

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Adeliana Garcia Veríssimo

**Análise de tensões geradas por implantes de
diâmetro largo e junções hexagonal externa,
hexagonal interna e cônica interna**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre em Odontologia. Área de Concentração: Reabilitação Oral

Uberlândia – MG
2007

Adeliana Garcia Veríssimo

**Análise de tensões geradas por implantes
de diâmetro largo e junções hexagonal
externa, hexagonal interna e cônica interna**

Dissertação apresentada ao Programa de
Pós-graduação da Faculdade de
Odontologia da Universidade Federal de
Uberlândia, como requisito parcial para a
obtenção do título de mestre em
Odontologia. Área de Concentração:
Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves
Co-orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

Banca Examinadora:
Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves
Prof. Dr. Alfredo Julio Fernandes Neto
Prof. Dr. Gustavo Seabra Barbosa
Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

Uberlândia – MG
2007

Catálogo na Publicação

Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

V517a Veríssimo, Adeliana Garcia, 1981-
Análise de tensões geradas por implantes de diâmetro largo e junções

hexagonal externa, hexagonal interna e cônica interna / Adeliana Garcia

Veríssimo. - 2008.

109 f.: il.

Orientador: Flávio Domingues das Neves.

Co-orientador: Cleudmar Amaral de Araújo.

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

Inclui bibliografia.

1. Implantes dentários osseointegrados - Teses. I. Neves, Flávio Domingues das. II. Araújo, Cleudmar Amaral de. III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia.
IV. Título.

CDU: 616.314-089.843



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

AV. Pará, 1720, bloco 2u – sala 2U09 – Campus Umuarama - UBERLÂNDIA – MG – 384011-36
(0XX) 034 – 3218-2550

**RELATÓRIO DA COMISSÃO JULGADORA DA PROVA DE DEFESA DE MESTRADO,
NA QUAL ESTÁ INSCRITO O CIRURGIÃO DENTISTA ADELIANA GARCIA
VERÍSSIMO DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA DESTA
UNIVERSIDADE.**

Às nove horas do dia três de abril do ano de dois mil e sete, reuniu-se a Comissão Julgadora indicada pelo colegiado de Pós-Graduação desta Faculdade, para o julgamento da Dissertação apresentada pela candidata, ADELIANA GARCIA VERÍSSIMO com o título: *Análise de tensões geradas por implantes de diâmetro largo e junções hexagonal externa, hexagonal interna e cônica interna.* 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 da Biblioteca desta Universidade. Acompanham este relatório os pareceres individuais dos membros da Comissão Julgadora.

Uberlândia, 03 de abril de 2007.

Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Uberlândia.

Aprovado/Reprovado/Conceito

Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Uberlândia

Aprovado/Reprovado/Conceito

Prof. Dr. Gustavo Augusto Seabra Barbosa
Titulação: Doutor
Universidade Federal do Rio Grande do Norte

Aprovado/Reprovado/Conceito

Prof. Dr. Cleudimar Amarel Araújo
Titulação: Doutor
Universidade Federal do Rio Grande do Norte

Aprovado/Reprovado/Conceito

Dedicatória

Aos meus amados pais, João e Adelina,

Que sempre acompanharam de perto a minha caminhada, mostrando a melhor direção, sendo apoio quando ameacei cair, estimulando e vibrando com cada passo conquistado. Dedicando suas vidas com muito amor e carinho a mim e ao meu irmão, pois, *"bons pais dão presentes, pais brilhantes dão seu próprio ser"*. (Augusto Cury). Obrigada por tudo, vocês são absolutos na minha vida! Amo vocês.

Ao meu querido irmão, Luizinho,

Que sempre me dedicou muito amor, carinho e atenção. Obrigada pela amizade e pela constante presença em todos os momentos da minha vida. Estendo minha gratidão à Claudia, minha cunhada e as minhas lindas e pequenas sobrinhas, Maria Luiza e Maria Regina.

Ao meu querido namorado, Igor,

Exemplo de companheirismo, amor e carinho, que apesar da distância sempre manteve fé e confiança em mim e em nossa relação. Pelo incansável apoio durante a realização desse e de outros trabalhos durante estes dois anos. Por tudo que vivemos e por tudo que viveremos juntos, muito obrigada! Você é muito importante para mim.

À minha amiga, Márcia,

Que faz parte da minha família e sempre me deu todo apoio e carinho. Obrigada por agüentar meus estresses e por toda amizade e cuidado a mim dispensado.

À Deus,

Pelo imensurável dom da vida, pela família em que me colocaste e por iluminar e encher de graças meu dia-a-dia.

Com amor dedico este trabalho, a todos vocês.

Agradecimentos Especiais

Aos meus familiares,

Que sempre me dedicaram carinho e atenção, que mesmo ao longe vibravam com minhas conquistas. Agradeço especialmente a minha prima **Cidinha**, pela constante presença, cuidado e atenção a mim dispensados. Minha infinita gratidão.

Ao meu orientador Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves,

Pela confiança em mim depositada, pela oportunidade e os conhecimentos transmitido no decorrer do curso. Por ser uma pessoa modelo de conhecimento e dedicação à profissão. Pelo carinho e atenção, muito obrigada por tudo!

Ao meu co-orientador Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo,

Por todo apoio e ensino dedicado a este trabalho, pela disponibilidade em ser meu co-orientador e conseguir passar e fazer entender conhecimentos tão diversos da minha área específica. Pelo carinho e paciência, meus sinceros agradecimentos!

Aos meus queridos mestres e amigos Prof. Dr. Alfredo Julio Fernandes Neto, Prof. Dr. Adérito Soares da Mota, Prof. Dr. Carlos José Soares, Prof. Dr. Célio Jesus do Prado, Prof. Dra. Marlete Ribeiro da Silva, Prof. Dr. Ricardo Alves Prado,

Pelo carinhoso acolhimento, sensibilidade e confiança, por me tratarem como filha, por terem me ensinado muito mais que Odontologia; ensinaram um pouco mais da vida. A vocês, que legaram parte importante do que sou, meu eterno reconhecimento. “Bons professores são mestres temporários, professores fascinantes são mestres inesquecíveis”. (Augusto Cury).

Às amigas Alessandra, Daniela, Denise, Ellyne, Fabiana, Fernandinha, Fernanda Ferrari, Francielle, Kelly, Letícia, Lia, Nara, Tânia, Tatiane, Veridiana,

A vocês eu agradeço os momentos de descontração, o choro, a mão estendida, a paciência, a solidariedade; por muitas vezes apontar o melhor caminho, a companhia, a amizade, a cumplicidade. Vocês se tornaram meu porto seguro, pessoas muito, mas muito especiais que vão estar sempre comigo. Obrigada por tudo!

Aos meus amigos Clébio, Danilo, Glécio, Gustavo Seabra, Gustavo Mendonça, Murilo, Nadim, Paulo Simamoto, Sérgio Bernardes,

Obrigada pelo carinho, atenção, conselhos e ajuda. A amizade de vocês me faz feliz.

Agradecimientos

À Faculdade de Odontologia da Universidade Potiguar, responsável pela minha formação acadêmica. E a todos os meus queridos **Mestres**, meu eterno reconhecimento. “Bons professores possuem metodologia, professores fascinantes possuem sensibilidade”. (Augusto Cury).

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

À Área de Prótese Fixa, Oclusão, Dentística e Materiais Odontológicos, professores e funcionária. Agradeço especialmente a **Juliana, Abigail, Flaviane e Lindomar**, pela atenção e carinho e convivência.

À Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia.

Ao Laboratório de Projetos Mecânicos, alunos e professores. Especialmente a **Lidiane** que esteve sempre presente e pronta a ajudar.

À empresa Neodent Implante Osteointegrável, que forneceram os implantes e componentes para o trabalho.

*“Toda a conquista, todo o passo adiante
no conhecimento é consequência da
coragem, da dureza em relação
a si mesmo, da decência
consigo mesmo.”*

Nietzsche

Sumário

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	XIII
RESUMO	XV
ABSTRACT	VII
1. INTRODUÇÃO	01
2. REVISÃO DA LITERATURA	05
3. PROPOSIÇÃO	26
4. FOTOELASTICIDADE DE TRANSMISSÃO BIDIMENSIONAL	28
5. MATERIAIS E MÉTODOS	43
5.1. Composição e seleção dos grupos	44
5.2. Confecção dos corpos de prova	46
5.2.1. Confecção do molde	46
5.2.2. Confecção do modelo fotoelástico	49
5.3. Aplicação da carga	51
5.4. Leitura das ordens de franja	54
5.5. Tabulação dos dados	55
6. RESULTADOS	58
6.1. Resultados obtidos pelo grupo HE	59
6.2. Resultados obtidos pelo grupo HI	62
6.3. Resultados obtidos pelo grupo CI	65
6.4. Análise estatística dos resultados	68
7. DISCUSSÃO	70
7.1. Comentários Gerais	71
7.2. Metodologia	71
7.3. Novos Desenhos de junções pilar/implante X Diminuição das falhas biomecânicas	73
8. CONCLUSÃO	77
REFERÊNCIAS	79

Lista de Abreviaturas e Siglas

HE	Implante Hexágono Externo
HI	Implante Hexágono Interno
CI	Implante Cônico Interno
Ncm	Unidade de torque (newton centímetro)
MATLAB	“Matrix Laboratory”
P	Probabilidade
$\pm$	Mais ou menos
$^{\circ}$	Unidade de medida angular (graus)
Et al.	Abreviatura de “et alii” (e outros)
mm	Unidade de comprimento (milímetro)
N	Unidade de força (newton)
UCLA	“University of Califórnia”
μm	Unidade de comprimento (micrômetro)
$\geq$	Maior ou igual
Rpm	Unidade de velocidade angular (rotações por minuto)
Hz	Unidade de frequência (hertz)
FEMEC	Faculdade de Engenharia Mecânica
FOUFU	Faculdade de Odontologia da universidade Federal de Uberlândia
SPSS	“Statistical Package for Social Sciences”
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
Σ	Tensão normal
X	Eixo de propagação
Y	Eixo de propagação
Z	Posição ao longo do eixo de propagação
Λ	Comprimento de onda
Δ	Fase
Y_{ε}	Magnitude de tensão
τ	Tensão cisalhante
Mpa	Megapascal
Kgf	Kilograma Força

Resumo

Resumo

As limitações biomecânicas dos implantes dentários têm sido amplamente estudadas e uma das tentativas apresentada pelas empresas foi a mudança na configuração da junção pilar/implante, com o objetivo de melhorar a distribuição de tensão. Por essa razão, a proposta deste estudo foi carregar obliquamente três junções apresentadas comercialmente como mais eficiente que a junção hexagonal externa convencional, para a substituição de dentes que receberão este tipo de carregamento, verificando a hipótese de que uma apresente melhor distribuição de tensão que as outras. As junções analisadas foram: hexagonal externa com 1,0 mm de altura (tipo Lifecore), hexagonal interna (tipo Frialit) e cônica interna (tipo Ankylos). A técnica de fotoelasticidade de transmissão plana foi utilizada para analisar os gradientes de tensões gerados em 21 pontos próximos aos implantes de cada grupo (n=4), submetidos a um carregamento oblíquo. Os níveis de tensão cisalhante normalizados para os 21 pontos de cada modelo analisado foi submetido ao teste estatístico de Kruskal-Wallis ($p < 0,05$) demonstrando não haver diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p = 0,058$). Pode-se concluir que todas as junções avaliadas apresentaram comportamento semelhante sob carregamento oblíquo, estando as três junções aptas a substituir dentes que recebem este tipo de carregamento.

Palavras-chave: Análise de tensões; implantes de diâmetro largo; junções hexagonal externa; hexagonal interna; cônica interna

Abstract

Abstract

The biomechanic limitations of the dental implants have been widely studied and one of the attempts presented by the companies was the change the shape of the abutment/implant junction, with the aim to improve the stress distribution. Therefore, the proposal of this study was to load obliquely three junctions presented commercially as more efficient than the conventional external hexagonal junction, for substitution of teeth that will receive this type of loading, verifying the hypothesis that one presents better stress distribution than the others. The analyzed junctions had been: external hexagonal (Lifecore type), internal hexagonal (Frialit type) and internal taper (Ankylos type). The technique of photoelasticity in two-dimensional plane stress was used to analyze the state of stress generated in 21 points next to the implants of each group (n=4), submitted to oblique loading. The value of the area under the graph of shear stress of the 21 points of each analyzed model was submitted to the statistical test of Kruskal-Wallis ($p < 0,05$) showing no statistically significant difference between the groups ($p = 0,058$). It can be concluded that all the evaluated junctions had presented similar behavior under oblique loading, being the three junctions capable to substitute teeth that receive this type of loading.

*“Todo conceito que o homem não modifica com sua
evolução torna-se um preconceito e os preconceitos
acorrentam as almas à rocha da inércia mental e
espiritual.”*

González Pecotche

Introdução

1. INTRODUÇÃO

A consolidação da osseointegração como modalidade de tratamento, observada a partir dos relatos de Brånemark et al. (1977), tornou possível a substituição das estruturas dentárias perdidas nos pacientes totalmente ou parcialmente edêntulos.

Os primeiros implantes, com hexágono externo, apresentaram algumas limitações desde sua concepção até os dias de hoje: perdas ósseas marginais crônicas ao redor dos mesmos, complicações cirúrgicas e problemas biomecânicos são as mais observadas (Adell et al., 1981; Arvidson et al., 1998; Karlsson et al., 1998; Morris et al., 2001; Norton, 1997; Quirynen et al., 1992). Alguns autores descrevem que a perda óssea ocorre em média 0,9 mm no primeiro ano em função e 0,1mm em cada ano subsequente (Goodacre et al., 2003). A freqüente observação deste fato fez com que fosse incluído nos critérios de sucesso dos implantes perda óssea vertical menor que 0,2mm por ano, após o primeiro ano de instalação da prótese (Smith & Zarb, 1989).

A junção em forma de hexágono externo foi desenvolvida com objetivo de auxiliar na instalação cirúrgica (Finger et al. 2003). Até então, como a única forma de tratamento protético disponível eram as próteses totais fixas, as conexões não tinham a finalidade anti-rotacional (Adell et al., 1981; Finger et al. 2003). A partir do momento em que os implantes passaram a ser empregados nas restaurações unitárias o hexágono externo passou a ter outro papel, o de impedir a rotação da prótese (Finger et al. 2003), principalmente frente ao carregamento oblíquo que são movimentos desenvolvidos pelos dentes anteriores, especialmente os incisivos centrais e os caninos, responsáveis pela desocclusão durante os movimentos excursivos (Okeson, 1992).

Como consequência, os fabricantes tiveram que se adequar a essa nova necessidade. Desenvolveram parafusos mais resistentes, para possibilitar maior torque, passaram a controlar com mais precisão as dimensões do hexágono e criaram novas geometrias de interface pilar/implante (Finger et al.,

2003; Khraisat et al., 2002; Taylor & Agar, 2002). As conexões internas ganharam popularidade por minimizar o desaperto crônico de parafusos e por serem conexões mais estáveis que as hexagonais externas (Adell et al., 1981; Arvidson et al., 1998; Finger et al., 2003; Khraisat et al., 2002; Taylor & Agar, 2002).

Baseado na hipótese de que concentrações de tensões sobre a crista óssea marginal dos implantes dentários seja a causa da perda crônica de tecido ósseo, pesquisadores citam que conexões internas nos implantes gerariam menor quantidade de tensão na região de pescoço dos mesmos (Norton, 1997; Çehreli & Iplikçioğlu, 2002; Hansson, 2003; Meirelles, 2003). Alguns autores afirmam que junções do tipo cone Morse previnem problemas mecânicos e conferem uma barreira contra penetração de fluidos (Norton, 1997; Çehreli & Iplikçioğlu, 2002; Taylor & Agar, 2002; Finger, 2003; Hansson, 2003; Meirelles, 2003). Além disso, estas junções cônicas apresentaram bons resultados quanto à resistência à fadiga (Khraisat et al., 2002). Bernardes (2005) analisou tensões em implantes com conexões do tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a técnica de fotoelasticidade e concluiu que quando sujeito à força axial as junções analisadas não apresentam diferenças para a distribuição de tensão ao redor dos implantes, porém para o carregamento excêntrico os implantes de hexágono interno apresentaram melhor padrão de distribuição de tensões.

Casos de perdas de implantes por sobrecargas na prótese devido a resultantes de forças não axiais foram publicados, foi sugerido, também, a necessidade do uso de implantes com dimensões maiores dependendo do local a ser restaurado (Çehreli & Iplikçiolu, 2002; Graves, 1994; O'Mahony et al., 2000). O uso de implantes de diâmetro largo para a substituição de incisivos centrais superiores está sendo relatado (English et al., 2000). Esses problemas ocorrem, devido aos implantes não possuírem uma estrutura similar ao ligamento periodontal, que absorve parte das cargas, com isso as cargas são repassadas diretamente ao osso (Skalak, 1983; Chun et al., 2002; Eskitascioglu et al., 2004). Desta forma, a resultante de forças fora do eixo axial potencializaria o campo de tensão, facilitando a ocorrência de falhas mecânicas

ou biomecânicas (Haraldson, 1979; Adell et al. 1986; Lindquist et al., 1989; Isidor, 1996; Brunki et al., 2000; Gotfredsen et al., 2001; Taylor & Agar, 2002; Tada et al., 2003, Cehreli et al., 2004; Çehreli et al., 2004; Ekitascioglu et al., 2004; Kitamura et al., 2004).

Várias são as tentativas de solucionar as limitações biomecânicas dos implantes. Na tentativa de minimizar esses problemas supracitados, alguns pesquisadores continuam acreditando que junções internas seriam um dos fatores determinantes para otimizar a distribuição de tensão sobre a interface implante/osso (Chun et al., 2006; Hansson et al., 2003; Meirelles, 2003). Diante deste contexto gera-se a hipótese de que a configuração da junção pilar/implante interfira na distribuição de tensões ao redor do implante sob carregamento oblíquo.

Portanto o objetivo deste estudo foi comparar, por meio de análise fotoelástica, a distribuição de tensões geradas por implantes dentários de diâmetro largo e mesma geometria externa diferindo apenas a junção pilar/implante: hexágono externo (HE), hexágono interno (HI) e cônico interno (CI), sob carregamento oblíquo, simulando a aplicação da carga em dentes anteriores.

***“Se você não mudar a direção, terminará
exatamente onde partiu”.
Antigo Provérbio Chinês***

Revisão da literatura

Brånemark et al., em 1977, apresentaram pela primeira vez o método de osseointegração dos implantes de titânio na reabilitação em pacientes edêntulos com prótese tipo “protocolo”. As principais indicações para o tratamento com implantes foram insuficiente retenção da prótese por causa de extensa reabsorção do processo alveolar, especialmente na mandíbula, inabilidade física para aceitar a prótese total como substituto dos dentes e distúrbios funcionais como náuseas e vômitos que causariam o desgaste das próteses totais. No protocolo cirúrgico inicial, os implantes eram instalados, cobertos por mucoperiósteo e aguardados um período de cicatrização de no mínimo 3 meses, sem carga direta sobre eles. Após 9 meses da instalação dos implantes, 91% das próteses foram consideradas estáveis. Após os 10 anos de acompanhamento clínico, 94% das próteses na maxila e 100% das próteses na mandíbula foram consideradas estáveis nos implantes osseointegrados.

Haraldson (1980) utilizou pela primeira vez na implantodontia a metodologia da fotoelasticidade para análise das tensões ao redor de implantes. Foi avaliada a qualidade das franjas em implantes lisos e rosqueáveis em três diferentes tipos de ancoragem: máxima ancoragem óssea, perda óssea vertical e perda óssea horizontal. Foram aplicadas cargas axiais e laterais 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, e que o acúmulo de tensões poderiam causar perda óssea e, até mesmo, perda da fixação.

Adell et al., em 1981, realizaram um acompanhamento longitudinal de quinze anos, em que analisaram 2.768 implantes instalados em 371 pacientes edêntulos. No período de 5 a 9 anos, 81% dos implantes da maxila e 91% da mandíbula permaneceram estáveis. Em relação às próteses, 89% na maxila e 100% na mandíbula estavam estáveis. Durante a cicatrização e o

primeiro ano após a conexão da prótese, o valor médio de perda óssea foi 1,5 mm. Em cada ano subsequente observaram a perda de apenas 0,1 mm. Fraturas foram observadas em 69 implantes, as quais eram freqüentemente associadas com perda acelerada do osso marginal. Além dessa perda óssea, outras complicações como trauma cirúrgico, distribuição de tensão ao redor das fixações decorrentes de cargas sobre a prótese e fraturas de próteses e parafusos foram relatadas.

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. Em uma situação em que 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. Dessa forma, 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. Entretanto, qualquer desalinhamento entre a prótese e o implante é capaz de produzir estresses internos na prótese, implantes e osso podendo levar o sistema à falha precoce frente às forças externas.

Por meio de análises de elementos finitos Rieger et al. (1989) 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. E 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 o osso sem causar pressão na crista e ápice

ao ponto de gerar perda óssea. Implantes com roscas e seção circular com módulo de elasticidade relativamente alto pareceram ser mais vantajosos para manutenção das fixações.

A proliferação de sistemas de implantes tornou necessária a determinação de um critério de sucesso baseado em investigações científicas. Uma revisão da literatura e a análise dos resultados fizeram Smith & Zarb (1989) indicarem seis critérios para determinação do sucesso clínico de implantes dentários. Um dos critérios foi o da perda óssea marginal que após o primeiro ano não deve ser maior que 0,2 mm anual e a ausência de mobilidade do implante.

Em 1992, Quirynen et al. realizaram um estudo em que examinou a perda óssea durante os três primeiros anos após as instalações de implantes de diferentes desenhos. Treze implantes cônicos apresentaram mudança na margem óssea de, em média, 0,9 mm no momento da instalação do intermediário para 3,3 mm depois do primeiro ano e 3,8 mm depois de dois anos de carga. Nove pacientes com próteses fixas totais e parciais apresentaram média de perda óssea de 0,7 mm no primeiro ano e 0,8 no segundo para implantes standart, enquanto que para implantes auto-rosqueáveis foi de 0,7 mm no primeiro ano e 0,8 no último. A perda óssea não foi relacionada à falta de higiene oral. Os implantes cônicos apresentavam um pescoço sem roscas grande em relação às outras fixações e os autores creditaram a esta característica a excessiva perda óssea.

Bidez & Mish (1992) publicaram em revisão de literatura alguns conceitos físicos básicos. Eles acreditam que acúmulos de forças seriam importantes porque levariam as complicações mecânicas e perdas ósseas. Foi revisado que massa, uma propriedade dos materiais, seria a quantidade de matéria de um corpo qualquer e no sistema métrico ele seria 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. 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), 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. E segundo o autor tanto esse tipo de força, quanto forças anguladas proporcionam maiores complicações ao sistema prótese/implante/tecido vivo. Uma manifestação das forças sobre os materiais seria a pressão. Pressão seria a representação da força distribuída sobre a área em que ela atua. Outra característica importante dos materiais é a deformação de cada corpo, que é determinada, dentre outras, pelo seu módulo de elasticidade, a deformação pode ser permanente ou plástica. Tensão seria 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 (que tem influência sobre a tensão) 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), utilizou a fotoelasticidade para comparar a localização e magnitude das tensões geradas na região peri-radicular e peri-implantar em dois tipos de dentes (pré-molares e molares) e 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.

Um estudo comparativo para avaliar a formação de tecido ósseo periimplantar em cães, com três sistemas de implantes, foi realizado por Abrahamsson et al. (1996). Foram instalados implantes Astra (8 x 3,5 mm),

Bränemark (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 Bränemark 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, então esse procedimento foi realizado apenas nos outros sistemas. Foram aguardados seis meses com controle de placa. Lâminas histológicas foram preparadas e analisadas. A quantidade e a densidade do tecido ósseo encontrado na região periimplantar não apresentaram diferenças significantes. Concluiu-se que corretas instalações dos implantes levam a condições iguais de osseointegração e a geometria do implante pareceu ter uma importância limitada.

Isidor (1996) buscou esclarecer 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 tratada e todos os 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 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 colocado um fio 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 osso entre 4,5 e 15,5 meses. Nenhum dos implantes com placa acumulada perdeu osseointegração e uma perda óssea de 1,8 mm foi observada depois de dezoito meses. Discutindo seus resultados o autor acredita que carga lateral aos implantes pareceu potencializar a ação deletéria da sobrecarga e que as superfícies tratadas não melhoraram o prognóstico de falha das fixações devido à sobrecarga. Concluiu-se que sobrecarga oclusal pode ser um dos fatores principais para perda da osseointegração dos implantes e acúmulo de placa deve resultar em perda óssea marginal.

Jansen et al., 1997 avaliaram a infiltração bacteriana na interface implante/pilar e o desajuste marginal em implantes com diferentes tipos de conexões protéticas: Astra, Ankylos, Bonafit com pilar cônico, Bonafit com pilar octagonal, Brånemark, Calcitek, Frialit-2 com anel de silicone, Frialit-2 com pilar convencional, Ha-Ti com base de coroa, Ha-Ti com pilar telescópico, IMZ com TIE, IMZ com IMC e Semados. Dez amostras de cada grupo foram utilizadas para o experimento bacteriano e uma amostra de cada grupo para a análise do desajuste marginal. Para a análise da infiltração bacteriana, na parte interna dos implantes, previamente esterilizados, foi inoculada uma suspensão de *Escherichia coli*. Após a inoculação, o pilar era parafusado ao implante e a amostra colocada em tubo contendo uma solução nutritiva e armazenada a 37°C. A amostra era posicionada no tubo de tal forma que o nível da solução nutritiva ficasse apenas milímetros acima da interface a ser testada. A infiltração bacteriana foi avaliada pela presença de *E coli* na solução nutritiva externamente ao implante, o que ocorreu para todos os grupos. Um desajuste menor que 10 µm foi observado em todas as amostras com valor médio para todos os sistemas inferior a 5 µm.

Norton em 1997 analisou as junções, pilar/implante e pilar/prótese, após forças cíclicas em três pontos. Os sistemas utilizados para este experimento foram Astra Tech (Astra Tech, Mölndal, Suécia) e Brånemark (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia). A conexão do sistema Astra Tech é cônica interna com ângulos de onze graus, tanto do pilar com o implante, quanto do pilar com a prótese. O carregamento era aplicado até uma deformação de 0,3 mm do conjunto, quando atingida o valor da carga era

anotado. A junção cônica teve melhores resultados, pois necessitava de uma maior força para deformar. Assim, os autores deste artigo comentam que diferentemente do hexágono externo, as porções cônicas destas conexões internas seriam capazes de absorver vibrações e cargas funcionais, atuando como um amortecedor contra cargas e micromovimentos que seriam transferidos para o resto do conjunto. Tal absorção de cargas pela junção cônica, sem deformação detectável, diminuiria uma indesejável transferência de forças para a interface osso/implante, que resultaria em possível reabsorção óssea e até perda da fixação.

Arvidson et al. em 1998, fizeram um acompanhamento de cinco anos do uso do sistema Astra Tech. Foram avaliados 517 implantes utilizados para reabilitar mandíbulas edentulas. Os autores observaram uma perda óssea média de 0,09mm no primeiro ano, 0,2 no terceiro e 0,26 no quinto. De acordo com os resultados encontrados e os critérios adotados por Albrektsson e seus colaboradores, o sistema Astra Tech é bem indicado para reabilitar o edentulismo mandibular.

Uma avaliação em 50 pacientes desdentados parciais, reabilitados com implantes de superfície tratada ou maquinada do sistema Astra Tech foi realizada por Karlsson et al. (1998) durante dois anos. Foram instalados um total de 133 implantes, 48 na maxila e 85 na mandíbula. Os resultados demonstraram que não houve diferença estatisticamente significativa de perda óssea entre os dois tipos de implantes depois de dois anos de tratamento.

Uma análise de elementos finitos com a finalidade de investigar o efeito das retenções no pescoço do implante, da espessura de parede interna e da técnica de inserção com bicorticalização sobre os valores de tensão máxima ao redor das fixações foi realizada por Hansson, em 1999, utilizando como modelo implantes Astra. Foi simulado carregamento axial sobre os implantes. Modelos de implantes com 3,5 mm de diâmetro tinham espessuras de parede lateral variando entre 0,3 e 0,8 mm. Apenas força compressiva existiria na interface dos modelos de implantes com parede lisa na cervical, enquanto que os com retenção apresentariam cisalhamento e compressão. O comprimento do implante era de 15 mm quando bicorticalizado e 11 mm quando não. O

autor acredita que valores de tensão cisalhante são os melhores para avaliar o problema da interface osso/implante. Concluiu-se que: retenções extras no pescoço do implante levariam a redução de concentração de tensão ao redor do mesmo, ao contrário de implantes com pescoço liso, aumento na espessura da parede lateral e fixação com bicorticalização também reduziria os valores de tensão máxima encontrados sobre carga axial.

Uma análise das opções de implantes dentários existentes no mercado norte-americano foi realizada por Binon em 2000. Neste artigo o autor informa haverem disponíveis 20 diferentes tipos de junções pilar/implante no mercado americano, embora possam ser divididas em dois grupos: conexão externa e interna, 98 desenhos de implante, 53 tipos de tratamento de superfície, 100 diferentes diâmetros, 126 comprimentos, 1.536 tipos de intermediários e cerca de 100 à 125 empresas em todo mundo. São feitos uma série de comentários sobre as opções mais discutidas na literatura e o autor alerta sobre controle de qualidade e a dificuldade de escolha por parte do clínico. Segundo o autor, as conexões internas resultam em uma interface mais estável porque existe um íntimo contato entre as paredes do implante e o pilar protético que favorece a distribuição de cargas, protegendo o parafuso de retenção e resultando em uma conexão mais estável. Em relação aos componentes disponíveis, a adaptação, liberdade rotacional, propriedades físicas e adequado torque são fatores determinantes na estabilidade da conexão. Além disso, clinicamente deve-se procurar uma situação de adequada distribuição de cargas, sendo estas dirigidas ao longo eixo do implante, implantes em número, comprimento e distribuição adequada, passividade da prótese e controle de cargas oclusais. Concluindo, que novos desenhos deveriam ser elaborados através de métodos cientificamente comprovados ao invés de especulação, opinião profissional e propaganda.

English et al. (2000), comentam sobre o uso de implantes de diâmetro largo na reabilitação imediata de incisivos centrais superiores. Estes autores relatam que neste tipo de tratamento deve ser bem avaliado o supercontorno e perfil de emergência, como também o espaço em relação aos dentes adjacentes. Em resumo eles indicam os implantes de 4.1 e 5.0 mm para

situações clínicas que envolvem incisivos centrais superiores, pré-molares e molares, no entanto deve ser bem observado a estética, o espaço interproximal para que não seja excessivamente prolongado e tornar uma zona de acúmulo de alimento.

O'Mahony et al. (2000) realizaram uma análise de elementos finitos de 2D, para avaliar os efeitos de forças axiais e não-axiais na distribuição de tensão na interface osso/implante. Foi inserido em um modelo de mandíbula com 1 mm de espessura de osso cortical um implante unitário e carregamentos de 490N foram aplicados verticalmente no centro do pilar e a dois, quatro e seis milímetros do centro. Na medida em que os pontos de aplicação de carga se afastavam do centro os valores de tensão máxima aumentaram no osso cortical em três, cinco e sete vezes em relação à carga axial, no osso esponjoso esses valores também aumentaram, porém. Os valores diminuía no modelo numérico de tecido ósseo na medida em que se afastava da interface osso/implante. Os autores acreditam que forças não-axiais potencializam a perda óssea ao redor dos implantes osseointegrados.

Morris et al. (2001) analisaram 1419 fixações do sistema Ankylos com o objetivo de aumentar as taxas de sucesso. Os seguintes aspectos diminuiriam as falhas: passos de rosca progressivos e superfície de tratamento diferenciada melhorariam a estabilidade inicial do implante e dificultaria 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 insignificante. Taxa de sucesso aumentaram na medida em que diâmetro e comprimento das fixações aumentavam. Foram fixados 11,6% implantes em osso tipo I (osso compacto, de qualidade melhor), 42,9% em osso tipo II, 38,7% em 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%.

Khraisat et al., em 2002, realizaram uma análise da resistência à fadiga e da condição de falha de dois desenhos de interface implante/pilar de restaurações unitárias: sistemas Branemark com pilar CeraOne e ITI com conexão cônica de 8°. Foram utilizadas 7 amostras de cada sistemas incluídas em blocos de resina acrílica transparente simulando uma perda óssea de 3mm. Nos pilares CeraOne, foi aplicado um torque de 32Ncm e nos pilares ITI de 35Ncm. Cada amostra foi montada em um dispositivo metálico de forma circular e levado a máquina de ensaios de fadiga. Uma carga cíclica de 100 N foi aplicada perpendicular ao longo eixo da montagem a uma velocidade de 75 ciclos/minuto. Para investigar a resistência à fadiga da amostra durante 6 anos de função simulada, um alvo de 1.800.000 ciclos foi definido. Não houve falhas no grupo ITI, no entanto, no grupo CeraOne, todas as amostras fraturaram entre 1.178.023 e 1.733.526 ciclos, sendo a diferença entre os grupos estatisticamente significativa. Os autores afirmam que na conexão cônica, o travamento friccional do pilar ao implante com menos de 10 µm de abertura eliminou a vibração e o micromovimento do parafuso do pilar. Dentro das limitações deste estudo, os autores concluem que o efeito do tipo de junção na resistência à fadiga e no modo de falha do sistema de implante unitário da ITI foi significativamente melhor do que o implante unitário do sistema Brånemark testado.

Uma análise de elementos finitos em 2D de implantes com diferentes padrões de rosca sobre mais de um tipo de esforço, foi analisado por Chun et al. (2002) buscando encontrar uma forma que possibilitasse uma distribuição de tensão que reduzisse a perda óssea. Implantes hexágonos externo de mesmo diâmetro e comprimento foram modelados variando na forma das roscas (cinco modelos no total). Depois cada modelo sofreria 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 sofreriam 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. Quanto menor o passo de rosca, menor o valor máximo das tensões.

Çehreli & Iplikçioglu (2002) realizaram um estudo in vitro compararam a influência de forças axiais e não-axiais sobre próteses parciais fixas cimentadas sobre implantes de hexágono interno. Medidores de pressão lineares foram colados ao colar do implante paralelos ao longo eixo da peça. Foram fabricadas quatro próteses parciais fixas (PPF) de três elementos, duas retas e duas em curva. Um intermediário destes dois grupos de PPF era angulado em quinze graus (um para a peça curva e um para a reta). Foram aplicadas cargas compressivas de cinquenta Newtons primeiramente em três pontos localizados axiais as próteses e depois 2mm de distância destes. As cargas não-axiais apresentaram maiores índices de tensão que a axial independente do desenho das próteses. Os autores acreditam que se deve evitar ao máximo a incidência de forças oblíquas, pois, devido a sua magnitude, podem levar facilmente a perda de tecido duro. É inclusive sugerido uso de implantes de maior diâmetro em situação em que com certeza a resultante das forças será fora do longo eixo, sugere-se que a macroestrutura das próteses e dos implantes teria papel fundamental na distribuição das tensões. Discute-se também que foi encontrado na literatura até aquele momento certo índice de fraturas em implantes tipo Brånemark, e nenhum relato de fraturas em implantes ITI (Instituto Straumann, Waldenburg, Suíça), a este fato foi relacionado o diâmetro dos implantes e a junção tipo “cone morse”. Esta conexão não permitiria perdas de parafusos de intermediário por reduzir cargas sobre a porção do parafuso do pilar a um nível suportável e ofereceria um melhor comportamento biomecânico sobre cargas não-axiais. Os pesquisadores ainda acreditam que implantes, com conexão tipo hexágono interno, utilizados neste estudo não oferecem melhor estabilidade que a junção cônica interna e que o uso de dois deles para suportar três próteses fixas posteriores seria melhor que o uso de implantes de diâmetro maior ou até mesmo de três implantes com hexágono externo.

Os vinte anos de progresso das próteses sobre implantes foram publicados por Taylor & Agar em 2002. Os autores comentam as mudanças

ocorridas neste tempo, como a evolução das junções internas, diminuindo índices de perdas de parafusos. É ainda discutido o problema da distribuição de tensão sobre esses implantes, se causa perda óssea ou não, artigos têm apresentados resultados controversos, demonstrando a necessidade de mais pesquisas neste campo. No final o autor comenta a necessidade de se evitar conceituações empíricas e princípios baseados na experiência com dentes naturais, além do fato da necessidade da diminuição dos custos do tratamento para que a Implantodontia alcance a população de uma maneira geral.

Um comentário sobre a evolução das conexões pilar/implante internas e externas foi realizado por Finger et al., em 2003. Ele resumiu sobre a história da junção hexagonal externa, onde cita que sua concepção teria sido por necessidade durante a inserção cirúrgica do implante no tecido ósseo e com o passar do tempo, quando os implantes osseointegrados passaram a restaurar elementos unitários, essa conexão passou a ser exigida como elemento anti-rotacional de fixação da prótese. Isso teria levado a indústria a criar opções, dentre elas as junções internas que trariam maior estabilidade e manutenção por maior período de tempo da junção intermediário/implante.

Goodacre et al. (2003) realizaram revisão de literatura entre 1981 a 2001 apresentando as principais complicações encontradas em tratamentos com implante osseointegrados. Uma busca no sistema de dados da internet chamado Medline foi realizada, alcançando a quantidade de 218 artigos publicados sobre o assunto. Nesta publicação os autores contabilizam quinze artigos apresentando dados sobre perda óssea marginal ao redor dos implantes. Foi calculada uma média de perda de tecido duro de 0,9mm durante o primeiro ano e 0,1mm em cada ano subsequente. Entre as complicações protéticas mais freqüentes (incidência superior a 15%) foram relatados o afrouxamento do mecanismo de retenção em próteses tipo overdenture (33%), fratura da resina em prótese parciais fixas (22%), perda de implantes em tratamento com overdenture (21%), reembasamento de overdenture (19%), fratura do clips da overdenture (16%). O afrouxamento do parafuso do intermediário foi observado em 6% das próteses unitárias (máximo de 45%). A taxa média de afrouxamento de coroas unitárias que usavam desenhos de

parafusos mais antigos foi registrada em 25%. Quando dados de 6 estudos mais recentes foram combinados, a incidência média foi de 8%, indicando uma melhora substancial dos novos parafusos. A fratura dos parafusos protéticos foi encontrada quase igualmente em próteses parciais fixas e próteses totais fixas, variando de 0% a 19%. Dos 7094 parafusos avaliados, 282 fraturaram.

Em 2003, Taylor faz um relato sobre as mudanças de face da Implantodontia na Odontologia. Ele comenta sobre a evolução desta forma de tratamento, e dentro desse processo evolutivo estão as junções internas, defendendo ainda a hipótese que no futuro os implantes orais não apresentarão conexões com seus pilares, eles serão peças únicas, solucionando limitações relacionadas a junção pilar/implante. O autor ainda comenta que esta forma de tratamento não havia chegado a maior parte da população mundial, devido ao seu alto custo.

Em 2003, Hansson acreditou baseado em trabalhos publicados que junções internas distribuiriam melhor a tensão ao redor de implantes em relação a hexágonos externos e que valores máximos de tensão localizados na região de crista levariam a perda óssea. Conexões cônicas internas teriam a capacidade de levar a tensão máxima a uma posição mais apical da crista, solucionando o problema de perda óssea. Baseado nessas afirmações o autor buscou investigar: o efeito de um implante de peça única com o pilar iniciando a dois milímetros de distância da crista óssea, o efeito de um implante com junção cônica interna em que a interface pilar/implante estaria localizada ao nível da crista óssea e avaliar a espessura da parede lateral interna de implantes (de 3, 6 e 9 mm). Foi utilizado o método de análise de elementos finitos e simulada carga axial sobre os implantes. Os implantes de peça única com o pilar emergindo 2 mm acima da crista óssea, independente da espessura de parede, apresentaram valores máximos de tensão em relação aos implantes com conexão cônica interna. Quanto aos cônicos internos, quanto maior a espessura de parede lateral, maiores os valores de tensões máximas encontrados. O autor acredita que a colocação de um implante com junção cônica interna dois milímetros acima da crista óssea iria impedir a redução de tensão propiciada por esse tipo de conexão, então todas essas

fixações deveria ser colocado a nível ósseo para a conexão poder “funcionar”. O autor indica a utilização de implantes com junção cônica interna com paredes menos espessas possíveis inseridos ao nível de crista óssea. O resultado deste trabalho entrou em contradição com a publicação do mesmo autor em 1999 e ele discuti isso neste trabalho, informando que o modelo de elementos finitos feito em 1999 era mais simples que o de agora e os cálculos de tensão cisalhante na interface não estariam corretos levando ao resultado equivocado.

Meirelles, em 2003, em seu estudo analisou a distribuição de tensões, por meio da fotoelasticidade, simulando esforços mastigatórios em torno de implantes dentários cilíndricos rosqueados com hexágono externo e interno de 3, 75 de diâmetro e 10,0mm de comprimento. Foi possível observar padrões de distribuição de tensões distintos quanto a região entre os implantes, O implante com hexágono externo apresentou valores maiores na primeira rosca e na região cervical, enquanto o implante com hexágono interno apresentou valores maiores na região apical do implante. Nas demais regiões os valores encontrados foram similares.

Em 2003, Tada et al. por meio de uma análise de elementos finitos em 3D avaliou a influência do tipo do implante, comprimento e a 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.

İplikçioğlu et al. (2003) realizaram uma pesquisa utilizando duas metodologias: análise por elementos finitos e extensiometria. Foram utilizados implantes tipo ITI parafusados com seus pilares. Primeiramente os testes de extensiometria executados foram colocados os medidores de tensão em vários

pontos ao longo do corpo do implante e forças compressivas estáticas no topo do pilar e na lateral do mesmo foram aplicadas. Em seguida foi feita a simulação numérica do mesmo ensaio em elementos finitos. As tensões foram medidas pelas duas diferentes metodologias e comparadas entre si. Sobre a carga vertical os valores de tensão para ambas as técnicas se mostraram similares, porém quando sobre carregamento lateral foram encontradas diferenças quantitativas e na distribuição das tensões. Diante dos resultados encontrados os autores acreditam que a perfeita união ou conexão entre o implante e o intermediário não são uma realidade. Sobre carregamentos específicos algumas partes se separam ou outras que inicialmente não estavam juntas passam a entrar em contato, conseqüentemente, espera-se maior deformação do conjunto. Os autores deste trabalho acreditam que o padrão e a magnitude da deformação serão influenciados pelo desenho do implante. É também comentada a importância da utilização em conjunto das duas metodologias no sentido de ser elucidado o problema.

Cehreli et al. (2004) avaliaram e compararam a distribuição de pressão e tensão em implantes com conexão hexagonal externa e cônica interna por meio da técnica de fotoelasticidade e medidores de tensão. Neste artigo são citados trabalhos que fazem comparações entre conexões internas e externas, por meio de técnicas utilizando elementos finitos, demonstrando que condições mecânicas favoráveis podem ser alcançadas para manutenção de tecido ósseo quando se utiliza junções cônicas. Neste experimento foram confeccionados blocos fotoelásticos com dois modelos de cada implante: implantes Brånemark cônicos e cilíndricos, implantes Astra cônicos e cilíndricos e implantes ITI. Os modelos foram submetidos a dois valores de carga estática vertical e oblíqua a vinte graus. No sentido de ser obtido valores mais exatos na região mais superior do modelo, junto a plataforma do implante, foram colados dois medidores de tensão tipo roseta (um de cada lado), pois esta área do modelo apresentou franjas decorrentes de efeito de borda. Sobre forças verticais todos os implantes apresentaram desenhos simétricos de padrões de franjas isoclínicas e maiores concentração de tensão no ápice das fixações. Nas duas situações de carregamento não foi encontrada nenhuma diferença estatisticamente significativa entre os diferentes implantes. A análise dos

resultados dos medidores de tensão também não apresentou diferença significativa entre os modelos sobre os diferentes carregamentos. Esta avaliação fotoelástica não revelou nenhuma alteração no padrão de ordens de franja, independente da geometria das junções, do desenho ou do tratamento da superfície do implante.

Buscando investigar a influencia de cargas em superfícies oclusais de próteses com um a três pontos de contato na distribuição de pressões sobre implantes e tecido ósseo Eskitascioglu et al. (2004) realizaram análise de elementos finitos em 3D. Foram feitos comentários que implantes osseointegrados não apresentam ligamento periodontal, dessa maneira não teriam a capacidade de amortecer forças funcionais ao osso. Transferência de forças para a interface implante osso dependeria de: tipo da força, propriedades mecânicas do implante e prótese, natureza da interface, qualidade e quantidade do osso circular, desenho do implante e estrutura da superfície do implante. Quando forças oclusais excedessem a capacidade da interface de absorver pressões, os implantes provavelmente falhariam. Um implante ITI com a prótese inserida em um bloco ósseo do tipo II na altura de segundo pré-molar foi modelado para a análise. Foram feitas as simulações de forças de: 300 N no alto da cúspide vestibular, 150 N no alto da cúspide vestibular e 150 N na fossa distal, 100 N no alto da cúspide vestibular, 100 N na fossa distal e 100 N na mesial. As tensões se concentraram no pescoço do implante, em osso cortical, e se mostraram similares quando distribuídas em dois ou três pontos, porém apresentaram maiores valores quando concentradas em apenas um ponto de contato.

Çeherli et al., (2004) realizaram uma análise de elementos finitos tridimensional para comparar a transmissão de forças do conjunto implante/pilar com uma ou duas peças. Segundo os autores implantes orais devem apresentar transmissão de forças funcionais para o osso dentro dos limites fisiológicos, assim um fator crítico para longevidade das restaurações seria a forma dos implantes. Foram digitalizadas duas imagens: uma de um implante ITI de duas peças e outra de peça única, ambos inseridos em blocos cilíndricos de resina independentes. As roscas também foram modeladas como

anéis independentes, e não de forma helicoidal. Os implantes em monobloco e de duas peças ITI possuem a forma do ápice e do colar diferentes, porém no estudo foram digitalizadas imagens iguais, pois o objetivo dos pesquisadores era avaliar a mecânica e biomecânica do implante quando peça única ou duas peças. O modelo final apresentava um total de 17.922 nódulos. Foram simulados carregamentos de 100 e 50 N na vertical e na face lateral do intermediário. Não foram observadas diferenças significativas entre a distribuição dos deslocamentos vertical e horizontal, a magnitude, tensões de Von Mises e tensões principais máximas e mínimas para os diferentes desenhos de implante na interface resina/implante.

A fotoelasticidade como análise da qualidade e quantidade de tensão ao redor de implantes iguais com três conexões diferentes foi utilizada por Bernardes et al. (2004). Neste trabalho foram apresentados detalhes teóricos sobre a fotoelasticidade como metodologia para análise de tensões. Os autores sugerem existir pequenas diferenças na quantidade dos índices de tensão sobre os implantes com diferentes junções, porém não fazem conclusões definitivas devido a pequena amostra de peças analisadas.

A fotoelasticidade também foi utilizada por Ochiai et al. (2004), em que eles avaliaram três overdentures maxilares sustentadas por 4 implantes de 3.75mm de diâmetro e 13mm de comprimento. Primeiramente as próteses foram avaliadas com a cobertura palatal completa em seguida elas foram reavaliadas sem a cobertura palatal. As cargas foram aplicadas na região do molar e da papila incisiva. Concluíram que com a remoção da cobertura palatina houve uma maior concentração de tensão.

Himmlová et al. (2004), por meio de análise de elementos finitos avaliou 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, 6,5mm), colocados na região de molar inferior, que receberam cargas verticais e oblíquas simulando a mastigação. Os autores observaram que houve maior

concentração de tensão na região de pescoço do implante e que o aumento do diâmetro diminuiu a tensão. Essa diminuição de tensão foi consideravelmente maior em relação ao diâmetro que em relação ao comprimento.

Ueda et al. (2004), comparou por meio de análise fotoelástica a dissipação de tensões em uma prótese fixa com 3 implantes paralelos entre si e a dissipação de tensões na mesma prótese na existência do implante central angulado. Foram Aplicadas cargas axiais de 2, 5 e 10 kg em um mesmo ponto central da prótese. Nos implantes paralelos, a dissipação de forças seguiu os longos eixos. No implante angulado houve menor quantidade de franjas, e as tensões estavam localizadas principalmente ao redor da região apical dos implantes laterais.

Damaceno (2005), também utilizou a fotoelasticidade para avaliar a distribuição de tensão comparando duas técnicas indicadas para a obtenção de melhor assentamento de próteses implanto-suportadas. Foram obtidos dois grupos de infra-estruturas metálicas em titânio construídas sobre matriz metálica com forma e dimensões similares ao arco mandibular, sendo o grupo 1 composto por três infra-estruturas confeccionadas pela técnica da soldagem de borda a laser de cilindros pré-fabricados e o grupo 2 composto por três infra-estruturas fundidas em monobloco e submetidas ao sistema de retificação de cilindros fundidos. Primeiramente ele utilizou uma avaliação de microscopia óptica e apenas a infra-estrutura mais bem adaptadas de cada grupo foi submetida a análise fotoelástica variando-se três seqüência de aperto dos parafusos (1/2/3/4/5, 5/4/3/2/1 e 3/2/4/1/5). Os resultados mostraram formação de maior quantidade de tensões nas seqüências de aperto 1/2/3/4/5 e 5/4/3/2/1, para ambos os grupos analisados.

A pesquisa realizada por Bernardes (2005) analisou a distribuição de tensões em modelos fotoelásticos decorrentes de carga externas sobre a área na qual o implante foi fixado em implantes com diferentes junções. Para isso se recorreu a 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. Sobre 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.

Friedmann et al. (2005), apresentaram um caso clínico em que utilizaram dois implantes (TE implant, Straumann) de diâmetro largo na substituição imediata de incisivos centrais superiores logo após a extração. A escolha do diâmetro e do comprimento do implante foi determinada de acordo com a anatomia dos dentes naturais a serem substituídos. Estes apresentavam uma coroa larga e raiz curta, eram dentes com anomalias anatômicas que tiveram como consequência problemas periodontais, reabsorção radicular e recessão gengival que levou ao comprometimento da estética. Diante disto, os implantes indicados solucionaram bem os problemas. Após cinco meses eles estavam osseointegrados e a prótese definitiva foi instalada restabelecendo assim a estética e a função, finalizando o tratamento com sucesso.

Em 2006, Bernardes et al. publicaram um trabalho onde avaliaram a distribuição de tensão sobre implantes de mesma forma externa, diferindo apenas nas junções: hexágono externo e hexágono interno. A fotoelasticidade foi a metodologia aplicada para analisar as tensões quando aplicadas duas cargas compressivas: axial e deslocada 6,5 mm do centro do implante. Para a carga axial não foi encontrada diferença estatisticamente significativa. Já para carga deslocada houve diferença significativa, tanto quando analisado todo o corpo do implante, quanto para a região de crista óssea (pescoço do implante),

sendo que a junção hexagonal interna apresentou menores níveis de tensão que a hexagonal externa.

Chun et al. (2006), fizeram análise de elementos finitos para investigar a distribuição de tensão no osso após aplicação de carga inclinada. Para este experimento foram simulados 3 diferentes modelos de implantes: peça única, hexágono externo e hexágono interno. O modelo de osso simulado foi do tipo homogêneo e isotrópico. Os resultados encontrados foram os seguintes: no implante peça única a distribuição foi uniforme tanto no osso quanto no implante, entretanto o nível de tensão gerado foi maior quando comparado com o implante hexágono interno. O implante hexágono externo foi o que teve comportamento mais desfavorável.

*“O medo é a corporificação do estranho,
naquilo que nos é mais familiar”.*

Freud

Proposição

3 - Proposição

Tendo em vista o evolutivo desenvolvimento de novos sistemas de implantes, uma competição empresarial torna-se real. Com isso propagandas são feitas a fim de apresentar as vantagens que um sistema tem em relação ao outro, porém nem sempre essas afirmações são comprovadas cientificamente, levando à insegurança do clínico no momento de selecionar qual o melhor sistema a ser utilizado nas diferentes situações clínicas.

Diante disso, este trabalho tem como proposta carregar obliquamente três junções apresentadas comercialmente como mais eficiente que a junção hexagonal externa regular, para a substituição de dentes que receberão este tipo de carregamento, verificando a hipótese de que uma apresente melhor distribuição de tensões que as outras. A técnica da fotoelasticidade de transmissão plana foi o método utilizado para analisar os gradientes de tensões gerados e as junções analisadas foram:

- Hexagonal externa (tipo Lifecore);
- Hexagonal interna (tipo Frialit);
- Cônica interna (tipo Ankylus).

*“A imaginação é criadora só quando não se
afasta da realidade.”
González Pecotche*

Fotoelasticidade de transmissão bidimensional

4 – Fotoelasticidade de transmissão bidimensional

4.1 – Introdução

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

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 tensões, 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).

4.2 – Luz e relações óticas para a fotoelasticidade

A teoria eletromagnética de Maxwell demonstra que a luz é uma perturbação eletromagnética, que pode ser expressa como um vetor, que é normal à direção de propagação (Figura 1). Tal perturbação pode ser considerada como uma onda em movimento, o que possibilita expressar a amplitude do vetor luz na forma da solução da equação de ondas unidimensional:

$$E = f(z - ct) + g(z + ct) \quad (1)$$

Onde: $E \rightarrow$ amplitude do vetor luz ou de um de seus componentes

$z \rightarrow$ posição ao longo do eixo de propagação

$t \rightarrow$ tempo de propagação

$c \rightarrow$ velocidade de propagação ($C_{\text{luz}} = 3 \times 10^8$ m/s no vácuo)

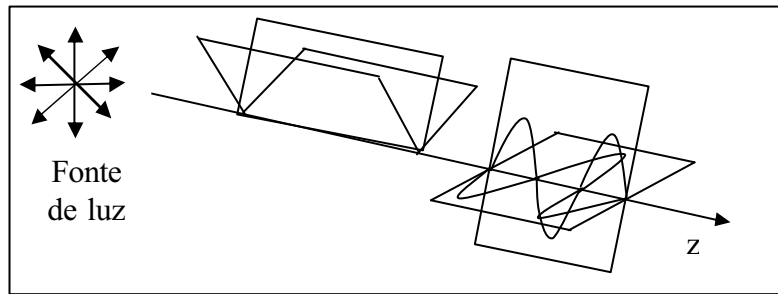


Figura 1 – Luz – vetor normal à direção de propagação.

O efeito ótico, na fotoelasticidade, pode ser descrito com uma onda senoidal, propagando-se na direção positiva do eixo z (Figura 2).

$$E = f(z - ct) = a \sin \frac{2\pi}{\lambda} (z - ct) \quad (2)$$

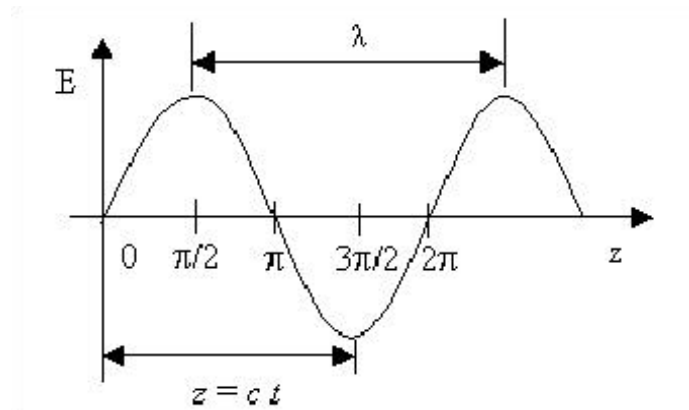


Figura 2 – Amplitude do vetor luz em função da posição ao longo do eixo de propagação.

O tempo requerido para a passagem de dois picos sucessivos sobre algum valor fixo de propagação é chamado de período (T). A frequência (f) é definida pelo número de oscilações de amplitude por período, sendo uma função do comprimento de onda (λ).

$$f = 1/T = c/\lambda \quad (3)$$

4.3 – Luz polarizada

A cor reconhecida pelos olhos humanos é determinada pela frequência dos componentes do vetor luz. A luz que apresenta diferentes comprimentos de onda é reconhecida como luz branca. A luz branca ou luz natural é uma fonte de luz policromática, ou seja, resulta da superposição de luzes de cores diferentes. A luz branca é constituída por uma associação de luzes monocromáticas, as quais podem ser divididas em sete cores principais: vermelho, alaranjado, amarelo, verde, azul, anil e violeta. A cor que os olhos de um observador vêm em determinado objeto é determinada pelo tipo de luz que ele reflete difusamente, absorvendo as demais. As cores do espectro visível variam do vermelho, com comprimento de onda entre 630 e 700 nm, ao violeta, com comprimento de onda entre 400 e 450 nm.

As ondas luminosas podem ser polarizadas, fenômeno pelo qual a luz branca, cujas ondas vibram em todas as direções, ao passar por filtros ou polarizadores, é polarizada em diferentes comprimentos, ou seja, em diferentes cores. Como a vibração da luz é perpendicular à direção de propagação, a introdução de um filtro polarizador (P) no caminho das ondas de luz, determinará que somente uma componente dessas vibrações seja transmitida, justamente aquela paralela ao eixo de polarização do filtro. Esse feixe orientado é chamado de luz polarizada. Se um outro filtro polarizador for colocado em sua trajetória, pode-se obter uma completa extinção do feixe, caso os eixos de polarização dos dois polariscópios estejam perpendiculares entre si (Figura 3).

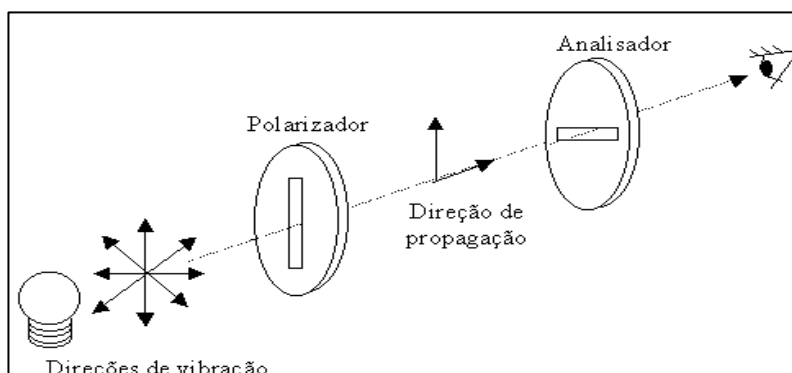


Figura 3 – Completa extinção da luz devido a posicionamento do polariscópio.

Quando se polariza a luz, pode-se obter superposição de ondas nas seguintes situações:

a) Duas ondas oscilando no mesmo plano com mesma frequência, porém em fases diferentes, como mostra a Figura 4;

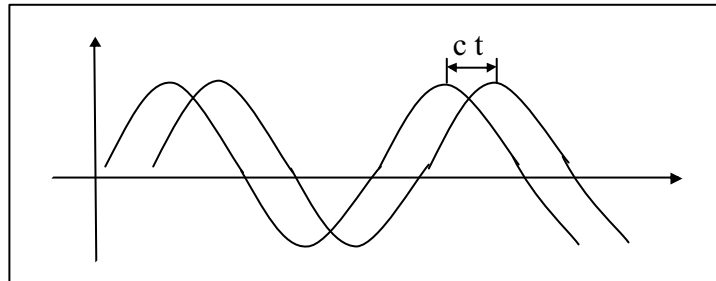


Figura 4 – Polarização plana linear com ondas de fases diferentes.

b) Ondas oscilando em planos ortogonais gerando polarização elíptica ou até mesmo circular, se os dois planos forem ortogonais, conforme a Figura 5;

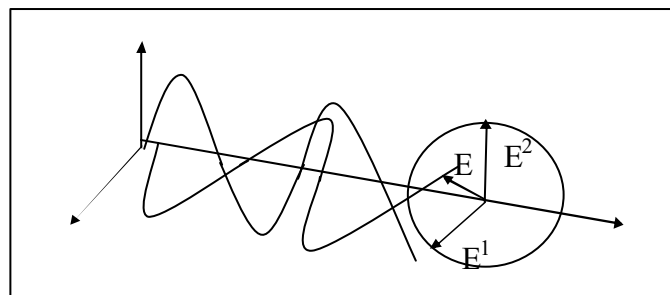


Figura 5 – Polarização circular.

4.4 – Índice de refração

O índice de refração absoluto de um material pode ser definido como sendo a relação entre a velocidade de propagação da luz no vácuo e a velocidade de propagação da luz em um material qualquer. A relação entre as velocidades de propagação da luz entre dois diferentes materiais é chamada de índice de refração relativo do meio (2) em relação ao meio (1). Em um corpo homogêneo e isotrópico este índice é constante e independente da direção de propagação. Certos materiais, principalmente plásticos, comportam-se homogêneo quando isentos de tensões, mas tornam-se heterogêneos quando submetidos a elas. Em materiais que apresentam propriedades fotoelásticas, mudanças no índice de refração ocorrem, na medida em que

tensão é aplicada. A associação de filtros dispostos entre o observador, a fonte luminosa e o modelo, permitem a observação desse fenômeno. Tais filtros compõem um aparelho chamado polariscópio.

Quando um feixe de luz polarizada se propaga através de um modelo plástico transparente de espessura b , sob determinado nível de tensão, onde x e y são as direções das tensões principais no ponto sob consideração, o vetor luz se divide em dois feixes polarizados, propagando-se nos planos x e y com velocidades diferentes, que dependem das tensões principais no ponto (Figura 6). Caso as deformações específicas ao longo de x e y forem, respectivamente, γ_x e γ_y e as velocidades da luz, segundo essas direções forem V_1 e V_2 , respectivamente, o tempo necessário para cada uma das componentes cruzar o material do modelo será b/V e o “atraso relativo” ou fase (δ) entre os dois feixes de luz será:

$$\delta = C_{luz} \left(\frac{b}{V_x} - \frac{b}{V_y} \right) = b \left(\frac{C_{luz}}{V_x} - \frac{C_{luz}}{V_y} \right) = b(n_x - n_y) \quad (4)$$

Onde: n_x e n_y são os índices de refração absolutos, em relação aos eixos x e y , respectivamente.

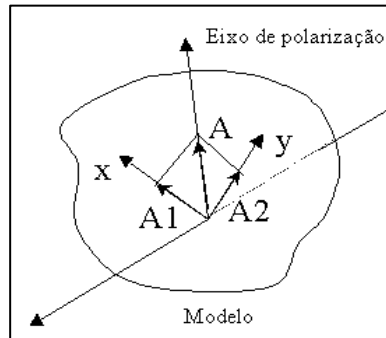


Figura 6 – Decomposição do vetor luz.

4.5 – Leis de Brewster

A lei de Brewster determina que a mudança do índice de refração é proporcional a diferença entre as deformações principais (DALLY; RILLEY, 1978), ou seja:

$$n_x - n_y = K(\epsilon_x - \epsilon_y) \quad (5)$$

A constante K é denominada coeficiente ótico de deformação e é uma propriedade física do material, e uma propriedade adimensional sendo determinada por calibração.

Substituindo a equação (5) em (4), e considerando (1) e (2) como os eixos principais de deformação obtêm-se a relação básica para medida de deformação utilizando a técnica da fotoelasticidade.

$$\varepsilon_1 - \varepsilon_2 = \frac{\delta}{bK} \quad (6)$$

A equação (6) pode ser descrita em termos das tensões principais, ou seja:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{\delta}{bK} \frac{E}{(1+\nu)} \quad (7)$$

Onde: E é uma propriedade física do material denominada de módulo de elasticidade e ν também é uma propriedade física do material denominado de coeficiente de Poisson.

A equação (7) é a relação básica para o cálculo de tensões usando a fotoelasticidade.

Quando as duas ondas emergem do modelo elas não são simultâneas, devido ao atraso relativo (δ), e se este modelo estiver entre duas lentes polarizadores, o analisador transmitirá somente um componente de cada uma dessas ondas que interferirão entre si e a intensidade de luz resultante, será uma função do atraso relativo(δ) e do ângulo entre o eixo de polarização do analisador e a direção das tensões principais.

4.6 – Instrumentos óticos

O polariscópio é o instrumento ótico capaz de gerar luz polarizada. Os elementos óticos usados em um polariscópio são:

- Polarizador – decompõe a luz em duas componentes mutuamente perpendiculares e transmite apenas aquela paralela a um determinado eixo, o qual é chamado eixo de polarização (Figura 7).

- Retardador de onda – decompõe a luz em duas componentes mutuamente perpendiculares, transmitindo-as com atraso relativo de fase (Figura 8). Encontram-se comercialmente filtros com atraso de 140 nm e 580 nm, entre outros. Em geral, a luz branca é utilizada, com comprimento de onda de 580 nm. Por isso, os filtros retardadores de 140 nm são comumente chamados de “filtros de $\frac{1}{4}$ de onda” enquanto os filtros de 580 nm são conhecidos como “filtros de onda inteira”. Dependendo do arranjo dos componentes acima, o polariscópio pode ser plano ou circular.

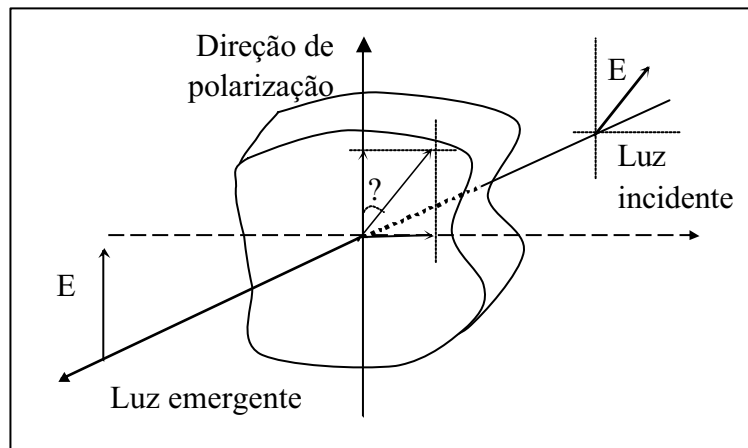


Figura 7 – Luz incidindo em um polarizador plano.

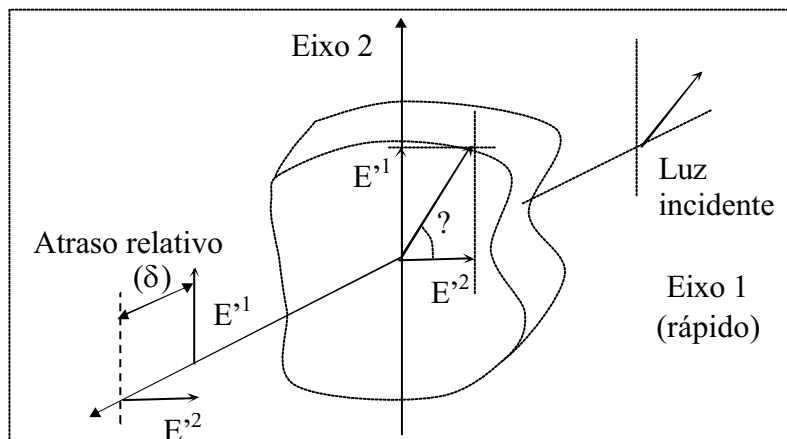


Figura 8 – Esquema da luz incidindo sobre um retardador de onda.

Um modelo construído com material fotoelástico, quando submetido a tensões e atravessado por raio de luz que penetra ao longo de uma das direções das tensões principais, apresenta comportamento extraordinário: a luz é dividida em dois componentes de onda, com cada plano de vibração (plano

de polarização) paralelo a um dos planos principais. Além disso, a luz percorre as duas trajetórias com diferentes velocidades, que dependem da magnitude das tensões principais do material. Esse fenômeno pode ser observado na Figura 9, que ilustra a passagem dos dois componentes da luz, vibrando em planos paralelos às direções das tensões principais σ_1 e σ_2 , com diferentes velocidades e, portanto, emergindo do corpo com retardamento relativo, um em relação ao outro. Especificamente, o retardamento relativo é a diferença entre o número de ciclos de onda experimentados pelos dois raios atravessando o interior do corpo (N). O retardamento relativo também é conhecido como birrefringência ou ordem de franja isocromática (N), portanto, em cada ponto do modelo, é a diferença das tensões principais $s_1 - s_2$ no ponto.

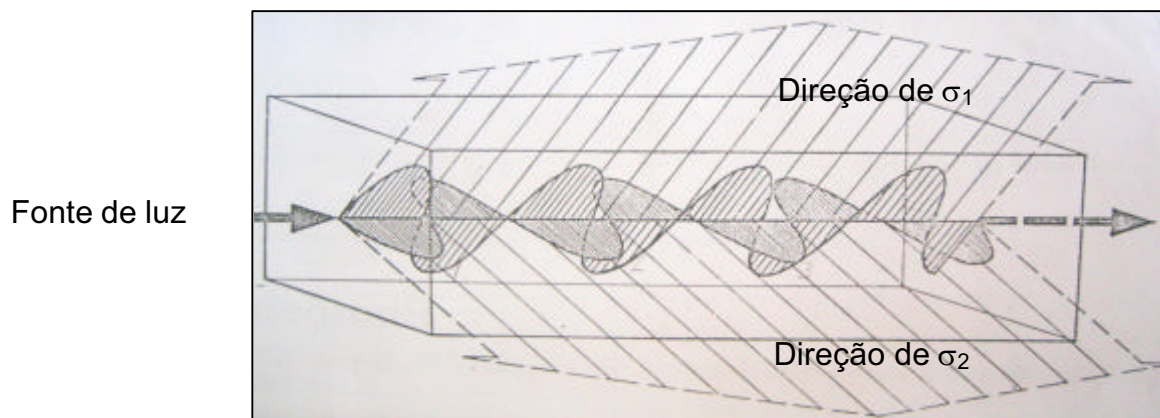


Figura 9 – Ondas luminosas plano-polarizadas em modelo birrefringente: $3 \frac{3}{4}$ de onda são mostrados no primeiro plano e $3 \frac{1}{2}$ ondas no segundo plano: retardamento relativo de $\frac{1}{4}$ de onda.

4.7 – 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.

4.7.1 – Polariscópio plano

É constituído de uma fonte de luz e duas placas polarizadoras (um polarizador P e um analisador A), onde a posição padrão é aquela em que os eixos de polarização do polarizador e do analisador estão cruzados. Nesta

4.7.2 – Polariscópio circular

37

polarização de todos os pontos do modelo. Ordinariamente, os dois retardadores de onda são cruzados, por exemplo, o plano de polarização das ondas de alta velocidade no primeiro retardador, coincide com o plano das ondas de baixa velocidade no segundo retardador de onda. 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 ($N = 0, 1, 2, 3...$). 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 . O modelo esquemático desse aparelho é ilustrado na Figura 11.

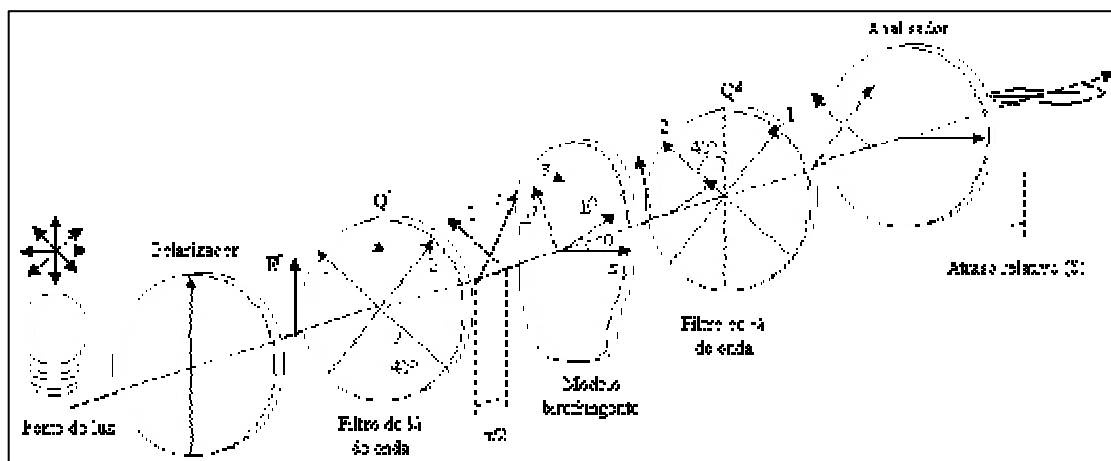


Figura 11- Desenho esquemático de polariscópio circular com modelo fotoelástico.

4.8 – Parâmetros fotoelásticos

A interferência causada pela diferença de fase entre os feixes de luz propagando nas duas direções principais e o ângulo entre as direções principais e os eixos de polarização do polariscópio dão origem a dois parâmetros fotoelásticos que podem ser medidos.

As curvas pretas (onde ocorre a completa extinção de luz) que aparecem no analisador de um polariscópio plano são as denominadas isoclínicas, lugar geométrico dos pontos do modelo que possuem a mesma direção das tensões principais e estas coincidem com as direções de

polarização do polariscópio. O ângulo α é o ângulo entre a direção de polarização e as direções óticas principais, e é denominado Parâmetro das Isoclínicas.

As faixas luminosas de diferentes colorações (no caso da fonte de luz ser uma luz branca) que aparecem no analisador de um polariscópio plano são as denominadas isocromáticas (ordens de franja N), lugar geométrico dos pontos do modelo que possuem o mesmo valor para a diferença entre as tensões principais. O ângulo ϕ é o ângulo de fase entre os vetores luz nas direções das tensões principais, e é denominado Parâmetro das Isocromáticas.

4.8.1 – Medida dos parâmetros fotoelásticos

A- Determinação das isoclínicas:

As isoclínicas podem ser determinadas de duas maneiras:

a) Obtenção das isoclínicas no campo completo do modelo. A família de curvas correspondentes à seqüência de parâmetros de 0° a 90° , é registrada em incrementos de 5° , mapeando-se assim o modelo com suas curvas isoclínicas.

b) Obtenção da isoclínica individualmente nos pontos de interesse.

B- Determinação das isocromáticas:

A ordem de franja em um ponto do modelo também pode ser determinada de duas formas:

a) Fotografando ou traçando em papel as ordens de franja inteiras. No caso de fonte de luz branca, o espectro observado no analisador, apresenta colorações típicas para as ordens de franja:

- franja de ordem $N = 0$? Preta;
- franja de ordem $N = 1$? transição violeta/azul;
- franja de ordem $N = 2$? transição vermelho/verde.
- a partir deste ponto todas as franjas de ordens inteiras (N) são determinadas pela transição vermelho/verde.

b) Interpolando ou extrapolando as isocromáticas para se determinar a ordem de franja de um ponto fora das franjas de ordem inteira.

A Figura 12 apresenta as colorações típicas observado em uma análise fotoelasticidade com luz branca.

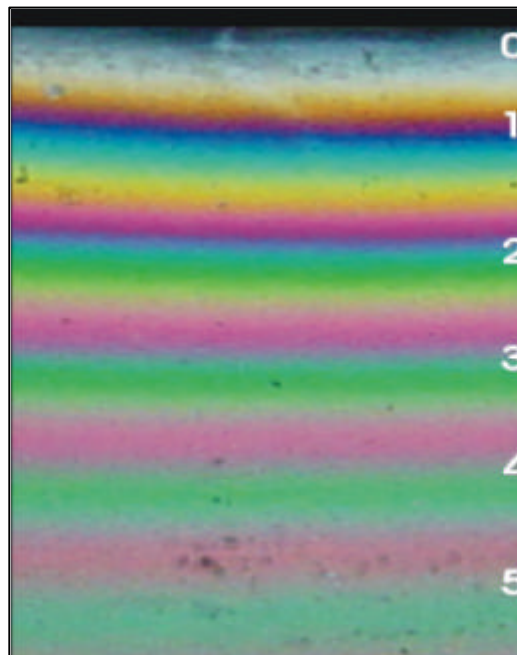


Figura 12 – Ordens de franja isocromáticas inteiras.

Para conseguir medidas mais precisas (ordem de franjas fracionárias) pode-se utilizar métodos de compensação. Dentre estes métodos o mais utilizado é o método de compensação de Tardy, por ser este mais simples e não exigir o uso de equipamentos complementares.

- Método de Compensação de Tardy

Seqüência de passos para a determinação da ordem de franja em um ponto qualquer do modelo usando o método de compensação de Tardy:

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. 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 a de ordem menor (n_1) tem-se que a ordem de franja fracionária no ponto é dada por:

$$N_p = n_1 + \frac{\alpha}{180} \quad (8)$$

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

$$N_p = n_2 - \frac{\alpha}{180} \quad (9)$$

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).

4.9 – Lei ótica das tensões

A principal característica dos materiais fotoelásticos é que eles respondem às 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, como mostrado na equação (7). Essa equação pode ser escrita:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \tau = \frac{KN}{b} \quad (10)$$

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 (para fotoelasticidade de reflexão, b é igual a duas vezes a espessura da camada)

A partir da equação determinada pela lei ótica das tensões é também possível determinar a tensão cisalhante máxima (τ), já que este valor corresponde a diferença entre os índices de refração nos dois planos principais.

“Escolha sempre o que for melhor, sem importar a sua
dificuldade, logo o costume vai torná-la fácil e
agradável”
Pitágoras

Material e Métodos

5. Material e métodos

O presente trabalho integra uma linha de pesquisa desenvolvida pelas Faculdades de Odontologia e de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, que tem por objetivo a produção de conhecimentos na área da bioengenharia. Com a finalidade de avaliar as tensões resultantes de cargas oblíquas sob implantes de mesma geometria externa e diferentes tipos de conexões, foi utilizada a análise experimental por meio da técnica da fotoelasticidade. Além desta técnica, neste capítulo são apresentados os materiais utilizados no experimento.

5.1. Composição e seleção dos grupos

Para compor as amostras foram confeccionados cilindros simulando implantes de largo diâmetro e mesma geometria externa, sem rosca, diferindo na junção pilar/implante: hexágono externo (HE), hexágono interno (HI) e cônico interno (CI). Todos os implantes estudados foram usinados especialmente para este trabalho, pela empresa Neodent Implante Osteointegrável (Curitiba, Brasil). Utilizaram-se quatro implantes com 13,0 mm de comprimento e 5,0 mm de diâmetro, para cada junção, com seus respectivos pilares Munhão Personalizado (Neodent Implante Osteointegrável, Curitiba, Brasil) (Figura 13 e Tabela 1). A Figura 14 apresenta o esquema das geometrias das amostras de cada grupo.

Tabela 1: Relação dos materiais utilizados (Segundo descrição do fabricante).

Número	Descrição do Material (segundo o fabricante)	Marca
04	Corpo de prova fotoelástico hexágono externo	Neodent Implante Osteointegrável (Curitiba, Brasil)
04	Corpo de prova fotoelástico hexágono interno	Neodent Implante Osteointegrável (Curitiba, Brasil)
04	Corpo de prova fotoelástico cone morse	Neodent Implante Osteointegrável (Curitiba, Brasil)
04	Munhão personalizado 5.0 p/ 6.0	Neodent Implante Osteointegrável (Curitiba, Brasil)
04	Munhão personalizado 4.3 p/ 5.0	Neodent Implante Osteointegrável (Curitiba, Brasil)
04	Munhão cone morse 4.5 x 1.5 x 4.0	Neodent Implante Osteointegrável (Curitiba, Brasil)
04	Parafuso Sextavado 5.0	Neodent Implante Osteointegrável (Curitiba, Brasil)
04	Parafuso Sextavado 4.5	Neodent Implante Osteointegrável (Curitiba, Brasil)



Figura 13. Implantes de mesma geometria externa com seus respectivos pilares.

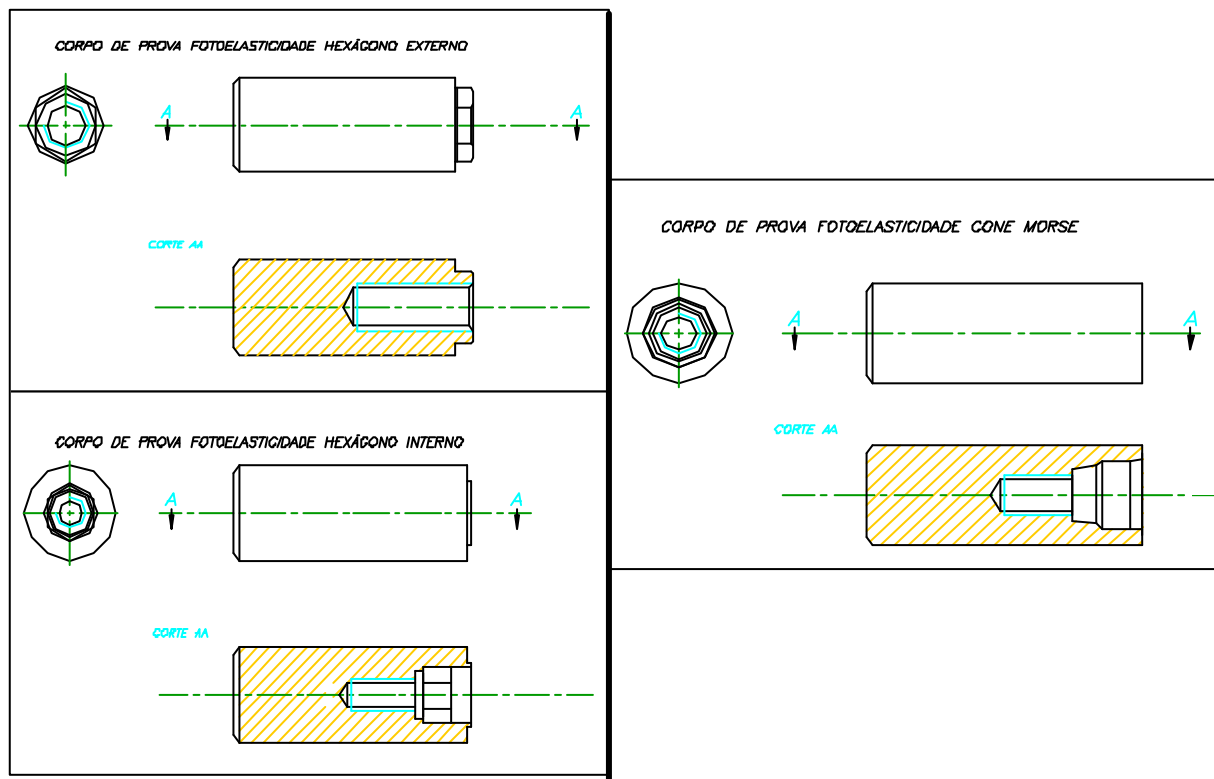


Figura 14. Esquema dos Implantes.

5.2. Confeção dos corpos de prova

Todas as doze amostras foram incluídas em blocos de resina fotoelástica (Polipox Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, Brasil) de formato retangular com dimensões de: 38 mm altura, 56 mm largura e 9 mm de espessura.

5.2.1. Confeção do molde

O molde confeccionado foi uma caixa em acrílico, totalmente articulada (Figuras 15 e 16). A seleção pelo acrílico foi devida suas faces serem lisas e de fácil manuseio. O esquema do molde e suas dimensões são representados na Figura 17.

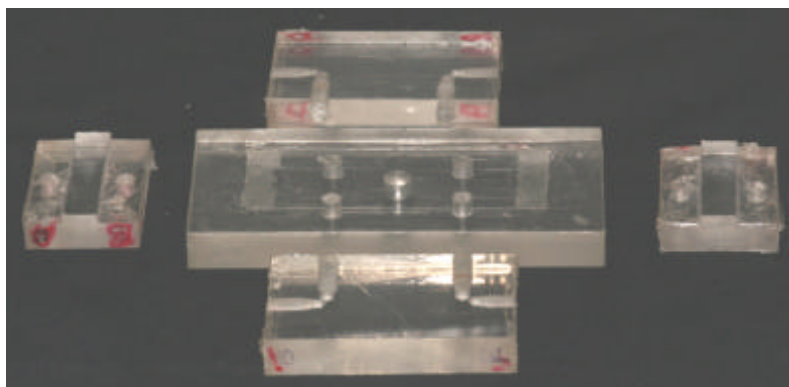


Figura 15. Caixa molde em acrílico desmontada.

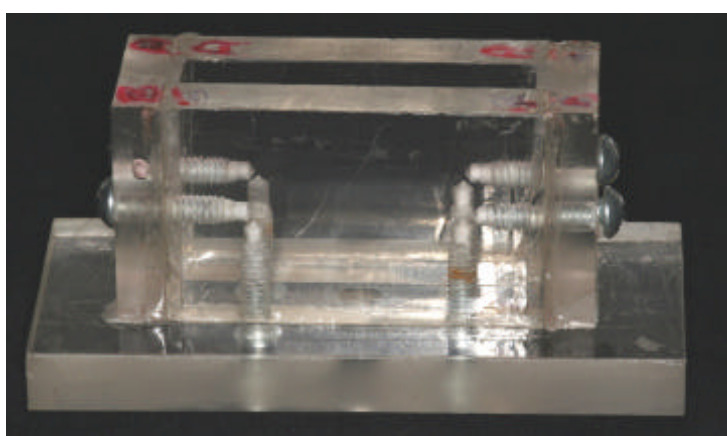


Figura 16. Caixa molde em acrílico montada.

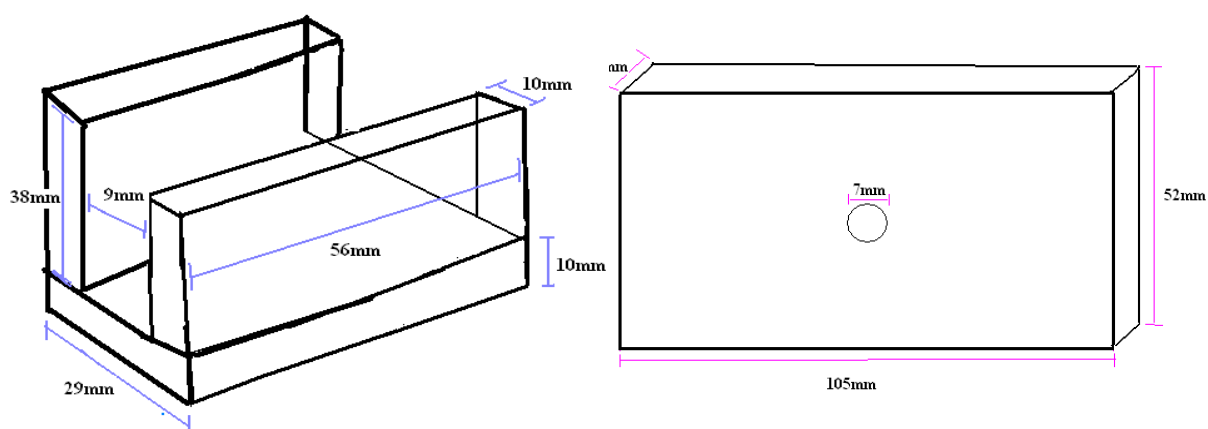


Figura 17. Esquema representando a caixa molde.

Uma perfuração de 7 mm no centro da base da caixa molde, foi feita para posicionar os implantes (Figura 17). Para vedar o espaço entre a perfuração e o implante foi confeccionado um anel com borracha de silicone

ASB-10 azul (Polipox SP/BR), na proporção de 4 ml de base para 0,20 ml de catalizador (Figura 18). O molde para confecção do anel apresentava 40 mm de diâmetro e 10 mm de espessura. O diâmetro do pino era de 3,8 mm e o diâmetro interno do anel metálico ao redor do pino era de 7,2 mm (Figura 19). O material foi manipulado por 5 minutos e vertido no molde, aguardou-se 24 horas para sua completa polimerização.



Figura 18. Borracha de silicone utilizada (Base e Catalizador) e molde com a silicone já vazada.

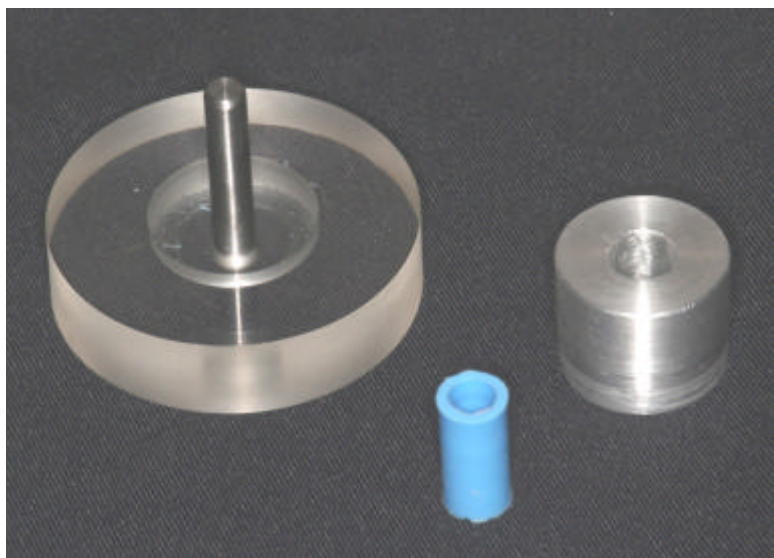


Figura 19. Molde para confecção do anel de silicone e anel já pronto.

5.2.2. Confeção do modelo fotoelástico

Após 24 horas, o anel de borracha de silicone foi removido, lubrificado e posicionado na perfuração da base do modelo. O conjunto pilar/implante que recebeu um torque de 32 N/cm, foi posicionado com auxílio de um gabarito de alumínio que adaptava ao redor do implante (Figura 20).



Figura 20. Posicionamento dos implantes na caixa molde com o auxílio de um gabarito.

Os implantes HI e HE foram posicionados de forma que ficaram 10,8 mm de seus comprimentos imersos na resina fotoelástica, enquanto que os implantes CI foram totalmente imersos, com a plataforma do implante ao nível da resina, de acordo com orientação do fabricante. Após o posicionamento dos implantes (Figura 21) a montagem da caixa molde foi finalizada e a mesma foi colocada em superfície plana, conferida com nível (Figura 22). A resina fotoelástica (Figura 23) utilizada para incluir os implantes foi a CRM-201 (Polipox Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, Brasil) e seu catalisador foi o Endurecedor CME-252 (Polipox Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, Brasil). A proporção foi de 15 ml de base para 6,8 ml de catalisador e a manipulação por 10 minutos de forma lenta para evitar aprisionamento de bolhas. O modelo foi vazado e aguardado 24 horas para polimerização da resina. Completado o tempo de polimerização, o modelo fotoelástico (Figura 24) foi retirado do molde e posicionado em um polariscópio circular vertical (Mitutoyo, Tóquio, Japão) do Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM) da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia (FEMEC/UFU), para observar a ausência de tensões residuais. O “efeito de borda”, franjas formadas

pelo processo de polimerização propiciam erros na análise fotoelástica, sua presença inutilizaria o modelo, implicando em repetição (Dally & Riley, 1978) (Figura 25).

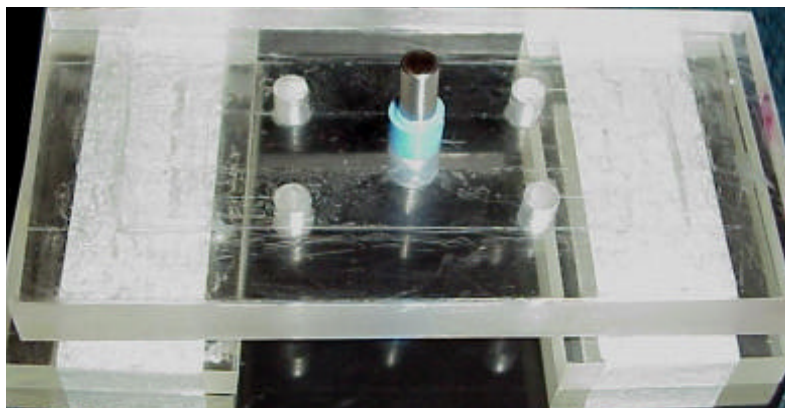


Figura 21. Implante posicionado.



Figura 22. Nível utilizado para conferir se a superfície estava plana.



Figura 23. Resina flexível Polipox utilizada para confecção do modelo fotoelástico (componente A e B).

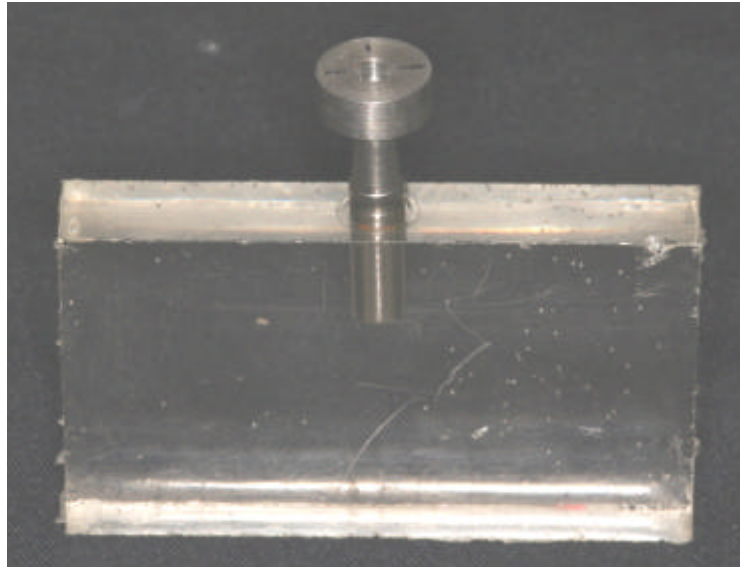


Figura 24. Modelo fotoelástico pronto.



Figura 25. Modelo fotoelástico livre de tensões.

5.3. Aplicação da carga

Com o modelo pronto, e livre de tensões (franjas residuais) foram iniciados os procedimentos para aplicação do carregamento. Para a aplicação da carga foi projetado um dispositivo, com pino rosqueado e uma ponta de 1mm de diâmetro fixado a uma célula de carga (Kratos Ind., São Paulo, Brasil),

com capacidade de 50 Kgf e resolução de 0,2 Kgf. Esse conjunto foi colocado sobre chapa metálica de 15,25 cm de largura e 28,2 cm de comprimento perfurada na base, preso a parafuso que na medida em que era rosqueado, movimentava-se e aplicava, assim, o carregamento sobre os modelos. Os modelos fotoelásticos foram fixados na extremidade da placa e sobre o componente foi colocada uma mesa, a qual possui um furo no centro para facilitar a aplicação do carregamento (Figura 26). Cargas de 0,6 kgf foram aplicadas com uma ponta aplicadora no sentido oblíquo, com o intuito de simular o movimento de protusão nos dentes anteriores (Figuras 27 e 28).

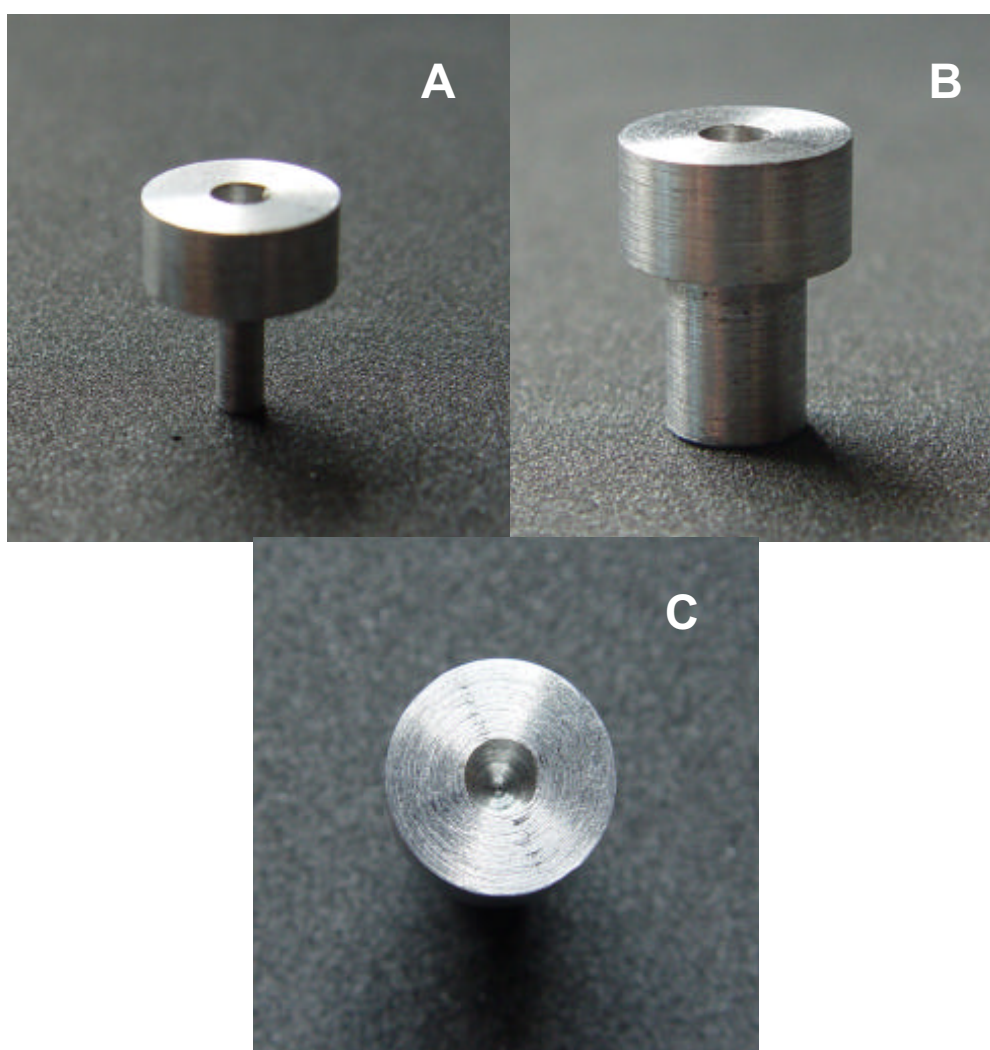


Figura 26. (A) mesa aplicadora de carga utilizada sobre os componentes dos implantes hexagonais externo e interno; (B) sobre os do cone morse; (C) visualização do furo no centro, presente em ambas as mesas, para facilitar a aplicação.

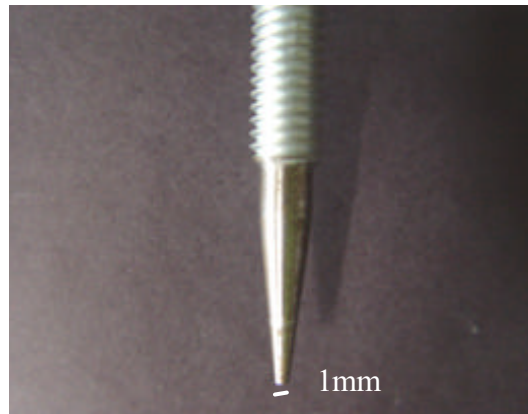


Figura 27. Ponta para aplicação do carregamento.

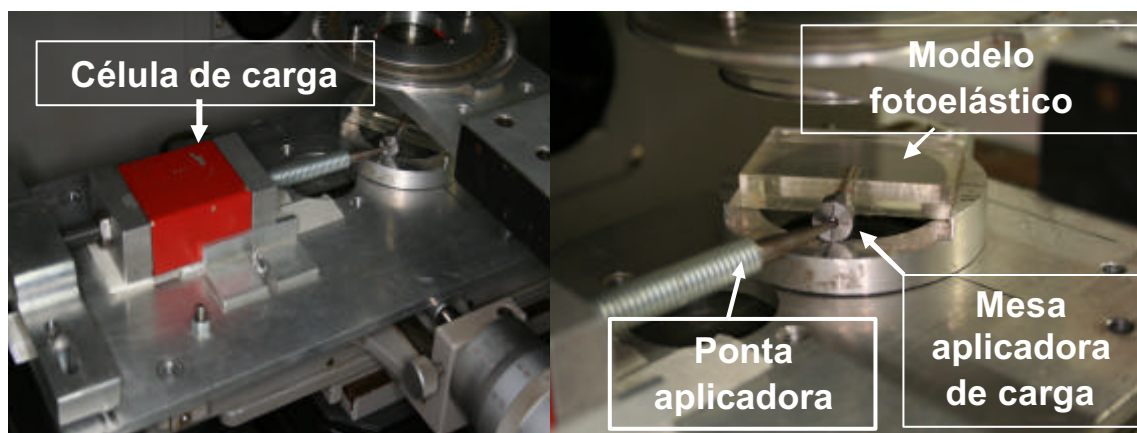


Figura 28. Sistema para aplicação da carga

Todas as amostras fotoelásticas foram analisadas em polariscópio circular vertical do Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM) da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia (Figura 29).

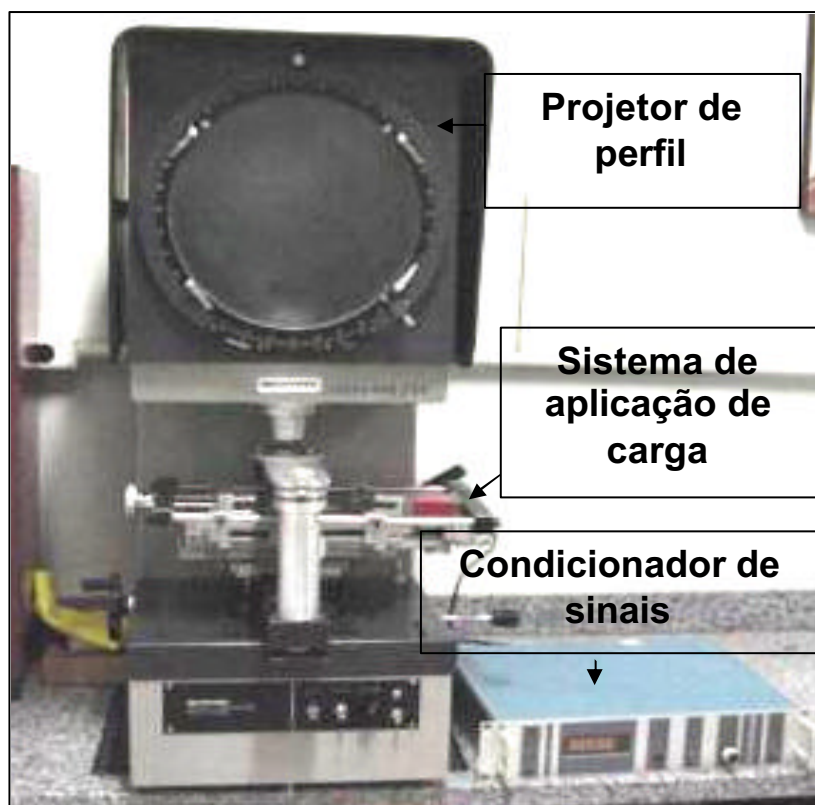


Figura 29. Polariscópio Circular (aparato experimental).

5.4. Leitura das ordens de franjas

Para quantificar e comparar os padrões de tensões, uma grade marcada com 21 pontos e com o desenho do perfil do implante (Figura 30) foi confeccionada em película de transparência (Filipaper, Rio de Janeiro, Brasil) 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 (Figura 31).

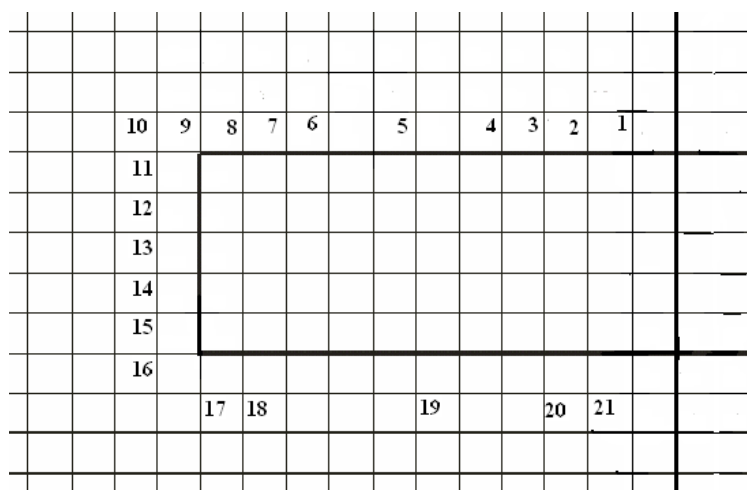


Figura 30. Grade com os 21 pontos analisados

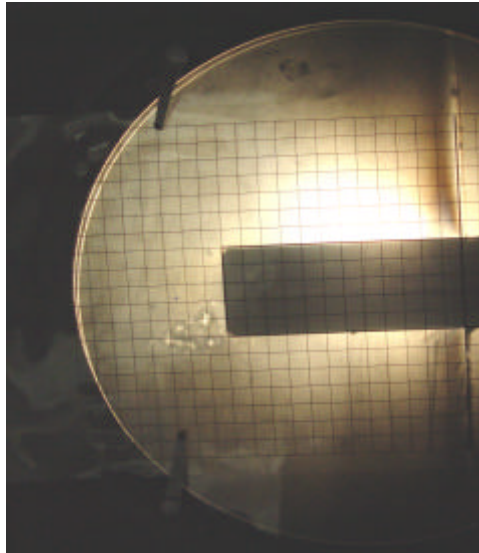


Figura 31. Implante posicionado no polariscópio com a grade e seus pontos.

Para cada ponto de leitura dos modelos foram determinadas as franjas isoclínicas e, em seguida, as isocromáticas utilizando o método de compensação de Tardy apresentado no item 4.8. De acordo com a “lei ótica das tensões” é possível obter os valores de tensão cisalhante a partir da espessura do modelo (h), constante ótica do material fotoelástico (K) e das ordens de franja (N) observadas nos pontos selecionados (Dally & Riley, 1978). 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). Essa equação, como citada no item 4.9, é dada por:

$$\tau = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2} = \frac{KN}{2h}$$

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

$K \rightarrow$ constante ótica relativa às tensões

$N \rightarrow$ ordem de franja no ponto

$h \rightarrow$ espessura do modelo

5.5. Tabulação dos Dados

Após obtenção dos valores de tensão cisalhante, para 21 pontos de cada implante, foram gerados os gráficos cujo eixo X das abscissas corresponde aos pontos analisados e o eixo Y das coordenadas aos valores de tensões

cisalhantes encontrados. Foi desenvolvido um programa em ambiente MatLab (The MathWorks, Inc., Natick, MA, EUA) com a finalidade de se calcular a área sob o gráfico de cada amostra dos grupos HE, HI e CI (Figura 32 e 33).

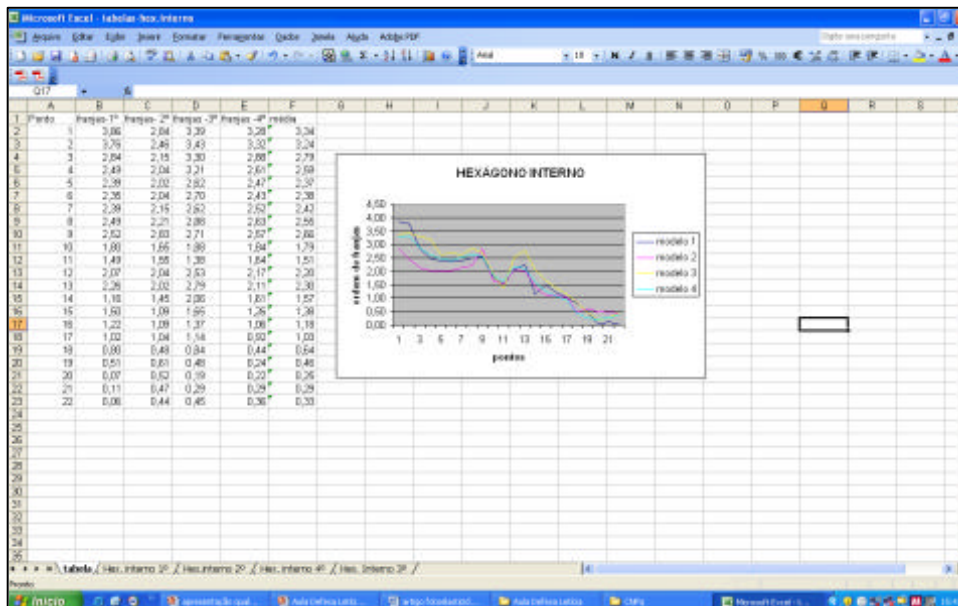


Figura 32. Programa Excel utilizado para tabular os valores de tensão cisalhante encontrados e os gráficos gerados.

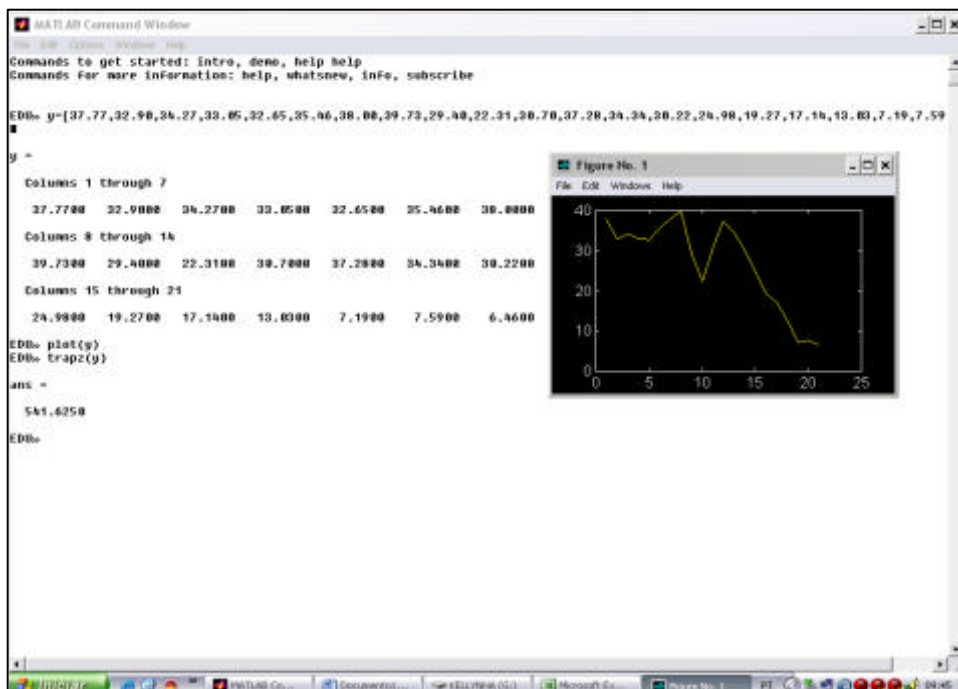


Figura 33. Programa MATLAB utilizado para calcular a área sob o gráfico.

5.6. Análise estatística dos resultados

Para facilitar a apresentação e avaliação dos resultados foram definidas nomenclaturas que dependem do tipo de junção. Para o grupo Hexágono Externo utilizamos a sigla HE, para o Hexágono Interno HI e Cônico Interno CI.

Os valores das áreas sob o gráfico de tensão cisalhante foram analisados no programa estatístico SPSS 12.0 (SPSS Inc. Chicago, IL, EUA). Os dados tabulados foram submetidos à análise inicial para detecção de distribuição normal e homogênea. A distribuição foi não-normal, assim o teste estatístico utilizado foi não paramétrico, o que resultou na necessidade de aplicação de análise não paramétrica por meio do teste de Kruskal Wallis, por se tratar de mais de dois grupos independentes. O nível de significância foi estabelecido em $p < 0,05$

“Pedras no caminho, guardo todas. Um dia eu
vou fazer um castelo.”

Fernando Pessoa

6. Resultados

6. Resultados

Após aplicação da metodologia descrita no capítulo anterior foram encontrados os valores de tensão cisalhante para os 21 pontos de cada implante avaliado. Estes valores foram tabulados e por meio do programa Microsoft Excel foram gerados os gráficos cujo eixo X corresponde aos pontos analisados e o eixo Y aos valores encontrados. Em seguida foi desenvolvido um programa em ambiente MatLab (The MathWorks, Inc., Natick, MA, EUA) com a finalidade normalizar os valores foi calculada a área sob o gráfico de cada amostra dos grupos HE, HI e CI. Com esses valores das áreas dos gráficos foi realizada a análise estatística que será descrita no presente capítulo.

6.1. Resultados obtidos para o grupo HE

Os valores das tensões cisalhantes ao redor dos implantes de junções hexagonal externa são apresentados na Tabela 2. Na Figura 34 são apresentados os gráficos demonstrando o comportamento de cada modelo e por meio destes foram calculados os valores das áreas com o auxílio de um programa em ambiente MatLab (The MathWorks, Inc., Natick, MA, EUA) mostrados na Tabela 3. Os padrões representativos de distribuição de tensões visualizado por meio de geração de franjas é exemplificado na Figura 35.

Tabela 2. Valores da tensão cisalhante dos 21 pontos de cada modelo HE

PONTOS ANALISADOS	MODELO 1 HE	MODELO 2 HE	MODELO 3 HE	MODELO 4 HE
1	26,47	58,29	51,54	33,22
2	25,46	50,42	44,29	29,98
3	23,84	45,33	39,66	24,73
4	23,30	43,02	35,53	21,72
5	23,23	38,16	29,32	20,52
6	24,31	34,88	26,20	20,79
7	25,54	31,10	25,77	22,18
8	25,19	31,17	25,85	22,42
9	17,40	31,91	23,11	16,05
10	17,59	18,60	12,96	9,26
11	22,69	36,00	22,69	17,40
12	21,99	45,56	30,79	21,06
13	17,48	39,24	27,28	18,71
14	13,35	30,83	23,92	16,32
15	11,34	15,24	19,29	13,66
16	9,76	18,25	14,51	10,61
17	4,48	13,16	12,96	10,42
18	2,66	10,03	7,02	8,26
19	3,59	9,65	12,92	4,21
20	4,13	6,94	9,03	7,06
21	4,36	6,02	8,64	4,94

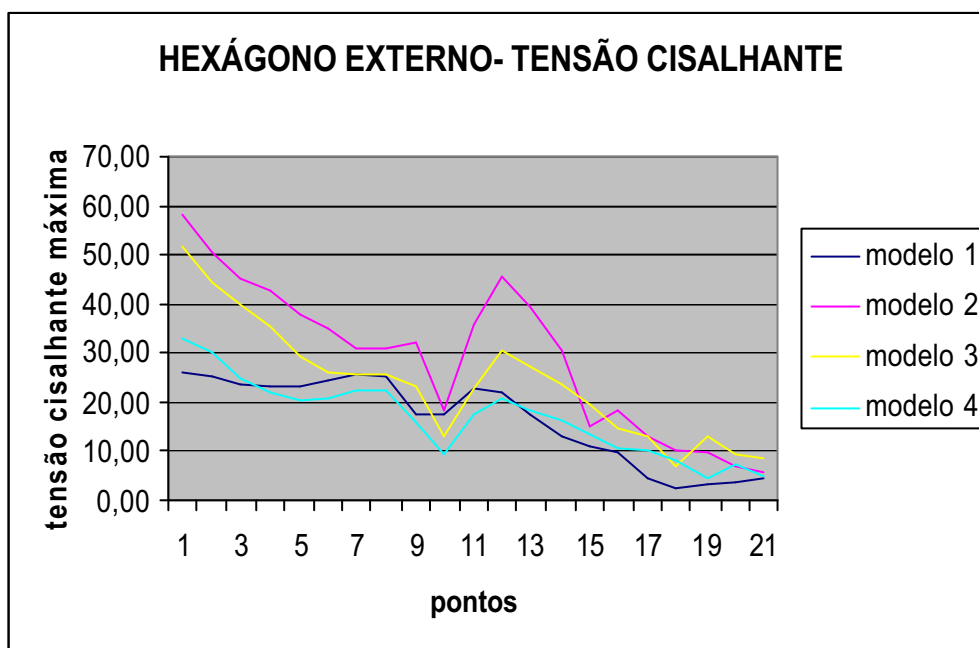


Figura 34. Gráficos apresentados pelos modelos com junções HE.

Tabela 3. Valores das áreas dos gráficos HE

MODELO 1 HE	MODELO 2 HE	MODELO 3 HE	MODELO 4 HE
332,7450	581,6450	473,1900	334,4400

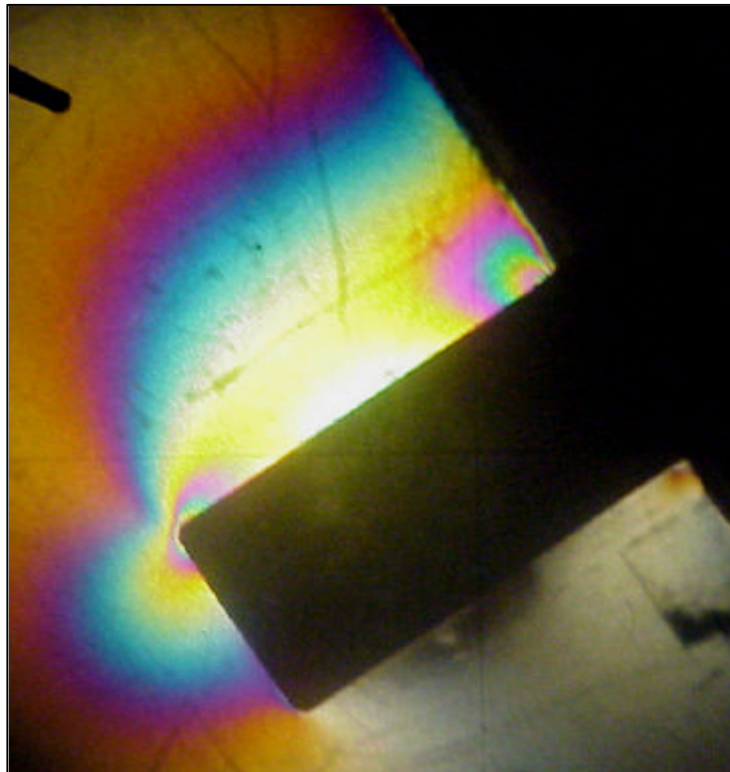


Figura 35. Padrão de franja HE.

6.2. Resultados obtidos para o grupo HI

Os valores das tensões cisalhantes, ao redor dos implantes de junções hexagonal interna, são apresentados na Tabela 4. Na Figura 36 são apresentados os gráficos demonstrando o comportamento de cada modelo e por meio destes foram calculados os valores das áreas com o auxílio de um programa em ambiente MatLab (The MathWorks, Inc., Natick, MA, EUA) mostrado na Tabela 5. Os padrões representativos de distribuição de tensões visualizado por meio de geração de franjas é exemplificado na Figura 37.

Tabela 4. Valores da tensão cisalhante dos 21 pontos de cada modelo HI

PONTOS ANALISADOS	MODELO 1 HI	MODELO 2 HI	MODELO 3 HI	MODELO 4 HI
1	52,24	34,16	47,65	46,10
2	39,39	29,82	45,83	40,01
3	34,57	28,32	44,56	36,27
4	33,18	28,05	36,42	34,26
5	32,64	28,30	37,50	33,76
6	33,14	29,86	36,34	35,03
7	34,61	30,75	40,01	36,46
8	35,03	39,29	37,69	35,65
9	25,04	22,92	26,04	25,62
10	20,64	21,49	19,14	22,76
11	28,74	28,40	35,11	30,09
12	31,37	28,11	38,81	29,32
13	16,13	20,10	28,63	22,38
14	20,87	15,20	22,96	17,55
15	16,98	15,16	18,98	14,66
16	14,20	14,41	15,90	12,73
17	11,15	6,73	11,73	6,10
18	7,02	8,45	6,60	3,36
19	0,95	7,18	2,62	3,01
20	1,47	6,48	4,01	4,09
21	0,81	6,06	6,29	4,98

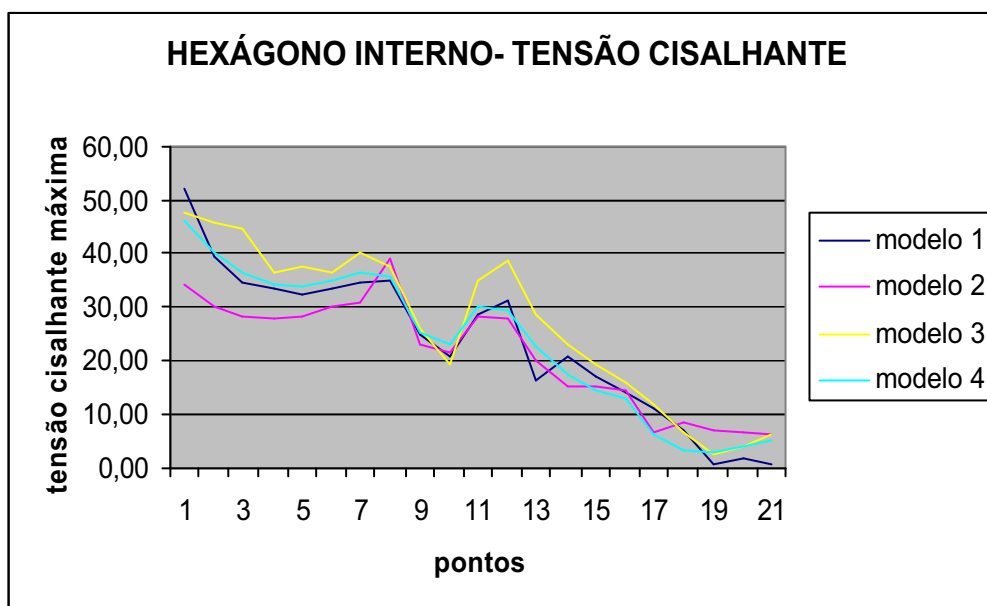


Figura 36. Gráficos apresentados pelos modelos com junções HI.

Tabela 5. Valores das áreas dos gráficos HI.

MODELO 1	MODELO 2	MODELO 3	MODELO 4
HI	HI	HI	HI
463,6450	429,1300	535,8500	468,6500

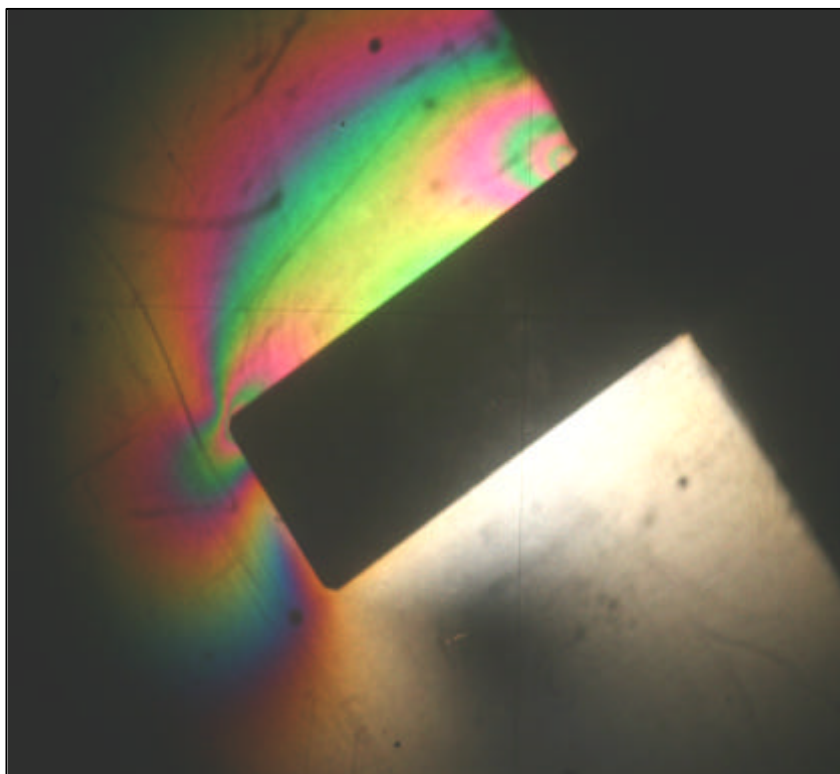


Figura 37. Padrão de franja HI.

6.3. Resultados obtidos para o grupo CI

Os valores das tensões cisalhantes, ao redor dos implantes de junções cônica interna, são apresentados na Tabela 6. Na Figura 38 são apresentados os gráficos demonstrando o comportamento de cada modelo e por meio deste foram calculados os valores das áreas com o auxílio de um programa em ambiente MatLab (The MathWorks, Inc., Natick, MA, EUA) mostrado na Tabela 7. Os padrões representativos de distribuição de tensões visualizado por meio de geração de franjas é exemplificado na Figura 39.

Tabela 6. Valores da tensão cisalhante dos 21 pontos de cada modelo CI

PONTOS ANALISADOS	MODELO 1 CI	MODELO 2 CI	MODELO 3 CI	MODELO 4 CI
1	42,52	43,21	46,22	43,83
2	37,35	36,61	40,51	30,94
3	35,50	31,79	37,62	36,23
4	38,06	29,90	36,11	34,49
5	36,50	28,67	35,84	33,95
6	37,72	28,43	35,96	35,76
7	42,49	30,98	39,74	38,23
8	46,31	34,61	41,48	40,74
9	47,96	36,23	41,20	31,29
10	33,46	24,88	29,17	21,26
11	26,13	19,33	25,81	30,44
12	34,85	26,74	35,53	38,89
13	41,41	31,94	39,27	34,92
14	38,41	27,85	34,92	31,06
15	33,59	23,03	29,32	26,16
16	27,34	18,03	24,19	18,29
17	21,01	16,94	21,26	18,06
18	18,23	12,58	14,16	15,28
19	12,54	5,20	7,25	9,18
20	9,64	7,14	2,08	12,92
21	7,55	8,56	3,01	9,18

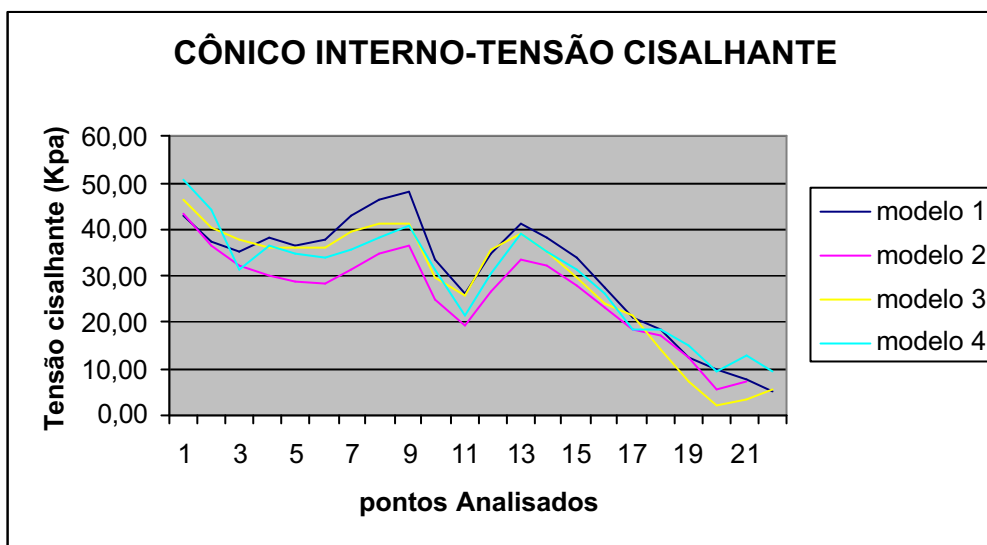


Figura 38. Gráficos apresentados pelos modelos com junções CI.

Tabela 7. Valores das áreas dos gráficos CI.

MODELO 1	MODELO 2	MODELO 3	MODELO 4
CI	CI	CI	CI
649,5350	530,3650	600,1200	611,8400

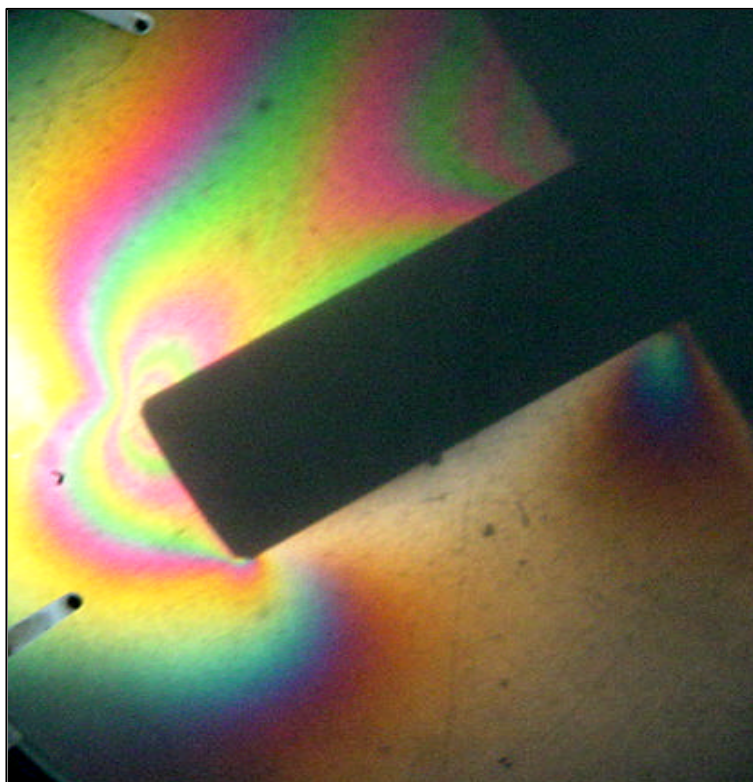


Figura 39. Padrão de franja CI.

6.4. Análise estatística dos resultados

Quando os dados de uma pesquisa se apresentam em escala intervalar ou de razão, são aplicados testes paramétricos na análise estatística. No entanto, estes testes requerem que as distribuições dos dados sejam normais, ou seja, que sejam simétricos e homogêneos. A avaliação de simetria é feita por meio dos cálculos de curtose e de assimetria. Se alguns desses valores estiverem fora da faixa -2 e +2, conclui-se que a distribuição é não-normal e utilizam-se testes não paramétricos para estes casos. Caso sejam simétricos confere-se a homogeneidade, se também forem homogêneos realizam-se os testes paramétricos.

Assim, os testes de simetria foram os primeiros cálculos efetuados com os dados desta pesquisa. No Tabela 8 estão apresentados os valores de curtose e de assimetria, obtidos a partir dos valores das áreas dos gráficos de cada grupo.

Tabela 8. Resultado do teste de simetria.

	HE	HI	CI
Skewness (assimetria)	0,654	1,045	-0,915
Kurtosis (curtose)	-2,351	2,066	1,727

O resultado do teste de simetria demonstrou se tratar de distribuição não-normal. Podendo ser visualizado na tabela que os resultados de curtose e assimetria não ficaram entre o intervalo de +2 e -2. Portanto para análise estatística destes dados devem ser utilizados testes não-paramétricos.

Na análise estatística das distribuições não-normal de amostras independentes para mais de dois grupos em escala ordinal é aplicado o teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis (Siegel, 1975). A Tabela 9 apresenta os valores encontrados no teste de Kruskal-Wallis.

Tabela 9. Resultado do teste estatístico Kruskal-Wallis para os grupos HE, HI e CI ($p < 0,05$).

	Áreas sob os gráficos
Qui-quadrado	5,692
GI	2
Sig.	0,058

Após aplicação do teste de Kruskal-Wallis os resultados encontrados (Tabela 9), demonstraram que os grupos HE, HI e CI quando sujeitos a um carregamento de mesma intensidade e direção, não apresentaram diferenças estatisticamente significantes.

“Para cada esforço disciplinado há sempre
uma retribuição múltipla.”
Jim Rohn

Discussão

7. Discussão

7.1. Comentários gerais

Diante dos resultados encontrados e considerando as limitações deste trabalho, principalmente no que se refere aos desenhos das junções estudadas e a carga aplicada, a hipótese gerada de que a configuração da junção poderia interferir na distribuição de tensões foi rejeitada, visto que os valores encontrados nos grupos não apresentaram diferenças estatisticamente significante.

O presente capítulo tem a função de discutir os resultados obtidos neste experimento considerando a hipótese proposta e a metodologia aplicada. Esta discussão é baseada em outros trabalhos científicos relativos ao tema estudado. Sendo esta pesquisa mais uma que busca a comprovação e confirmação da boa efetividade e evolução dos implantes dentários osseointegrados, bem como solucionar problemas biológicos e mecânicos que eventualmente acometem os pacientes reabilitados por ele. E por meio de conceitos matemáticos e análise física pode se conseguir desvendar e melhor explicar parte dos fenômenos biológicos.

7.2. Metodologia

A técnica experimental da fotoelasticidade de transmissão plana foi o método de escolha para analisar a distribuição de tensão ao redor dos implantes estudados neste experimento. Como já foi citado no capítulo quatro, 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 (Dally & Riley). Vários trabalhos vêm utilizando essa técnica de análise experimental de tensões (Bernardes et al., 2004;

Bernardes, 2005; Damaceno, 2005; Ochiai et al., 2004; Ueda et al., 2004; Bernardes et al., 2006). Entretanto, alguns realizaram análise apenas qualitativa, ou seja, não foram obtidos valores de tensão cisalhante nas regiões avaliadas (Damaceno, 2005). O presente trabalho foi realizado utilizando a equação da lei óptica das tensões para a quantificação da tensão cisalhante, permitindo a obtenção dos valores de tensão em cada ponto determinado permitindo comparação não apenas descritiva, mas também explorativa dos dados por meio de métodos estatísticos.

São várias as metodologias para análises de tensões e acredita-se que a associação de técnicas com modelos numéricos junto a experimentais possibilita visualização de todo fenômeno. Em 2003, Iplikçioglu et al. observaram diferenças nos resultados quando utilizando análise de elementos finitos versus análise com extensômetros (strain gauge) de um mesmo ensaio mecânico com implantes osseointegrados, demonstrando que análises numéricas por si só dificilmente irão conseguir representar completamente as deformações sofridas, principalmente, na região da junção pilar/implante, área crítica do presente estudo. Um fator complicador na análise numérica é a especificação das condições de interação entre as partes (Çehreli et al., 2004). Outra dificuldade encontrada nessa metodologia é a digitalização de imagem para análises de elementos finitos dos implantes orais que é limitada, isso porque as roscas normalmente são representadas por anéis simétricos e não de forma helicoidal como na realidade, resultando na modelação de roscas como anéis independentes, sem relacionamento entre elas (Tada et al., 2003; Iplikçioglu et al., 2003, Çehreli et al., 2004).

Neste trabalho o objetivo foi comparar exclusivamente as junções, desta forma os implantes foram especialmente fabricados com o mesmo formato externo, comprimento e diâmetro. Diferenças foram encontradas em outros trabalhos na qualidade das ordens de franjas de acordo com a forma que o implante se encontrava imerso no material e também quando no uso de implantes com e sem roscas, demonstrando a importância do desenho dos implantes para a transferência de tensão ao osso circundante (Haraldson, 1980; Chun, 2002).

Uma diferença obrigatoriamente mantida foi com relação à área de justaposição osso implante. As junções HE e HI localizam-se acima da margem óssea quando em função por mais de um ano, enquanto que CI permanece infra-óssea já que o pilar acopla-se de modo que a união fique em contato com o tecido mole. Sendo estas, característica inerente às junções preferiu-se respeitar durante o posicionamento no modelo fotoelástico.

É importante ressaltar que no presente trabalho não foi observado em nenhum dos modelos efeito de borda nem tensão residual antes da aplicação dos carregamentos. Já em outros trabalhos revisados a inclusão de pequena tensão residual nos modelos é apresentada e esse pequeno valor agrega erro no momento da leitura da quantidade de ordens de franjas, porém pode ser compensado no momento da comparação com outros modelos que possivelmente não possuíam esta falha (Haraldson, 1980; Meirelles, 2003, Cehreli et al., 2004). Outro fator que também predispõem o erro é a realização da leitura das ordens de franjas por meio de análise das imagens, fato que também foi observado nos trabalhos supracitados. Já no presente experimento foi utilizado o método de compensação de Tardy que possibilita uma leitura mais precisa das ordens de franja.

7.3. Novos desenhos de junções pilar/implante X Diminuição das falhas biomecânicas

Como citado em alguns tópicos anteriores os implantes vêm sendo utilizados com bastante sucesso nas reabilitações orais, no entanto, algumas falhas biomecânicas são apresentadas. A perda de tecido ósseo e a mobilidade dos implantes é um dos insucessos que são frequentemente estudados sendo uma possível causa a presença de concentração de tensões resultantes de forças oclusais sobre a prótese na interface implante/osso (Bränemark et al., 1977; Adell et al., 1981; Rieger et al., 1989; Bidez & Mish, 1992; Deines et al., 1993; Hansson, 1999; O'Mahony et al., 2000; Chun, et al. 2002; Çehreli & Iplikçioğlu, 2002; Hansson, 2003; Eskitascioglu et al., 2004). Tais concentrações de tensões próximas à crista óssea junto aos ciclos mastigatórios levariam a microfraturas local e conseqüente perda de tecido

ósseo (Isidor, 1996; Chun et al., 2002). Autores acreditam que essa resposta tecidual seria determinada pela magnitude das tensões, pelo tipo de implante ali fixado e pela qualidade do tecido ósseo propriamente dito (Eskitascioglu et al., 2004). Contrapondo a estas afirmações, Abrahamsson et al. (1996) realizaram um estudo in vivo no qual não foi encontrada nenhuma correlação entre os diferentes tipos de interface pilar/implante e perda óssea, além disso implantes de diferentes desenhos, sem estarem em oclusão, apresentaram reações ósseas periimplantares similares.

A resultante de forças oclusais sobre implantes dificilmente seguem o longo eixo dos implantes, sendo este mais um fator que favorece o acúmulo de tensões sobre eles (O'Mahony et al., 2000; Çehreli & Iplikçioğlu, 2002; Eskitascioglu et al., 2004). Assim, resultantes de forças fora do eixo axial potencializariam gradientes de tensões, facilitando a ocorrência de falhas mecânicas ou biomecânicas (Shalak, 1983; Bidez & Mish, 1992; Isidor, 1996; O'Mahony et al., 2000; Çehreli & Iplikçioğlu, 2002; Taylor & Agar, 2002; Tada et al., 2003; Çehreli et al., 2004; Çehreli et al., 2004; Eskitascioglu et al., 2004). Uma outra provável hipótese para a perda óssea crônica localizada ao redor dos implantes osseointegrados seria por razões inflamatórias, decorrentes de fendas na interface pilar/implante que permitiria colonização bacteriana na parte interna dos implantes (Jansen et al., 1997). Estudos em animais demonstraram perda óssea ao redor de implantes com placa acumulada (Isidor, 1996).

Atualmente um dos grandes desafios da implantodontia é minimizar essas falhas biomecânicas apresentadas pelos sistemas de implantes. Com isso as empresas frequentemente lançam no mercado novos desenhos de implantes. Segundo Rieger et al., existiam em 1990 no mercado americano 25 sistemas de implante. Já em 2000, Binon relatou que havia aproximadamente 98 desenhos de implantes disponíveis, conferindo ao clínico mais de 1300 opções de escolha dos implantes e, segundo o autor, na parte protética, existiam mais de 1500 opções de escolha de pilar. Esses dois componentes variavam no tipo de material, tamanho, diâmetro, comprimento, superfície, forma e geometria da interface.

Entre as várias conexões existentes se sobressaem as junções internas, que segundo alguns autores seriam uma evolução do hexágono externo tradicional e teriam algumas vantagens sobre ele, como favorecer menor desaperto e perdas de parafusos (Norton, 1997; Çehreli & Iplikçioğlu, 2002; Taylor & Agar, 2002; Finger et al., 2003). As conexões internas poderiam, além destas vantagens, absorver sobrecargas externas e seu desenho possibilitaria distribuição mais homogênea das tensões ao redor dos implantes em relação às junções com hexágono externo, diminuindo as tensões sobre a crista óssea (Çehreli & Iplikçioğlu, 2002; Hansson, 2003). Além disso, Taylor (2003) acredita que, talvez, na próxima geração de implantes dentários não exista mais a separação do pilar com o implante e esses sejam peças únicas, acabando, assim, com falhas mecânicas de parafusos.

Bernardes et al. (2006) concluíram que as junções hexagonais internas regulares diminuem a quantidade de tensão gerada comparada às hexagonais externas regulares quando recebem carregamento excêntrico, fato também observado previamente por Meirelles²⁰ (2003), o qual relata que a diferença na geometria entre os encaixes do hexágono externo e interno também influenciou nos resultados. Segundo este autor, a diferença está na área e localização do hexágono, sendo este o principal responsável pela transmissão das tensões da prótese para o implante. Isto é explicado pelo fato de o implante hexágono externo regular possuir hexágono de menor altura. Desta forma, na região do pescoço do implante com hexágono externo regular, os valores das ordens de franja são maiores. No implante com hexágono interno, a junção situa-se internamente ao implante e possui uma área maior de contato com o mesmo, transmitindo as tensões de forma mais homogênea.

No presente experimento, a comparação foi feita com implantes de largo diâmetro e junções hexagonal externa, hexagonal interna e cônica interna sob carregamento oblíquo demonstrando que não houve diferença significativa entre elas. O que pode justificar esse resultado encontrado é que a junção HE possui o hexágono com um sextavado de maior diâmetro e altura, aumentando a área de contato na junção a ponto de equiparar-se a HI e CI como pôde ser observado estatisticamente. Tudo isso é explicado mecanicamente pelos

vetores de forças gerados. Diante disto, é importante deixar claro que para a situação proposta pelo presente trabalho, na aplicação de um carregamento oblíquo simulando os movimentos desenvolvidos pelos dentes anteriores, não houve diferenças significantes quando comparado os três diferentes implantes estudados, sendo eles bons substitutos para a junção hexagonal externa regular no que se refere à transmissão de esforços.

“Para conhecer uma verdade, é necessário aproximar-se dela progressiva e continuamente, com humildade, empenho e tato.”

Gonzáles Pecotche

Conclusão

8. Conclusão

Contudo, dentro das limitações desse experimento, da metodologia empregada e baseada na análise dos dados pode-se concluir que: a hipótese foi rejeitada, pois não houve diferença estatisticamente significativa entre os gradientes de tensões observados em torno dos implantes dentários de junção hexagonal interna (tipo Frialit), hexagonal externa (tipo Lifecore) e cônica interna (tipo Ankylus), todos de diâmetro largo, quando submetidos a um carregamento oblíquo de mesma intensidade, ou seja, nenhuma junção apresentou melhor distribuição de tensão que as outras. Estando as três aptas a substituir dentes que recebem este tipo de carregamento.

Referências

Referências*

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

Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

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.

Arvidson K, Bystedt H, Frykholm A, Von Konow L, Lothigius E. Five-years prospective follow-up report of the Astra Tech dental implant system in the treatment of edentulous mandibles. **Clin. Oral Impl. Res.** 1998;9(4):225-234.

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

Binon P. Implants and components: entering the new millennium. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.** 2000;15(1):76-94.

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.

Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. **Clin. Oral Impl. Res.** 2004;15(2):249-257.

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.

Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2006;21(2):195-202.

Çehreli MC, Iplikcioglu H. *In vitro* strain gauge analysis of axial and off-axial loading on implant supported fixed partial dentures. **Implant Dent.** 2002;11(3):286-292.

Çehreli, MC, Akça K, Iplikçioglu H. Force transmission of one- and two- piece Morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. **Clin. Oral Impl. Res.** 2004;15(4):481-489.

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.

English C, Bahat O, Langer B, Sheets CG. What are the clinical limitations of wide-diameter (4 mm or greater) root-form endosseous implants? **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2000;15(2):293-296.

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.

Finger IM, Castellon P, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. **Pract Proced Aesthet Dent.** 2003;15(8):625-634.

Friedmann A, Kaner D, Leonhardt J, Bernimoulin JP. Immediate substitution of central incisors with an unusual enamel parapsia by a newly developed titanium: a case report. **Int J of Periodontics & Restorative Dentistry.** 2005; 25(4):393-399.

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

Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. **Clin. Oral Impl. Res.** 1999;10(5):394-405

Hansson S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improve the distribution of stress in the supporting bone. An axisymmetric finite element analysis. **Clin. Oral Impl. Res.** 2003;14(3): 286-93.

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.

Ipplikçioğlu H, Akça K, Çehreli MC, Sahin S. Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a morse taper implant. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.** 2003;18(2):258-265.

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

Jansen VK, Conrads G, Ritcher EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.** 1997;12(4):527-540.

Karlsson U, Gotfredsen K, Olsson A. A 2-year report on maxillary and mandibular fixed partial dentures supported by Astra Tech dental implants. A comparison of 2 implants with different surface texture. **Clin. Oral Impl. Res.** 1998; 9(4):235-242.

Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. **J Prosthet Dent.** 2002;88(6):604-610.

Meirelles LA, **Análise fotoelástica da distribuição de tensões em implantes cilíndricos rosqueados com hexágono externo e interno.** 2003.(Dissertação) Piracicaba: FOP/UNICAMP; 2003.

Mish CE, Bidez MW, Sharawy M. A bioengineered implant for a predetermined bone cellular response to loading forces. A literature review and case report. **J. Periodontol.** 2003;72(9):1276-1286.

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.

Norton MR. An *in vitro* evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. **Clin. Oral Implants Res.** 1997;8(4):290-298.

Ochiai KT, Williams BH, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA. Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-supported overdenture designs. **The Journal of prosthetic dentistry.** 2004;91(5):421-427.

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.

Okeson JP. Oclusão - Fundamentos de Oclusão e desordens temporomandibulares. Porto Alegre: Artes Médicas; 1992.

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.

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

Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. **J. Prosth. Dent.** 1989;62(5):567-572.

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.

Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. **J. Prosth. Dent.** 2002;88(6):89-95.

Taylor TD. The changing face of implant dentistry. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2003;18(6):793.

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