato suficiente para distribuir tensão ao osso sem causar pressão na crista e ápice ao ponto de gerar perda óssea.

Siegle & Soltésesz, 1989, investigaram a distribuição de tensão ao redor de implantes de mesmo comprimento e diâmetro, porém cilíndricos, cônicos, em forma de degrau e cilíndricos ocos com uso de análise de elementos finitos. Foram consideradas duas situações de contato osso/implante: uma união direta e um contato sem fricção. Os modelos foram

submetidos a cargas verticais e horizontais. Neste trabalho os autores concluíram que superfícies de implantes com menor raio de curvatura (cônico) ou descontinuidade geométrica (com superfície em degrau) implicavam em maior tensão em relação às formas planas cilíndricas e rosqueados. Além disso, uma situação de união perfeita osso/implante seria vantajosa para distribuição de tensão, isso poderia ser atingido com o uso de fixações com superfície de tratamento.

French et al., 1989, fizeram uma comparação das tensões geradas por quatro marcas comerciais de implantes, pelo método de fotoelasticidade. Utilizaram como critério de avaliação que cada franja representa um nível de tensão, sendo que quanto maior o número de franjas, maior é a magnitude da tensão e quanto mais próximas as franjas umas das outras, maior é a concentração de tensões.

Rieger et al., 1990, avaliaram padrões de transferência de tensões em seis diferentes desenhos de implante por meio de análise de elementos finitos em 3D. Foram modelados os seguintes implantes: Brånemark (Nobelpharma, EUA, Chicago, Illinois), CoreVent (Core-Vent Corp, Encino, Califórnia), Denar (Sterio-Oss, Anaheim, Califórnia), Milner (Milner, Inc., Warsaw, Ind.), Driskell (Driskell Bioengineering, Galena, Ohio) e um implante experimental; sendo que todos foram submetidos a cargas axiais. Os maiores índices de tensões se concentraram no pescoço e no ápice do implante. Os mais baixos valores de tensão foram encontrados para o implante experimental, seguido pelo implante Brånemark, depois Core-Vent, Denar, Milner e Driskell. Mesmo o maior valor de tensão apresentado não parecia ter um valor clinicamente significativo. Os implantes Denar, Milner e Driskell podem apresentar reabsorções patológicas mais facilmente. Implantes cilíndricos com roscas são os que reduzem concentrações de tensões na interface osso/implante. Os autores porém, sugerem investigações clínicas também, não apenas numéricas.

Quirynen et al., 1992, avaliaram, durante três anos, a influência de diferentes desenhos de implantes e sobrecarga sobre a perda óssea e o sucesso no tratamento com sistema Brånemark. Treze implantes cônicos

apresentaram mudanças na margem óssea, em média, 0,9mm no momento da instalação do intermediário para 3,3mm depois do primeiro ano e 3,8mm depois de dois anos de carga. Nove pacientes com próteses fixas totais e parciais apresentaram média de perda óssea de 0,7mm no primeiro ano e 0,8mm no segundo, para implantes padrão; enquanto que para implantes auto-rosqueáveis a perda óssea foi de 0,7mm no primeiro ano e 0,8mm no último. As perdas ósseas não foram relacionadas à má higiene oral, pois os implantes cônicos apresentavam um pescoço sem roscas grandes em relação às outras fixações e os autores creditaram a essa característica a excessiva perda óssea.

Bidez & Mish, 1992, publicaram em revisão de literatura alguns conceitos físicos básicos sobre implantes. Eles acreditam que acúmulos de forças seriam importantes porque levariam à complicações mecânicas e perdas ósseas. Foi revisado que massa, uma propriedade dos materiais, é a quantidade de matéria de um corpo qualquer e no sistema métrico ele é medido por quilograma (kg). De acordo com a segunda Lei de Newton, a aceleração de um corpo é inversamente proporcional a sua massa e diretamente proporcional a força que é causada pela aceleração. Assim a unidade de força é expressa em Newtons (N), quando a massa está em kg e a aceleração em metros por segundos. Na literatura odontológica a força é comumente expressa em quilograma força (Kgf) e para conversão de Kgf para N é necessária a multiplicação por 9,8. Os componentes de forças podem ser normais (compressão e tração) e de cisalhamento. Quando uma força é aplicada em um ponto distante ao corpo, esta aumenta de valor proporcionalmente a distância aplicada. Segundo Bidez & Mish, 1992 tanto esse tipo de força, quanto forças anguladas proporcionam maiores complicações ao sistema prótese/implante/tecido ósseo. Uma manifestação das forças sobre os materiais é a pressão. Pressão é a representação da força distribuída pela área em sobre a qual ela atua. Outra característica importante dos materiais é a deformação de cada corpo, que é determinada, dentre outros fatores, pelo módulo de elasticidade do material, podendo a deformação ser permanente ou plástica. Deformidade elástica é a capacidade de certo material

em manter a deformação plástica retornando a sua forma original, sem se deformar permanentemente. Então, quanto maior a pressão sobre o corpo, maior a tensão e menor é a capacidade dele se manter deformado sem se romper. Segundo os autores, a pressão pode ser alterada pelo desenho do sistema de implante, por mudar a maneira em que a força é transmitida para a superfície.

Deines et al., 1993, utilizaram a fotoelasticidade para comparar a localização e a magnitude das tensões geradas na região peri-radicular e peri-implantar em dois tipos de dentes (pré-molares e molares) e em três sistemas de implantes. Foram utilizadas dez réplicas metálicas iguais de pré-molares e molares, dez implantes Nobelpharma (Nobelpharma EUA), Screw-Vent (Dentsply Implant Division) e Integral (Calcitek). Para simulação de ligamento periodontal cinco espécies de cada dente e implante foram recobertas por uma fina camada de silicone. Os autores observaram que sob condições de carga vertical e lateral, houve um maior padrão de distribuição de tensões no dente natural do que nos implantes e que nenhum desenho de implante distribuiu as tensões melhor do que os outros.

Em 1996, Abrahamsson et al., realizaram um estudo comparativo de tecidos peri-implantares de cães com três sistemas de implantes. Publicações anteriores indicavam que o acúmulo de placa no intermediário resultava em um infiltrado inflamatório responsável pela perda óssea, assim, implantes de cirurgia única, sem necessidade de reabertura (por exemplo, o sistema ITI) não apresentariam tal problema, pois a interface implante/intermediário está localizada acima da crista óssea. Foram instalados implantes Astra (8 x 3,5 mm), Brånemark (7 x 3,75 mm) e ITI (8 x 4 mm) em cinco cachorros da raça Beagle. Em cada quadrante mandibular foi fixado um implante de cada marca, totalizando seis fixações por animal. As fixações Brånemark e Astra tinham a altura da crista óssea localizada na margem do implante no momento da cirurgia, como indicado pelos fabricantes, e os implantes ITI na borda entre as superfícies 'plasma spray titânio' e maquinada. Os implantes ITI não necessitavam de cirurgia de segundo estágio para instalação dos cicatrizadores, portanto, esse procedimento foi realizado apenas nos outros

sistemas. Foram aguardados seis meses com controle de placa. Lâminas histológicas foram preparadas e análises histométricas e histomorfológicas realizadas. A quantidade e a densidade do tecido ósseo encontrado na região periimplantar não era significativamente diferente. Concluiu-se que a instalação correta dos implantes leva a condições iguais de osseointegração e a geometria do implante pareceu ter uma importância limitada.

Malevez et al., 1996, realizaram um estudo longitudinal retrospectivo do uso de implantes dentários de diferentes desenhos como restaurações unitárias. Setenta e cinco pacientes foram tratados com 84 implantes unitários e foram observados durante cinco anos. A maioria das fixações estava em maxila e somavam 66 auto rosqueáveis, dez padrões e oito cônicas. Foi encontrada perda óssea em média de 0,8mm no primeiro ano e 0,1mm nos anos subseqüentes. Implantes instalados em maxila superior apresentaram a maior perda óssea, sendo a menor encontrada para os pré-molares e molares inferiores. O implante cônico apresentou, em média, maior perda óssea, porém todos esses se encontravam na região de incisivos na maxila superior. As perdas ósseas foram consideradas dentro dos padrões de publicações anteriores.

Isidor, 1996, realizou estudo em animal e buscou elucidar a causa da perda óssea. Cinco implantes rosqueados Astra de 3,75 x 8 mm foram inseridos na mandíbula de quatro macacos, dois colocados em região de pré-molares e um na região anterior. Dos dois implantes colocados lateralmente, um tinha superfície lisa e o outro superfície tratada e todos os demais implantes, colocados em incisivos centrais tinham sua superfície tratada. Foram cimentadas coroas metálicas sobre os pré-molares e molares superiores do lado esquerdo e direito da mandíbula dos macacos. Esperados seis meses de cicatrização foram instaladas próteses fixas com contato prematuro com coroas superiores na região lateral. Devido ao contato prematuro as mandíbulas dos animais sofreram reposicionamento e a carga sobre os implantes passou a ser lateral. Os implantes que retinham as próteses eram higienizados, enquanto os anteriores não, e inclusive foi colocada uma corda de algodão ao redor desses para provocar acúmulo de placa. Os implantes

anteriores em nenhum momento entraram em oclusão. Dados a respeito da osseointegração dos implantes eram obtidos por meio do sistema Peritest (Periotest[®], Siemens AG, Bensheim, Alemanha). No primeiro exame radiológico, aos três meses, não havia uma diferença significativa de perda óssea entre os dois grupos, porém, nos exames subseqüentes, aos seis, nove, doze, quinze e dezoito meses a diferença era grande, pois os implantes com sobrecarga apresentavam maior perda. Cinco dos oito implantes com sobrecarga perderam osseointegração entre a metade do quarto mês e até a metade do décimo quinto mês. Nenhum dos implantes com placa acumulada perdeu osseointegração e uma perda óssea de 1,8 mm foi observada depois de dezoito meses. Discutindo os resultados obtidos o autor acredita que a carga lateral aos implantes pareceu potencializar a ação deletéria da sobrecarga e que as superfícies tatadas não melhoraram o prognóstico de falha das fixações devido à sobrecarga. Concluiu-se que sobrecarga oclusal pode ser um dos fatores principais para perda de osseointegração dos implantes e o acúmulo de placa deve resultar em perda óssea marginal.

Morris et al., 2001, analisaram 1419 fixações do sistema Ankylos com o objetivo de aumentar as taxas de sucesso. Foram fixados 11,6% implantes em osso tipo I (osso compacto, de qualidade melhor); 42,9% em osso tipo II; 38,7% em osso tipo III e 6,8% em osso tipo IV (de qualidade fraca), com 3,4% implantes de 8 mm; 10,5% de 9,5 mm; 32% de 11 mm; 45% de 14 mm e 9,2% de 17 mm. Em média houve um sucesso de 96,6%. Os seguintes aspectos diminuiriam as falhas: passos de rosca progressivos e superfície de tratamento diferenciada melhoraram a estabilidade inicial do implante e dificultam o acúmulo de tensões na cortical, e a presença da junção cônica interna impermeável a bactérias. Médias de perda óssea entre a colocação do implante e as reaberturas foram realizadas (0,2 mm na mesial, 0,4 mm na vestibular, 0,4 mm na distal) e consideradas clinicamente insignificantes. A Taxa de sucesso aumentou na medida em que o diâmetro e o comprimento das fixações aumentaram.

Chun et al., 2002, fizeram uma análise de elementos finitos em 2D e implantes com diferentes padrões de rosca foram analisados buscando

encontrar uma forma que possibilitasse uma distribuição de tensão que reduzisse a perda óssea. Implantes hexágonos externos de mesmo diâmetro e comprimento foram modelados variando na forma das roscas (cinco modelos no total). Depois, cada modelo sofre alteração aleatória no tamanho de suas roscas e em largura final, altura e no passo. Para então, baseado nos primeiros resultados, o implante que fosse mais efetivo sofresse variações no comprimento e no passo de roscas. Os modelos foram submetidos a cargas verticais e oblíquas em 15 graus. As roscas de forma quadrada de raio pequeno com proporção de largura e altura de $0.5p$ e $0.46p$ apresentaram os resultados mais favoráveis. A variação no passo de rosca demonstrou ser mais efetiva que a variação no comprimento dos implantes.

Em 2003, Tada et al., por meio de uma análise de elementos finitos em 3D avaliaram a influência do tipo do implante, do comprimento e da qualidade óssea sobre a concentração de tensão no osso/implante. Implantes com e sem roscas foram modelados em quatro tipos diferentes de osso com quatro variações de comprimento para simulação de carregamentos axial e vestibulo-lingual. Independente do tipo de aplicação de esforço, a maior quantidade de tensão observada foi no osso cortical. Sob força axial, principalmente em osso de melhor qualidade, foram encontrados menores valores de pressão em implantes rosqueados, assim como nas fixações mais longas. Para as cargas laterais o fator decisivo foi a densidade óssea, quanto menor, maior os valores de tensão.

Himmlová et al., 2004, por meio de análise de elementos finitos avaliaram a distribuição de tensões ao redor de implantes de diferentes diâmetros e comprimentos (implantes com diâmetro de 3,6 mm e comprimento de 10 mm; 12 mm; 14 mm; 16 mm; 17 mm; 18 mm; como também implantes com 12 mm de comprimento e diâmetro de 2,9 mm; 3,6 mm; 4,2 mm; 5,5 mm; 6,0 mm e 6,5 mm), colocados na região de molar inferior, que receberam cargas verticais e oblíquas simulando a mastigação. Os autores observaram que houve maior concentração de tensão nos tecidos circundantes próximos ao pescoço do implante e que o aumento do diâmetro diminuiu a tensão. Essa

diminuição de tensão foi consideravelmente maior em relação ao diâmetro do que em relação ao comprimento.

Bernardes, 2005, analisou a distribuição de tensões em modelos fotoelásticos decorrentes de cargas externas sobre a área na qual o implante foi fixado em próteses com diferentes junções. Para isso recorreu à técnica da fotoelasticidade de transmissão plana. Implantes com a forma externa igual, diferindo apenas nas junções: hexagonal externa, hexágono interno, cônica interna e um implante sem junção pilar/implante, de peça única, foram inseridos em blocos fotoelásticos e submetidos a dois tipos de carregamento, uma axial e outra não axial. Foram analisados diversos pontos de tensão ao longo de quatro corpos de cada espécie (46 para carga axial e 61 para carga não axial). Foram encontradas pequenas diferenças nos gradientes de tensão para os vários pontos analisados ao longo das fixações. Submetidos ao carregamento axial os implantes com junção hexagonal externa, hexagonal interna, cônica interna e peça única apresentam gradientes de tensão similares em blocos fotoelásticos. Porém, quando submetidos a carregamento não axial os implantes de hexágono interno apresentaram os menores índices de tensão, seguidos pelo corpo único e hexágono externo, que apresentaram os mesmos valores, e pelo cônico interno, que apresentou os maiores gradientes de tensão ao longo do seu corpo.

3. Proposição

Este trabalho teve como proposição:

- Avaliar, por meio da técnica de fotoelasticidade, a distribuição de tensões gerada na instalação e após a aplicação de carga axial em 4 grupos de implantes, testando à hipótese de que a tensão é a mesma nos diferentes tipos de desenhos.
- Analisar o gradiente de tensões nas diferentes geometrias avaliadas definindo qual tipo de implante será indicado para os diferentes tipos de ossos.

4. Material e Métodos

A metodologia empregada foi inicialmente testada em um estudo piloto que definiu as características do modelo fotoelástico, como por exemplo, a espessura de 10 mm, pois além deste valor interferiria na leitura e menos espesso havia rachaduras no bloco e a carga a ser aplicada nos corpos de prova foi definida esse valor de 0,30kgf., pois era suficiente para produzir franjas até o local onde foram marcados os pontos de leitura que tinham sido definidos aleatoriamente. A parte experimental foi realizada no Laboratório de projetos mecânicos da Faculdade de Engenharia Mecânica/UFU.

4.1. Composição e seleção dos grupos

A constituição dos grupos estudados (número de corpos de prova, tipos de implantes, dimensões, plataforma, desenho, tipo de osso a serem inseridos, tipos de roscas) são mostrada na tabela 1. As geometrias dos implantes (Neodent, Curitiba, Brasil) são representadas na figura 2.

Tabela 1 - Relação dos implantes utilizados.

Grupo	N	Implante	Dimensões	Plataforma	Desenho	Tipo de osso	Hexágono	Roscas
1	5	Titamax TI Medular	3,75x9mm	4,1mm	Cilíndrico	III e IV	Externo	Dupla compactante
2	5	Titamax TI Cortical	3,75x9mm	4,1mm	Cilíndrico	I e II	Externo	Dupla cortante
3	5	Titamax Cone Morse	3,75x9mm	4,1mm	Cilíndrico	I e II	Encaixe cone morse	Dupla cortante
4	5	Alvim TI	4,3x10mm	4,1mm	Cônico	III e IV implante imediato	Externo	Simples compactante



Figura 2 - Tipos de implantes (grupo 1 - Titamax TI Medular, grupo 2 - Titamax TI Cortical, grupo 3 – Titamax Cone Morse, grupo 4 – Alvim TI)

4.2. Confeção do molde

Foi usada uma caixa de papel com as dimensões especificadas na figura 3 para fazer a base do molde fabricado em silicone. O negativo do molde era uma barra retangular de acrílico transparente de 60x35x10, como mostrado na figura 4. No fundo da caixa eram coladas duas barras de acrílico como mostrado na figura 5. Foi usada borracha de silicone ASB – 10 azul (Polipox Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, Brasil), (figura 6), para fazer o molde de silicone (figura 7).

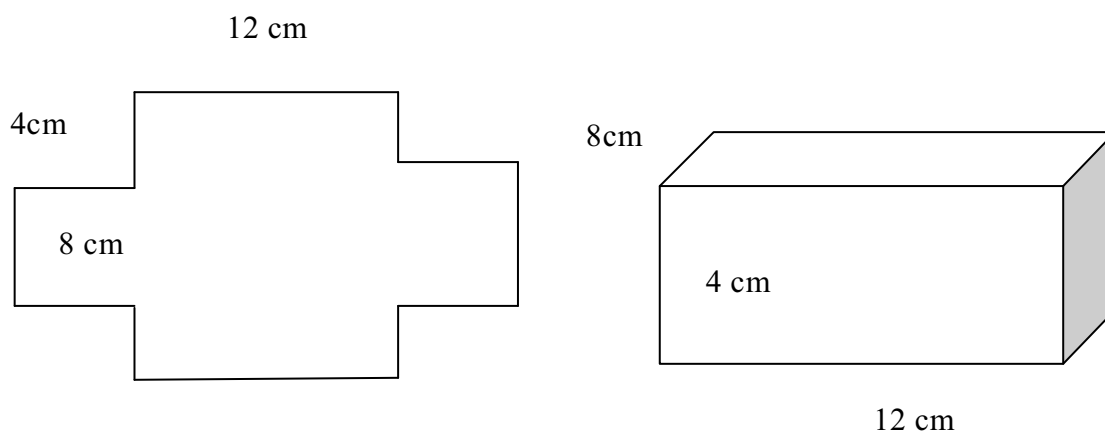


Figura 3 - Dimensões da caixa de papel

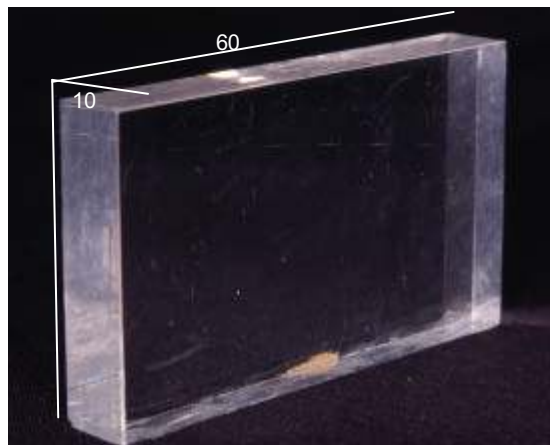


Figura 4 – Modelo de acrílico utilizado para obter o “negativo” do molde de silicone. Dimensões em mm



Figura 5 - Caixa de papel com o acrílico colado



Figura 6 - Borracha de silicone (Base e Catalisador)

O silicone foi manipulado (segundo orientação do fabricante) e vertido na caixa de papel, aguardou-se 24 horas para sua completa polimerização.

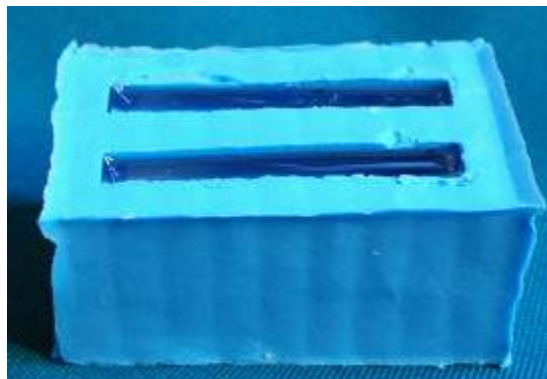


Figura 7 - Molde de silicone

4.3. Confeção do modelo fotoelástico

A resina fotoelástica utilizada foi a semi-flexível CRM-202 (composto A), como catalisador CME-252 (composto B) - (Polipox Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, Brasil), Figura 8. A proporção da mistura foi de 2:1, segundo orientação do fabricante, sendo utilizado 14ml de resina para 7ml de catalisador em cada bloco. As resinas foram colocadas em um Becker e a seguir misturadas lentamente para evitar a incorporação de bolhas, durante 15 minutos, até apresentar homogeneidade. Em seguida a mistura viscosa foi colocada nos moldes de silicone e levados à estufa pré-aquecida a 40° Celsius por 12 horas para a polimerização da resina. Após esfriar, o bloco de resina (figura 9) foi retirado do molde de silicone, aguardando a cura total por 24 horas. Foram confeccionados 10 blocos de resina transparente com as dimensões de 60mm de comprimento, 35mm de altura e 10mm de largura.



Figura 8 - Resina semi flexível (componente A e B)



Figura 9 - Bloco de resina fotoelástica

Antes de realizar a perfuração o modelo era levado ao polariscópio plano para verificar a ausência de tensão (figura 10).



Figura 10 - Modelo fotoelástico livre de tensões visto no polariscópio plano

Se o modelo apresentasse tensão residual após a cura da resina ele era descartado, pois poderia interferir na ordem das franjas (figura 11).

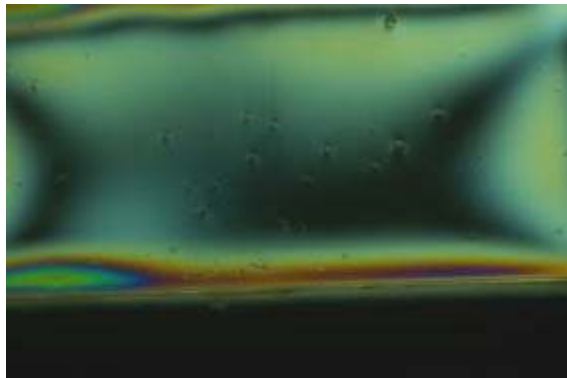


Figura 11 - Modelo fotoelástico com tensão residual de cura visto no polariscópio

4.4. Instalação de implantes no modelo fotoelástico

Foi instalada uma furadeira de bancada em uma base de um microscópio (fig. 12) e nesta foi fixada uma ponta reta (dabi atlante) conectada ao motor (driller 600 plus). O modelo fotoelástico era apoiado em duas chapas de alumínio paralelas com altura de 35 mm fixadas à base da mesa para fazer a perfuração. As chapas eram centralizadas com a broca para se fazer o furo no bloco sempre na mesma posição. O motor foi usado a uma velocidade de 20000 rpm sob irrigação com álcool a 97% para a dissipação de calor. As brocas utilizadas para a perfuração do bloco de resina possuíam 3 mm de diâmetro e a profundidade das perfurações eram de 10mm para os grupos Titamax TI Medular, Titamax TI Cortical e Titamax Cone Morse. Para o grupo Alvim TI foi utilizada broca cônica de diâmetro de 3,8mm com profundidade dos furos de 11 mm. As brocas eram utilizadas de acordo com a indicação do fabricante sendo utilizada uma broca para cada grupo.



Figura 12 - A – Furadeira de bancada com motor adaptado para perfuração

Depois de perfurado foi feita a limpeza do furo para eliminação de resíduos de resina e então o bloco era levado ao polariscópio plano para observar eventuais tensões residuais (Figura 13).



Figura 13 - Modelo fotoelástico com discreto nível de tensão pós-perfuração

A seguir o modelo fotoelástico foi colocado novamente no posicionador da furadeira de bancada para se fazer a instalação do implante, usando a catraca manual. Este procedimento foi feito com a finalidade de

reproduzir a instalação feita na boca. A inserção foi feita até a última rosca, sem inserir toda a cabeça do implante. A seguir, foi parafusada na cabeça do implante uma peça feita de acrílico usando o torquímetro do motor com uma força de 5N. Imediatamente após a instalação o corpo de prova (figura 14) foi retirado do posicionador e colocado no polariscópio (figura 15), para realizar a leitura das franjas.



Figura 14 - Corpo de prova pronto para leitura



Figura 15 - Polariscópio circular do Laboratório de Projetos Mecânicos

4.5. Polariscópio e suas características

O polariscópio de transmissão, aparelho utilizado para análise dos parâmetros fotoelásticos, pode ser regulado para polarizar a luz sob duas condições: plana ou circular.

4.5.1 – Polariscópio circular

O polariscópio circular é obtido interpondo-se duas placas retardadoras de um quarto de onda, entre duas placas polarizadoras, em ângulo de 45° em relação aos eixos de polarização das placas polarizadoras. Assim, o polariscópio circular é constituído de duas placas polarizadoras (um polarizador P e um analisador A), duas placas retardadoras de $\frac{1}{4}$ de onda com dois eixos de polarização (Q_1 e Q_2).

O polarizador divide as ondas de luz incidente em componentes verticais e horizontais. Ele absorve todos os componentes verticais e transmite as remanescentes luzes plano-polarizadas (componentes horizontais). O retardador de onda de $\frac{1}{4}$ comporta-se exatamente como um modelo fotoelástico com birrefringência uniforme de $N = \frac{1}{4}$. Ele é orientado com seu plano principal (ou eixo principal) em ângulo de 45° em relação ao eixo do polarizador.

O retardador de onda serve para proporcionar igual quantidade de luz ao longo de cada um dos dois planos de polarização em todos os pontos do modelo.

O analisador é o segundo polarizador. Se ele for orientado com o eixo de polarização cruzado com o eixo do primeiro polarizador, um padrão isocromático de campo-escuro será formado. Então, os centros das franjas pretas são pontos de valores inteiros de N ($N = 0, 1, 2, 3, \dots$). Se os eixos do polarizador e analisador estão paralelos, um padrão isocromático de campo-claro é formado e os centros das franjas claras são pontos de valores inteiros de N (Dally ; Riley, 1978). O modelo esquemático desse aparelho é ilustrado na Figura 16.

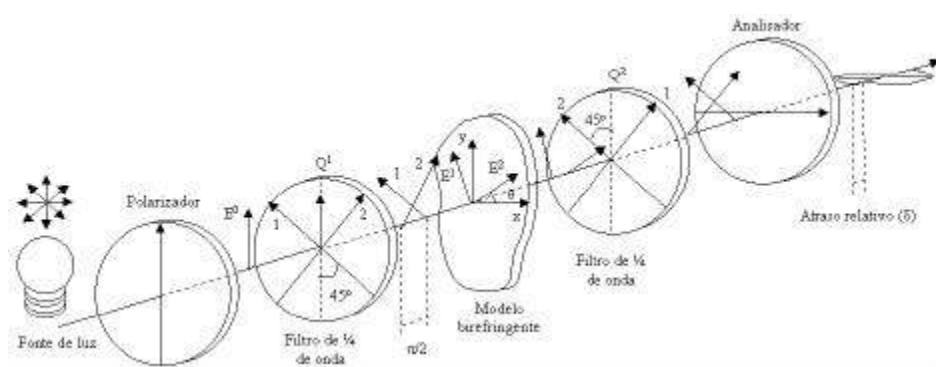


Figura 16 - Desenho esquemático de polariscópio circular com modelo fotoelástico

4.6 - Mensuração das tensões geradas pelos implantes

A leitura das tensões pelo método de fotoelasticidade é feita através das ordens de franjas observadas no polariscópio, que variam de acordo com a intensidade das tensões principais.

As isoclínicas são lugares geométricos do modelo que possuem a mesma direção das tensões principais e estas coincidem com as direções de polarização do polariscópio. São curvas pretas (onde ocorre a completa extinção da luz) – que aparecem no analisador de um polariscópio plano e seu valor podem ser determinados, girando-se o conjunto polarizador/analisador em relação ao modelo. São necessárias para a localização da direção das tensões principais. Foram obtidas individualmente nos pontos pré-determinados.

As isocromáticas são lugares geométricos dos pontos que apresentam o mesmo valor para a diferença das tensões principais. Este parâmetro é facilmente identificado no polariscópio circular, que tem a propriedade de eliminar o parâmetro da isoclínicas quando o polariscópio é ajustado para luz polarizada circular. Quando a fonte de luz é branca, as isocromáticas são formadas por faixas luminosas de diferentes colorações dependendo da ordem de franja (figura 17).

A ordem de franja nos pontos pré-determinados em torno dos implantes foi determinada interpolando ou extrapolando as isocromáticas para se determinar a ordem de franja de um ponto fora das franjas de ordem inteira.

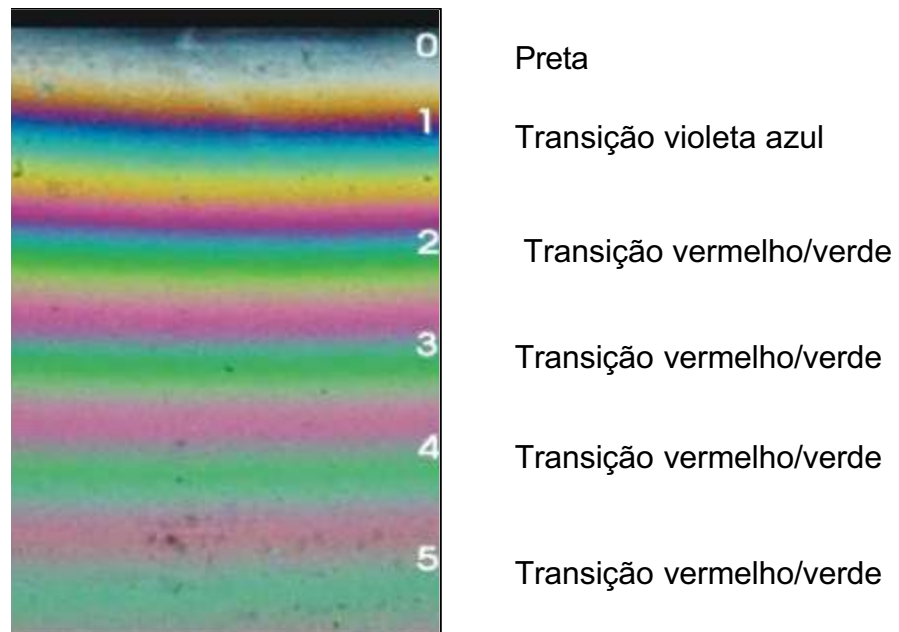


Figura 17 - Padrões das ordens de franja isocromáticas inteiras

Fonte: Laboratório de Projetos Mecânicos

Para conseguir medidas mais precisas (ordem de franjas fracionárias) podem-se utilizar métodos de compensação. Dentre esses métodos o mais utilizado é o método de compensação de Tardy, por ser o mais simples e não exigir o uso de equipamentos complementares (Dally ; Riley, 1978).

4.6.1. Método de Compensação de Tardy

O método de compensação de Tardy compreende uma seqüência de passos para a determinação da ordem de franja em um ponto qualquer do modelo, a saber:

1- Usando polarização plana, gira-se o conjunto Polarizador-Analisador até que uma isoclínica passe sobre o ponto em questão. Fixa-se o conjunto em tal posição. Os eixos de polarização ficam, assim, alinhados com a direção das tensões principais.

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 plano em circular. Com isto desaparecem as isoclínicas, ficando somente as isocromáticas.

3- Observa-se o espectro, assinalando as ordens de franja de ordem inteira. Identificam-se assim as ordens de franjas próximas ao ponto de interesse.

4- Gira-se o analisador, observando cuidadosamente o movimento das franjas, até que uma franja 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 de ordem menor (n_1) tem-se que a ordem de franja fracionária no ponto é dada por:

$$N_{p1} = n_1 + \frac{\alpha}{180} \quad (1)$$

Se a franja que se moveu for de ordem maior (n_2), tem-se:

$$N_{p1} = n_2 - \frac{\alpha}{180} \quad (2)$$

A ordem de franja será:

$$N_p = \frac{N_{p1} + N_{p2}}{2} \quad (3)$$

Observações:

- Franjas de tração e compressão são exatamente iguais.
- Nas superfícies livres, as direções das tensões principais são, respectivamente, tangentes e perpendiculares à superfície. A tensão principal perpendicular à superfície é nula. Portanto, em uma superfície livre, se a franja de ordem superior se mover em direção ao ponto, tem-se uma tensão de compressão neste ponto (negativa), e, se a franja de ordem menor se mover em direção ao ponto, tem-se uma tensão de tração positiva (Dally; Riley, 1978).

4.6.2 Lei ótica das tensões

A principal característica dos materiais fotoelásticos é que estes respondem às variações de tensões/deformações, por meio de mudanças no índice de refração nas direções das tensões principais. A diferença entre os índices de refração, nos dois planos principais, é proporcional à diferença das tensões principais. Essa equação pode ser escrita como:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{KN}{b} \quad (\text{Mpa}) \quad (4)$$

Onde:

σ_1 e $\sigma_2 \rightarrow$ tensões principais no ponto

$K \rightarrow$ constante ótica relativa às tensões (dependente do material e do comprimento da luz utilizada)

$N \rightarrow$ ordem de franja no ponto

$b \rightarrow$ espessura do modelo em mm

A partir da equação (4), denominada de lei ótica das tensões, é possível determinar a tensão cisalhante, já que esse valor corresponde à diferença entre os índices de refração nos dois planos principais.

Neste trabalho, a tensão cisalhante (τ), para cada ponto, foi determinada utilizando a equação da lei ótica das tensões, considerando a constante ótica (K) de 0,26 N/mm, como obtido por Bernardes, (2005).

$$\tau = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2} = \frac{KN}{2b} \times 100 \quad (\text{Kpa}) \quad (5)$$

Foram determinados os valores dos ângulos das isoclínicas (θ) e das ordens de franja (N) a partir das isocromáticas. Dos valores de ordem de franja aplicou-se a equação (4), o resultado foi dividido por 100 e os níveis de tensões cisalhantes máximas (τ) em Quilopascal (Kpa) para todos os pontos analisados.

Os resultados foram tabulados utilizando o programa Microsoft Excel da Microsoft Corporation onde foram gerados gráficos onde o eixo x

corresponde aos pontos analisados e o eixo das ordenadas correspondem aos valores colhidos. Com esses valores foi realizada uma análise estatística considerando valores médios de tensão.

4.7. Leitura das ordens de franja sem carga

Para quantificar e comparar os valores de tensões, um padrão já definido com oito pontos de leitura considerando o desenho do perfil do implante (Figura 18). Foi confeccionada em película de transparência e fixada na tela de visualização do polariscópio, buscando padronizar a leitura das ordens de franja de todas as amostras em pontos de referências padronizados. A figura 19 mostra os oito pontos de leitura representados pelos números 1, 2, 3, 4, 10, 11, 12 e 13.

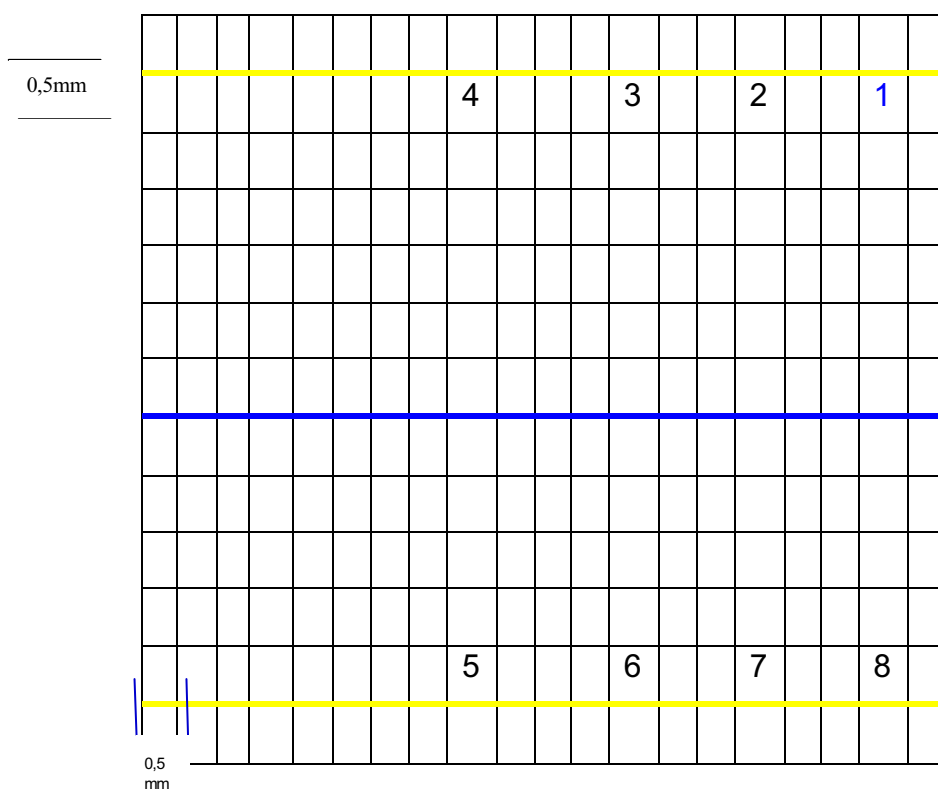


Figura 18 - Padrão com os 8 pontos analisados

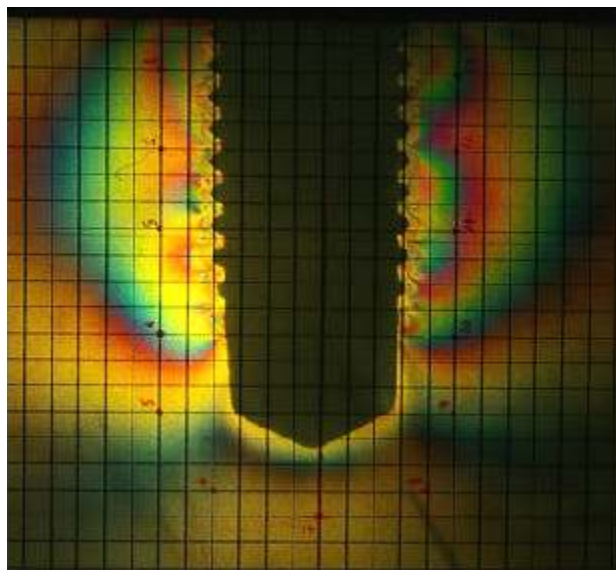


Figura 19 - Implante posicionado no polariscópio com os 8 pontos de leitura definidos em uma grade fixada no polariscópio vertical

4.8. Aplicação da carga

Para a aplicação do carregamento nos modelos fotoelásticos foi utilizado um dispositivo do Laboratório de Projetos Mecânicos. Neste dispositivo era adaptada uma célula de carga (Kratos Ind., S P Brasil) (figura 20 A) e um suporte onde era fixado o modelo (figura 20 B). Um pino metálico com ponta de 2mm de diâmetro mostrado na figura 21 A e B, foi fixado na célula carga e tinha a função de fazer a conexão entre a célula de carga e o modelo. Esse conjunto foi fixado sobre a mesa do polariscópio. Havia um parafuso na célula de carga, e à medida que era rosqueado exercia uma força no modelo. Assim que atingia o valor determinado, o parafuso era mantido em posição até que fosse feito a leitura dos pontos determinados. A carga aplicada foi de 0,30 kgf. em sentido axial. Foi usada uma carga pequena porque se fosse maior haveria uma grande tensão no modelo e não seria possível fazer a leitura.

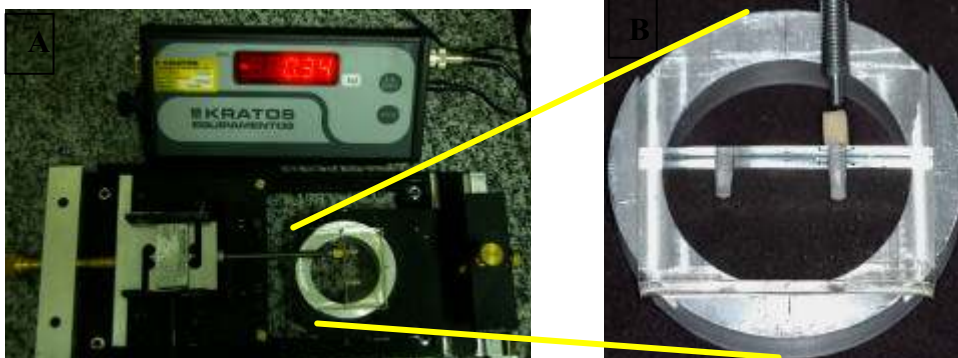


Figura 20 A - Célula de carga, base e suporte do modelo

Figura 20 B - Detalhe do suporte com o modelo

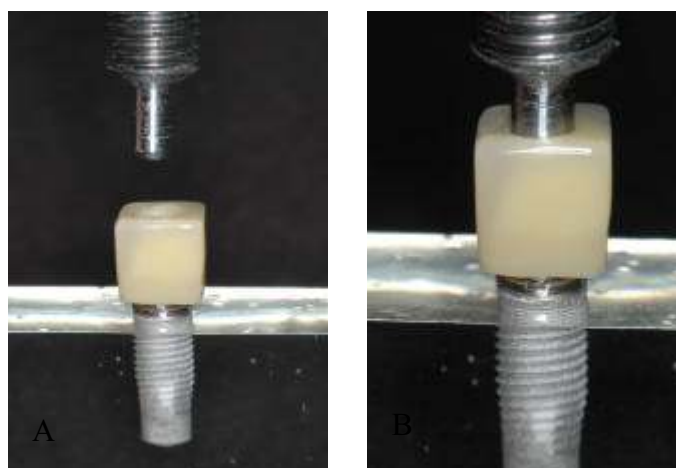


Figura 21 - A e B – Pino metálico

4.9. Leitura das ordens de franja com carga

Esta análise foi feita, pois simula um apertamento dental e com isto é possível observar uma maior tensão ao redor dos implantes e torna mais fácil a leitura das ordens de franja.

Para quantificar e comparar os padrões de tensões, uma grade marcada com 13 pontos e com o desenho do perfil do implante (Figura 22) foi confeccionada em película de transparência e fixada na tela de visualização do polariscópio, buscando padronizar a leitura das ordens de franja de todas as amostras em pontos de referências padronizados. Uma foto com os treze pontos é apresentada na figura 23.

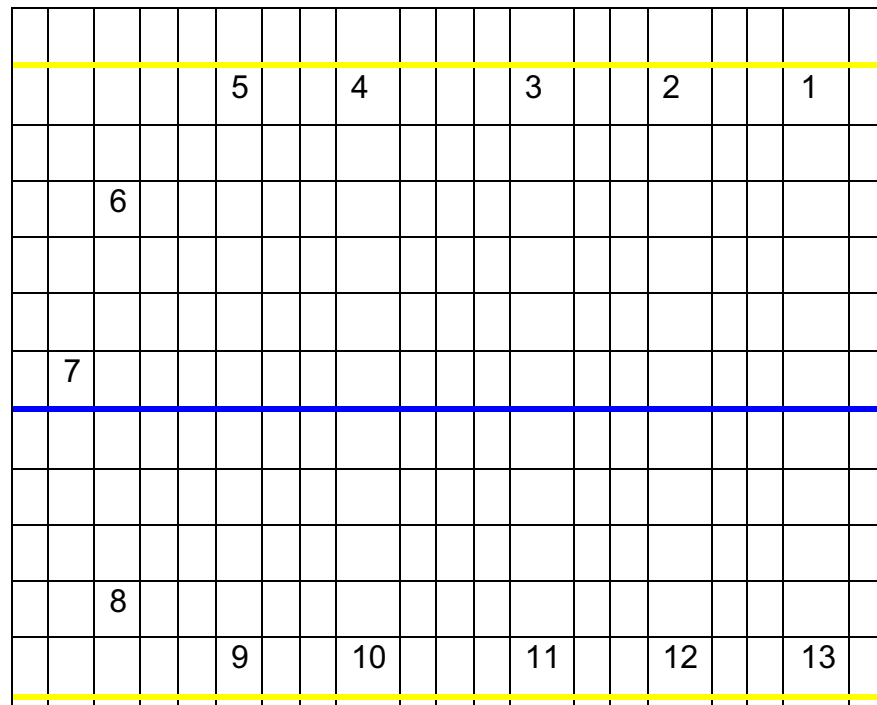


Figura 22 - Grade com os 13 pontos

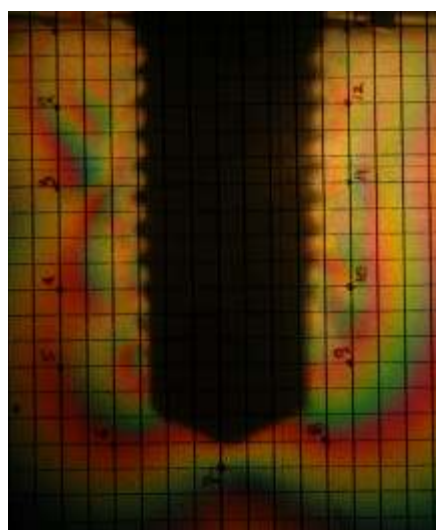


Figura 23 - Implante posicionado no polariscópio com os 13 pontos de leitura

Foi observado que nas regiões próximas às roscas dos implantes apresentavam uma grande tensão (figura 24). Neste local não foi possível fazer a leitura, pois, não consegue visualizar corretamente a distribuição das franjas.



Figura 24 - Imagem das franjas próximo às roscas

4.10. Análise estatística

Após os testes experimentais os dados foram agrupados e submetidos à análise estatística descritiva para calcular as médias e o desvio padrão das tensões nos pontos analisados. O teste de Kolmogorov Smirnov detectou uma distribuição normal, indicando uma análise de inferência com testes paramétricos. Uma análise de variância verificou se ocorriam diferenças estatisticamente significativas entre os implantes com carga axial e sem carga, enquanto o teste de Tukey foi indicado para detectar onde essas diferenças ocorriam. Os testes foram realizados com nível de significância de 5%.

5. Resultados

Os valores das tensões cisalhantes, ao redor dos implantes do grupo 1, sem carga, são mostrados na figura 25. A figura 26 ilustra a distribuição de tensões em uma das amostras do grupo.

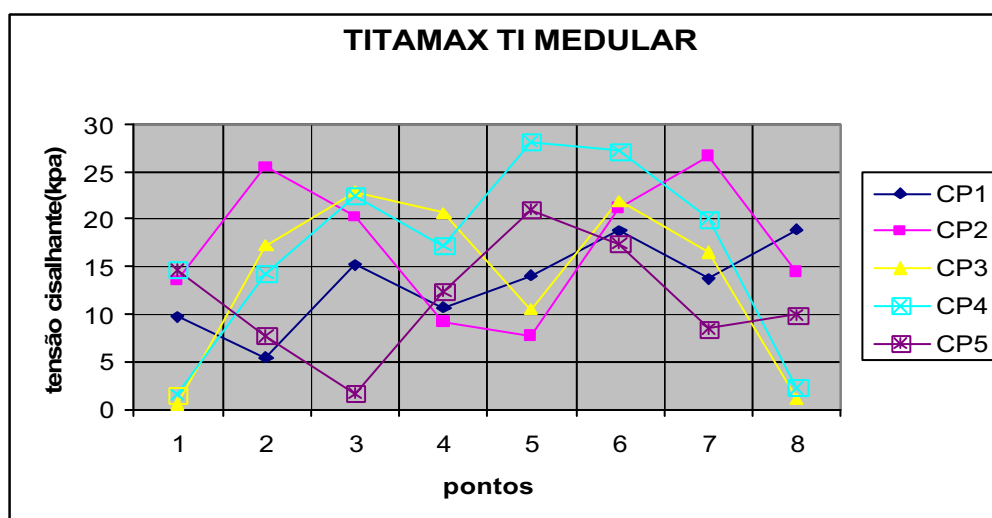


Figura 25 – Titamax TI Medular sem carga.

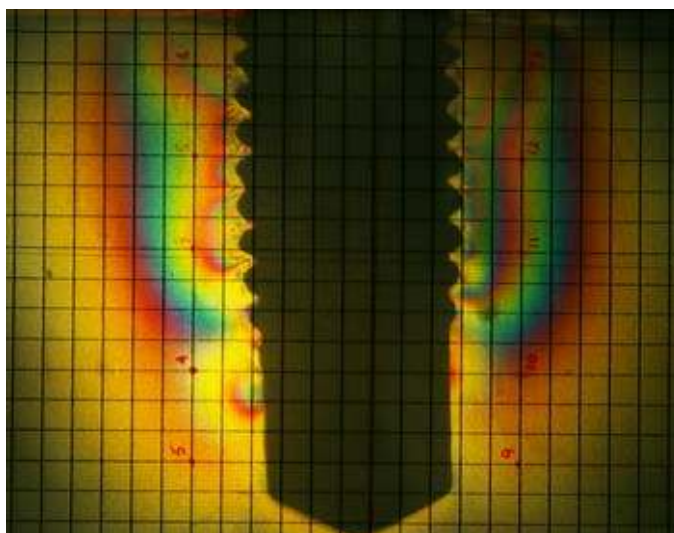


Figura 26 - Implante Titamax TI Medular sem carga.

Os valores das tensões cisalhantes, ao redor dos implantes do grupo 2, sem carga, estão expressos na figura 27 e a figura 28 ilustra a distribuição de tensões em uma das amostras do grupo.

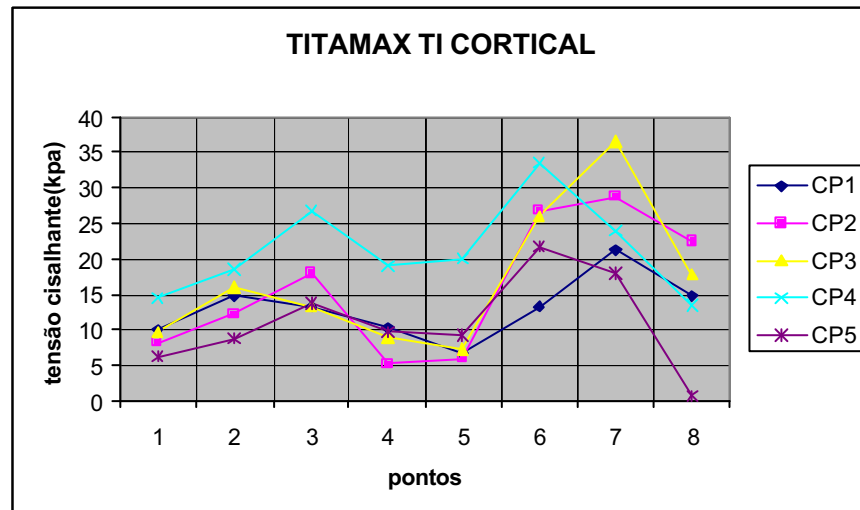


Figura 27 – Titamax TI Cortical sem carga.

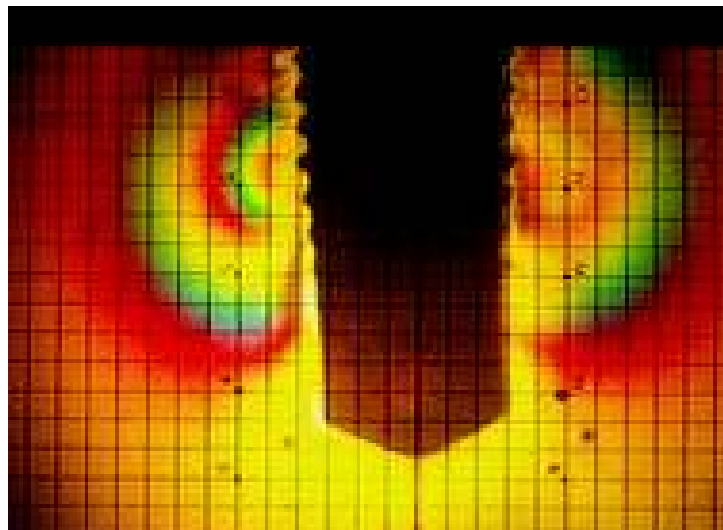


Figura 28 - Implante Titamax TI Cortical sem carga.

Os valores das tensões cisalhantes, ao redor dos implantes do grupo três, sem carga, estão expressos na figura 29 e a figura 30 ilustra a distribuição de tensões em uma das amostras do grupo.

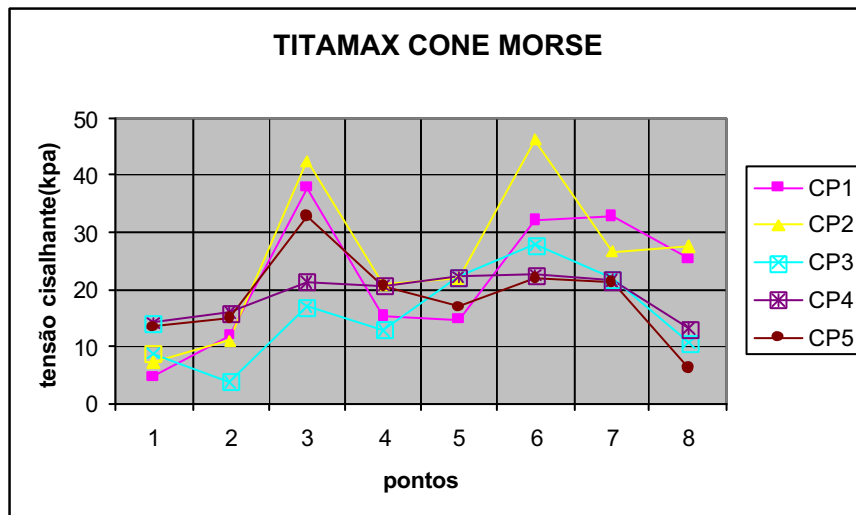


Figura 29 – Titamax Cone Morse sem carga.

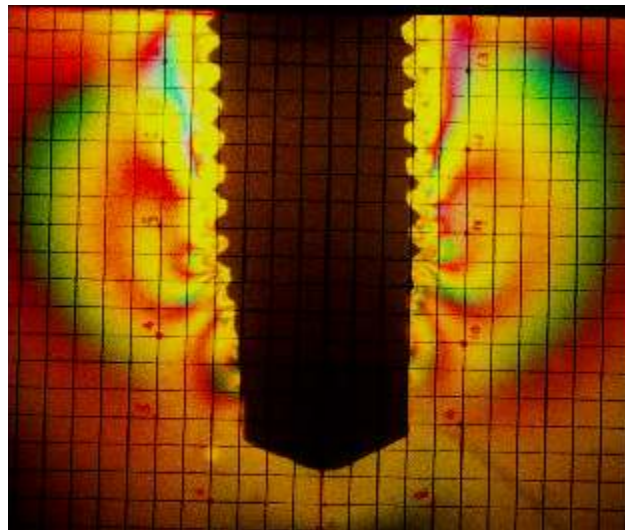


Figura 30 - Implante Titamax Cone Morse sem carga.

Os valores das tensões cisalhantes, ao redor dos implantes do grupo 4, sem carga, estão expressos na figura 31 e a figura 32 ilustra a distribuição de tensões em uma das amostras do grupo. Neste grupo houve uma distribuição mais homogênea entre os pontos, podemos observar a semelhança entre os pontos 2 e 7 pois houve uma tensão maior e semelhante nas regiões cervicais bilateralmente e nos pontos 4 e 5 que é o ápice do implante houve uma menor pressão do implante na resina fotoelástica.

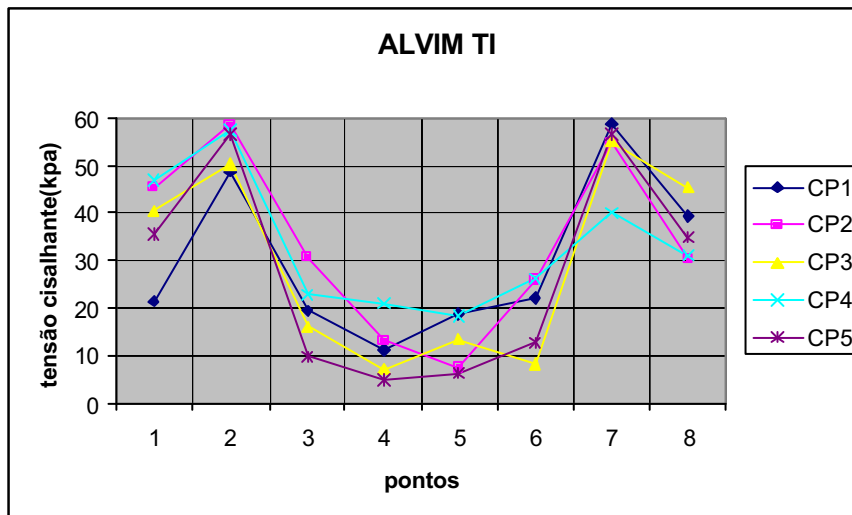


Figura 31 – Alvim TI sem carga.

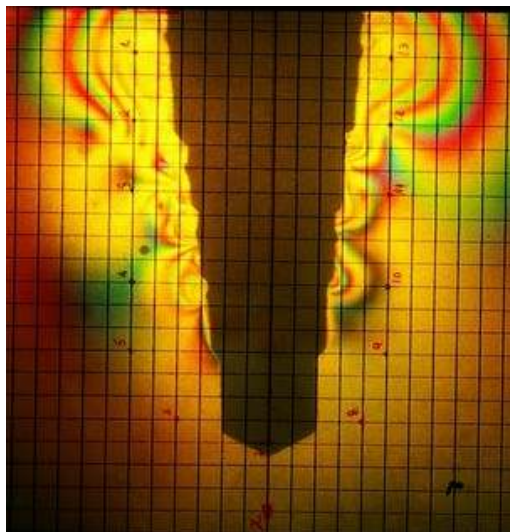


Figura 32 - Implante Alvim TI sem carga.

Os valores das tensões cisalhantes, ao redor dos implantes do grupo 1, com carga, estão expressos na figura 33 e a figura 34 ilustra a distribuição de tensões em uma das amostras do grupo. Podemos observar que nas extremidades existe uma discrepância quanto aos valores, isto é porque nesta região existe uma dificuldade de leitura por estarem próximo à borda do modelo fotoelástico, as tensões são altas nestes pontos.

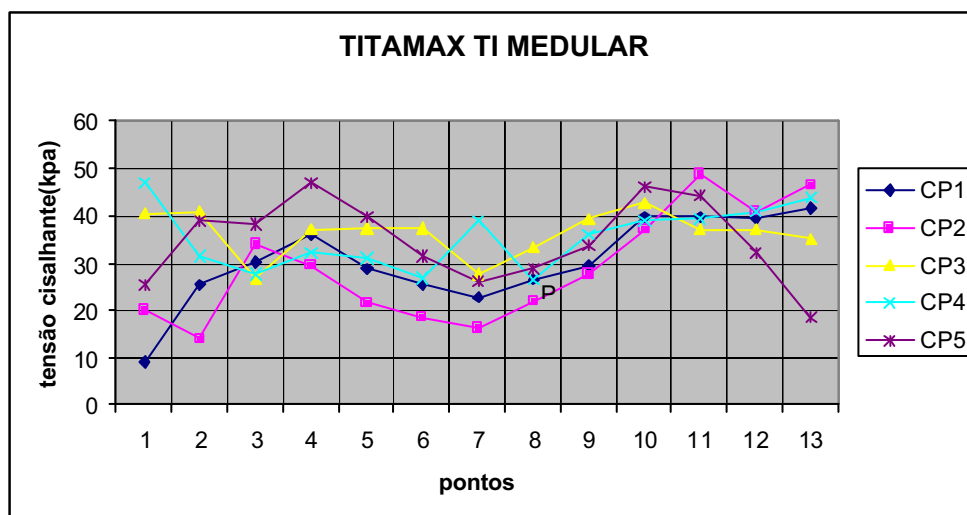


Figura 33 - Titamax TI Medular com carga.

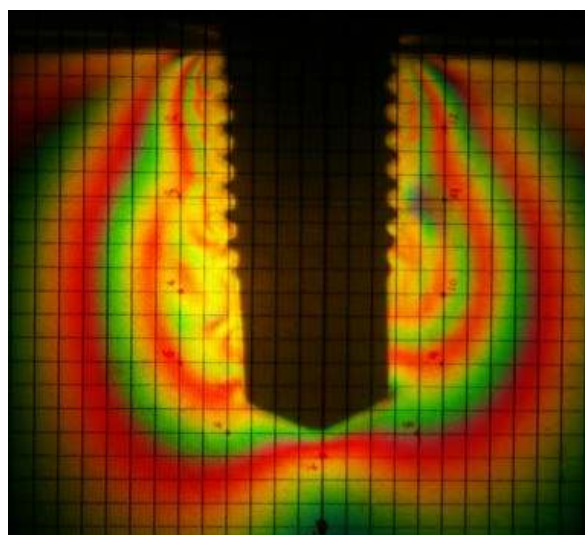


Figura 34: Implante Titamax TI Medular com carga.

Os valores das tensões cisalhantes, ao redor dos implantes do grupo 2, com carga, estão expressos na figura 35 e a figura 36 ilustra a distribuição de tensões em uma das amostras do grupo.

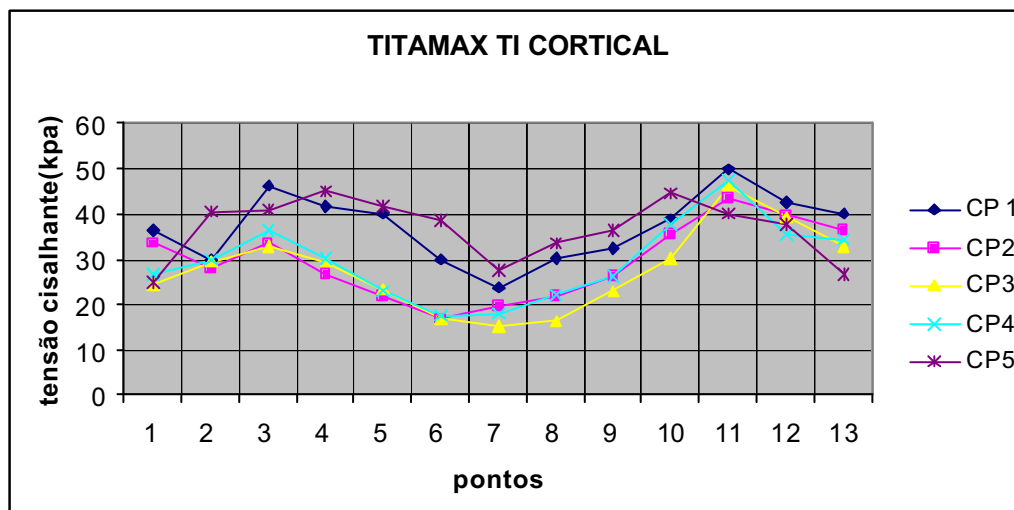


Figura 35 - Titamax TI Cortical com carga.

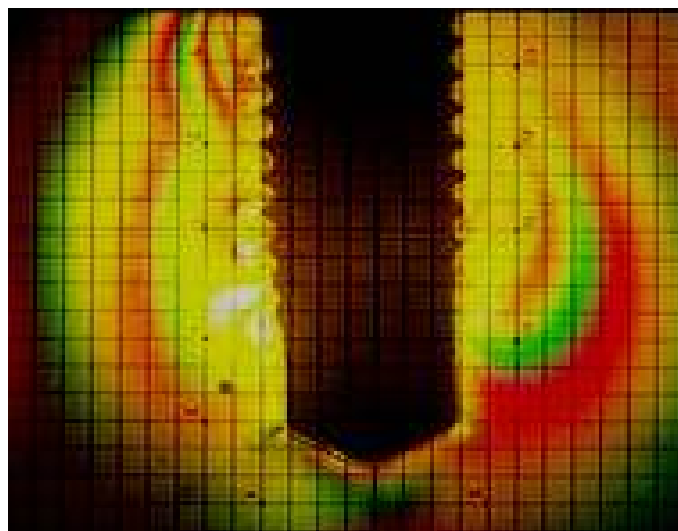


Figura 36 - Implante Titamax TI Cortical com carga.

Os valores das tensões cisalhantes, ao redor dos implantes do grupo 3, com carga, estão expressos na figura 37 e a figura 38 ilustra a distribuição de tensões em uma das amostras do grupo.

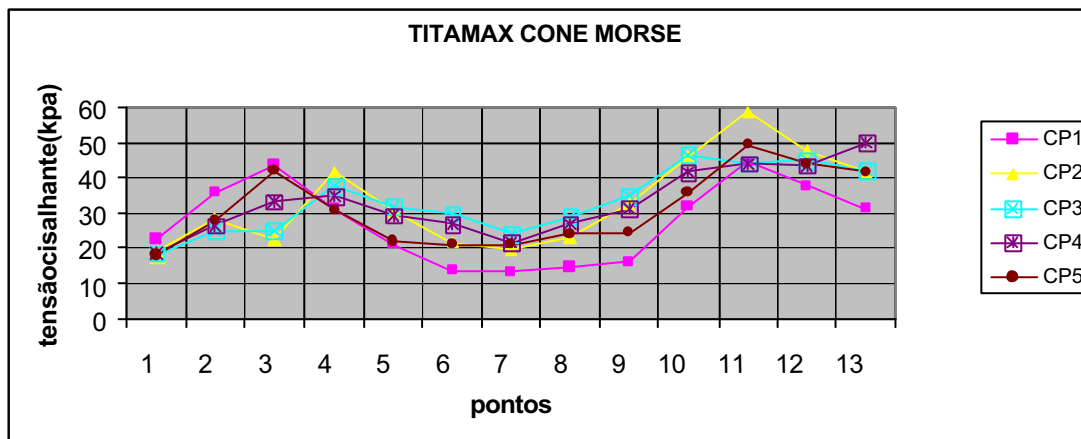


Figura 37 – Titamax Cone Morse com carga.

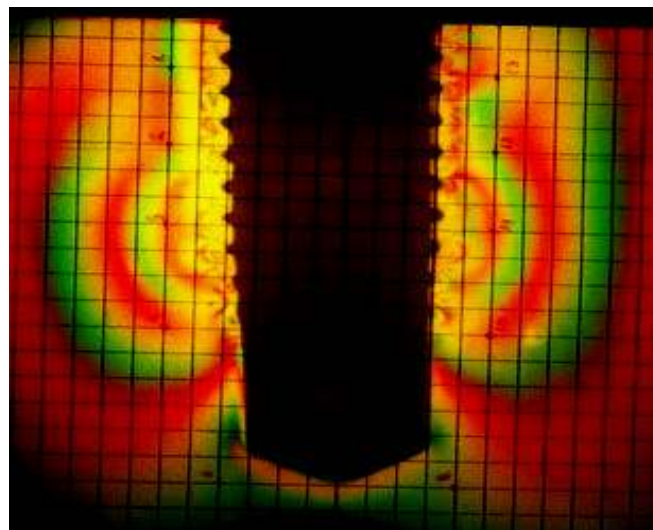


Figura 38 - Implante Titamax Cone Morse com carga.

Os valores das tensões cisalhantes, ao redor dos implantes do grupo 4, com carga, estão expressos na figura 39 e a figura 40 ilustra a distribuição de tensões em uma das amostras do grupo. Podemos observar que nas extremidades existe uma discrepância quanto aos valores, isto é devido esta região apresentar dificuldade de leitura por estar próximo à borda do modelo fotoelástico. Também esta região apresenta maior tensão, pois é um local que o implante exerce maior pressão sobre o bordo do corpo de prova.

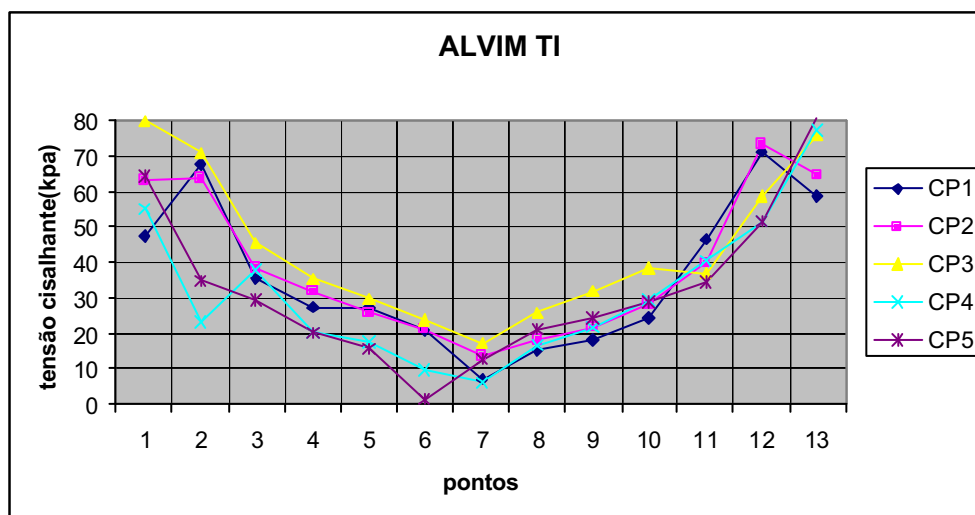


Figura 39 – Alvim TI com carga.

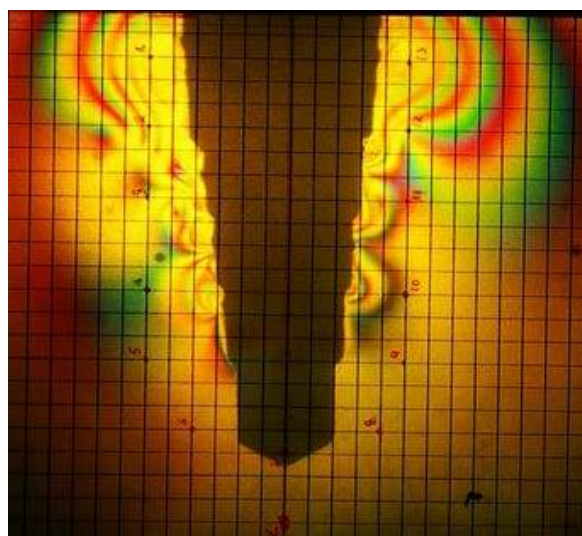


Figura 40 - Implante Alvim TI com carga.

5.1 TESTE DA NORMALIDADE

Depois de feito o teste Kolmogorov Smirnof verificou-se que havia uma distribuição normal.

Sem carga

Variável	n	Média	Desvio Padrão	Teste	p*
Titamax Medular	5	14,552	2,364	0,476	0,977
Titamax Cortical	5	15,628	3,901	0,379	0,999
Titamax Cone					
Morse	5	20,059	3,709	0,487	0,971
ALVIM	5	30,609	2,559	0,506	0,960

* Teste Kolmogorov Smirnov

Com carga

Variável	n	Média	Desvio Padrão	Teste	p*
Titamax Medular	5	33,075	3,255	0,623	0,832
Titamax Cortical	5	32,022	4,464	0,695	0,719
Titamax Cone					
Morse	5	31,466	2,490	0,676	0,750
ALVIM	5	36,445	5,138	0,424	0,994

* Teste Kolmogorov Smirnov

Os dados foram submetidos à análise de variância a um critério e que demonstrou diferença estatisticamente significativa entre os grupos não submetidos a carga (quadro 2).

Quadro 2 - Teste de Análise de variância.

	nº corpos de prova	F	Desvio padrão
Sem carga			
Titamax TI Medular	5		
Titamax TI Cortical	5		
Titamax Cone Morse	5	26,140	0,000*
ALVIM TI	5		
Total	20		
Com carga			
Titamax TI Medular	5		
Titamax TI Cortical	5		
Titamax Cone Morse	5	1,576	0,234
ALVIM TI	5		
Total	20		
* diferença estatisticamente significativa (p< 0,05)			

A localização das diferenças foi determinada pelo teste de Tukey indicando diferença estatisticamente significativa do implante Alvim TI para com os outros grupos (quadro 3).

Quadro 3 - Teste de Tukey.

Tensão	Diferença de médias	p
T. Medular com T. Cortical	1,08	0,950
T. Medular com T. Cone Morse	5,51	0,066
T. Medular com ALVIM	16,06	< 0,001*
T. Cortical com T. Cone Morse	4,43	0,169
T. Cortical com ALVIM	14,98	< 0,001*
T. Cone Morse com ALVIM	10,55	< 0,001*

* diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

Titamax Medular com Titamax Cortical, Titamax Medular com Titamax Cone Morse, Titamax Cortical com Titamax Cone Morse teve uma diferença de média de tensão que não atingiu uma diferença estatisticamente significativa, provavelmente devido a suas semelhanças de espessura e desenho. Já o implante Alvin teve diferença estatisticamente significativa com todos os outros grupos, isto pode ser devido ao seu desenho cônico que quando instalado gerou maior tensão no corpo de prova.

6. Discussão dos Resultados

As técnicas experimentais de análise de tensão mais utilizadas atualmente são: fotoelasticidade, elementos finitos, extensometria, interferometria, análise por emissão térmica e holografia. Tais técnicas são aplicadas na determinação de pontos críticos, de medidas de fator de concentração de tensões, de definição de geometria de componentes, de estudo de estruturas não convencionais como, por exemplo, na linha de biomecânica. A associação dessas técnicas no monitoramento de solução numérica vem ganhando espaço, e se tornando indispensável, na análise estática e dinâmica de estruturas (Dally & Riley, 1978).

Dally & Riley, em 1978 utilizaram a fotoelasticidade devido a sua boa resposta quando relacionada a observar as tensões geradas ao longo de implantes e isto, proporciona evidências quantitativas de áreas altamente tensionadas, ao mesmo tempo em que discerne regiões submetidas a menores níveis de tensão. Vários trabalhos vêm utilizando essa técnica de análise experimental de tensões (Bernardes et al., 2004; Bernardes, 2005; Damaceno, 2005; Ueda et al., 2004; Bernardes et al., 2006). Entretanto, alguns pesquisadores realizaram análise apenas qualitativa, ou seja, não foram obtidos valores de tensão cisalhante nas regiões avaliadas (Damaceno, 2005).

A metodologia empregada foi inicialmente testada em um estudo piloto que definiu o tipo de resina fotoelástica que apresentava mais fidelidade no ato da leitura, o tamanho dos blocos de resina e a carga a ser aplicada nos corpos de prova.

Esta metodologia foi utilizada pela primeira vez junto a implantes osseointegrados por Haraldson, em 1980, onde o autor encontrou diferenças na qualidade das ordens de franjas de acordo com a forma com que o implante se encontrava imersas no material, e também quando no uso de implantes com e sem roscas, demonstrando a importância do desenho dos implantes para a transferência de pressão ao osso circundante.

A lei ótica das tensões foi usada para a quantificação da tensão cisalhante, permitindo a obtenção dos valores de tensão em cada ponto

determinado, permitindo comparação não apenas descritiva, mas também quantitativa dos dados por meio de métodos estatísticos.

Foi observado nessa pesquisa diferenças na qualidade das ordens de franjas demonstrando que o desenho do implante influencia na tensão, principalmente o implante Alvim TI que é cônico e que apresentou uma tensão média bem maior que os outros grupos.

Implante sem carga	Menor tensão (kpa)	Maior tensão (kpa)
Titamax medular	1,4	28
Titamax cortical	0,76	36
Titamax cone Morse	6,3	42
Alvin	4,7	58,8

Implante com carga	Menor tensão (kpa)	Maior tensão (kpa)
Titamax medular	9,1	48
Titamax cortical	14,9	49,9
Titamax cone Morse	13,3	58,5
Alvin	1,6	80,6

De acordo com trabalho realizado por Siegle e Soltésesz (1989), as superfícies de implantes com menor raio de curvatura (cônico) ou com descontinuidade geométrica (superfície em degrau) implicavam em maior tensão em relação às formas planas, cilíndricas e rosqueados. Também Malevez et al., 1996, obtiveram resultados em que o implante cônico apresentou, em média, maior perda óssea.

Em um trabalho de 2002, Chun et al., observaram que quanto menor o passo de rosca, menor o valor máximo das tensões.

Alterações na forma externa do implante parecem desenvolver um papel importante, reduzindo ou aumentando os valores máximos de tensão ao redor dos mesmos (Haraldson, 1980; Rieger et al., 1989). Nessa pesquisa os resultados indicaram que a forma externa do implante desenvolve importante papel na influência sobre a distribuição e quantidade de tensão ao redor dos implantes dentários.

Densidade óssea é um fator decisivo na concentração de tensões, porém os desenhos dos implantes desenvolvem papel importante, principalmente em tecido ósseo de baixa qualidade (Tada et al., 2003). Apesar dos diferentes desenhos de implantes auxiliarem na distribuição de esforços, os maiores valores de tensão normalmente é encontrado em osso cortical circundante, devido a diferenças na propriedade mecânica entre osso cortical e medular (O'Many et al., 2000; Tada et al., 2003; Eskitascioglu et al., 2004; Kitamura et al., 2004).

Embora hajam inúmeras diferenças nos implantes testados, o objetivo principal deste trabalho foi avaliar as tensões em diferentes desenhos de implantes e que indiquem o comportamento biomecânico dos implantes e novos estudos devem ser realizados.

Em continuidade à metodologia empregada podem-se sugerir novas pesquisas que:

- 1 – Determine a tensão cisalhante com cargas laterais
- 2 – Determinem a tensão em implantes múltiplos unidos por barra ou sistemas de retenção individual
- 3 – Analisem nas regiões próximas às roscas dos implantes onde provavelmente apresentam os maiores níveis de tensões, como mostra a figura abaixo.

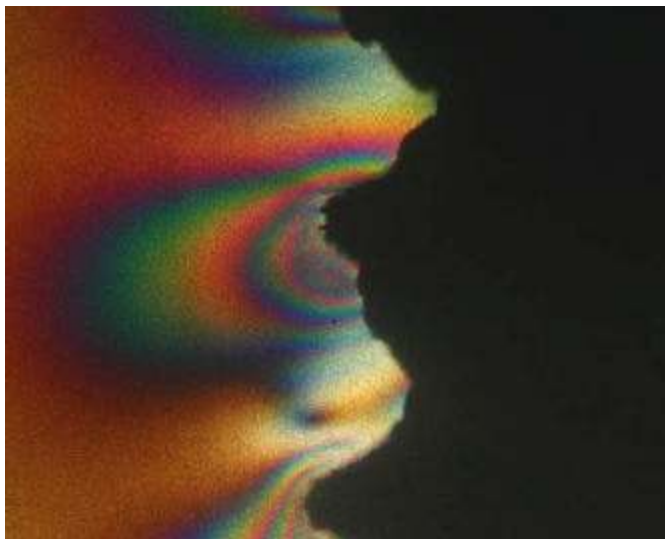


Figura 41 - Imagem das franjas próximo as roscas.

7. Conclusão

Os resultados indicaram que entre os implantes testados, o que gerou maior tensão média após a instalação foi o Alvim TI e que a incidência de carga axial não resultou em diferença significativa nas tensões médias geradas para todos os grupos.

A hipótese nula foi rejeitada quando não foi aplicado carga, uma vez que o implante Alvim TI apresenta maior tensão média que os demais.

A hipótese nula foi aceita quando foi aplicada carga, mostrando que os diferentes desenhos não interferiram na tensão cisalhante média utilizando a metodologia proposta neste trabalho.

* De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver.

Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

Referências*

Abrahamsson I, Berglundh T, Wennstrom J, Lindhe J. The peri-implant hard and soft tissue at different implant systems. A comparative study in dog. **Clin. Oral Impl. Res.** 1996;7(3):212-219.

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int J Oral Surg.** 1981;10(6):387-416.

Albrektsson, T. et al. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard., v. 1, n. 1, p. 11-25, jan., 1986.

Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. **J. Oral Implantol.** 1992;18(3):264-74.

Bernardes SR, Araújo CA, NEVES FD. Análise de tensões em implantes dentários utilizando a técnica fotoelástica. III CONEM. 2004;1 CD-ROM.

Bernardes SR. Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e sem conexão utilizando a fotoelasticidade. (dissertação) **Uberlândia: Faculdade de Odontologia/UFU; 2005.**

Bernardes SR, Araújo CA, Fernandes Neto AJ, Gomes VL, Neves, FD. Análise fotoelástica da união de pilar a implantes de hexágonos externo e interno. **Implant News.** 2006;3(4):355-359.

Brånemark P-I, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period. **Scand J Plast Reconstr Surg.** 1977;16(suppl):1-132.

Brånemark P-I, A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. **Scand J Plast Reconstr Surg.** 1980: 14:209-214.

Brunski, J. B.; Puleo, D. A.; Nanci, A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 15, n.1, p.15-46, jan./fev., 2000.

Catálogo Neodent, 2007

Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite elements analysis. **J. Oral Rehabil.** 2002;29(6):565-574.

Cirilo, M. A.; Ferreira, D. F. Extensão do teste para normalidade univariado baseado no coeficiente de correlação quantil-quantil para o caso multivariado. **Revista Matemática e Estatística.** São Paulo, v. 21, n. 3, p. 67-84, 2003.

Dally JW, Riley WF Theory of Photoelasticity. In: Dally JW, Riley WF. **Experimental stress analysis.** 2^a ed. Tokyo: McGraw-Hill Kogakusha; 1978. p.406-446.

Damaceno RD. **Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros.** (dissertação) Piracicaba: FOP/UNICAMP; 2005.

Deines DN, Eick JD, Cobb CM, Bowles CQ, Johnson CM. Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.** 1993;13(6):540-549.

Downing, D.; Clark, J. **Estatística aplicada**. 2. ed. São Paulo: Saraiva, 1998. 455 p.

Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. **J. Prosthet Dent.** 2004;91(2):144-150.

French AA, Bowles CQ, Parham PL, Eick FD, Killoy WF, Cobb CM. Comparison of peri-implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants. **Int J Periodont Rest Dent** 1989;9:221-229.

Glickman I, Roeber FW, Brion M, Pameijer JH. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. **J periodontal** 1970;41:30.

Goodacre CJ, Bernal B, Rungchara K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. **J. Prosthet. Dent.** 2003;90(2):121-132.

Haraldson, T. A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. **Scand J Plast Reconstr Surg.** 1980;4(3):209-214.

Himmlova´ L, Dosta´lova´T, Ka´covsky´ A, Konvic?kova´ S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. **J Prosthet Dent.** 2004;91(1):20-5.

Inan O, Kesin B. Evaluation of the effects of restorative materials used for occlusal surfaces of implant-supported prostheses on force distribution. **Implant Dent.** 1999;8:311-6.

Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. **Clin. Oral Impl. Res.** 1996;7(2):143-152.

Kitamura E. et al. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. **Clin. Oral Impl. Res.**, Berne, v. 15, n. 4, p. 401-412, ago., 2004.

Linguist, L. W.; Rockeler, B.; Carlsson, G. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 59, n.1, p.59-63, jan., 1988.

Malevez, C. H.; Hermans, M.; Daelemans, P. H. Marginal bone levels at Brånemark system implants used for single tooth restoration: The influence of implant design and anatomical region. **Clin. Oral Implants Res.**, Berne, v. 7, n.2, p. 162-169, jun., 1996.

Morris HF, Winkler S, Ochi S, Kanaan A. A new implant designed to maximize contact with trabecular bone: survival to 18 months. **J Oral Implantol.** 2001;27(4):164-173.

O'Mahony A, Bowles Q, Woolsey G, Robinson SJ, Spencer P. Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: finite element analyses of axial and off-axial loading. **Implant Dent.** 2000;9(3):207-18.

Pilliar, R.M. et al. Dental implants design –Effect on bone remodeling. **J. Biomed. Mater. Res.**, v. 25, n. 4, p.467-488, abr., 1991.

Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Bränemark system. **Clin. Oral Implants Res.** 1992;3(3):104-111.

Rieger MR, Fareed K, Adams WK, Tanquist RA. Bone stress distribution for three endosseus implants. **J. Prosth. Dent.** 1989;61(2):223-228.

Rieger, M. R.; Mayberry, M.; Borse, O. Finite element analysis of six endosseous implants. **J. Prosth. Dent.**, Saint Louis, v. 63, n. 6, p.671-76, jun., 1990.

Siegele, D.; Soltesz, U., Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. **Int. J. Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 4, n. 4, p. 333-340, jul./ago., 1989.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseintegrated protheses. **J. Prosth. Dent.** 1983;49(6):843-848.

Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.** 2003;18(3): 357-367.

Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Laganá DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed protheses. **Bras. Oral Res.**, 2004;18(1):45-51.

Vieira, S. **Estatística experimental**. 2. ed. São Paulo: Editora Atlas S.A., 1999. 185 p.

* De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver.

Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

APÊNDICES

Quadro 4 - Valores da tensão cisalhante dos oito pontos do grupo 1

Pontos analisados	CP1	CP 2	CP3	CP4	CP5
1	9,83	13,46	0,50	1,43	14,53
2	5,43	25,53	17,20	14,23	7,73
3	15,26	20,16	22,83	22,46	1,60
4	10,69	9,16	20,53	17,26	12,40
5	14,03	7,63	10,46	28,16	20,93
6	18,73	21,19	21,86	27,26	17,46
7	13,60	26,66	16,53	19,99	8,36
8	18,99	14,43	1,066	2,333	9,99

Quadro 5 - Valores da tensão cisalhante dos 8 pontos do grupo 2

Pontos analisados	CP 1	CP2	CP3	CP4	CP5
1	9,89	8,16	9,73	14,60	6,29
2	14,63	12,33	16,03	18,53	8,66
3	13,20	17,96	13,36	26,70	13,83
4	10,33	5,26	8,93	18,96	9,69
5	6,79	5,90	7,13	19,93	9,33
6	13,23	26,66	26,10	33,43	21,83
7	21,13	28,76	36,46	23,89	17,90
8	14,80	22,56	17,66	13,60	0,76

Quadro 6 - Valores da tensão cisalhante dos oito pontos do grupo 3

Pontos analisados	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5
1	4,66	7,33	8,86	14,00	13,56
2	11,73	10,79	3,83	15,80	14,86
3	37,73	42,56	16,76	21,33	32,79
4	15,20	20,79	12,76	20,73	20,56
5	14,56	21,73	22,23	22,19	17,00
6	32,29	46,26	27,90	22,56	21,73
7	32,73	26,53	21,93	21,66	21,33
8	25,23	27,40	10,69	13,26	6,33

Quadro 7 - Valores da tensão cisalhante dos oito pontos do grupo 4

Pontos analisados	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5
1	21,23	45,29	40,40	46,76	35,46
2	48,66	58,49	50,33	57,23	56,73
3	19,66	30,93	16,10	22,99	9,83
4	11,133	13,16	7,06	20,99	4,70
5	18,79	7,533	13,40	18,39	6,39
6	22,29	25,90	8,13	26,33	12,80
7	58,89	54,83	55,23	40,16	56,66
8	39,43	30,26	45,39	31,19	35,03

Quadro 8 - Valores da tensão cisalhante dos 13 pontos do grupo 1

Pontos analisados	CP 1	CP 2	CP 3	CP 4	CP 5
1	9,133	20,13	40,50	46,93	25,33
2	25,16	14,10	40,66	31,13	38,93
3	30,068	34,09	26,66	27,50	38,13
4	35,99	29,56	37,10	31,99	46,66
5	28,83	21,56	37,40	30,99	39,63
6	25,33	18,49	37,40	26,93	31,19
7	22,69	16,10	27,73	38,83	26,16
8	26,33	21,73	33,19	26,46	28,83
9	29,56	27,53	39,30	35,99	33,73
10	39,70	36,96	42,53	38,93	46,16
11	39,56	48,83	36,83	39,43	44,33
12	39,40	40,86	36,86	40,60	32,16
13	41,60	46,33	34,96	43,59	18,33

Quadro 9 - Valores da tensão cisalhante dos 13 pontos do grupo 2

Pontos analisados	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5
1	36,23	33,63	24,36	26,66	25,06
2	29,76	27,80	29,40	29,60	40,33
3	46,09	33,39	32,53	36,50	41,00
4	41,73	26,53	29,46	30,23	44,99
5	39,83	21,49	23,39	22,69	41,60
6	29,73	16,53	16,93	17,56	38,50
7	23,59	19,39	14,93	17,96	27,26
8	30,33	21,56	16,50	22,06	33,46
9	32,09	25,96	22,69	26,10	36,40
10	38,76	35,43	30,33	37,66	44,36
11	49,93	43,33	46,29	47,43	39,86
12	42,43	39,50	39,23	35,33	37,73
13	40,00	36,33	32,53	34,16	26,70

Quadro 10 - Valores da tensão cisalhante dos 13 pontos do grupo 3

Pontos analisados	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5
1	22,36	19,16	18	18,43	18,09
2	35,66	28,13	24,83	26,56	27,70
3	43,33	22,26	24,90	32,93	42,06
4	31,09	41,36	37,50	34,53	30,89
5	20,86	30,13	31,63	29,33	22,06
6	13,60	21,46	29,56	26,60	20,89
7	13,30	19,73	23,86	21,23	20,76
8	14,76	23,06	28,96	26,96	23,69
9	16,20	32,69	34,73	31,23	24,50
10	31,49	45,86	46,46	41,66	35,46
11	44,26	58,53	44,13	43,79	49,36
12	37,43	47,43	44,83	43,43	43,66
13	31,39	41,40	41,90	49,53	41,43

Quadro 11 - Valores da tensão cisalhante dos 13 pontos do grupo 4

Pontos analisados	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5
1	47,46	63,13	79,89	55,06	64,43
2	67,63	63,93	70,93	23,19	35,06
3	35,43	38,50	45,69	37,76	29,36
4	27,43	32,09	35,36	20,19	20,16
5	27,10	25,73	29,80	17,90	15,80
6	20,69	21,46	23,83	9,39	1,63
7	6,933	13,60	17,46	5,93	12,56
8	15,16	18,06	25,66	16,50	21,03
9	18,09	21,56	31,83	21,63	24,36
10	24,50	28,30	38,66	29,20	28,76
11	46,63	39,83	36,73	40,26	34,59
12	71,46	73,43	58,76	51,76	51,60
13	58,96	64,56	76,20	77,40	80,63