**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO
PRETO**

MESTRADO

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DE MODELO DE VÉRTEBRA SOB
INFLUÊNCIA DE PARAFUSO PEDICULAR**

Pós-Graduanda: Dayana Pousa Paiva de Siqueira

Orientador: Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano

Ribeirão Preto

2008

DAYANA POUSA PAIVA DE SIQUEIRA

**Análise fotoelástica de modelo de vértebra sob influência de parafuso
pedicular**

Dissertação de mestrado apresentada ao departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor / Área de concentração: Ortopedia e Traumatologia / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano.

Ribeirão Preto

2008

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

FICHA CATALOGRÁFICA

Siqueira, Dayana Pousa Paiva de
Análise fotoelástica de modelo de vértebra sob influência de
parafuso pedicular. Ribeirão Preto, 2008.
95 p. : il. ; 30cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de
Medicina de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Ortopedia
e Traumatologia.

Orientador: Shimano, Antônio Carlos.

1. Coluna vertebral. 2. Vértebras lombares. 3. Biomecânica.
4. Tensões. 5. Fotoelasticidade.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Dayana Pousa Paiva de Siqueira

Análise fotoelástica de modelo de vértebra sob influência de parafuso pedicular

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina de
Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Mestre.

Área de concentração: Ortopedia e Traumatologia

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Dedicatória

Aos meus pais que nunca me faltaram, ajudando a superar as dificuldades e norteando os meus caminhos, compartilhando das alegrias e tristezas, me provendo de forças para lutar pelos ideais almejados.

AGRADECIMENTOS

Ao professor Dr. Antônio Carlos Shimano, pela oportunidade e confiança em que nos anos de convivência muito me ensinou para o meu crescimento pessoal, científico e intelectual.

Ao professor Dr. Cleudmar Amaral de Araújo por disponibilizar o uso do polariscópio, acesso às dependências do Laboratório de Projetos Mecânicos Professor Hêner A. Gomide da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia e pelos ensinamentos indispensáveis para execução deste trabalho.

Ao professor Dr. Helton Defino pelo apoio, confiança, presteza e ensinamentos.

Ao professor Dr. José Batista Volpon por disponibilizar acesso ao Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto-USP.

À secretária do Laboratório de Bioengenharia, Maria Teresinha de Moraes, pelo apoio durante os momentos de trabalho.

À secretária do departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, Fátima Lima, pela presteza.

Aos técnicos do Laboratório Francisco Carlos Mazzocato e Luís Henrique Alves Pereira, pelo constante apoio, incentivo e amizade.

Ao engenheiro Carlos Alberto Moro e ao técnico de informática Reginaldo Trevilato Silva pelo constante apoio auxílio e amizade.

À Sarah Faker Fakhouri pela amizade, apoio e companheirismo durante nossa jornada.

Aos amigos Graziela Nascimento Ferreira, Leandro Sérgio da Silva, Fabiano Misson e Francisco Cláudio Dantas Mota, que me acolheram na minha chegada ao laboratório.

Aos grandes amigos Juliana Goulart Prata Oliveira, Liana Barbaresco Gomide, João Paulo Chieragato Matheus e Giovana Leitão Sene, pelo grande apoio, sugestões e incentivos durante a realização deste trabalho.

Ao meu noivo e também companheiro de pós-graduação Gustavo Silva Abrahão, pela dedicação, paciência e constante incentivo para minha formação profissional e pessoal.

Aos colegas de pós-graduação Patrícia Silva, Ariane Zamariolli, Suraya Novais Shimano, Marcos Massao Shimano, Leonardo César Carvalho, Rodrigo Rosa, Priscila Angeloti e Ana Paula Macedo, pelo apoio e auxílio no projeto.

A todos aqueles que, direta ou indiretamente, me auxiliaram na realização deste trabalho.

A CAPES.

"Comece fazendo o que é necessário, depois o que é possível,
e de repente você estará fazendo o impossível".

(São Francisco de Assis)

RESUMO

SIQUEIRA, D.P.P. **Análise fotoelástica de modelo de vértebra sob influência de parafuso pedicular.** 2006. 95 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2007.

O sistema de fixação vertebral utilizando o parafuso pedicular é um dos métodos mais eficientes no tratamento de patologias da coluna vertebral. Quando o parafuso estiver submetido à força de arrancamento, ele gera tensões ao redor, principalmente próximo do canal medular, situação que pode ser analisada pela técnica da fotoelasticidade. O objetivo foi analisar as tensões internas geradas em modelos fotoelásticos de vértebras, utilizando diferentes medidas de parafusos do sistema de fixação vertebral, submetidos à força de arrancamento. Foi utilizado um modelo de vértebra lombar em material fotoelástico utilizando três medidas de diâmetros externos de parafusos pediculares (5, 6 e 7mm) do tipo USS1. As tensões internas ao redor do parafuso foram avaliadas em 18 pontos pré-determinados utilizando um polariscópio de transmissão plana. As regiões de maiores concentrações de tensões foram observadas entre o canal medular e as curvas do processo transversal. Nas comparações das médias das tensões cisalhantes entre os parafusos 5 e 7mm, e 6 e 7mm foram observadas diferenças estatísticas significativas, o que não ocorreu com os parafusos de 5 e 6mm onde não foram observadas diferenças estatisticamente significativas. Foi observado que as tensões internas são mais elevadas em áreas irregulares próximas do canal medular, o que sugere ser uma região crítica, em termos de esforços mecânicos.

Palavras-chave: coluna vertebral, vértebras lombares, biomecânica, tensões, fotoelasticidade.

ABSTRACT

SIQUEIRA, D.P.P. Photoelastic analysis of a vertebra model under the pedicular screw influence. 2006. 95 f. (Master Degree) - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2007.

The system of vertebrae fixation using the pedicular screw is one of the most efficient methods to treat vertebral spine pathologies. When the screw is submitted to pullout strength, it causes internal stress near the medullary canal and this situation can be analyzed using the photoelasticity technique. The objective of this study was to examine the internal stress of a photoelastic vertebrae model using different sizes of screws for the vertebral fixation submitted to pulling out. A lumbar vertebral model made of photoelastic material with three different pedicular screw sizes (5, 6 and 7mm), type USS1 was used. The internal stress around the screw were tested in 18 pre established points by a plain transmission polariscope. The areas of greater concentration of stress were placed between the medullary canal and the transverse process. Comparing the maximum average pulling out stress, statistical differences were observed between screws 5 and 7, and 6 and 7. On the other hand, when screws 5 and 6mm were compared no significant differences were found. This study identified that the internal stress are greater in irregular areas, near the medullary canal, suggesting that this may be a critical region.

Keywords: vertebrae spine; lumbar vertebrae; biomechanics, stress, photoelasticity.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 01–	Padrão fotoelástico indicando número de ordem de franjas isocromáticas inteiras. Fonte: (TORRES, 2005).	27
FIGURA 02–	Imagem dos parafusos pediculares tipo USS1 com diâmetros de 5mm (A), 6mm (B) e 7mm (C).	32
FIGURA 03–	Imagem da vértebra em poliuretano da empresa Nacional® (L5).	33
FIGURA 04–	Imagem do contorno da geometria da vértebra L5	33
FIGURA 05–	Imagem do modelo de vértebra em acrílico com adaptações para posicionamento do parafuso (a) e orifício para colocação da resina (b).	34
FIGURA 06–	Imagem da caixa em acrílico.	35
FIGURA 07–	Imagem da caixa de acrílico com uma de suas laterais removível.	35
FIGURA 08–	Imagem da caixa de acrílico com borracha de silicone.	36
FIGURA 09–	Imagem da vértebra de acrílico com filetes de cera e posicionada sobre a borracha de silicone dentro da caixa de acrílico.	36
FIGURA 10–	Imagem de parte do mole da vértebra com dois blocos de acrílico para sistema de encaixe.	37
FIGURA 11–	Imagem do molde de silicone para a reprodução das vértebras em resina fotoelástica.	38

FIGURA 12–	Imagem da bucha para adaptação da cabeça do parafuso no molde de silicone.	39
FIGURA 13–	Imagem da bucha bipartida para posicionamento no parafuso.....	39
FIGURA 14–	Imagem da bucha posicionada na cabeça do parafuso.....	40
FIGURA 15–	Imagem do parafuso posicionado no molde de silicone.	40
FIGURA 16–	Imagem do molde de silicone posicionado entre as placas de acrílico e fixada pelos grampos, vista anterior.	41
FIGURA 17–	Imagem do molde de silicone posicionado entre as placas de acrílico e fixado pelos grampos, vista superior.....	41
FIGURA 18–	Imagem da vértebra em resina fotoelástica dentro do molde de silicone.	42
FIGURA 19–	Imagem da vértebra em resina fotoelástica com o parafuso pedicular.	42
FIGURA 20–	Imagem do polariscópio do Laboratório de Projetos Mecânicos Professor Hêner A. Gomide adaptado a um projetor de perfil.....	44
FIGURA 21–	Imagem da placa de alumínio com a célula de carga adaptada.	45

FIGURA 22–	Imagem da caixa de vidro com uma abertura em sua parte superior para o posicionamento do parafuso com dimensões de 100mm x 120mm.	45
FIGURA 23–	Imagem da caixa de vidro com a vértebra posicionada na borracha de silicone.	46
FIGURA 24–	Imagem da vértebra posicionada na caixa de vidro com a borracha de silicone cortada.	46
FIGURA 25–	Imagem da caixa de vidro fixa na placa de alumínio.....	47
FIGURA 26–	Imagem da peça para adaptação do parafuso na célula de carga..	47
FIGURA 27–	Imagem da célula de carga conectada ao indicador	48
FIGURA 28–	Imagem do sistema de arrancamento do parafuso posicionado no polariscópio.....	48
FIGURA 29–	A - Esquema dos pontos da ponta do parafuso. B - Esquema dos pontos na parte superior do parafuso localizado entre o canal medular (porção superior da imagem) e o processo transversal (porção inferior da imagem). C – Imagem da ponta do parafuso pedicular de 5 mm com aumento de 10X no polariscópio. D – Imagem do corpo do parafuso pedicular de 5 mm na região do pedículo, com aumento de 10X, entre canal medular e processo transversal.	50

FIGURA 30–	Imagem representando a distribuição das tensões internas ao longo do parafuso pedicular em um modelo de vértebra L5.	51
FIGURA 31–	Reta de calibração para obtenção da constante ótica do material fotoelástico.	54
FIGURA 32–	Imagem do parafuso USS1 de 5 mm de diâmetro externo no polariscópio. A - Ponta do parafuso. B - Corpo do parafusona região do pedículo.	56
FIGURA 33–	Imagem do parafuso USS1 de 6 mm de diâmetro externo no polariscópio. A - Ponta do parafuso. B - Corpo do parafuso na região do pedículo.	57
FIGURA 34–	Imagem do parafuso USS1 de 7 mm de diâmetro externo no polariscópio. A - Ponta do parafuso . B - Corpo do parafuso na região do pedículo.	57
FIGURA 35–	Gráfico das médias das tensões cisalhantes nos parafusos de 5mm, 6mm e 7mm.	58
FIGURA 36–	Gráfico da média das tensões cisalhantes em cada ponto de cada parafuso.	58
FIGURA 37–	Tensões cisalhantes nos modelos do parafuso de 5mm.	59
FIGURA 38–	Tensões cisalhantes nos modelos do parafuso de 6mm.	59
FIGURA 39–	Tensões cisalhantes nos modelos do parafuso de 7mm.	60

FIGURA 40–	Representação do gradiente de energia para os parafusos de 5mm, 6mm e 7mm.	60
FIGURA 41–	Gráfico das médias das tensões cisalhantes nos parafusos de 5mm, 6mm e 7mm.	61
FIGURA 42–	Gráfico da média das tensões cisalhantes em cada ponto de cada parafuso.	62
FIGURA 43–	Tensão cisalhantes em cada ponto e em cada modelo do parafuso de 5mm.	62
FIGURA 44–	Tensão cisalhantes em cada ponto e em cada modelo do parafuso de 6mm.	63
FIGURA 45–	Tensão cisalhante em cada ponto e em cada modelo do parafuso de 7mm.	63
FIGURA 46–	Representação do gradiente de energia para os parafusos de 5, 6 e 7mm com análise dos 12 pontos.	64

LISTA DE TABELAS

TABELA 01–	Medidas internas dos parafusos de 5mm, 6mm e	
	7mm de diâmetro externo.	32
TABELA 02–	Tabela correspondente da carga com o valor da	
	ordem de franja.	53
TABELA 03–	Média das tensões cisalhantes (Kpa) nos parafusos.	57
TABELA 04–	Média das tensões cisalhantes (Kpa) nos parafusos	
	com 12 pontos.	61

SUMÁRIO

1.0 INTRODUÇÃO	17
1.1 Fotoelasticidade	22
1.1.1 Método fotoelástico: conceitos fundamentais	24
1.1.2 Parâmetros fotoelásticos	25
1.1.2.1 Franjas fotoelásticas	25
2.0 OBJETIVO	29
3.0 MATERIAIS E MÉTODOS	31
3.1 Materiais utilizados	32
3.2 Modelo da vértebra	33
3.3 Confeção do modelo em resina fotoelástica	38
3.4 Grupos experimentais	43
3.5 Análise Fotoelástica	43
3.5.1 Polariscópio	43
3.5.2 Acessórios e adaptações	44
3.5.3 Procedimento de análise	49
3.6 Análise Estatística	54
4.0 RESULTADOS	55
4.1 Análise da distribuição de tensões	56
4.1.1 Resultados qualitativos	56
4.1.2 Resultados quantitativos	57
5.0 DISCUSSÃO	65
6.0 CONCLUSÃO	74

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	76
APÊNDICE	87

INTRODUÇÃO

1.0 INTRODUÇÃO

A coluna vertebral é uma estrutura segmentada, cujos segmentos se dispõem de forma a fornecer uma adequada estabilidade de movimento. É constituída de vértebras cervicais, torácicas, lombares, sacrais e o cóccix (FRACCAROLI, 1981). Possui três funções biomecânicas importantes: suporte do peso corporal, auxílio na movimentação do corpo e proteção da medula e das raízes nervosas (KNOPLICH, 1995; GREVE; AMATUZZI, 1999).

A região toracolombar é um dos locais mais comuns de lesão da coluna (HARRINGTON, 1962).

A utilização do parafuso como elemento de fixação da coluna vertebral não é uma idéia recente, e a sua primeira publicação data de 1944, quando King o empregou para fixar as articulações facetárias na coluna lombo-sacral (KING, 1944).

A fixação posterior do parafuso transpedicular tem sido amplamente utilizada na condução de tratamento da instabilidade da coluna lombar causada por trauma, condições degenerativas, defeitos congênitos, neoplasias e laminectomias extensas (KRAG *et al.*, 1988; ASHMAN *et al.* 1989; MATSUZAKI *et al.*, 1990; DICKMAN *et al.*, 1994).

A introdução da fixação intrapedicular por Roy-Camille *et al.*, (1963), trouxe grande impulso ao uso da instrumentação por via posterior com parafuso pedicular, e este, desde então, tem progressivamente se tornado o mais popular e eficiente método de fixação interna vertebral no tratamento de diversas patologias da coluna como fraturas, deformidades escolióticas, metástases e desordens degenerativas (OLSEWSKI *et al.*, 1990).

A cirurgia para a colocação de implantes nos pedículos das vértebras é realizada pela via posterior. O ponto de introdução do parafuso apresenta variações, de acordo com a recomendação de diferentes autores (MAGERL, 1984; ROY-CAMILLE *et al.*, 1986;

LUQUE, 1986; WEINSTEIN *et al.*, 1988). Mais frequentemente, utiliza-se o ponto de intersecção da linha que passa pelo meio do processo transversal e outra linha que tangencia lateralmente a faceta articular superior (MAGERL, 1984; WEINSTEIN *et al.*, 1988). Roy-Camille *et al.* (1986), preconizaram a introdução de parafusos com o ponto de introdução localizado na intersecção entre a linha horizontal, que passa pela metade do processo transversal com a linha vertical que passa pela faceta articular superior. Weinstein *et al.* (1988) e Weinstein *et al.* (1992), do mesmo modo que Magerl (1984) utilizaram o ponto de entrada inferior e lateralmente à faceta articular superior, desta forma evitaram o comprometimento da articulação facetária nas áreas adjacentes à instrumentação. Outro ponto de entrada do parafuso baseia-se no processo acessório, que é uma proeminência óssea localizada na base do processo transversal (ESSES; BEDNAR, 1990; MICHELE; KRUEGER, 1949). Luque (1986) descreveu a fascetomia para a localização do pedículo e inserção do parafuso.

Roy-Camille *et al.* (1986), definiram a anatomia pedicular como um cilindro de osso cortical com uma pequena quantidade de osso esponjoso preenchendo seu interior, constituindo a parte mais resistente da vértebra, sendo recomendado para instalação de implantes. A técnica utilizada para implantação dos parafusos pediculares consistia na introdução paralela dos parafusos, com o ponto de entrada localizado na intersecção de uma linha horizontal passando pelo meio dos processos transversos e uma vertical passando pelo meio da articulação imediatamente superior.

A orientação do parafuso no interior do pedículo varia de acordo com a técnica empregada na sua implantação. Roy-Camille *et al.* (1986), recomendam a introdução de parafusos paralelos, enquanto Weinstein *et al.* (1988), preconizam a orientação convergente para o plano médio-sagital e, desta forma, o parafuso poderia ser de comprimento maior, além de permitir a triangulação do sistema, que proporcionaria maior estabilidade (KRAG *et al.*, 1986; AN, 1998).

O pedículo vertebral é o ponto de ligação entre as partes posterior e anterior da vértebra. Os elementos posteriores (processo transverso, lâmina, processo articular superior e processo articular inferior) convergem para o pedículo. Entretanto, a colocação de parafuso através do pedículo fornece estabilidade da vértebra toda. (KRAG *et al.*, 1986; ZINDRICK *et al.*, 1987).

O segmento vertebral mais favorável para implantação do parafuso é a região lombar, devido ao maior diâmetro dos pedículos (SCOLES *et al.*, 1988; KIM *et al.*, 1994; VACCARO *et al.*, 1995; KOTHE *et al.*, 1996).

Uma das vantagens é que a técnica de inserção do parafuso no pedículo não invade o canal neural, como ocorre com outros tipos de implantes (ganchos e fios de aramagem sub-laminares) (KRAG *et al.*, 1986), além de oferecer grande estabilidade tridimensional, permitindo a fixação de um menor número de vértebras e melhor controle das forças que atuam na correção das deformidades (NACHEMSON *et al.*, 1979; WENGER *et al.*, 1982; DENIS, 1984; LUQUE, 1986; MAGERL *et al.*, 1994; STOKES *et al.*, 1996).

Até a metade da década de 30 os cirurgiões ortopedistas não dispunham de implantes biocompatíveis para fixação da coluna vertebral e os implantes usados apresentavam problemas, sendo a maioria removida antes de completar sua função. O início da utilização sistemática de implantes na fixação vertebral ocorreu após o desenvolvimento do aço inoxidável no final da década de 30. (SHIMANO *et al.*, 1998).

Foi, então, que os primeiros fixadores internos para tratamento de fraturas vertebrais foram idealizados. O mais recente avanço nos sistemas de fixação vertebral ocorreu com a utilização dos parafusos pediculares, que possuem a propriedade de suportar cargas em todas as direções e com isto, grandes vantagens biomecânicas (SHIMANO *et al.*, 1998).

Diferentes formas e tamanhos de parafusos são disponíveis no comércio, variando de 4,5mm a 7,0mm de diâmetro externo, incluindo parafusos corticais e esponjosos, canulados e não canulados (WEINSTEIN *et al.*, 1992).

Os parafusos são considerados implantes do tipo penetrante e possuem diferentes partes: cabeça, diâmetro externo, diâmetro interno, rosca, passo de rosca, e diâmetro do corpo. O diâmetro externo é o maior diâmetro entre as bordas externas das roscas do parafuso. O diâmetro interno é o diâmetro do corpo do parafuso sobre o qual as roscas estão fixadas. O diâmetro do corpo do parafuso é o diâmetro da porção do parafuso que não apresenta rosca. Em alguns implantes o diâmetro interno é igual ao diâmetro do corpo do parafuso, mas isso não ocorre em todos. Os parafusos são, de modo geral, classificados em parafusos do tipo cortical ou esponjoso, de acordo com o tipo da rosca e o diâmetro interno (SCHATZKER, 1993; BECHTOLD; KYLE; PERREN, 2000; MAZZOCCA *et al.*, 2003).

Os parafusos têm a capacidade de resistir às forças de cisalhamento, flexão e arrancamento. Essas propriedades mecânicas estão relacionadas com suas dimensões e geometria e também com a qualidade do tecido ósseo em que são implantados (BENZEL, 2001).

A resistência do implante ao arrancamento está relacionada com a quantidade de filetes de rosca em contato com o tecido ósseo, assim como o número de passo de roscas por unidade de comprimento aumenta a resistência ao arrancamento em virtude do aumento do atrito proporcionado (Krag, 1996; BENZEL, 2001; MAZZOCCA *et al.*, 2003).

O aparecimento destes novos sistemas de fixação envolveu não somente o desenvolvimento de novos implantes e instrumentais, mas também novos conceitos biomecânicos, com tópicos ainda não totalmente elucidados (DEFINO *et al.*, 1996).

A introdução do parafuso pedicular iniciou um novo desenvolvimento para a cirurgia da coluna. Este tipo de parafuso abriu a possibilidade para a instrumentação segmentar da

coluna mais estável. Atualmente o uso do parafuso pedicular em patologias da coluna torácica, lombar e sacral é o procedimento padrão para cirurgias de correção, estabilização de deformidade e instabilidade da coluna (STREMPEL *et al.*, 1996).

Vários tipos de sistemas de parafusos pediculares têm sido utilizados na artrodese da coluna lombar. Muitos sistemas são feitos de aço inoxidável, com interferência em imagens técnicas especialmente imagem de ressonância nuclear magnética (RNM) e tomografia computadorizada (CT). Ebrahein *et al.* (1994), em suas pesquisas, estudaram o uso do sistema de fixação de titânio na coluna lombar. Por não haver sistemas de parafusos pediculares no mercado na época, utilizaram o sistema correntemente usado em fraturas do fêmur. Eles observaram que os implantes de titânio na forma de placas e parafusos pediculares tiveram uma função importante na estabilidade da coluna toracolombar. Acredita-se que o titânio possa ser mais resistente à corrosão em relação ao aço inoxidável.

1.1 Fotoelasticidade

A fotoelasticidade é uma técnica experimental para análise de tensões e deformações, especialmente útil para peças e estruturas que apresentam geometrias complexas. Nesses casos é preferível a utilização de análise experimental, pois as metodologias de caráter analíticas, estritamente matemáticas, mostram-se trabalhosas e pouco viáveis (MAHLER; PEYTON, 1955).

A fotoelasticidade, apesar de ser uma técnica descoberta no início do século, tem sido utilizada atualmente para análise de tensões em componentes, na área de ensino em engenharia e na biomecânica (ALVAREZ; STROHAECKER, 1998).

A denominação “fotoelasticidade” descreve a natureza deste método experimental: foto relaciona-se ao uso da luz e técnicas de análises óticas, enquanto elasticidade refere-se ao estudo dos elementos mecânicos como tensões e deformações nos corpos elásticos (GERTHESEN; KNESER apud LAGANÁ, 1992).

A análise fotoelástica é uma técnica que transforma tensões existentes no interior dos corpos em padrões de luz visível, denominadas franjas. Quanto maior o número de franjas visualizadas, maior é a concentração de tensão (BRODSKY; CAPUTO; FURSTMAN, 1995). Essas tensões podem ser similares àquelas existentes na estrutura real, desde que o material do modelo fotoelástico seja homogêneo e isotrópico, e as solicitações no modelo sejam semelhantes às observadas na prática, não ultrapassando o limite de elasticidade do mesmo (MAHLER; PEYTON, 1955).

A maior vantagem do método fotoelástico é a visualização conjunta das tensões internas nos corpos, que podem ser quantificadas e registradas por imagem, enquanto que em outros métodos analíticos são necessários gráficos e esquemas de distribuição e forças construídos a partir de dados numéricos (CAMPOS Jr., 1983).

A aplicação da fotoelasticidade, como método de pesquisa, iniciou-se no século XX, quando o efeito começou a ser estudado em situações onde se exigia conhecimento do espectro de distribuição de forças como, por exemplo, no estudo da resistência dos materiais. No entanto, o grande impulso na utilização do método ocorreu nos anos 60 com o advento das resinas sintéticas que vieram substituir, com grande vantagem, o vidro e o celulóide até então utilizados (CAMPOS Jr., 1983).

Apesar de sua grande utilização, a técnica apresenta algumas limitações. Por ser um método de análise indireta, exige a confecção de modelos que reproduzam o modelo estudado, especialmente para a determinação quantitativa das tensões. Além disso, a quantidade de força externa aplicada não deve ultrapassar o limite de resistência do material fotoelástico.

Caso o valor da força aplicada se aproxime desse valor crítico, os resultados podem sofrer alterações significativas ocorrendo a falha no limite de resistência do material. (CAMPOS Jr., 1983).

O que caracteriza os materiais fotoelásticos é a resposta às tensões/deformações através de uma alteração nos índices de refração nas direções das tensões principais. Segundo Oliveira e Gomide (1990), esse material especial deve apresentar características indispensáveis como: transparência, resposta ótica eficiente, homogeneidade e isotropia, linearidade, não exibir fluência, apresentar módulo de elasticidade elevado, a constante ótica ($k\sigma$) não deve ser termossensível, não deve apresentar efeito de borda, deve ser fácil de usar, livre de tensões residuais e ter baixo custo. Esses materiais quando submetidos a um estado de tensão/deformação, atravessados pela luz polarizada e examinados em um aparelho denominado polariscópio, permitem a obtenção das tensões através da interpretação dos parâmetros óticos observados. Quando se utiliza luz comum, os efeitos óticos se manifestam como franjas coloridas. Já com a luz monocromática há uma série alternada de franjas pretas e brancas que tem um número de ordem em um ponto, dependendo da intensidade da carga utilizada.

1.1.1 Método fotoelástico: conceitos fundamentais.

A fotoelasticidade tem como base a propriedade ótica que determinados materiais transparentes e isotrópicos apresentam, de mudarem sua estrutura interna quando submetidos a um determinado carregamento. As mudanças internas ou deformações geradas por um estado de tensões ocasionarão uma anisotropia ótica, tal que para um determinado ponto

existirão três índices de refração principais associados. As mudanças nestes índices de refração são linearmente proporcionais ao carregamento (DALLY; RILEY, 1991).

Trabalhando no regime elástico, quando cessa o esforço aplicado as deformações elásticas são aliviadas e a estrutura do material volta à situação inicial. Neste caso, o material volta a apresentar uma característica isotrópica. Esta propriedade é denominada de dupla refração temporária (FROCHT, 1941). Materiais que apresentam estas características são denominados de fotoelásticos.

Para realizar uma análise de tensões empregando a técnica fotoelástica são necessários: modelos usinados em material fotoelástico e um polariscópio de transmissão. Este polariscópio tem como função polarizar a luz que incide sobre o modelo fotoelástico, assim como analisar a luz transmitida através deste modelo (ALVAREZ; STROHAECKER, 1998).

Ao incidir luz polarizada sobre um modelo fotoelástico tensionado, haverá a projeção do campo elétrico, segundo os eixos que correspondem às tensões principais para um dado ponto. O resultado será uma imagem constituída de franjas e possivelmente de pontos. Tanto estas franjas como estes pontos têm origem na interação da luz polarizada com o material birrefringente no qual o corpo foi modelado. Quando a luz utilizada for policromática é possível visualizar franjas coloridas e escuras mapeando o modelo. Se a luz utilizada for monocromática, passam a ser observadas apenas franjas escuras intercaladas com franjas claras (FROCHT, 1941).

1.1.2 Parâmetros fotoelásticos:

1.1.2.1 Franjas fotoelásticas

É a expressão óptica visível das cargas aplicadas nos padrões ou modelos fotoelásticos, provocando, nestes, deformações que levam seus pontos internos a exibir tensões. As franjas ocorrem ao longo das áreas tensionadas e podem ser visíveis de duas formas: quando se usa luz branca, elas aparecem compostas de faixas de cores diversas, ditas zonas escuras intercaladas com zonas claras. Porém, tanto num aspecto como em outro, possuem a mesma distribuição e características de conformação, repetem-se e nunca se interceptam.

Para uma fonte de luz branca, forma-se um espectro de cores que se repete ciclicamente. Do nível de mais baixa para o nível de mais alta tensão, formam-se as seguintes cores: preto, amarelo, violeta, azul, amarelo, vermelho, verde amarelo, vermelho, verde. As franjas podem ser observadas visualmente, como sendo a reunião das faixas isocromáticas amarelo, violeta, azul (1ª franja); amarelo, violeta, verde (2ª franja); amarelo, vermelho verde (3ª franja). A observação da cor verde, a partir da 2ª franja pode não ocorrer, permanecendo o azul (OLIVEIRA, 1988).

Para a contagem do número de franjas, utiliza-se, como rotina, a diferenciação entre o violeta e o azul ou o violeta e o verde, porque é uma transição nítida (“tint of passage”) (OLIVEIRA, 1988).

A demarcação entre as inúmeras franjas é bem mais fácil quando a fonte de luz é monocromática, pois as cores do espectro de uma franja (amarelo, violeta ou vermelho e azul ou verde) se concentram todas em uma faixa escura (OLIVEIRA, 1988).

A ordem de franja, em um ponto do modelo, pode ser determinada de duas formas: fotografando ou traçando em papel as ordens de franjas inteiras, que correspondem a fases múltiplas do comprimento de onda de luz utilizada. No caso de luz branca, o espectro observado no analisador apresenta cores típicas para cada ordem de franja (Figura 1):

Franja ordem $N=0$ Preta

Franja ordem $N=1$ Transição Violeta + azul

Franja ordem $N \geq 2$ Transição Vermelho + verde

Figura 1 - Padrão fotoelástico indicando número de ordem de franjas isocromáticas inteiras. Fonte: (TORRES, 2005).

a) **Isoclínicas:** lugar geométrico dos pontos do modelo, que possuem a mesma direção das tensões principais e que coincidem com as direções de polarização do polariscópio. São faixas escuras (onde ocorre completa extinção da luz), que aparecem no analisador de um polariscópio plano e seu valor pode ser determinado, girando-se o conjunto polarizador/analisador em relação ao modelo. As isoclínicas podem ser determinadas individualmente, nos pontos de interesse ou no campo completo do modelo (OLIVEIRA, 1988).

b) **Isocromáticas:** lugar geométrico dos pontos que apresentam o mesmo valor para a diferença entre as tensões principais. Se a fonte de luz for monocromática, as isocromáticas

apresentam-se como faixas escuras (sem luz). Quando a fonte de luz é branca, as isocromáticas são formadas por faixas luminosas de diferentes colorações dependendo da ordem de franja (N) (OLIVEIRA, 1988).

Desta forma, a técnica da fotoelasticidade mostra-se como um recurso importante para o estudo e análise do comportamento das tensões geradas em torno do parafuso pedicular quando este está sob a influência de esforços mecânicos, fornecendo subsídios para obter-se o máximo rendimento dos implantes por meio do conhecimento das suas propriedades e características biomecânicas.

OBJETIVO

2.0 OBJETIVO

O estudo tem como objetivo analisar o gradiente de tensões em modelos de vértebras confeccionados com material fotoelástico sob a influência de força de arrancamento de parafuso pedicular tipo USS1 de 5mm, 6mm e 7mm de diâmetro externo.

MATERIAIS E MÉTODOS

3.0 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Materiais utilizados

Foram utilizados para a realização deste experimento parafusos pediculares tipo USS1 com diâmetros externos de 5mm, 6mm e 7mm (figura 2), resina epóxi flexível fotoelástica da Polipox® e borracha de silicone azul da Polipox®. Estes parafusos foram posicionados nos pedículos de modelos de vértebras em resina fotoelástica que foram confeccionadas a partir de um molde de silicone.

A tabela 1 mostra algumas medidas dos parafusos utilizados nas análises.

Tabela 1 - Medidas internas dos parafusos de 5mm, 6mm e 7mm de diâmetro externo.

<i>Parafuso</i>	<i>Diâmetro externo (mm)</i>	<i>Passo de rosca (mm)</i>	<i>Altura do filete (mm)</i>	<i>Diâmetro interno (mm)</i>
USS1 A	5	2	0,6	3,8
USS1 B	6	2	0,6	4,8
USS1 C	7	2,5	1,1	4,8

Figura 2 - Imagem dos parafusos pediculares tipo USS1 com diâmetros de 5mm (A), 6mm (B) e 7mm (C).

3.2 Modelo da vértebra

Para a obtenção do contorno da vértebra, foi utilizado uma reprodução em poliuretano de uma vértebra lombar L5 adquirida da empresa Nacional®, nas dimensões reais da vértebra de um humano adulto normal (Figura 3).

Figura 3 - Imagem da vértebra em poliuretano da empresa Nacional® (L5).

Para obtenção do contorno da geometria a vértebra foi fotografada na vista superior e sua imagem foi digitalizada no programa *Photo Editor* do Windows XP Professional 2003 (Figura 4).

Figura 4 - Imagem do contorno da geometria da vértebra L5.

Para que este contorno apresentasse maior simetria, foi realizado um corte no centro dessa imagem e excluído um de seus hemicorpos. Para substituir esse hemicorpo foi utilizada a cópia do outro hemicorpo.

Esta imagem foi enviada para a Oficina de Precisão do Campus da USP de Ribeirão Preto, onde foi reproduzida uma vértebra plana em acrílico, com o formato do desenho, de 12mm de espessura (Figura 5). Este modelo foi adaptado com peças de acrílico para o posicionamento do parafuso no pedículo (figura 5 – A) e para a obtenção de um orifício no molde para a colocação da resina (figura 5 – B).

Figura 5 - Imagem do modelo de vértebra em acrílico com adaptações para posicionamento do parafuso (A) e orifício para colocação da resina (B).

A partir desse modelo foram reproduzidos moldes (negativos) para a confecção das vértebras em resina fotoelástica com o parafuso USS1 inserido em seu pedículo.

Para isto, foi confeccionado na Oficina de Precisão do campus da USP de Ribeirão Preto uma caixa em acrílico com 100mm de espessura, 120mm de comprimento e 36mm de profundidade, sendo uma de suas laterais removível (figura 6 e 7).

Figura 6 - Imagem da caixa em acrílico.

Figura 7 - Imagem da caixa de acrílico com uma de suas laterais removível.

Na confecção dos moldes foi utilizada a borracha de silicone azul com uma proporção de 5% de catalizador para a quantidade utilizada. Este procedimento foi subdividido em três etapas.

Primeiramente, a caixa de acrílico foi preenchida com 100ml de silicone previamente preparado com o catalizador (figura 8).

Figura 8 - Imagem da caixa de acrílico com borracha de silicone.

Para a realização da segunda etapa, filetes de cera rosa nº 7 foram fixados à vértebra de acrílico para a obtenção de orifícios de escape de ar no modelo, permitindo que quando fosse colocada a resina fotoelástica no interior dos moldes, toda a vértebra fosse preenchida (figura 9). Posteriormente, ela foi posicionada sobre a borracha de silicone já solidificada (“curada”) dentro da caixa de acrílico.

Figura 9 - Imagem da vértebra de acrílico com filetes de cera e posicionada sobre a borracha de silicone dentro da caixa de acrílico.

Após este procedimento o recipiente foi preenchido com a borracha de silicone (aproximadamente 50ml) até que fosse alcançada a linha média da vértebra de acrílico, fornecendo, então, parte do molde da vértebra (figura 10).

Figura 10 - Imagem de parte do mole da vértebra com dois blocos de acrílico para sistema de encaixe.

Foram colocados dois blocos de acrílico na base do molde a fim de se obter um sistema de encaixe entre as metades do molde, permitindo um alinhamento entre as partes (figura 10).

Após a solidificação do silicone, os blocos de acrílico eram retirados e sobre a superfície deste molde era adicionada vaselina sólida com auxílio de um pincel para que a segunda parte do molde não fundisse com a primeira parte. Posteriormente, foi acrescentado mais borracha de silicone (aproximadamente 100ml) recobrimdo todo o modelo da vértebra. Assim, foi obtido um molde composto de duas metades para a reprodução das vértebras em material fotoelástico (figura 11).

Figura 11 - Imagem do molde de silicone para a reprodução das vértebras em resina fotoelástica.

3.3 Confeção dos modelos em resina fotoelástica

Na confecção dos modelos, o parafuso era posicionado no molde de silicone. Para este posicionamento, foi necessário confeccionar buchas de acrílico adaptadas na cabeça de cada tipo de parafuso confeccionadas na Oficina de Precisão do campus da USP de Ribeirão Preto. Essas buchas eram bipartidas e independentemente do diâmetro do parafuso, apresentavam o mesmo diâmetro externo, permitindo uma boa fixação ao molde de silicone (figuras 12, 13 e 14).

Figura 12 - Imagem da bucha para a adaptação da cabeça do parafuso no molde de silicone.

Figura 13 - Imagem da bucha bipartida para posicionamento no parafuso.

Figura 14 - Imagem da bucha posicionada na cabeça do parafuso.

O parafuso era posicionado em uma das metades do molde (figura 15) e a outra era colocada sobre a primeira.

Figura 15 - Imagem do parafuso posicionado no molde de silicone.

Após a confecção dos moldes, ele era posicionado através de duas placas de acrílico de 120mm comprimento e 100mm de altura, fixado por dois grampos, mantendo os moldes devidamente posicionados para a colocação da resina fotoelástica (figura 16 e 17).

Figura 16 - Imagem do molde de silicone posicionado entre as placas de acrílico e fixado pelos grampos, vista anterior.

Figura 17 - Imagem do molde de silicone posicionado entre as placas de acrílico e fixado pelos grampos, vista superior.

Com o molde devidamente posicionado, era realizado a manipulação da resina fotoelástica flexível (Polipox® - SP) em uma proporção de 2 partes do componente A (resina epóxi) para 1 parte do componente B (catalizador), e esta era vertida dentro do molde com o parafuso posicionado no pedículo. O período de solidificação da resina era de 24 horas. Após

esta etapa, o molde era desmontado e obtido o modelo em resina fotoelástica com o parafuso posicionado (figura 18 e 19).

Figura 18 - Imagem da vértebra em resina fotoelástica dentro do molde de silicone.

Figura 19 - Imagem da vértebra em resina fotoelástica com o parafuso pedicular.

3.4 Grupos experimentais

Para a análise deste estudo foram confeccionados 4 moldes em silicone para a confecção de 12 modelos em resina fotoelástica, sendo esses modelos divididos em três grupos.

Grupo 1 – modelo de vértebra em resina fotoelástica com parafuso pedicular de 5mm.

Grupo 2 – modelo de vértebra em resina fotoelástica com parafuso pedicular de 6mm.

Grupo 3 – modelo de vértebra em resina fotoelástica com parafuso pedicular de 7mm.

3.5 Métodos

3.5.1 Polariscópio

Foi utilizado o polariscópio do Laboratório de Projetos Mecânicos Professor Hener A. Gomide da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, onde as análises fotoelásticas foram realizadas. O polariscópio era adaptado a um projetor de perfil, permitindo um aumento de 10 vezes da imagem analisada (figura 20).

Figura 20 - Imagem do polariscópio do Laboratório de Projetos Mecânicos Professor Hener A. Gomide adaptado a um projetor de perfil.

3.5.2 Acessórios e adaptações

Para simular a força de arrancamento nos parafusos foi projetado um dispositivo de carga para ser adaptado no polariscópio vertical. A figura 21 mostra o dispositivo de carga projetado constituindo de uma base de alumínio com parafuso aplicador de carga e célula de carga de capacidade de 50 Kgf (Kratos®).

Para adaptar o modelo à célula de carga foi necessário confeccionar acessórios que possibilitaram o posicionamento livre de tensões externas no modelo fotoelástico. Para isto, foi confeccionada uma caixa de vidro com abertura em sua parte superior para o posicionamento do parafuso (figura 22).

Figura 21 - Imagem da placa de alumínio com a célula de carga adaptada.

Figura 22 - Imagem da caixa de vidro com uma abertura em sua parte superior para o posicionamento do parafuso com dimensões de 100mm x 120mm.

A vértebra em resina fotoelástica foi posicionada dentro da caixa de vidro de forma que o parafuso permanecesse verticalmente, formando um ângulo de 90° com a base, e então adicionada borracha de silicone ao redor dessa vértebra (figura 23).

Figura 23 - Imagem da caixa de vidro com a vértebra posicionada na borracha de silicone.

Posteriormente, o modelo da vértebra foi retirado e a borracha de silicone cortada de forma que apenas a região que oferecia resistência ao arrancamento fosse preservada no sistema (figura 24).

Figura 24 - Imagem da vértebra posicionada na caixa de vidro com a borracha de silicone cortada.

Este sistema foi fixado em uma placa de alumínio confeccionada pela Oficina de Precisão do Campus da USP de Ribeirão Preto para permitir o posicionamento da célula de carga, o encaixe adequado ao polariscópio e o arrancamento do parafuso (figura 25).

Figura 25 - Imagem da caixa de vidro fixa na placa de alumínio.

Para fixar o parafuso à célula de carga foi projetada uma peça fabricada pela Oficina de Precisão do Campus USP de Ribeirão Preto que permitia a fixação no parafuso e o encaixe na célula de carga (figura 26).

Figura 26 - Imagem da peça para adaptação do parafuso na célula de carga.

A célula de carga utilizada foi de 50 Kgf e estava conectada a um indicador de sinais da marca Kratos® (figura 27).

Figura 27 - Imagem da célula de carga conectada ao indicador.

O sistema de arrancamento do parafuso foi adaptado ao polariscópio vertical como mostrado na figura 28.

Figura 28 - Imagem do sistema de arrancamento do parafuso posicionado no polariscópio.

3.5.3 Procedimento de análise

Após o posicionamento, era aplicada uma força de tração no parafuso com uma carga de aproximadamente 0,8 Kgf, gerando tensões suficientes para a análise na vértebra fotoelástica. Esta carga era pequena devido ao baixo módulo de elasticidade do material fotoelástico. Deve-se destacar que, apesar do baixo módulo de elasticidade a resposta ótica do material é excelente devido ao baixo valor de constante ótica.

Foram analisados 18 pontos ao redor de cada tipo de parafuso, sendo que estes pontos eram dispostos a 1mm de distância do diâmetro externo do parafuso. Os pontos analisados eram os mesmos para os parafusos de 5mm, 6mm e 7mm. A figura 29 mostra a imagem do parafuso no polariscópio durante a análise e o esquema do posicionamento dos pontos ao redor do parafuso dentro da vértebra e figura 30 mostra a imagem da distribuição das tensões internas ao longo do parafuso pedicular analisado no polariscópio.

Figura 29 - A - Esquema dos pontos da ponta do parafuso. B - Esquema dos pontos na parte superior do parafuso localizado entre o canal medular (porção superior da imagem) e o processo transversal (porção inferior da imagem). C - Imagem da ponta do parafuso pedicular de 5 mm com aumento de 10X no polariscópio. D - Imagem do corpo do parafuso pedicular de 5 mm na região do pedículo, com aumento de 10X, entre canal medular e processo transversal.

Figura 30 - Imagem representando a distribuição das tensões internas ao longo do parafuso pedicular em um modelo de vértebra L5.

Todas as imagens obtidas foram submetidas a uma análise quantitativa e qualitativa. A análise qualitativa foi realizada através da observação do comportamento da imagem das franjas geradas no material fotoelástico.

Para a obtenção dos dados quantitativos, foi feita uma leitura, na qual a ordem de franja (N) e a tensão cisalhante foram calculadas em cada ponto.

A ordem de franja (N) foi medida ponto a ponto usando o método de compensação de Tardy (OLIVEIRA e GOMIDE, 1990) cuja seqüência é a seguinte:

- 1 – Usando um polariscópio plano, gira-se o conjunto polarizador-analisador até que uma franja isoclínica passe sobre o ponto em análise. 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 formando um ângulo de 45° com os eixos de polarização, transformando o polariscópio plano em circular. Com isto desaparecem as franjas isoclínicas, ficando somente as isocromáticas.

- 3 – Observa-se o espectro, assinalando as ordens de franja de ordem inteira, identificando-se, assim, as ordens de franjas no ponto de interesse.

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

$$N_p = n_1 + \frac{\alpha}{180}$$

Se a franja que se moveu foi a de ordem mais alta, tem-se:

$$N_p = n_2 - \frac{\alpha}{180}$$

Onde:

N_p : ordem de franja no ponto

n_1, n_2 : ordens de franja inteiras

α : ângulo de rotação

Para o cálculo da tensão cisalhante (Kpa) foi utilizada a “lei ótica das tensões” (DALLY; RILEY, 1991).

$$\tau = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2} = \frac{N \times f\sigma \times 1000}{2h} \text{ (Kpa)}$$

Onde:

$\tau = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2}$: Intensidade de tensão ou diferença das tensões principais (Kpa).

$f\sigma$: Constante ótica do material (N/mm franja).

N: Ordem de franja no ponto.

h: Espessura do modelo (mm).

Antes do cálculo da intensidade de tensão, foi determinado, por calibração, a constante ótica ($f\sigma$) do material utilizado. Foi utilizado o método do disco sob compressão (DALLY e RILEY, 1991). Foi confeccionado um disco com diâmetro de 40 mm, que foi submetido a seis cargas progressivas de compressão, e a ordem de franja (N) foi calculada para cada uma delas no centro do disco (tabela 2). A constante ótica ($f\sigma$) pode ser obtida por,

$$P = \left[\frac{\pi D \times f\sigma}{8} \right] \times N$$

Onde:

P: carga aplicada (N)

D: diâmetro do disco (mm)

Tabela 2 – Tabela correspondente da carga com o valor da ordem de franja.

<i>CARGA P (Newton)</i>	<i>ORDEM DE FRANJA N</i>
0	0
0,50	0,56
1,50	0,88
2,50	1,02
4,00	1,46
5,00	1,67
6,00	1,89

A figura 31 mostra a reta de calibração obtida a partir de dados experimentais.

Utilizando o coeficiente angular da reta tem-se que:

$$\frac{\pi \times 40 \times f\sigma}{8} = 3,3648 \quad f\sigma = 0,2142 \text{ N/mm franja}$$

Portanto, adotou-se no trabalho o valor de 0,21 N/mm franja para o cálculo das tensões cisalhantes.

Figura 31 – Reta de calibração para obtenção da constante ótica do material fotoelástico.

3.6 Análise Estatística

Os dados obtidos foram submetidos à análise de variância (ANOVA) multifatorial. Nas comparações *post hoc* utilizou-se o método de Bonferoni, com nível de significância $p \leq 0,05$.

De posse destes dados, os cálculos foram realizados e os resultados obtidos, juntamente com uma análise estatística.

RESULTADOS

4.0 RESULTADOS

4.1 Análise da distribuição de tensões

4.1.1 Resultados qualitativos

Após a aplicação das cargas, os padrões fotoelásticos nos diferentes tipos de parafusos foram fotografados para uma avaliação qualitativa da distribuição das tensões.

As figuras 32 a 34 ilustram as distribuições das tensões em um dos modelos analisados para parafusos de 5, 6 e 7mm, respectivamente.

Pode-se observar nestas figuras que os locais de maiores tensões são entre o canal medular e as curvas do processo transverso, e na face medial da porção distal do parafuso.

Figura 32 - Imagem do parafuso USS1 de 5 mm de diâmetro externo no polariscópio. A - Ponta do parafuso. B - Corpo do parafuso na região do pedículo.

Figura 33 - Imagem do parafuso USS1 de 6 mm de diâmetro externo no polariscópio. A - Ponta do parafuso. B - Corpo do parafuso na região do pedículo.

Figura 34 - Imagem do parafuso USS1 de 7 mm de diâmetro externo no polariscópio. A - Ponta do parafuso. B - Corpo do parafuso na região do pedículo.

4.1.2 Resultados quantitativos

A tabela 3 e a figura 35 mostram os valores médios das tensões cisalhantes em cada parafuso.

As tabelas contendo os valores da direção das tensões principais, da ordem de franja e da tensão cisalhante nos pontos analisados para cada modelo, são mostrados no apêndice.

Tabela 3 - Média das tensões cisalhantes (Kpa) dos parafusos.

<i>Parafuso (mm)</i>	<i>Média da Tensão cisalhante (KPa)</i>	<i>Desvio Padrão</i>
5	11,25	2,36
6	11,31	3,30
7	12,31	1,66

Figura 35 -Gráfico das médias das tensões cisalhantes nos parafusos de 5mm, 6mm e 7mm.

A figura 36 mostra os valores médios das tensões cisalhantes em cada ponto de cada parafuso.

Figura 36 - Gráfico da média das tensões cisalhantes em cada ponto de cada parafuso.

A comparação simultânea entre os parafusos apresentou diferença estatística ($p=0,05$). Se forem comparados o parafuso de 5mm *versus* o de 7mm encontra-se diferença estatisticamente significativa ($p=0,05$); o parafuso de 6mm *versus* o de 7mm não apresentou diferença estatisticamente significativa ($p=0,10$); o parafuso de 6mm *versus* o de 5mm não apresentou diferença estatisticamente significativa ($p=0,99$).

Os resultados sugerem que os valores determinados para a tensão cisalhante nos parafusos de 5 mm e 6 mm tendem a ser inferiores aos do parafuso de 7 mm. Fazendo uma comparação ponto a ponto observa-se uma diferença estatística significativa ($p < 0,001$).

As figuras 37 a 39 mostram as curvas geradas em cada modelo para os parafusos de 5, 6 e 7mm.

Figura 37 - Tensão cisalhantes nos modelos do parafuso de 5mm.

Figura 38 - Tensão cisalhantes nos modelos do parafuso de 6mm.

Figura 39 - Tensão cisalhante nos modelos do parafuso de 7mm.

Foi realizada a análise estatística comparando as áreas abaixo da curva gerada pelas tensões cisalhantes em cada ponto de cada modelo de cada parafuso. Esta área representa um gradiente de energia nos pontos analisados.

A figura 40 mostra a representação do gradiente de energia para os parafusos de 5, 6 e 7mm.

Figura 40 - Representação do gradiente de energia por unidade de área para os parafusos de 5, 6 e 7mm.

Analizando os gráficos das tensões cisalhantes de cada modelo observou-se que os pontos 13 a 18 apresentaram valores heterogêneos quando comparados com os modelos do mesmo grupo. Desta forma estes pontos foram excluídos da análise.

A tabela 4 e a figura 41 mostram os valores médios da Tensão Cisalhante e seu desvio padrão para a análise dos 12 primeiros pontos.

Tabela 4 - Média das tensões cisalhantes (Kpa) nos parafusos com 12 pontos.

<i>Parafuso (mm)</i>	<i>Média da tensão cisalhante (KPa)</i>	<i>Desvio Padrão</i>
5	12,45	2,02
6	12,48	3,10
7	14,31	1,85

Figura 41 -Gráfico das médias das tensões cisalhantes nos parafusos de 5mm, 6mm e 7mm.

A figura 42 mostra os valores médios das tensões cisalhantes em cada ponto de cada parafuso.

Figura 42 - Gráfico da média das tensões cisalhantes em cada ponto de cada parafuso.

A comparação simultânea entre os parafusos apresentou diferença estatística ($p=0,000$). Se forem comparados o parafuso de 5mm *versus* o de 7mm e o de 6mm *versus* o de 7mm encontra-se diferença estatisticamente significativa ($p=0,002$); o parafuso de 6mm *versus* o de 5mm não apresentou diferença estatisticamente significativa ($p=1,000$).

Os resultados indicam que os parafusos de 5 mm e 6 mm apresentam comportamento semelhante.

As figuras 43 a 45 mostram as curvas geradas em cada modelo de cada parafuso.

Figura 43 - Tensão cisalhante em cada ponto e em cada modelo do parafuso de 5mm.

Figura 44 - Tensão cisalhante em cada ponto e em cada modelo do parafuso de 6mm.

Figura 45 - Tensão cisalhante em cada ponto e em cada modelo do parafuso de 7mm.

Foi realizada análise estatística comparando as áreas abaixo da curva gerada pelas tensões cisalhantes em cada ponto de cada modelo de cada parafuso.

A figura 46 mostra a representação do gradiente de energia para os parafusos de 5, 6 e 7mm com análise dos 12 pontos.

Figura 46 - Representação do gradiente de energia para os parafusos de 5, 6 e 7mm com análise dos 12 pontos.

Na comparação entre os pontos, observo-se que o ponto 11 (localizado entre o canal medular e a face interna do parafuso), foi o de maior tensão cisalhante em todos os parafusos analisados.

DISCUSSÃO

5.0 DISCUSSÃO

A escolha de um parafuso para fixação interna no osso é realizada tomando como referência as variedades de parafusos disponíveis que não diferem somente no material, geometria e dimensão, mas, também na técnica de inserção (COHEN, 1961; ANSELL *et al.*, 1968).

Vários fatores podem afetar a resistência ao arrancamento do parafuso como: a densidade mineral e a composição do osso, a técnica de inserção e modelo do parafuso. Todos estes fatores contribuem para uma tomada de decisão clínica na escolha do implante a ser utilizado (PENNAL *et al.*, 1964; BRANTLEY *et al.*, 1994; ÖKTENOGLU, 2001).

A resistência entre o parafuso e o osso é um fator limitante na estabilização do implante, pelo menos durante os primeiros dias ou semanas. A fadiga do metal ou a reabsorção do osso pode desencadear um problema posterior. A resistência ao arrancamento do parafuso pedicular é influenciada pelo perfil, diâmetro e dimensão da rosca do parafuso (KRAG *et al.*, 1986).

Para fixar um parafuso em uma estrutura ou no osso, inicialmente, faz-se um orifício piloto menor que o diâmetro externo da ordem do diâmetro interno. Portanto, a área resistente depende do diâmetro externo e interno do parafuso, do passo, da geometria do filete como a altura e o ângulo da rosca. Quando um parafuso é inserido, um torque é aplicado para vencer o atrito dos filetes com o material roqueado. Na inserção, o parafuso funciona também como um “macho” de abertura de rosca, cortando o osso na geometria do filete do parafuso. Considerando um parafuso osteointegrado, a região resistente do parafuso corresponde à área helicoidal entre as roscas.

Os parafusos de 5 e 6mm possuem um passo de rosca de 2mm e altura do filete de 0,6mm, com diâmetro interno de 3,8 e 4,8mm respectivamente. O parafuso de 7mm possui passo de 2,5mm, altura do filete de 1,1mm e diâmetro interno de 4,8mm.

Apesar dos parafusos de 5 e 6mm possuírem o mesmo passo e altura do filete, as áreas resistentes serão levemente diferentes, uma vez que, os diâmetros internos dos parafusos são diferentes. A área resistente do parafuso de 6mm é levemente maior, indicando que este parafuso possui uma resistência discretamente maior ao arrancamento do que o parafuso de 5mm. Além disso, o parafuso de 6mm é mais rígido, possuindo uma menor taxa de deformação para um mesmo valor de força. Portanto, estas características levariam a um gradiente de tensão levemente menor no parafuso de 6mm do que no parafuso de 5mm. Verificou-se que o gradiente de tensão nos dois parafusos foi praticamente igual. Isto ocorreu, principalmente, devido ao baixo módulo de elasticidade da resina fotoelástica, comparativamente ao módulo de elasticidade do material do parafuso. Neste caso, a sensibilidade ótica da resina não foi suficiente para avaliar estas pequenas diferenças. No entanto, é possível prever que estas diferenças serão pequenas, recomendando a utilização de sistemas menores se a análise levar em consideração apenas o efeito da força de arrancamento.

Para o parafuso de 7mm a área resistente é maior indicando que, devido apenas ao parafuso, as tensões seriam menores. Porém, devido ao diâmetro externo do parafuso ser maior associado ao efeito dos pontos de concentração de tensão da vértebra, que neste caso, são mais próximos ao parafuso, o gradiente de tensão se altera e os níveis de tensão média são maiores. Este fato é extremamente importante, indicando que, provavelmente, a força de arrancamento nestes parafusos deve ser menor considerando a geometria da vértebra. Evidentemente, é preciso testar os modelos considerando condições de contornos mais

próximo das condições reais e materiais fotoelásticos com módulo de elasticidade maiores, mais próximos dos valores do osso.

Lavaste (1980), comparou vários parafusos em testes de arrancamento. Zindrick *et al.* (1986), compararam inúmeros parafusos e também os efeitos de vários detalhes das técnicas de posicionamento de parafuso pedicular.

A força de arrancamento do parafuso pedicular requer um estudo sistemático, que não foi previamente relatado. Além disso, apesar de haver uma vasta literatura caracterizando a força de arrancamento de vários tipos de parafusos em ossos e membros, um estudo sistemático não foi feito analisando os vários tipos de parafusos distintos como o perfil da rosca e o diâmetro interno (KRAG, 2003).

Schatzker *et al.* (1993), estudaram vários grupos de diferentes tipos de parafusos, mas os efeitos individuais da rosca, do diâmetro interno e do diâmetro externo não puderam ser isolados.

Já, o desempenho mecânico de parafuso pedicular depende das propriedades físicas do parafuso e das propriedades biomecânicas da união osso-parafuso. A qualidade da fixação pode ser determinada pelo tipo de osso, tamanho do parafuso, geometria da rosca e densidade óssea mineral. (INCEOGLUS *et al.*, 2004).

Alguns estudos descreveram que a ancoragem depende mais do pedículo do que do osso esponjoso do corpo vertebral. Logo, o rompimento do pedículo enfraquece a fixação (CHIBA *et al.*, 1996; HIRANO *et al.*, 1997; KOTHE *et al.*, 1997; LEHMAN; KUKLO, 2003; ZINDRICK *et al.*, 1986). Existe relação do comportamento do pedículo em relação ao diâmetro do parafuso e quando ela é desrespeitada há dano ao pedículo (DEFINO; VENDRAME, 2001; HIRANO *et al.*, 1998; MISENHIMER *et al.*, 1989).

Materiais fotoelásticos são certamente diferentes dos ossos e têm sido utilizados em vários experimentos com a finalidade de avaliar as respostas qualitativas de ossos para aplicação de cargas (MAQUET; SIMONET; MARCHIN, 1966; MILCH, 1940).

De acordo com Maquet (1977), o primeiro uso da fotoelasticidade na biologia foi realizado por Gebhardt, em 1911.

Milch (1940) publicou imagens de modelo fotoelástico da extremidade superior de um fêmur normal, de um patológico e de um cirurgicamente modificado.

Pauwels (1973) aplicou o método fotoelástico na anatomia funcional. Ele estudou a distribuição e as direções das tensões em ossos longos e particularmente na extremidade proximal do fêmur.

Em nosso estudo encontramos grandes dificuldades para a confecção dos moldes para a reprodução dos modelos. Por apresentar geometria bastante complexa, foram realizadas várias tentativas com diferentes tipos de materiais para a obtenção do molde final. Utilizou-se a borracha de silicone por ser um material flexível e não aderente permitindo uma maior facilidade para a retirada dos modelos.

O posicionamento do parafuso utilizado no experimento foi preconizado de acordo com a técnica de Luque (1986), onde é realizada uma facetectomia para a localização do pedículo e inserção do parafuso.

A orientação do parafuso no interior do pedículo está em conformidade com a técnica relatada por Weinstein *et al.* (1988), que preconizavam a orientação convergente para o plano médio-sagital e, desta forma o parafuso poderia ser de maior comprimento, além de permitir a triangulação do sistema, que proporciona maior estabilidade (KRAG *et al.*, 1986; AN, 1998).

Durante a análise, observou-se um comportamento heterogêneo da região correspondente aos pontos de 13 a 18. Este comportamento ocorreu pela influência de diversos fatores:

a) Variação geométrica dos modelos por causa de variações nos moldes de silicone. Apesar de todos terem sido confeccionados com a mesma metodologia, uma pequena diferença entre eles é encontrada. Com isso, a angulação do parafuso também pode apresentar discrepâncias entre um modelo e outro, influenciando o comportamento dos pontos de 13 a 18, que representam a ponta do parafuso.

b) Outro fator de interferência sobre os resultados encontrados nesta região foi no dispositivo de carga. Conforme sua adaptação, pode ser gerado atrito na placa de alumínio durante a aplicação de força de tração. O atrito faz com que incida força diretamente na cabeça do parafuso (região de fixação da célula de carga), e essa produz um componente de força exercendo maior influência na ponta do parafuso, correspondendo à região dos pontos onde houve a discrepância.

c) Outro fator de influência no resultado obtido foi o número de amostras confeccionadas, pois com a elevação da quantidade de modelos avaliados, fatores individuais de cada montagem apresentariam menor interferência nos resultados.

d) A alta sensibilidade ótica da resina utilizada nos modelos fotoelásticos.

e) Uma acomodação não linear dos apoios de silicone em função da sua geometria e da variação de posicionamento da aplicação de carga.

Todos estes fatores levaram a exclusão dos pontos 13 a 18, que representam a ponta dos parafusos, na avaliação do gradiente de tensões. Esta estratégia foi realizada após uma inspeção visual dos resultados entre os vários modelos analisados para um mesmo parafuso.

A técnica da fotoelasticidade foi capaz de identificar os locais de maior concentração de tensões internas no modelo fotoelástico de vértebra proposto. Os locais encontrados foram próximos ao canal medular, na parte medial do pedículo. Estes locais foram os mesmos identificados por Gayet *et al.* (2002), que realizaram um estudo utilizando o método de elementos finitos em modelos de vértebras, simulando a força de arrancamento. Os autores

realizaram ensaios mecânicos de arrancamento para validação do modelo utilizado no elemento finito, nestes ensaios observaram que as faturas dos pedículos ocorriam nos locais onde as concentrações de tensões eram maiores.

É possível afirmar que em condições reais, esta região seria a mais crítica, considerando um carregamento de tração. Valores quantitativos serão diferentes, dependendo dos níveis da força aplicada e das condições de contorno utilizados nos modelos.

Os modelos fotoelásticos confeccionados com resina epóxi, com parafusos fixados sugerem a simulação de uma situação de longo prazo (crônica) conforme encontrado na prática clínica. Analisando o modelo como um todo, observou-se que as maiores concentrações de tensões ocorreram nas regiões onde havia variações de seções ao redor do parafuso, como próximo ao canal medular e nas curvas dos processos transversos. Essas concentrações de tensões ocorrem devido à geometria da vértebra e ao tipo de conjunto utilizado.

Os resultados encontrados mostraram que houve uma tendência dos parafusos com diâmetro de 5 e 6 mm se comportarem de maneira semelhante, quando avalia-se as médias das tensões cisalhantes. O parafuso de 7 mm apresentou valores de tensões cisalhantes maiores que os demais parafusos, de 5 e 6mm. Este resultado mostrou que a geometria do parafuso pedicular pode influenciar na estabilidade do sistema de fixação vertebral. Nesse caso, para um mesmo tamanho de vértebra adotado no modelo fotoelástico, um parafuso com diâmetro externo maior ocupará também um espaço maior principalmente na região do pedículo, ficando mais próximo do canal medular gerando, assim, tensões internas, tornando crítico o local. Portanto, a escolha de um parafuso para fixação interna no osso deve ser realizada tomando como referência as variedades de parafusos disponíveis que não diferem somente no material, geometria e dimensão, mas, também na técnica de inserção (ANSELL; SCALES, 1968; COHEN, 1961). É necessário escolher o diâmetro externo do parafuso em

relação ao tamanho de cada pedículo. Desta forma, a transmissão das tensões ocorrerá de uma maneira mais adequada do parafuso ao pedículo (GAYET *et al.*, 2002).

Qualitativamente, na extremidade do parafuso em sua face medial comparando com a face lateral, foi observada uma maior concentração de tensões. Provavelmente, isso se deve ao fato de que quando se aplica uma força de arrancamento no parafuso, o modelo fotoelástico tende a girar em seu próprio eixo, no sentido anti-horário, devido às condições de contorno utilizado e o parafuso não estar centralizado no modelo.

Vários fatores podem afetar a resistência ao arrancamento do parafuso, como a densidade mineral e a composição do osso, a técnica de inserção e o modelo do parafuso. Todos estes fatores contribuem para uma tomada de decisão clínica na escolha do implante a ser utilizado (ÖKTENOGLU *et al.*, 2001; BRANTLEY; MAYFIELD; KOENEMAN, 1994; PENNAL *et al.*, 1964), mas uma análise para verificar a influência de determinado implante na fixação vertebral pode trazer benefícios importantes, a fim de aprimorar seu uso, principalmente sugerindo qual o melhor tamanho de parafuso a ser utilizado sem prejudicar o canal medular.

Um aspecto que tem interessado aos pesquisadores é a correlação entre os dados obtidos pelo método e a correspondência biológica, nas mesmas situações para que as extrapolações decorrentes dos ensaios possam ser encaradas com credibilidade científica. Passo decisivo neste sentido foi dado por Glickman *et al.* (1970), quando estudaram a correlação entre o espectro de distribuição de tensões em padrões fotoelásticos e a direção de transmissão das forças oclusais em situações reais. Para tanto, eles observaram as deformações ocorridas no material fotoelástico circunvizinho a dentes adjacentes a espaços edentados antes e depois do uso desses dentes como retentores de próteses parciais fixas. Ao compararem qualitativamente a distribuição das forças aplicadas aos padrões fotoelásticos com os resultados de cortes histológicos obtidos de situações similares encontradas em

cadáveres humanos, encontraram correlação positiva, pois as áreas de pressões fotoelásticas corresponderam a áreas de reabsorção óssea nos espécimes histológicos.

Na análise fotoelástica plana, os ensaios são feitos em modelos, onde a transição dos resultados obtidos ou transição modelo/protótipo pode ser compreendida através da “Teoria de Modelos”. Assim, o comportamento das tensões em um modelo vertebral de material fotoelástico assemelha-se ao encontrado em uma vértebra humana, tendo em vista a influência da geometria da estrutura na distribuição das tensões em torno do parafuso.

De acordo com Mahler e Peyton (1955), a força aplicada nos padrões em teste produz tensões que se distribuem de acordo com a direção das forças, a forma e o modo de sustentação do padrão.

CONCLUSÃO

6.0 CONCLUSÃO

As maiores tensões internas foram verificadas nas variações de seções do modelo da vértebra na região próxima ao canal medular, mostrando ser uma região crítica quando utilizados parafusos maiores e na face medial da porção distal do parafuso. A distribuição da tensão no modelo comportou-se de forma semelhante entre os diferentes tamanhos de parafusos, aumentando progressivamente de acordo com os diâmetros externos.

REFERÊNCIAS

BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALVAREZ, E.D. e STROHAECKER, T.R. Equipamento de baixo custo para análise de tensões. Low cost equipment for stress analysis. **Revista de Física aplicada e Instrumentação**, v. 13, n.4, p. 86-91, Dez. 1998.

AN, H.S. Biomechanics of the spine and spinal instrumentations. In: AN, H.S. **Synopsis of spine surgery**. Baltimore: Williams & Wilkins, 1998. p. 67-72.

ANSELL, R. H. ; SCALES, J. T. A study of some factors with affect the strength of screws and their insertion and holding power in bone. **J. Biomechanics.**, v. 1, n.4, p. 279-302, 1968.

ASHMAN, R.B.; GALPIN, R.D.; CORIN, J.D.; JOHNSTON, C.E. Biomechanical analysis of pedicle screw instrumentation systems in a corpectomy model. **Spine**, v.14, n.12, p.1398-1405, 1989.

BENZEL, E. C. Implant-Bone Interfaces. In: BENZEL, E. C. **Biomechanics of Spine Stabilization**. New York: Thieme, 2001, p. 155-70.

BRODSKY, J. E.; CAPUTO, A.A.; FURSTMAN, L.L. Root typping: a photoelastic-histopatologic correlation. **Am. J. Orthod.**, St. Louis, v.67, n. 1, p. 1-10, 1995.

CAMPOS JR. A. **Distribuição fotoelástica de forças axiais: influência de base apical de sustentação e das características morfológicas das raízes**. 1983. 149f. Dissertação (Mestre

em Periodontia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 1983.

CAMPOS JR, A. et al. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte I. Campo de aplicação. **Estomat. Cult.**, v.16, n.1, p.20-25, jan/mar. 1986.

CHIBA, M.; McLAIN, R. F.; YERBY, S. A.; MOSELEY, T. A.; SMITH, T. S.; BENSON, D. R. Short-segment pedicle instrumentation biomechanical analysis of supplemental hook fixation. **Spine**, Philadelphia, v. 21, n. 3, p. 288-94, feb. 1996.

COHEN, J. Tissue reactions to metals, the influence of surface finish. **J Bone Joint Surgery.**, 43A, p. 687-99, 1961.

DALLY, J. W.; RILEY, W. F. **Experimental Stress Analysis**. 2nd ed. New York: McGraw-Hill International Editions, 1978. 639p.

DEFINO, H.L.A.; MORO, C.A.; FUENTES, A.E.R.; PAULIN, J.B.P. Avaliação da angulação dos parafusos e utilização do estabilizador transversal na estabilidade do sistema de fixação pedicular. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 31, n.11, p. 925-930, nov. 1996.

DEFINO, H. L. A.; VENDRAME, J. R. B. Role of cortical and cancellous bone of the vertebral pedicle in implant fixation. **Eur. Spine J.**; Heidelberg, v. 10, n. 4, p. 325-33, feb. 2001.

DENIS, F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. **Spine**, v. 8, n.8, p. 817-31, 1983.

DICKMAN, C.A.; YAHIRO, M.A.; LU, H.T.C.; MELKERSON, M.N. Surgical treatment alternatives for fixation of unstable fractures of the thoracic and lumbar spine: A meta-analysis. **Spine** 1994; 19 (Suppl): 52266-73.

EBRAHEIM, N.A.; RUPP, R.E.; SAVOLAINE, R.R.; REINKE, D. Use of titanium implants in pedicular screw fixation. **Journal of Spinal Disorders**, v.7, n.6, p.478-486, 1994.

FRACCAROLI, J.L. **Biomecânica – análise dos movimentos**. 2^a ed. São Paulo: Cultura Médica. 1981.

FROCHT, M. M. **Photoelasticity**. New York: John Willey & Sons, Inc., 1941. 2v.

GAYET, L. E.; PRIES, P.; HAMCHA, H.; CLARAC, J. P; TEXEREAU, J. Biomechanical Study and Digital Modeling of Traction Resistance in Posterior Thoracic Implants. **Spine**, v. 17, n. 7, p. 707-714, 2002.

GERTHESEN, C.; KNESER, H.O. **Óptica ondulatória física** Trad. Por A. Amando Inocêncio. Porto: Fundação Calouste Gulberkian, 1973. p.420-440.

GLICKMAN, I. et al. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. **J. Periodont.**, v. 4, p. 30-5, 1970.

GREVE, J.M.D`A.; AMATUZZI, M.M. **Medicina de reabilitação aplicada à ortopedia e traumatologia**. 1ª ed, São Paulo: Ed. Roca LTDA, 1999.

HARRINGTON, P.R. Treatment of scoliosis. Correction and internal fixation by spine fixation. **The Journal of Bone and Joint Surgery**. v. 44A, p.591-610, 1962.

HIRANO, T.; HASEGAWA, K.; WASHIO, T.; HARA, T.; TAKAHASHI, H. Fracture risk during pedicle screw insertion in osteoporotic spine. **J Spinal Disord.**, New York, v. 11, n. 6, p. 493-7, dec. 1998.

HIRANO, T.; HASEGAWA, K.; TAKAHASHI, H. E.; UCHIYAMA, S.; HARA, T.; WASHIO, T.; SUGIURA, T.; YOKAICHIYA, M.; IKEDA, M. Structural characteristics of the pedicle and its role in screw stability. **Spine**, Philadelphia, v. 22, n. 1, p. 2504-9, nov. 1997.

INCEOGLU, S.; FERRARA, L.; MC LAIN, R.F. Pedicle screw fixation strength: pull-out versus insertion torque. **The Spine Journal**, v.4, p. 513 – 518, 2004.

KIM, N.H.; LEE, H.M.; CHUNG, I.H.; KIM, H.J.; KIM, S.J. Morphometric study of the pedicles of thoracic and lumbar vertebrae in Koreans. **Spine**, v. 19, n.12, p. 1390-4, 1994.

KING, D. Internal fixation for lombosacral spine fusions. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, n.3, v.30A, p.560-565, 1948.

KNOPLICH, J. **A coluna vertebral da criança e do adolescente**. Ed. Paramed. 1985.

KOTHE, R.; PANJABI, M. M.; LIU, W. Multidirectional instability of the thoracic spine due to iatrogenic pedicle injuries during transpedicular fixation: a biomechanical investigation. **Spine**, Philadelphia, v. 22, n. 16, p. 1836-42, aug. 1997.

KOTHE, R.; O'HOLLERAN, D.; LIU, W.; PANJABI, M.M. Internal architecture of the thoracic pedicle: an anatomic study. **Spine**, v.21, n. 3, p. 264-70, 1996.

KRAG, M. H. Biomechanics of thoracolumbar spinal fixation. In: THALGOTT, J. S.; AEBI, M. **Manual of internal fixation of the spine: principles and techniques in spine surgery**. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1996. p. 23-42.

KRAG, M.H.; BEYNNON, B.D.; POPE, M.H.; FRYMOYER, J.W.; HAUGH, L.D.; WEAVER, D.L. An internal fixator for posterior application to short segments of the thoracic, lumbar, or lumbosacral spine design and testing. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, n. 203, p. 75-93. 1986.

KRAG, M.H.; WEAVER, D.L.; BEYNNON, B.D.; HAUGH, L.D. Morphometry of the thoracic and lumbar spine related to transpedicular screw placement for surgical spinal fixation. **Spine**, v. 13, n.1, p. 27-32. 1988.

LAGANA, D.C. **Estudo comparativo do comportamento biomecânico das próteses parciais removíveis de extremidade livre e das próteses parciais fixas em cantilever. Análise fotoelástica das reações das estruturas de suporte**. 1992. 221 f. Tese (Doutorado em Odontologia)- Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1992.

LAVASTE, F. Biomechanique du rachis dorso-lombaire. Deuxieme Journees d'Orthop. De la Pitie:19-23. Paris, Masson, 1980.

LEHAMAN Jr, R. A.; KUKLO, T. R. Use of the anatomic trajectory for thoracic pedicle screw salvage after failure/violation using the straight-forward technique: a biomechanical analysis. **Spine**, Philadelphia, v. 28, n. 18, p. 2072-7, sep. 2003.

LUQUE, E.R. Interpeduncular segmental fixation. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, n. 203, p. 54-7. 1986.

MAGERL, F. Stabilizations of lower thoracic and lumbar spine with external skeletal fixation. **Clin. Orthop.**, n. 189, p. 125-41. 1984.

MAGERL, F.; AEBI, M.; GERTZBEIN, S.D.; HARMS, J.; NAZARIAN, S. A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. **Eur. Spine J.**, v.3, p.184-201. 1994.

MAHLER, D.B.; PEYTON, F.A. Photoelastic as a research technique for analysing stresses in dental structures. **J. Dent. Res.**, v. 34, n.6, p. 831-838, dec. 1955.

MAQUET, N. **Biomechanics of the knee joint**. Springer, Berlin Heidelberg New York, 1977.

MAQUET, N.; SIMONET, J.; MARCHIN, N. Etude photoelastique du genou. **Rev. Chir Orthop.** v. 52, p. 3-11, 1966.

MATSUZAKI, H.; TOKUHASHI, Y.; MATSUMOTO, F.; et al. Problems and solutions of pedicle screw plate fixation of lumbar spine. **Spine**, v. 15, p. 1159-65, 1990.

MAZZOCA, A. D.; CAPUTO, A.E.; BROWNER, B.D.; MAST, J. W.; MENDES, M.W. Principles of internal fixation. In: BROWNER, B. D.; LEVINE, A.M.; JUPITER, J. B.; TRAFTON, P. G. **Skeletal Trauma**, 3^a ed., Philadelphia: Saunders, p. 195-249, 2003.

MILCH, C. Photoelastic studies of bone forms. **J. Bone Joint Surg. Am.** v. 22, p. 621-626, 1940.

MISENHIMER, G. R.; PEEK, R.D.; WILTSE, L. L.; ROTHMAN, S. L. G.; WIDELL Jr, E. H. Anatomic analysis of the pedicle cortical and cancellous diameter as related to screw size. **Spine**, Philadelphia, v. 14, n. 4, p. 367-72, apr. 1989.

NACHEMSON, A.L.; SCHULTZ, A.B.; BERKSON, M.H. Mechanical properties of human lombar spine motions segments. Influence of age, sex, disc level, and degeneration. **Spine**, v.4, n. 1, p. 1-8. 1979.

ÖKTENOGLU, T.; FERRARA, L.; ANDALKAR, N.; ÖZER, F.; SARIOGLU, A.Ç.; BENZEL, E. C. Effects of hole preparation on screw pullout resistance and insertional torque: a biomechanical study. **J. Neurosurg** (Spine 1), Virginia, v. 94, n. 1, jan. 2001.

OLIVEIRA, S.A.G.; GOMIDE, H.A. Fotoelasticidade plana – material e técnica. In: CBECIMAT, n.9, 1990, Águas de São Pedro – SP. **Anais**, 1990. p. 608 – 614.

OLSEWSKI, J.M. et al. Morphometry of the lumbar spine: anatomical perspectives related to transpedicular fixations. **J. Bone Joint Surg. (Am)**, vol. 72, p. 541-549, 1990.

PAUWELS, F. **Atlas zur Biomechanik kranken hüfte, Prinzipien, einer technik and resultate eine kausalen therapie**. Springer, Berlin Heidelberg New York, 1973.

PENNAL, G. F.; McDONALD, G. A.; DALLE, G. G. A method of spinal fusion using internal fixation. **Clin. Orthop. Rel. Res.**; Philadelphia, n. 280, p. 281-8, jul, 1992.

ROY-CAMILLE, R.; SAILLANT, G.; MAZEL, C. Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, n. 203, p.7-17, 1986.

SCHATZKER, J. Parafusos e placas e sua aplicação. In: MÜLLER, M. E.; ALLGÖWER, M.; SCHNEIDER, R.; WILLENEGGER, H. **Manual de osteossíntese: técnicas recomendadas pelos grupos AO-ASIF**. 3ª ed. São Paulo: Manole, 1993. p. 179-231.

SCOLES, P.V.; LINTON, A.E.; LATIMER, B.; LEVY, M.E.; DIGIOVANNI, B.F. Vertebral body and posterior element morphology: the normal spine in middle life. **Spine**, v.13, n.10, p. 1082-6, 1988.

SHIMANO, A.C.; DEFINO, H.L.A; SOUZA, R.C.B. Avaliação biomecânica na estabilidade do sistema de fixação vertebral. **Anais do Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde**. p. 25-26, 1998.

STOKES, I.A.; SPENCE, H.; ARONSON, D.D.; KILMER, N. Mechanical modulation of vertebral body growth. Implications for scoliosis progression. **Spine**, v.21, n.10, p. 1162-7, 1996.

STREMPEL. A.V.; KRÖNAUER, I.; MORLOK, M.; SCHNEIDER, E. Stability of instrumented spine; dynamic versus rigid instrumentation. **Spine**, v.10, n.2, p. 1-12, may 1996.

TORRES, E. M. **Estudo da correlação entre adaptação marginal e tensões transmitidas aos implantes por estruturas metálicas fundidas em monobloco – análise fotoelástica.** 2005. 133 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia)- Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2005.

VACCARO, A.R.; RIZZOLO, S.J.; ALLARDYCE, R.J.; RANSEY, M.; SALVO, J.; BALDERSTON, R.A.; COTLER, J.M. Placement of pedicle screw in the thoracic spine. **J. Bone Joint Surg. Am.**, v. 77-A, n. 8, p. 1193-9, 1995.

WEINSTEIN, J.N.; SPRETT, K.F.; SPENGLER, D.; BRICK, C.; REID, S. Spinal pedicle fixation: reliability and validity of roentgenogram-based assessment and surgical factors on successful screw placement. **Spine**, v. 13, n. 9, p. 1012-8, 1988.

WENGER, D.R.; CAROLLO, J.J.; WILKERSON, J.A.Jr. Biomechanics of scoliosis correction by segmental spinal instrumentation. **Spine**, v.7, n.3, p. 260-4, 1982.

ZINDRICK, M.R.; WILTSE, L.L.; DOORNIK, A.; WIDELL, E.H.; KNIGHT, G.W.; PATWARDHAN, A.G.; THOMAS, J.C.; ROTHMAN, S.L. Analysis of the morphometric characteristics of the thoracic and lumbar pedicles. **Spine**, v.12, n.2, p. 160-6, 1987.

ZINDRICK, M. R.; WILTSE, L. L.; WIDEL, E. H.; THOMAS, J. C.; HOLLAND, W. R.; FIELD, T.; SPENCER, C. W. A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation on the lumbosacral spine. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, Philadelphia, n. 203, p. 99-112, feb. 1986.

APÊNDICE

As tabelas de 1 a 12 contêm os valores da direção das tensões principais, ângulo máximo, ângulo mínimo, número da ordem de franja e da tensão cisalhante máxima em cada ponto de cada modelo de cada parafuso. E as tabelas de 13 a 15 contêm os valores a média das tensões cisalhantes em cada ponto de cada parafuso.

Tabela 1 - Tabela dos pontos, das direções das tensões principais, ordem máxima, ordem mínima, ângulo máximo, ângulo mínimo, número da ordem de franja e tensão cisalhante do modelo 1 do parafuso de 5mm.

<i>Ponto</i>	<i>Direção das tensões principais</i>	<i>Ordem Max.</i>	<i>Ordem Min.</i>	<i>α Max.</i>	<i>α Min.</i>	<i>Ordem de franja (N)</i>	<i>Tensão cisalhante (Kpa)</i>
1	42	2	1	170	12	1,06	10,30
2	30	2	1	93	82	1,47	14,27
3	7	2	1	156	18	1,12	10,84
4	48,5	1	0	127	52	0,29	2,83
5	74	2	1	124	50	1,29	12,57
6	27,5	2	1	88	96	1,52	14,78
7	28	2	1	150	27	1,16	11,25
8	25	2	1	178	2	1,01	9,82
9	26,5	1	0	5	175	0,97	9,44
10	22	2	1	127	55	1,30	12,62
11	23	2	1	18	161	1,90	18,42
12	37	2	1	154	24	1,14	11,06
13	44	1	0	46	134	0,74	7,23
14	4	1	0	8	181	0,98	9,52
15	12	1	0	5	174	0,97	9,41
16	35	1	0	5	171	0,96	9,33
17	3	1	0	139	41	0,23	2,21
18	55	1	0	97	82	0,46	4,45

Tabela 2 - Tabela dos pontos, direções das tensões principais, ordem máxima, ordem mínima, ângulo máximo, ângulo mínimo, número da ordem de franja e tensão cisalhante do modelo 2 do parafuso de 5 mm.

<i>Ponto</i>	<i>Direção das tensões principais</i>	<i>Ordem Max.</i>	<i>Ordem Min.</i>	<i>α Max.</i>	<i>α Min.</i>	<i>Ordem de franja (N)</i>	<i>Tensão cisalhante (Kpa)</i>
1	30	2	1	176	8	1,03	9,75
2	30	2	1	31	151	1,83	17,30
3	15	2	1	53	129	1,71	16,14
4	23,5	1	0	74	111	0,60	5,69
5	55	1	0	46,5	133	0,74	6,98
6	30	2	1	57	127	1,69	15,99
7	22	2	1	108	65	1,38	13,02
8	12	2	1	153	28	1,15	10,88
9	57	1	0	66	117	0,64	6,05
10	55	1	0	31	149	0,83	7,81
11	29	2	1	47	138	1,75	16,54
12	45	2	1	74	107	1,59	15,02
13	30	2	1	154	29	1,15	10,88
14	3	1	0	57	123	0,68	6,45
15	19	1	0	63	118	0,65	6,16
16	17	1	0	44	138	0,76	7,18
17	6	1	0	102	79	0,44	4,11
18	21	1	0	77	101	0,57	5,35

Tabela 3 - Tabela dos pontos, direção das tensões principais, ordem máxima, ordem mínima, ângulo máximo, ângulo mínimo, número de ordem de franja e tensão cisalhante do modelo 3 do parafuso de 5 mm.

<i>Ponto</i>	<i>Direção das tensões principais</i>	<i>Ordem Max.</i>	<i>Ordem Min.</i>	<i>α Max.</i>	<i>α Min.</i>	<i>Ordem de franja (N)</i>	<i>Tensão cisalhante (Kpa)</i>
1	38	1	0	4	176	0,98	9,78
2	34	2	1	80	100	1,56	15,56
3	4	2	1	126	52	1,29	12,94
4	57	1	0	136	48	0,26	2,56
5	5	2	1	141	42	1,23	12,25
6	38	2	1	64	116	1,64	16,44
7	5	2	1	159	19	1,11	11,11
8	45	1	0	32	145	0,81	8,14
9	31	1	0	15	165	0,92	9,17
10	12	2	1	135	41	1,24	12,39
11	12,5	3	2	153	29	2,16	21,56
12	51	2	1	50	131	1,73	17,25
13	33	2	1	151	29	1,16	11,61
14	2	2	1	48	134	1,74	17,39
15	10	2	1	23	153	1,86	18,61
16	30	2	1	70	108	1,61	16,06
17	17	1	0	93	91	0,49	4,94
18	18	1	0	130	50	0,28	2,78

Tabela 4 - Tabela dos pontos, direções das tensões principais, ordem máxima, ordem mínima, ângulo máximo, ângulo mínimo, número de ordem de franja e tensão cisalhante do modelo 4 do parafuso de 5 mm.

<i>Ponto</i>	<i>Direção das tensões principais</i>	<i>Ordem Max.</i>	<i>Ordem Min.</i>	<i>α Max.</i>	<i>α Min.</i>	<i>Ordem de franja (N)</i>	<i>Tensão cisalhante (Kpa)</i>
1	27	1	0	6	173	0,96	10,25
2	55	2	1	77	105	1,58	16,78
3	21	2	1	118	61	1,34	14,27
4	48	1	0	4	178	0,98	10,46
5	37	2	1	132	36	1,23	13,12
6	38	2	1	58	122	1,68	17,85
7	21	2	1	129	50	1,28	13,62
8	12	2	1	165	16	1,09	11,55
9	33	2	1	151	28	1,16	12,32
10	24	2	1	146	32	1,18	12,59
11	16	2	1	10	170	1,94	20,69
12	39	2	1	93	86	1,48	15,75
13	23	2	1	159	24	1,13	11,97
14	4	2	1	147	31	1,18	12,53
15	19	2	1	139	40	1,23	13,03
16	21	2	1	149	29	1,17	12,41
17	6	1	0	111	70	0,39	4,11
18	21	1	0	106	76	0,42	4,43

Tabela 5- Tabela dos pontos, direções das tensões principais, ordem máxima, ordem mínima, ângulo máximo, ângulo mínimo, número de ordem de franja e tensão cisalhante do modelo 1 do parafuso de 6 mm.

<i>Ponto</i>	<i>Direção das tensões principais</i>	<i>Ordem Max.</i>	<i>Ordem Min.</i>	<i>α Max.</i>	<i>α Min.</i>	<i>Ordem de franja (N)</i>	<i>Tensão cisalhante (Kpa)</i>
1	34,5	1	0	47	133	0,74	7,04
2	54	2	1	111	64	1,37	13,04
3	12	2	1	96	84	1,47	13,97
4	13	1	0	102	75	0,43	4,05
5	33	1	0	72	109	0,60	5,74
6	20	2	1	114	71	1,38	13,15
7	10	2	1	167	12	1,07	10,19
8	46	1	0	33	144	0,81	7,70
9	14,5	2	1	36	147	1,81	17,22
10	53	2	1	154	28	1,15	10,95
11	18	2	1	127	54	1,30	12,35
12	38	2	1	170	10	1,06	10,05
13	35	2	1	73	109	1,60	15,24
14	1	1	0	31	149	0,83	7,88
15	19	1	0	11	168	0,94	8,92
16	27	1	0	29	151	0,84	7,99
17	27	1	0	77	101	0,57	5,40
18	9	1	0	142	38	0,21	2,01

Tabela 6- Tabela dos pontos, direção das tensões principais, ordem máxima, ordem mínima, ângulo máximo, ângulo mínimo, número de ordem de franja e tensão cisalhante do modelo 2 do parafuso de 6 mm.

<i>Ponto</i>	<i>Direção das tensões principais</i>	<i>Ordem Max.</i>	<i>Ordem Min.</i>	<i>α Max.</i>	<i>α Min.</i>	<i>Ordem de franja (N)</i>	<i>Tensão cisalhante (Kpa)</i>
1	34	2	1	171	10	1,05	10,03
2	36	2	1	50	131	1,73	16,43
3	24	2	1	42	139	1,77	16,85
4	66	1	0	72	110	0,61	5,77
5	17	1	0	47	134	0,74	7,06
6	27	2	1	59	118	1,66	15,85
7	21	2	1	150	29	1,16	11,08
8	7	2	0	4	174	1,47	14,02
9	26	2	1	164	15	1,09	10,34
10	15	2	1	134	46	1,26	11,96
11	11	3	2	155	25	2,14	20,37
12	43	2	1	123	60	1,33	12,62
13	31,5	2	1	137	44	1,24	11,83
14	10	1	0	116	119	0,51	4,84
15	25	1	0	76	105	0,58	5,53
16	17	1	0	124	51	0,30	2,83
17	12	1	0	89	94	0,51	4,89
18	17	1	0	130	50	0,28	2,65

Tabela 7- Tabela dos pontos, direções das tensões principais, ordem máxima, ordem mínima, ângulo máximo, ângulo mínimo, número da ordem de franja e tensão cisalhante do modelo 3 do parafuso de 6 mm.

<i>Ponto</i>	<i>Direção das tensões principais</i>	<i>Ordem Max.</i>	<i>Ordem Min.</i>	<i>α Max.</i>	<i>α Min.</i>	<i>Ordem de franja (N)</i>	<i>Tensão cisalhante (Kpa)</i>
1	44	1	0	9	172	0,95	9,82
2	35	2	1	41	136	1,76	18,18
3	18	2	1	50	130	1,72	17,75
4	52	2	1	176	6	1,03	10,60
5	28	2	1	118	62	1,34	13,86
6	33	2	1	10	169	1,94	20,02
7	24	2	1	101	80	1,44	14,86
8	18	2	1	145	38	1,20	12,40
9	32	2	1	116	65	1,36	14,00
10	29	2	1	102	76	1,43	14,72
11	12	3	2	157	24	2,13	21,96
12	30	2	1	113	68	1,38	14,18
13	21	2	1	174	9	1,04	10,74
14	6	2	1	148	33	1,18	12,17
15	23	2	1	143	39	1,21	12,49
16	30	1	0	6	177	0,98	10,05
17	4	1	0	104	76	0,42	4,35
18	20	1	0	102	76	0,43	4,41

Tabela 8- Tabela dos pontos, direções das tensões principais, ordem máxima, ordem mínima, ângulo máximo, ângulo mínimo, número de ordem de franja e tensão cisalhante do modelo 4 do parafuso de 6 mm.

<i>Ponto</i>	<i>Direção das tensões principais</i>	<i>Ordem Max.</i>	<i>Ordem Min.</i>	<i>α Max.</i>	<i>α Min.</i>	<i>Ordem de franja (N)</i>	<i>Tensão cisalhante (Kpa)</i>
1	42	1	0	74	104	0,58	5,89
2	51	2	1	158	22	1,12	11,34
3	14	2	1	136	46	1,25	12,63
4	51	1	0	44	136	0,76	7,63
5	43	1	0	28	151	0,84	8,50
6	32	2	1	131	47	1,27	12,79
7	35	1	0	23	160	0,88	8,89
8	30	1	0	55	126	0,70	7,04
9	2	1	0	22	160	0,88	8,92
10	51	2	1	126	55	1,30	13,16
11	16	3	2	135	48	2,26	22,81
12	39	2	1	20	159	1,89	19,05
13	29	2	1	86	94	1,52	15,38
14	2	2	1	49	135	1,74	17,56
15	21	2	1	34	143	1,80	18,21
16	20	2	1	82	98	1,54	15,60
17	20	1	0	62	119	0,66	6,65
18	2	1	0	38	140	0,78	7,91

Tabela 9- Tabela dos pontos, direções das tensões principais, ordem máxima, ordem mínima, ângulo máximo, ângulo mínimo, número de ordem de franja e tensão cisalhante do modelo 1 do parafuso de 7 mm.

<i>Ponto</i>	<i>Direção das tensões principais</i>	<i>Ordem Max.</i>	<i>Ordem Min.</i>	<i>α Max.</i>	<i>α Min.</i>	<i>Ordem de franja (N)</i>	<i>Tensão cisalhante (Kpa)</i>
1	46	1	0	18	162	0,90	9,28
2	58	2	1	57	125	1,69	17,41
3	5	2	1	4	178	1,98	20,45
4	20	1	0	84	98	0,54	5,56
5	4	2	1	128	56	1,30	13,40
6	26	3	2	153	23	2,14	22,05
7	16	2	1	153	30	1,16	11,94
8	6	2	1	170	8	1,05	10,82
9	37	2	1	132	48	1,27	13,06
10	32	2	1	52	128	1,71	17,64
11	18,5	3	2	123	60	2,33	23,97
12	26	2	1	175	4	1,03	10,57
13	44	1	0	25	156	0,86	8,91
14	10	2	1	144	36	1,20	12,37
15	25	2	1	118	65	1,35	13,95
16	16	2	1	134	43	1,25	12,86
17	17	1	0	106	77	0,42	4,32
18	24	1	0	132	50	0,27	2,81

Tabela 10 - Tabela dos pontos, direções das tensões principais, ordem máxima, ordem mínima, ângulo máximo, ângulo mínimo, número de ordem de franja e tensão cisalhante do modelo 2 do parafuso de 7 mm.

<i>Ponto</i>	<i>Direção das tensões principais</i>	<i>Ordem Max.</i>	<i>Ordem Min.</i>	<i>α Max.</i>	<i>α Min.</i>	<i>Ordem de franja (N)</i>	<i>Tensão cisalhante (Kpa)</i>
1	40,5	1	0	47	134	0,74	7,65
2	53	2	1	62	119	1,66	17,10
3	7	3	2	157	23	2,13	21,94
4	10	1	0	60	120	0,67	6,87
5	1	2	1	134	33	1,22	12,57
6	23	3	2	171	9	2,05	21,13
7	26	2	1	119	58	1,33	13,72
8	22	2	1	150	29	1,16	12,00
9	48	2	1	144	34	1,19	12,31
10	27	2	1	87	91	1,51	15,58
11	20	3	2	172	8	2,04	21,08
12	21	2	1	158	20	1,12	11,51
13	41	1	0	13	163	0,92	9,45
14	8	1	0	8	172	0,96	9,85
15	25	1	0	6	176	0,97	10,02
16	44	1	0	33	146	0,81	8,39
17	2,5	1	0	123	56	0,31	3,24
18	23,5	1	0	110	72	0,39	4,07

Tabela 11 - Tabela dos pontos, direções das tensões principais, ordem máxima, ordem mínima, ângulo máximo, ângulo mínimo, número de ordem de franja e tensão cisalhante do modelo 3 do parafuso de 7 mm.

<i>Ponto</i>	<i>Direção das tensões principais</i>	<i>Ordem Max.</i>	<i>Ordem Min.</i>	<i>α Max.</i>	<i>α Min.</i>	<i>Ordem de franja (N)</i>	<i>Tensão cisalhante (Kpa)</i>
1	52	2	1	164	16	1,09	11,23
2	23	2	1	18	165	1,91	19,67
3	4	2	1	128	54	1,29	13,34
4	46,5	1	0	101	77	0,43	4,47
5	16	2	1	123	54	1,31	13,49
6	32	2	1	43	135	1,76	18,10
7	12	2	1	164	15	1,09	11,20
8	27	1	0	2	178	0,99	10,19
9	26,5	2	1	146	35	1,19	12,29
10	24	2	1	103	76	1,43	14,69
11	30	2	1	62	118	1,66	17,07
12	29	1	0	4	177	0,98	10,11
13	36	1	0	40	144	0,79	8,13
14	3	1	0	5	175	0,97	10,02
15	19	1	0	4	177	0,98	10,11
16	32,5	1	0	10	172	0,95	9,79
17	1	1	0	134	49	0,26	2,72
18	27	1	0	115	68	0,37	3,81

Tabela 12 - Tabela dos pontos, direções das tensões principais, ordem máxima, ordem mínima, ângulo máximo, ângulo mínimo, número de ordem de franja e tensão cisalhante do modelo 4 do parafuso de 7 mm.

<i>Ponto</i>	<i>Direção das tensões principais</i>	<i>Ordem Max.</i>	<i>Ordem Min.</i>	<i>α Max.</i>	<i>α Min.</i>	<i>Ordem de franja (N)</i>	<i>Tensão cisalhante (Kpa)</i>
1	46	1	0	6	173	0,96	9,94
2	54	2	1	60	117	1,66	17,10
3	22	2	1	50	128	1,72	17,70
4	36	2	1	142	37	1,21	12,46
5	31	2	1	108	69	1,39	14,35
6	36	2	1	19	157	1,88	19,42
7	26	2	1	97	85	1,47	15,12
8	21	2	1	157	28	1,14	11,77
9	39	2	1	174	7	1,04	10,68
10	33	2	1	82	96	1,54	15,86
11	28	3	2	137	41	2,23	23,02
12	31	2	1	115	64	1,36	14,00
13	32	2	1	173	10	1,05	10,80
14	9	2	1	153	27	1,15	11,86
15	24	2	1	137	45	1,24	12,83
16	16	2	1	155	29	1,15	11,86
17	3	1	0	123	59	0,32	3,32
18	19	1	0	106	72	0,41	4,18

Tabela 13 - Tabela das médias das Tensões cisalhantes e seu desvio padrão em cada ponto no parafuso de 5mm.

<i>PARAFUSO</i>	<i>PONTO</i>	<i>MÉDIA</i>	<i>DESVIO PADRÃO</i>
5 mm	1	10,02	0,30
	2	15,98	1,35
	3	13,55	2,23
	4	5,38	3,67
	5	11,23	2,85
	6	16,26	1,27
	7	12,25	1,26
	8	10,10	1,49
	9	9,25	2,56
	10	11,35	2,36
	11	19,30	2,27
	12	14,77	2,64
	13	10,42	2,18
	14	11,47	4,66
	15	11,80	5,34
	16	11,24	3,86
	17	3,84	1,16
	18	4,25	1,07
TOTAL		11,25	2,36

Tabela 14 - Tabela das médias das Tensões Cisalhantes e seu desvio padrão em cada ponto no parafuso de 6mm.

<i>PARAFUSO</i>	<i>PONTO</i>	<i>MÉDIA</i>	<i>DESVIO PADRÃO</i>
6 mm	1	8,19	2,05
	2	14,75	3,12
	3	15,30	2,41
	4	7,01	2,80
	5	8,79	3,56
	6	15,45	3,33
	7	11,26	2,57
	8	10,29	3,45
	9	12,62	3,74
	10	12,70	1,62
	11	19,38	4,79
	12	13,97	3,79
	13	13,29	2,37
	14	10,62	5,52
	15	11,29	5,42
	16	9,12	5,28
	17	5,32	0,98
	18	4,24	2,65
TOTAL		11,31	3,30

Tabela 15 - Tabela das médias das Tensões Cisalhantes e seu desvio padrão em cada ponto no parafuso de 7mm.

<i>PARAFUSO</i>	<i>PONTO</i>	<i>MÉDIA</i>	<i>DESVIO PADRÃO</i>
7 mm	1	9,52	1,49
	2	17,82	1,24
	3	18,36	3,77
	4	7,34	3,55
	5	13,45	0,73
	6	20,17	1,76
	7	12,99	1,77
	8	11,20	0,84
	9	12,08	1,00
	10	15,94	1,24
	11	21,28	3,06
	12	11,55	1,74
	13	9,32	1,12
	14	11,03	1,28
	15	11,73	1,97
	16	10,72	2,01
	17	3,40	0,67
	18	3,72	0,63
TOTAL		12,31	1,66