UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho
Locomotor

SARAH FAKHER FAKHOURI

DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE PARAFUSOS DO SISTEMA DE
FIXAÇÃO VERTEBRAL SUBMETIDOS A ARRANCAMENTO
UTILIZANDO FOTOELASTICIDADE DE TRANSMISSÃO PLANA

Ribeirão Preto – SP
2008

SARAH FAKHER FAKHOURI

**DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE PARAFUSOS DO SISTEMA DE
FIXAÇÃO VERTEBRAL SUBMETIDOS A ARRANCAMENTO
UTILIZANDO FOTOELASTICIDADE DE TRANSMISSÃO PLANA**

Dissertação de Mestrado apresentada ao
Programa de Pós-Graduação do Departamento de
Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho
Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão
Preto da Universidade de São Paulo.

Área de concentração: Reabilitação do Aparelho
Locomotor

Orientador: Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano

Ribeirão Preto – SP
2008

Fakhouri , Sarah Fakher

Distribuição de tensões de parafusos do sistema de fixação vertebral submetidos a arrancamento utilizando fotoelasticidade de transmissão plana. Ribeirão Preto, 2008.

158 p. : il. ; 30cm

Tese de Mestrado, apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Ortopedia, Traumatologia e Reabilitação do Aparelho Locomotor

Orientador: Shimano, Antônio Carlos.

1. Parafuso pedicular. 2. Força de arrancamento. 3. Fotoelasticidade. 4. Biomecânica.

DEDICATÓRIA

Dedico mais esta conquista a minha família, meus verdadeiros e eternos amigos. Após três anos refaço este voto, pois é o que realmente expressa a minha jornada. Meus pais e minha irmã são meus alicerces. Os vi amigos, nas horas que encontrava suas mãos a me amparar. Os vi alegres, quando compartilhamos vitórias e emoções. Os vi fortes, para me incentivar quando na verdade a vontade era chorar. Os vi fracos, para me mostrar que, às vezes caímos, mas, o importante é continuar tentando. E por tudo que eu vi sou eternamente grata pelo apoio que me deram mesmo com os vários obstáculos encontrados pelo caminho.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano, pela confiança, amizade, dedicação e competência prestada durante o período de elaboração desta tese. Foi você que, desde minha graduação, me incentivou e ensinou ser uma boa pesquisadora, professora e, acima de tudo, ser humano.

Ao Prof. Dr. Cleudmar Amaral Araújo, só tenho a agradecer. Pela forma como sempre me recepcionou no laboratório, por ter me feito sentir parte do grupo mesmo quando sentimentos de insegurança e medo por estar em um lugar desconhecido predominavam. O admiro pela paciência, humildade e segurança, principalmente ao transmitir seus conhecimentos. Obrigado pela confiança, amizade, respeito, disponibilidade e acima de tudo oportunidade.

Ao Prof. Dr. Helton L. A. Defino, pelo conhecimento, sinceridade, objetividade e apoio durante a elaboração deste trabalho.

Ao Prof. Dr. José B. Volpon, pela permissão da realização deste trabalho no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto.

À Lidiane Sartini de Oliveira, pelo carinho, atenção, humildade, paciência e amizade. A você o meu sincero obrigado.

À Denize Vilela Novais, pela alegria, bom humor e competência.

Ao Rodrigo Rosa, só tenho a agradecer pelo apoio e presença durante estes anos.

À Patrícia Silva e Fausto Fernandes, verdadeiros amigos.

À Dayana Pousa Paiva de Siqueira, pelo companheirismo não só pesquisa, mas também de viagem.

À Marcos Shimano e Suraya Novais Shimano, meus novos amigos, que só tenho a agradecer pelo apoio e auxílio.

À Ariane Zamarioli, pelos bons momentos que passamos juntas durante esses dois anos.

Aos funcionários Fátima Feitosa de Lima, Maria Teresinha de Moraes, Francisco Carlos Mazzocato, Luís Henrique Alves Pereira, Carlos Alberto Moro e Reginaldo Trevilato da Silva, pela extensa paciência e por estarem sempre dispostos a ajudar em qualquer situação. Admiro-os não só pela competência, mas também pelo carinho com que tratam todos os pós-graduandos.

Ao Otávio Terra Filho, pela disponibilidade e carinho durante todo o desenvolvimento deste trabalho.

Ao programa CAPES, pela bolsa de estudo oferecida.

À FAPESP, pelo apoio financeiro.

**“Aqueles que passam por nós, não
vão sós, não nos deixam sós.
Deixam um pouco de si, levam um
pouco de nós.”**

(Antoine de Saint-Exupéry)

RESUMO

FAKHOURI, S. F. **Distribuição de tensões de parafusos do sistema de fixação vertebral submetidos a arrancamento utilizando fotoelasticidade de transmissão plana**. 2008. 158 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2008.

O tratamento de deformidade espinhal, doença degenerativa, trauma, e tumores da coluna vertebral exigem freqüentemente a realização da fixação interna. O surgimento dos parafusos pediculares possibilitou a realização da instrumentação segmentar da coluna mais estável, tornando-se atualmente procedimento padrão para realização das cirurgias de correção, estabilização de deformidade e instabilidade da coluna em patologias torácicas, lombares e sacrais. O segmento vertebral mais favorável para a implantação do parafuso é a região lombar, devido ao maior diâmetro dos pedículos. A fotoelasticidade tem sido utilizada em estudos científicos a fim de determinar a distribuição de tensões/deformações em sistemas estruturais, pois permite uma análise qualitativa e quantitativa do estado de tensão, através da observação de efeitos óticos. Neste trabalho foi utilizada esta técnica para determinar e analisar as tensões internas de modelos fotoelásticos sob influência de parafusos pediculares tipo USS1, quando submetidos a esforços de arrancamento. Para realização das análises fotoelásticas foram confeccionados 12 modelos divididos em três grupos, contendo em cada 4 modelos fotoelásticos. O primeiro grupo, G1, inclui o parafuso com diâmetro externo de 5 mm, o segundo, G2, o parafuso com diâmetro externo de 6 mm e o terceiro, G3, o parafuso com diâmetro externo de 7 mm. A simulação foi feita utilizando cargas de 0,75 e 1,5 Kgf. As ordens de franjas foram avaliadas em torno dos parafusos, utilizando o método de compensação de Tardy. Em todos os modelos analisados foram determinadas as tensões cisalhantes. Os resultados mostraram que para a carga de 0,75 Kgf, a tensão cisalhante máxima no parafuso de 5 mm foi maior que no de 6 mm, que foi maior que no de 7 mm. Com a carga de 1,5 Kgf houve igualdade nos três diâmetros externos de parafusos, e comparando estas duas cargas prevaleceu o último resultado. De acordo com as análises realizadas nos doze modelos, observou-se que o local de maior tensão é no pico das cristas, principalmente próxima a ponta dos parafusos. Sendo assim, esta técnica é bastante eficiente, pois, através da análise quantitativa e qualitativa foi possível comparar os parafusos de fixação vertebral, verificando qual é o mais suscetível ao arrancamento.

Palavras-chave: Parafuso pedicular, Força de arrancamento, Fotoelasticidade, Biomecânica.

ABSTRACT

FAKHOURI, S. F. **Stresses distributions of screws of the vertebral fixation systems submitted to pullout strength using plane transmission photoelasticity**. 2008. 158 f. Dissertation (Master's Degree) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2008.

The treatment of spinal deformities, degenerative disease, injuries and tumors on the vertebral column often demand the accomplishment of the internal fixation. The pedicular screws arising enabled the accomplishment of column segmental instrumentation more stable and became a standard procedure in accomplishing surgeries of correction, deformities stabilization and column instability in thoracic, lumbar and sacral pathologies. The best vertebral segment for the screw implantation is the lumbar area due to a larger diameter of the pedicles. The photoelasticity has been used in scientific studies in order to determine the stress/strain distribution in structural systems, because it allows a qualitative and quantitative analysis of the state of stress, through the observation of optical effects. In this work was used this technique to determine and analyze the internal stress of the photoelastic models under the influence of pedicular screws type USS1 submitted to pullout strength. In order to accomplish the photoelastic analysis 12 models divided in 3 groups were made. Each of them contained 4 photoelastic models. The first group, G1, was composed by the screw of 5 mm of external diameter, the second, G2, was composed by the screw of 6 mm external diameter and the third, G3, by a screw of 7 mm external diameter. The simulation was performed using loads of 0.75 Kgf and 1.5 Kgf. The fringe orders were evaluated around the screws using the Tardy compensation method. In all the models analyzed were calculated the shear stress. The results showed that using the load of 0.75 Kgf the shear stress in the 5 mm screw was bigger than in the 6 mm screw, which was bigger than in the 7mm screw. With a load of 1.5 Kgf there was equality among the three external diameter screws and comparing these two last loads, the last result prevailed. According to the analysis realized in the 12 models, we observed that the place of highest stress is at the peak of the crests mainly at the tips of the screws. Concluding, this technique is efficient enough because through the quantitative and qualitative analysis it was possible to compare the vertebral fixation screws, verifying witch one is more susceptible to pullout.

Keywords: Pedicular screw, Pullout strength, Photoelasticity, Biomechanics.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Classificação de parafusos ósseos. A-Parafuso esponjoso. B-Parafuso cortical. Fonte: adaptado de Browner et al., 2000.....	18
Figura 2. Efeito ótico – Onda senoidal.	33
Figura 3. Efeito do polarizador em uma onda luminosa. Fonte: adaptado de Ferreira Junior, 2003.	36
Figura 4. Esquema de um polariscópio circular. Fonte: Ferreira Júnior, 2003.	38
Figura 5. Padrão das Isoclínicas. Fonte: Faria, 1996.	42
Figura 6. Padrão típico das ordens de franjas isocromáticas inteiras. Fonte: Souza e Araújo, 2005.....	43
Figura 7. Parafusos pediculares de 5 (A), 6 (B) e 7 mm (C).	47
Figura 8. Desenho esquemático do aparato completo utilizado nas análises.	49
Figura 9. Condicionador de sinais.	49
Figura 10. Polariscópio de transmissão plana do LPM/FEMEC/UFU.....	50
Figura 11. Sistema de aplicação de carga.	51
Figura 12. Peça cilíndrica de fixação do parafuso pedicular.	51
Figura 13. Desenho esquemático do molde utilizado para obtenção dos modelos fotoelásticos.	52
Figura 14. Molde de acrílico parafusado.	53
Figura 15. Modelos fotoelásticos com os parafusos de 5 mm, 6 mm e 7 mm. A- Vista lateral. B-Vista superior. C- Vista frontal do modelo com o parafuso de 5 mm.	54
Figura 16. Dimensões do modelo para calibração do material fotoelástico. Fonte: adaptado de SOUZA e ARAUJO, 2005.....	56
Figura 17. Confeção do modelo fotoelástico em um molde de silicone.....	57
Figura 18. Reta de regressão linear.	58
Figura 19. Padrão das franjas do modelo do disco. Fonte: Araújo, 2006.....	59
Figura 20. Análise das cristas do parafuso de 5 mm com carga de 1,25 Kgf. A- Imagem do meio até a ponta do parafuso. B- Imagem da primeira crista da parte inferior do parafuso.	62

Figura 21. Análise das cristas do parafuso de 6 mm com carga de 1,25 Kgf. A- Imagem do meio até a ponta do parafuso. B- Imagem da primeira crista da parte inferior do parafuso.	62
Figura 22. Análise das cristas do parafuso de 7 mm com carga de 1,25 Kgf. A- imagem do meio até a ponta do parafuso. B- Imagem da primeira crista da parte inferior do parafuso.	63
Figura 23. Esquema da grade utilizada no mapeamento mostrando os dezenove pontos analisados.	64
Figura 24. Ordens de franjas isocromáticas no parafuso de 5 mm com carga de 1,5 Kgf. A- Imagem do comprimento total do parafuso. B- Ponta do parafuso.	66
Figura 25. Ordens de franjas isocromáticas no parafuso de 6 mm com carga de 1,5 Kgf. A- Imagem do comprimento total do parafuso. B- Ponta do parafuso.	67
Figura 26. Ordens de franjas isocromáticas no parafuso de 7 mm com carga de 1,5 Kgf. A- Imagem do comprimento total do parafuso. B- Ponta do parafuso.	67
Figura 27. Posicionamento das cristas do parafuso de 5 mm.	70
Figura 28. Posicionamento das cristas do parafuso de 6 mm.	71
Figura 29. Posicionamento das cristas do parafuso de 7 mm.	72
Figura 30. Valores das tensões cisalhantes no parafuso de 5 mm com carga de 0,75 Kgf.	73
Figura 31. Valores das tensões cisalhantes no parafuso de 6 mm com carga de 0,75 Kgf.	74
Figura 32. Valores das tensões cisalhantes no parafuso de 7 mm com carga de 0,75 Kgf.	74
Figura 33. Valores das tensões cisalhantes no parafuso de 5 mm com carga de 1,5 Kgf.	75
Figura 34. Valores das tensões cisalhantes no parafuso de 6 mm com carga de 1,5 Kgf.	75
Figura 35. Valores das tensões cisalhantes no parafuso de 7 mm com carga de 1,5 Kgf.	76
Figura 36. Média das tensões cisalhantes nos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 0,75 Kgf.	79

Figura 37. Média das tensões cisalhantes nos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 1,5 Kgf.....	85
Figura 38. Média das tensões cisalhantes nos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 0,75 e 1,5 Kgf.....	91
Figura 39. Média das tensões cisalhantes na região próxima a ponta dos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 0,75 Kgf.....	96
Figura 40. Média das tensões cisalhantes na região próxima a ponta dos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 1,5 Kgf.....	98

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Valores das cargas compressivas e ordens de franjas obtidas na calibração.....	58
Tabela 2. Posicionamento das cristas e sua respectiva carga no parafuso de 5 mm.....	69
Tabela 3. Posicionamento das cristas e sua respectiva carga no parafuso de 6 mm.....	70
Tabela 4. Posicionamento das cristas e sua respectiva carga no parafuso de 7 mm.....	71
Tabela 5. Média das tensões cisalhantes e desvio padrão em cada ponto nos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 0,75 Kgf.....	78
Tabela 6. Média e desvio padrão dos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 0,75 Kgf.....	79
Tabela 7. Média e desvio padrão dos pontos dos três tipos de parafuso com carga de 0,75 Kgf.....	81
Tabela 8. Grupos Homogêneos e seus pontos de médias equivalentes com carga de 0,75 Kgf.....	81
Tabela 9. Comparação dos pontos com os parafusos e sua significância com carga de 0,75 Kgf.....	82
Tabela 10. Média das tensões cisalhantes e desvio padrão em cada ponto nos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 1,5 Kgf.....	84
Tabela 11. Média e desvio padrão dos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 1,5 Kgf.....	85
Tabela 12. Média e desvio padrão dos pontos dos três tipos de parafuso com carga de 1,5 Kgf.....	86
Tabela 13. Grupos Homogêneos e seus pontos de médias equivalentes com carga de 1,5 Kgf.....	87
Tabela 14. Comparação dos pontos com os parafusos e sua significância com carga de 1,5 Kgf.....	88
Tabela 15. Média das tensões cisalhantes e desvio padrão em cada ponto nos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 0,75 e 1,5 Kgf.....	90

Tabela 16. Média e desvio padrão dos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 0,75 e 1,5 Kgf.....	91
Tabela 17. Média e desvio padrão dos pontos dos três tipos de parafuso com carga de 0,75 e 1,5 Kgf.....	93
Tabela 18. Grupos Homogêneos e seus pontos de médias equivalentes com carga de 0,75 e 1,5 Kgf.....	93
Tabela 19. Comparação dos pontos com os parafusos e sua significância com carga de 0,75 e 1,5 Kgf.....	94
Tabela 20. Média das tensões cisalhantes máximas e desvio padrão dos pontos 7 a 13 nos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 0,75 Kgf.....	96
Tabela 21. Média e desvio padrão na região próxima a ponta dos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 0,75 Kgf.....	97
Tabela 22. Média das tensões cisalhantes e desvio padrão dos pontos 7 a 13 nos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 1,5 Kgf.....	98
Tabela 23. Média e desvio padrão na região próxima a ponta dos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 1,5 Kgf.....	99

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

A - Analisador

DBMRAL - Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do
Aparelho Locomotor

FEMEC - Faculdade de Engenharia Mecânica

FMRP - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto

LPM - Laboratório de Projetos Mecânicos

UFU - Universidade Federal de Uberlândia

USP - Universidade de São Paulo

USS - Universal Spine System

E' - Vetor da onda luminosa

E_a - Eixo de polarização absorvida

E_t - Eixo de polarização transmitida

GH - Grupo homogêneo

G1 - Grupo 1

G2 - Grupo 2

G3 - Grupo 3

P - Polarizador

SP - São Paulo

z - Posição ao longo do eixo de propagação

E - Campo elétrico 1

f - Freqüência

c - Velocidade de propagação

t - Tempo

a - Constante

λ - Comprimento de onda

T - Período

nm - Nanômetro

ω - Freqüência angular

B - Beta

δ - Diferença linear de fase relativa

h - Espessura

n_1' - Índice de refração do eixo 1 do filtro retardador de onda
 n_2' - Índice de refração do eixo 2 do filtro retardador de onda
Q1 - Primeira placa de $\frac{1}{4}$ de comprimento de onda
Q2 - Segunda placa de $\frac{1}{4}$ de comprimento de onda
 σ_1 - Tensões principais no ponto
 σ_2 - Tensões principais no ponto
 F_σ - Constante ótica
 α - ângulo de rotação.
N - Ordem de franja
 τ - Tensão cisalhante
 N_p - Ordem de franja fracionária no ponto
 n_1 - Número da ordem de franja inteira
 n_2 - Número da ordem de franja inteira
 N_1 - Número de menor ordem de franja fracionária
 N_2 - Número de maior ordem de franja fracionária
mm - Milímetro
cm - Centímetro
ml - Mililitro
Kgf - Kilograma força
P - Carga de Compressão
 α - Coeficiente angular
d - Dimensão do modelo
KPa - Kilo Pascal
MPa - Mega Pascal
N/mm - Newton por milímetro

SUMÁRIO¹

1	INTRODUÇÃO	16
1.1	Parafusos	17
1.2	Parafuso pedicular.....	19
1.3	Fotoelasticidade	27
1.3.1	<i>Fotoelasticidade de transmissão plana.....</i>	<i>30</i>
1.3.2	<i>Fotoelasticidade tridimensional.....</i>	<i>30</i>
1.3.3	<i>Fotoelasticidade de reflexão</i>	<i>31</i>
1.3.3.1	<i>Considerações complementares</i>	<i>32</i>
1.3.4	<i>Natureza da luz e relações óticas na fotoelasticidade</i>	<i>33</i>
1.3.5	<i>Instrumentos óticos</i>	<i>34</i>
1.3.5.1	<i>Polariscópio e seus componentes básicos.....</i>	<i>34</i>
1.3.6	<i>Tipos de polariscópios</i>	<i>37</i>
1.3.6.1	<i>Polariscópio Plano.....</i>	<i>37</i>
1.3.6.2	<i>Polariscópio Circular</i>	<i>38</i>
1.3.6.3	<i>Polariscópio de Reflexão.....</i>	<i>39</i>
1.3.7	<i>Fotoelasticidade de transmissão plana.....</i>	<i>40</i>
1.3.7.1	<i>Índice de refração.....</i>	<i>40</i>
1.3.7.2	<i>Lei ótica de tensão</i>	<i>40</i>
1.3.8	<i>Parâmetros fotoelásticos.....</i>	<i>42</i>
1.3.9	<i>Características de um bom material fotoelástico.....</i>	<i>45</i>
1.4	Objetivo	46
2	MATERIAIS E MÉTODOS	47
2.1	Materiais utilizados.....	47
2.1.1	<i>Parafusos Pediculares.....</i>	<i>47</i>
2.1.2	<i>Resina fotoelástica.....</i>	<i>48</i>
2.1.3	<i>Aparato experimental.....</i>	<i>48</i>
2.1.4	<i>Dispositivos de fixação para aplicação de carga</i>	<i>50</i>

¹ Normas de acordo com as Diretrizes para apresentação de dissertações e teses da USP: documento eletrônico e impresso – São Paulo – 2004.

2.2	Confecção do molde.....	52
2.3	Confecção do modelo fotoelástico.....	54
2.4	Grupos experimentais	55
2.5	Calibração do material fotoelástico.....	55
2.5.1	<i>Carregamentos compressivos do disco</i>	<i>57</i>
2.6	Aplicação do Carregamento	60
2.7	Métodos de análise fotoelástica	61
2.7.1	<i>Análise qualitativa</i>	<i>61</i>
2.7.2	<i>Análise quantitativa.....</i>	<i>63</i>
2.7.2.1	<i>Análise das ordens de franjas</i>	<i>63</i>
2.8	Análise estatística.....	68
3	RESULTADOS.....	69
3.1	Resultados das análises qualitativas.....	69
3.2	Resultados das análises quantitativas	73
3.2.1	<i>Análise quantitativa das tensões cisalhantes máximas dos parafusos.....</i>	<i>73</i>
3.2.2	<i>Normalização dos dados</i>	<i>76</i>
3.2.3	<i>Análise dos resultados</i>	<i>77</i>
4	DISCUSSÃO.....	100
5	CONCLUSÃO	109
6	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	110
	APÊNDICES	120

1 INTRODUÇÃO

O sistema de fixação vertebral tem sido utilizado no tratamento de deformidade espinhal, doença degenerativa, trauma, e tumor da coluna vertebral, exigindo freqüentemente a realização da fixação interna (VACCARO et al., 1995; MATUOKA, BASILE JÚNIOR, 2002; JOHN et al., 2007). Assim irá promover estabilização rígida temporária, enquanto permite ao corpo, a longo prazo, a solução biológica da fusão vertebral. Quanto mais rígida a fixação, o mais rápido e próspero será a fusão (VACCARO et al., 1995).

O uso dos parafusos pediculares para fixação da artrodese no tratamento da instabilidade lombar foi eficaz em 76% dos pacientes, apresentando 95% de artrodese sólida, porém foi um procedimento não isento de complicações, observadas em 19% dos pacientes (AVANZI et al., 2005).

A realização da fixação interna da coluna vertebral é conferida pelo uso de implante, sendo que este é constituído basicamente de parafusos, placas e hastes longitudinais. O uso de parafuso como elemento de fixação da coluna vertebral não é uma idéia recente, sua primeira publicação data de 1944, quando King o empregou para fixar as articulações facetárias na coluna lombo-sacra (KING, 1948).

Boucher, em 1959, modificou a técnica anteriormente descrita, transfixando as articulações facetárias e inserindo o parafuso no pedículo. Na França Roy-Camille, em 1961, iniciou a utilização do parafuso transpedicular, associando-o com a placa, proporcionando maior estabilidade e rigidez à fixação vertebral (ROY-CAMILLE, DEMEULENAERE, 1970).

1.1 Parafusos

Os parafusos são considerados implantes penetrantes, possuindo as seguintes partes: cabeça, diâmetro externo, diâmetro interno, rosca, passo de rosca e diâmetro do corpo (Figura 1 A e B). 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 (BENZEL, 2001).

Os parafusos são utilizados para fixar placas ou sistemas similares aos ossos ou para unir fragmentos ósseos. Eles são diferenciados pela sua função, maneira em que são inseridos, comprimento e tipo de osso. Os principais tipos de parafusos ortopédicos são: auto-atarraxantes (mediante o parafusamento, a rosca vai se abrindo ao penetrar no osso); não auto-atarraxantes (necessita de um furo pré-broqueado e um corte de sua rosca no osso cortical com um macho de abrir rosca); de roscas soberbas e parafusos para ossos esponjosos e corticais (PERREN, 1991).

Os parafusos são, de um modo geral, classificados em cortical e esponjoso de acordo com o tipo da sua rosca e seu diâmetro interno. Os parafusos corticais (Figura 1B) apresentam rosca de menor diâmetro, menor distância entre os passos de rosca e maior diâmetro interno. Os parafusos esponjosos apresentam roscas maiores, maior distância entre os passos de rosca e menor diâmetro interno (Figura 1A).

Figura 1. Classificação de parafusos ósseos. A-Parafuso esponjoso. B-Parafuso cortical.
Fonte: adaptado de Browner et al., 2000.

Os parafusos têm a capacidade de resistir às forças de cisalhamento, flexão e arrancamento (BROWNER et al., 1998; COE, 1990; SCHULTZ, BOGER e DUNN, 1985). Essas propriedades mecânicas estão relacionadas com as suas dimensões e geometria das suas partes e também com a qualidade do tecido ósseo em que são implantados. Segundo Lastra e Benzel (2003); Zdeblick, Kunz e Cooke (1993), a resistência às forças de cisalhamento está diretamente relacionada com o seu diâmetro interno que é proporcional à terceira potência do diâmetro interno da secção transversal do parafuso.

A geometria da rosca e o ângulo da sua inserção sobre a alma do parafuso (diâmetro interno) também influenciam na resistência do parafuso, pois a aplicação das forças sobre o parafuso é maior quando a inserção da rosca é em ângulo reto e menor quando é curvilínea (LASTRA e BENZEL, 2003; WHITE e PANJABI, 1990; ZDEBLICK, KUNZ e COOKE, 1993).

1.2 Parafuso pedicular

Desde o início da década de 80, os parafusos pediculares já eram utilizados nos métodos de fixação interna da coluna vertebral, sendo que o início da sua utilização propiciou o desenvolvimento da cirurgia de coluna (FERRARA et al., 2003; GLASER et al., 2003; LORENZ et al., 1991; LUQUE, 1986; ZDEBLICK, 1993).

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

As técnicas cirúrgicas de via posterior podem usar fios, ganchos, cabos ou parafusos conectados por placas ou hastes (HELLER, SHUSTER e HUTTON, 1999; CHAYNES et al., 2001). Os sistemas de fixação vertebral são constituídos pelos seguintes componentes:

- Componentes de ancoragem: parafusos, ganchos, fios de cerclagem;
- Componentes longitudinais: hastes, placas;
- Acessórios: conectores transversais, arruelas e porcas.

Os componentes de ancoragem, por sua vez, podem ser penetrantes (parafusos) e não-penetrantes (ganchos e fios de cerclagem). Atuam como ponto de ancoragem dos sistemas de fixação nas vértebras, sobre os quais as forças de correção ou de neutralização são aplicadas (BRANTKEY, MAYFIELD e KOENEMAN, 1994; BROWNER et al., 1998; HIRANO et al., 1997; KUHN et al., 1995; LASTRA e BENZEL, 2003).

A ancoragem ou sustentação dos sistemas de fixação por meio dos parafusos fixados nas vértebras é de fundamental importância para o desempenho das

funções biomecânicas dos implantes aplicados na coluna vertebral. A falha na estabilidade do sistema de fixação vertebral pode estar relacionada com a falha mecânica do implante ou falha na interface entre o tecido ósseo e o implante (LASTRA e BENZEL, 2003; LAW, TENCER e ANDERSON, 1993).

Como exemplo mais freqüente em termos de tecido ósseo vertebral, pode-se citar a osteoporose (BRANTKEY et al., 1994; GEORG, KRAG e JOHNSON, 1991; HIRANO et al., 1997; LINDSSAY et al., 1993). Neste tipo de osso, a fragilidade do tecido não fornece a resistência necessária para a ancoragem dos implantes e a sustentação das forças que são aplicadas sobre eles, ocorrendo com muita freqüência a soltura dos implantes da vértebra com conseqüente perda da sua função biomecânica de correção ou de estabilização (BRANTKEY et al., 1994; COE, 1990; GEORG et al., 1991; HIRANO et al., 1997; LAW et al., 1993; LINDSSAY et al., 1993).

Segundo McLain, Ferrara e Kabins (2002), estudos biomecânicos sugeriram que a fixação pedicular é mais eficaz do que a fixação por gancho em ossos normais e osteoporóticos.

As vantagens dos parafusos pediculares em relação aos ganchos incluem a estabilidade imediata sobre a inserção, fixação mais rígida e correções de deformidades nos planos frontal e sagital (KUKLO e LEHMAN JR, 2003).

O surgimento dos parafusos pediculares possibilitou a realização da instrumentação segmentar da coluna mais estável, tornando-se atualmente procedimento padrão para realização das cirurgias de correção, estabilização de deformidade e instabilidade da coluna em patologias torácicas, lombares e sacrais. O segmento vertebral mais favorável para a implantação do parafuso é a região

lombar, devido ao maior diâmetro dos pedículos (DICK, 1985; KOTHE et al., 1996; WEINSTEIN, SPRATT e SPENGLER, 1988).

A fixação de implantes pediculares torácicos é difícil devido à menor dimensão pedículos e sua proximidade com estruturas neurais (DATIR e MITRA, 2004; HELLER et al., 1999; McCORMACK et al., 1995).

Apesar dos riscos reconhecidos na fixação de implantes pediculares torácicos, ainda oferece algumas vantagens. Permite uma fixação mecanicamente mais forte, proporcionando melhor correção da deformidade e reduzindo a possibilidade da perda da fixação, além disso, poucos segmentos vertebrais podem ser incluídos na fusão (HART et al., 2005).

Em alguns estudos randomizados, foi verificado que a fusão com instrumentação dos parafusos pediculares, o êxito foi maior que na fusão sem instrumentação (ZDEBLICK et al., 1993; LORENZ et al., 1991). Dentro de uma construção, os parafusos pediculares alcançam uma fixação mais rígida que ganchos ou fios sublaminar (GURR, McAFEE e SHIH, 1988).

O tratamento de qualquer patologia da coluna lombar deveria incluir: 1. efetiva descompressão do canal espinhal, 2. tratamento da coluna sem causar deformidades, limitação de movimento, instabilidade ou dor, 3. mobilização precoce e cuidados de enfermagem simplificados. Com o advento da fixação pedicular, a cirurgia da coluna vertebral conseguiu alcançar os objetivos citados (MATUOKA e BASILE JÚNIOR, 2002).

A inserção destes parafusos é freqüentemente executada cegamente sem a visualização direta do pedículo, com isso 14,3% a 42,0% dos parafusos pediculares inseridos sem orientação de imagem penetram no córtex (LEE et al., 2004; WHANG e VACARRO, 2006).

A instrumentação de parafuso pedicular possui algumas vantagens em cima de outra construção de fixação interna de coluna: possui uma habilidade para fornecer a fixação de três colunas (anterior, média e posterior) (MOORE et al., 1997), não invade o canal neural, como ocorre com outros tipos de implantes (ganchos e fios de aramagem sub-laminares), oferecendo também maior estabilidade tridimensional, permitindo a fixação de um menor número de vértebras e melhor controle das forças que atuam na correção das deformidades (DEFINO e VENDRAME, 2001; KRAG et al., 1986; LUQUE, 1986).

Outras vantagens da técnica de fixação vertebral são: pedículo como o local mais resistente da vértebra, a facilidade do acesso cirúrgico via posterior, a deambulação precoce no pós-operatório, a redução do período de repouso no pós-operatório e a eliminação do suporte externo no pós-operatório.

Como desvantagens pode-se citar a implantação do parafuso em vértebras com osteoporose, o uso limitado em determinados níveis de coluna, como torácica baixa e lombar, a necessidade de conhecimento profundo da anatomia local e habilidade para implantação dos parafusos nos pedículos (SCOLLES et al., 1988).

Desde o início, essa técnica cirúrgica teve questionada sua segurança, facilidade de inserção e morbidade. Yuan et al. (1994), apresentaram dados que comprovaram a eficácia e a segurança dos parafusos pediculares no tratamento de fraturas ocorridas distalmente a T10 e em casos de espondilolistese degenerativa.

Apesar deste sistema fornecer maior estabilidade de fixação, a implantação do parafuso pedicular envolve alguns riscos como lesão vascular ou visceral em caso de perfuração da cortical anterior do corpo vertebral e lesão neurológica com o posicionamento incorreto do parafuso dentro do pedículo (FERRARA et al., 2003; KOTHE, PANJABI e LIU, 1997; ASHMAN et al., 1989; XU et al., 1998).

Freqüentemente há também a retração de músculo paravertebral e aumento do volume de tecido desvitalizado que pode conduzir a um aumento na incidência de infecção e outras complicações relacionadas (FERRARA et al., 2003).

As falhas na fixação geralmente resultam de uma técnica imprópria como, por exemplo, parafusos mal posicionados, quebra do pedículo e tamanho ou comprimento inadequado do parafuso. A fratura pedicular diminui a força de fixação, acarretando uma lesão neurológica (WEINSTEIN, RYDEVIK e RAUSCHNING, 1992). A técnica de inserção cirúrgica, o tipo de implante utilizado e a densidade óssea também acarretam um fracasso cirúrgico (COOK et al., 2004).

Segundo Matuoka e Basile Júnior (2002), as complicações encontradas na análise de várias técnicas, realizadas por vários autores, encontraram um índice de complicações de 27,4%, sendo 9,6% intra-operatórias e 17,8% pós-operatórias. O índice de complicação é maior nos pacientes com cirurgia prévia.

Para a colocação de implantes no interior do pedículo vertebral, é necessária a identificação precisa de seu ponto de introdução, a determinação da angulação do pedículo no plano horizontal e sagital, a preparação segura do orifício e a determinação do comprimento apropriado do implante (DEFINO et al., 1997).

A cirurgia para a colocação de implantes pediculares é realizada via posterior. O ponto de introdução do parafuso apresenta variações. Segundo Weinstein et al. (1988), freqüentemente, utiliza-se o ponto de inserção da linha que passa pelo meio do processo transversal e outra linha que tangencia lateralmente a faceta articular superior. Roy-Camille, Saillant e Mazel, em 1986, preconizaram a introdução de parafusos com o ponto de introdução na interseção entre a linha horizontal, que passa pela metade do processo transversal com a linha vertical que passa pela

faceta articular superior, evitando assim o comprometimento da articulação facetária em áreas adjacentes à instrumentação.

Weinstein et al. (1988 apud VENDRAME, 2000)², descreveram a técnica para implantação de parafuso pedicular e compararam com a técnica de Roy-Camille et al. (1986), levando em consideração o posicionamento do parafuso no interior do pedículo. Esta comparação mostrou que a técnica de Roy-Camille et al. (1986), apresentou maior sucesso na região torácica baixa, pelo fato dos pedículos tenderem a ser mais paralelos entre si. Já a técnica de Weinstein et al., 1988, é mais eficaz na região lombar, devido ao fato dos pedículos dessa região serem convergentes para o plano médio-sagital.

A profundidade da penetração do parafuso do corpo vertebral mostra que parafusos com 80% de penetração foram 30% mais fortes do que parafusos com 60% de penetração no corpo vertebral. Parafusos colocados com angulação convergente apresentaram maior força de fixação do que parafusos paralelos (KRAG et al., 1986).

Existem diferentes opiniões em relação ao melhor ponto de introdução para a perfuração dos pedículos vertebrais, porém como recomendado por outros autores, utiliza-se o ponto de intersecção entre a linha média do processo transversal e a linha do processo articular como referências anatômicas para a localização do ponto de introdução (DEFINO et al., 1997).

A resistência entre o parafuso e o osso é fator limitante na estabilização do implantes, pelo menos durante os primeiros dias ou semanas. A fadiga do metal ou a reabsorção do osso pode iniciar um problema posterior (KRAG et al., 1986).

²WEINSTEIN, J. N.; SPRATT, K. F.; SPENGLER, D. Spinal pedicle fixation: reliability and validity of roentgenogram-based assessment and surgical factors on successful screw placement. **Spine**. 1988. v.13, p.1012-1018.

A manutenção da compressão entre o osso e as roscas do parafuso é o principal fator para se obter uma fixação rígida com parafusos no osso ou parafusos e placas (ANDREA et al., 2002). De acordo com Defino e Vendrame (2001), em geral, o parafuso pedicular se fixa principalmente no osso esponjoso utilizando uma pequena porcentagem do osso cortical na porção do pedículo vertebral.

O local de inserção, a técnica utilizada, a forma e o diâmetro do parafuso podem afetar a estabilidade mecânica de sua fixação. Atualmente, há diferentes medidas e formas de parafuso pedicular, quanto ao diâmetro externo, interno, passo e ângulos das roscas e comprimento. O tamanho do pedículo é um fator importante que influencia a seleção do parafuso a ser utilizado como implante (MISENHIMER et al., 1989; MORAN et al., 1989; ZINDRICK, WILTSE e WIDELL, 1986).

A incidência de problemas de instrumentação de parafuso pedicular está associada à quebra de parafuso e ao arrancamento do parafuso do osso (RENNER et al., 2004). No entanto, o afrouxamento do parafuso pedicular representa o maior índice de fracasso da fixação interna de coluna, particularmente em pacientes que apresentam baixa qualidade óssea, tendo uma taxa de incidência de fracasso de instrumentação global de 0,6 a 11,0% (DICKMAN et al., 1992; HSU et al., 2005; WITTENBERG, SHEA e SCHWARTZ, 1991).

A resistência dos parafusos pediculares ao arrancamento está relacionada a diferentes fatores, destacando-se a densidade do osso, torque de inserção e características do implante (BÜHLER et al., 1998; EGGLI, 1992; KRAG, 1991; BROWNER et al., 1998; ZDEBLICK et al., 1993; ZINDRICK et al., 1986). Aparentemente essa resistência é um fator limitante na estabilização do implante, pelo menos durante os primeiros dias ou semanas após a cirurgia (KRAG et al., 1986).

A cabeça do parafuso resiste à força de translação criada pela rotação da rosca através do osso na terminação do aperto do parafuso. Uma vez que a cabeça do parafuso está em contato com a superfície do osso resultará no arrancamento do parafuso (BENZEL, 2001).

A resistência do implante ao arrancamento é proporcional à superfície da rosca em contato com o tecido ósseo (BRANTLEY et al., 1994; COE, 1990; GEORG et al., 1991). A fixação do parafuso depende das características geométricas do parafuso e das propriedades mecânicas do osso trabecular adjacente ao parafuso (SCHATZKER, SANDERSON e MURNAGHAN, 1975). Assim, a resistência ao arrancamento do parafuso pedicular é influenciada pelo seu perfil, diâmetro interno e externo, passos e dimensão da rosca (HSU et al., 2005; KRAG, 1986). Uma maior diferença entre o diâmetro externo e o diâmetro interno do parafuso aumenta a superfície da rosca em contato com a superfície óssea, aumentando desse modo a sua resistência ao arrancamento. O número de roscas por unidade de comprimento também aumenta a resistência ao arrancamento (LASTRA e BENZEL, 2003; ZDEBLICK et al., 1993).

O pedículo exerce um papel importante na estabilização do parafuso, sendo que aproximadamente 60% da força de arrancamento e afrouxamento do pedículo torácico e lombar estão no próprio pedículo, 15 a 20% desta força se adiciona ao osso esponjoso do corpo vertebral e 20 a 25% no córtex anterior (TORU et al., 1997).

Em um recente estudo de revisão dos parafusos pediculares, Polly Jr., Orchowski e Ellenbogen (1998), verificaram que durante a remoção e substituição de parafusos pediculares, ocorre uma diminuição do torque de inserção. Esse fato pode ser solucionado primeiramente utilizando parafusos 2 mm maiores que os originais,

ou posteriormente utilizando parafusos 1 mm maior e 5 a 10 mm mais longo, sendo que o uso de enxerto em ossos de osteoporóticos tem pouco ou nenhum efeito no torque de inserção no pedículo.

De acordo com Hsu et al. (2005) e Inceoglu, Ferrara e McLAN (2004), os parafusos cônicos geraram um torque de inserção, uma força de arrancamento e uma rigidez maior do que em parafusos cilíndricos tradicionais. Entretanto, nenhuma correlação significativa foi observada entre a força de arrancamento e o torque de inserção.

Diferentes técnicas têm sido utilizadas em estudos científicos a fim de determinar a distribuição de tensões/deformações em sistemas estruturais. A fotoelasticidade tem se destacado entre as técnicas utilizadas por ser uma técnica experimental, que permite uma análise qualitativa e quantitativa do estado de tensão interna dos materiais, através da observação de efeitos óticos. Sendo assim serão apresentados os fundamentos básicos da fotoelasticidade.

1.3 Fotoelasticidade

Técnicas experimentais, para análise de tensões, têm sido utilizadas para a solução dos mais variados tipos de problemas com objetivos de determinar a resistência mecânica de máquinas e estruturas, ou mesmo entender o funcionamento de certos sistemas (GOMIDE, 1990). Assim, a análise de tensões é importante na otimização de projetos de componentes, tais como engrenagens, ganchos e outros (ALVAREZ e STROHAECKER, 1998).

A fotoelasticidade foi descoberta no início do século e se desenvolveu muito nas últimas décadas com a incorporação do processamento digital de imagens na

interpretação dos resultados que anteriormente eram extremamente ligados à experiência e treinamento do usuário do sistema (ALVAREZ e STROHAECKER, 1998; FERREIRA JUNIOR, 2003).

Os efeitos fotoelásticos em certos materiais foram observados primeiramente por Brewster em 1912, quando realizou pesquisas de propriedades ativas de alguns materiais sólidos e transparentes. Observou que sólidos com características isotrópicas, quando submetidas a esforços, transformavam-se em anisotrópicos, e que o grau de anisotropia era proporcional à magnitude da deformação do material (ABDU, 1994; ALVAREZ e STROHAECKER, 1998; ANDERSON et al., 2006; PAPACHRISTOU, 2004).

Existem vários métodos possíveis para a determinação qualitativa e quantitativa dos níveis e das distribuições de tensões em componentes (ALVAREZ e STROHAECKER, 1998; KINOMOTO e TORII, 1998). Entre eles podem-se citar os métodos numéricos como elementos finitos e os métodos experimentais tais como extensiometria e fotoelasticidade (ALVAREZ e STROHAECKER, 1998).

O nome fotoelasticidade reflete a natureza do método, onde, (foto implica o uso de luz e técnicas óticas), enquanto (elasticidade relaciona-se com o estudo de tensões e deformações em corpos elásticos) (ARAÚJO, 2006; DOYLE e PHILLIPS, 1978). Com isso, é a ciência que estuda os efeitos físicos, sobre a luz, devido à ação de tensões ou deformações em corpos elásticos transparentes.

A fotoelasticidade é uma técnica experimental para análise de tensões/deformações particularmente útil para estudos em partes com formas complicadas e com distribuição complexa de cargas ou ambas (ABDU, 1994; DOYLE e PHILLIPS, 1978; RUBO e SOUZA, 2001; WANG e TSAI, 2006). Para

estes casos, métodos analíticos tornam-se inviáveis ou impossíveis de serem aplicados, fazendo dos métodos experimentais uma solução realística.

O processo fotoelástico possibilita observar a distribuição de tensões em toda a estrutura, permitindo uma percepção geral sobre o comportamento das tensões. Nessa técnica, observa-se a localização das tensões dentro de um modelo experimental através de franjas de diferentes colorações. Pode-se inferir a quantidade de deformação resultante de uma determinada força comparando-se as tensões observadas com a área livre de tensão. Entretanto, modelos mais complexos com diferenças de densidade na estrutura de ancoragem (resina fotoelástica) ou em outros elementos do modelo são difíceis de obter (RUBO e SOUZA, 2001).

A análise fotoelástica é também muito usada em problemas onde há necessidade de informações das tensões/deformações em uma grande área da estrutura, uma vez que é uma técnica ótica de campo contínuo, fornecendo uma imagem geral da distribuição das tensões, ao invés de informações ponto a ponto. Problemas envolvendo geometrias planas e tridimensionais, assim como estudos na superfície de uma estrutura, podem ser resolvidos usando métodos fotoelásticos.

Esta técnica permite a análise qualitativa e quantitativa do estado plano e tridimensional de tensão/deformação, podendo ser classificada como fotoelasticidade plana, tridimensional de transmissão e fotoelasticidade de reflexão (GOMIDE, 1990).

1.3.1 Fotoelasticidade de transmissão plana

Pode ser aplicada em qualquer estado de tensões, porém pode ser mais facilmente utilizada no estudo do estado plano de tensões, que requer a confecção de modelos planos, feitos de materiais transparentes, homogêneos, isotrópicos, lineares, possuindo certas propriedades óticas. A propriedade ótica fundamental é que os materiais possuam uma dupla refração temporária ou anisotropia ótica, quando submetidos a um estado de tensões/deformações.

Modelos similares são construídos e as cargas que melhor simulam as reais, são aplicadas no modelo. Utilizando-se uma fonte de luz branca, os efeitos óticos se manifestam como bandas coloridas (isocromáticas), cobrindo a faixa do espectro visual. Através da luz monocromática, os efeitos óticos se manifestam como uma série alternada de bandas pretas e brancas que tem um número de ordem em um ponto, dependendo da intensidade de carga (GOMIDE, 1990).

1.3.2 Fotoelasticidade tridimensional

A partir da década de 40, com o desenvolvimento da técnica de “congelamento de tensões”, a fotoelasticidade começou a ser aplicada em problemas tridimensionais. Vários polímeros, como por exemplo, aqueles a base de resina epóxi, quando carregados sob altas temperaturas e em seguida resfriados, retêm a configuração das franjas como se ainda estivessem em regime elástico. Este processo é denominado congelamento de tensões/deformações (ABDU, 1994; ARAÚJO, 2006; FARIA, 1996; GOMIDE, 1990).

Estes polímeros são materiais compostos de longas cadeias de moléculas de

hidrocarbonetos. Algumas dessas cadeias moleculares são interligadas por uma malha de ligações primárias, enquanto grande parte desta estrutura tem ligações mais fracas através das cadeias secundárias.

Quando o polímero está à temperatura ambiente as duas cadeias atuam para resistir às deformações devido às cargas aplicadas. Desta forma, ao aumentar a temperatura e atingir um determinado valor, conhecido como temperatura crítica do polímero, as cadeias secundárias se rompem e as ligações primárias suportam, sozinhas, as cargas aplicadas. Uma vez que as ligações secundárias constituem a maior parte das ligações do polímero, as deformações sofridas e a temperatura crítica são grandes, porém elásticas.

Se o polímero for resfriado à temperatura ambiente, com a carga aplicada no modelo, as ligações secundárias são recuperadas entre as cadeias primárias alongadas, mantendo esta na posição deformada. Mediante a remoção da carga as ligações secundárias relaxam modestamente, de tal forma que a maior porção da deformação não é restabelecida. Como as deformações ficam “congeladas” em uma escala molecular, as tensões/deformações e a conseqüente resposta ótica ficam fixas em qualquer secção, por menor que seja cortada no modelo tridimensional (GOMIDE, 1990).

1.3.3 Fotoelasticidade de reflexão

Este método representa uma extensão dos procedimentos da fotoelasticidade de transmissão aplicada na determinação das deformações em superfícies opacas, planas e tridimensionais (GOMIDE, 1990). Pode ser utilizada em problemas envolvendo deformação elástica ou plástica, assim como em problemas envolvendo

materiais anisotrópicos (ARAÚJO, 2006; OLIVEIRA, 1988).

Consiste em colar na superfície da peça ou estrutura a ser analisada uma placa fina de material fotoelástico, usando uma cola apropriada capaz de produzir uma superfície reflexiva na interface – espécimen/camada. No caso de superfícies curvas ou irregulares, os materiais para a fotoelasticidade de reflexão podem ser moldados sobre essas superfícies, antes de sua cura ou polimerização completa, e posteriormente colados. Quando o protótipo é carregado, as deformações na sua superfície são transmitidas para o material, produzindo os mesmos efeitos óticos mencionados. Estes parâmetros óticos que são relacionados com a diferença das deformações principais na camada fotoelástica podem ser observados em um equipamento denominado Polariscópio de Reflexão (ABDU, 1994; FARIA, 1996; GOMIDE, 1990).

1.3.3.1 Considerações complementares

O método da fotoelasticidade de reflexão tem muitas vantagens sobre os outros métodos experimentais de análise de tensões, mesmo sobre os métodos de análise fotoelástica plana e tridimensional. Fornece um campo contínuo de informações, permitindo ao investigador visualizar a completa distribuição das deformações sobre a superfície do corpo. Apesar destas vantagens, este método tem certas limitações quanto à perfeita transmissão das informações na interface do espécimen/camada (problema da cola) e as dificuldades de análises em modelos com formas geométricas complicadas.

A fotoelasticidade plana e tridimensional, ao contrário da reflexão, necessita de modelos para a sua aplicação. Desta forma, a transição dos resultados obtidos ou transição modelo/protótipo pode ser feita através da teoria de modelos.

Em geral, as principais vantagens da técnica fotoelástica são:

- É um método de campo contínuo;
- Constituem uma ferramenta precisa para a determinação das tensões em formas complicadas, bem como a otimização da geometria das mesmas;
- É o único método experimental que permite a completa determinação do estado de tensões em um ponto no interior de um corpo tridimensional.

A principal desvantagem de um método fotoelástico é que a técnica requer a construção de um modelo do protótipo da estrutura, exceto quando a fotoelasticidade de reflexão é usada (GOMIDE, 1990).

1.3.4 Natureza da luz e relações óticas na fotoelasticidade

O efeito ótico, na fotoelasticidade, pode ser descrito como uma onda senoidal (Figura 2), propagando-se na direção positiva do eixo x , considerando o vetor de campo elétrico (E) dado por (BERNARDES, ARAÚJO e NEVES, 2003):

$$E = f.(z - c.t) = a.\text{sen}\left(\frac{2\pi}{\lambda}\right).(z - c.t) \quad (1)$$

Onde: E - campo elétrico
 f - frequência;
 z - posição ao longo do eixo de propagação;
 t - tempo de propagação;
 c - velocidade de propagação (luz);
 a - constante;
 λ - comprimento de onda.

Figura 2. Efeito ótico – Onda senoidal.

O tempo requerido para a passagem de dois picos sucessivos sobre algum valor fixo de propagação é denominado período (T). A frequência (f) é definida pelo número de oscilações de amplitude por período, onde λ é o comprimento de onda. Assim sendo:

$$f = \frac{1}{T} = \frac{c}{\lambda} \quad (2)$$

A cor reconhecida pelos olhos humanos é determinada pela frequência dos componentes do vetor luz. As cores do espectro visível vão do vermelho λ entre 630 e 700 nm ao violeta com λ entre 400 e 450 nm. A luz que apresenta diferentes comprimentos de onda é reconhecida pelo olho humano como uma luz branca. O Quadro 1 representa os comprimentos de onda do espectro visível (ARAÚJO, 2006).

Quadro 1. Comprimentos de onda dos espectros visíveis

Comprimento de onda λ (nm)	cor
400 - 450	violeta
450 - 480	azul
480 - 510	azul-verde
510 - 550	verde
550 - 570	amarelo-verde
570 - 590	amarelo
590 - 630	laranja
630 - 700	vermelho

1.3.5 Instrumentos óticos

1.3.5.1 Polariscópio e seus componentes básicos

O polariscópio de transmissão é um sistema constituído por um conjunto de elementos óticos que tem por função transmitir luz polarizada (ALVAREZ e STROHAECHE, 1998; FARIA, 1996). A vibração associada à luz é perpendicular à

direção de propagação. Uma fonte de luz emite ondas contendo vibrações transversais à direção de propagação. Com a introdução de um filtro polarizador no caminho das ondas de luz, somente uma componente dessas vibrações será transmitida (aquela paralela ao eixo de polarização do filtro). Este feixe orientado é chamado luz polarizada. Se outro filtro polarizador for colocado em sua trajetória, pode-se obter uma extinção completa do feixe se os eixos de polarização dos dois polariscópios estiverem perpendiculares entre si (BERNARDES et al., 2003).

Ao realizar a análise de tensão dois tipos de polariscópios podem ser utilizados: o plano e o circular. O tipo de cada polariscópio tem origem no estado de polarização de luz empregada em seu funcionamento (ALVAREZ e STROHAECHER, 1998; FERREIRA JUNIOR, 2003).

Há alguns componentes básicos que todo polariscópio de transmissão devem ter, que são: fonte de luz e dois polarizadores planos.

A fonte de luz pode ser obtida a partir de uma lâmpada fluorescente (policromática). É indicada quando se trabalha com compensadores, pois é necessário um padrão de franjas coloridas. Outras lâmpadas podem ser utilizadas, como por exemplo, lâmpada de filamento, onde o espectro será contínuo. As fontes monocromáticas também podem ser utilizadas a partir da utilização de filtros ou de lâmpadas próprias como as de sódio.

Os dois polarizadores são utilizados para a polarização plana da luz (ALVAREZ e STROHAECHER, 1998). É capaz de dividir a luz que o atinge em duas componentes perpendiculares de acordo com a Figura 3. A componente paralela ao eixo de polarização (E_t) é transmitida, enquanto a componente perpendicular ao eixo de polarização (E_a) é absorvida. Como a fase da onda luminosa que atinge o polarizador não é importante para a análise, o vetor da onda luminosa (E') pode ser

obtido de:

$$E' = a \cdot \cos(\omega \cdot t) \quad (3)$$

Onde: a - constante;
 ω - frequência angular;
 t - tempo.

Figura 3. Efeito do polarizador em uma onda luminosa. Fonte: adaptado de Ferreira Junior, 2003.

As componentes perpendiculares formadas a partir da onda luminosa que atingem o polarizador são:

$$E_t = a \cdot \cos \beta \cdot \cos(\omega \cdot t) \quad (4)$$

$$E_a = a \cdot \sin \beta \cdot \cos(\omega \cdot t) \quad (5)$$

A produção de luz com polarização circular ou, de forma mais geral, com polarização elíptica, requer o uso de um polarizador em conjunto com outro elemento ótico, um filtro retardador de onda. Este elemento ótico é capaz de dividir o vetor de luz em duas componentes ortogonais e transmitir cada uma delas com

diferentes velocidades.

Assim, a diferença de fase linear relativa (δ) entre as componentes é obtida pelos índices de refração de cada eixo sendo expressa por (FERREIRA JUNIOR, 2003):

$$\delta = h.(n_2' - n_1') \quad (6)$$

Onde: h - espessura da placa de onda;
n₁' - índice de refração do eixo 1 do filtro retardador de onda;
n₂' - índice de refração do eixo 2 do filtro retardador de onda.

1.3.6 Tipos de polariscópios

1.3.6.1 Polariscópio Plano

O polariscópio plano é o sistema ótico mais simples utilizado em fotoelasticidade, sendo constituído de dois polarizadores e uma fonte luminosa (FERREIRA JUNIOR, 2003). Os tipos mais utilizados são aqueles que utilizam folhas de polaróide do tipo H que são cristais dicróicos (duas cores) encapsulados por um filme de plástico (Polivinil alcoólico) (ARAÚJO, 2006).

O polarizador mais próximo da fonte luminosa é chamado de polarizador, enquanto o outro filtro polarizador é conhecido como analisador. Os eixos de polarização do polarizador e do analisador são cruzados perpendicularmente e, assim a intensidade da luz resultante é nula.

Quando a luz atravessa um polarizador plano, ele a divide em duas componentes de onda de luz vibrando em planos mutuamente ortogonais.

1.3.6.2 Polariscópio Circular

O polariscópio circular é composto por quatro elementos óticos e a fonte luminosa, operando com luz polarizada circularmente, como demonstrado na Figura 4. O primeiro elemento, o polarizador (P), transforma a luz proveniente da fonte em luz plano-polarizada. Quando esta luz atinge o segundo elemento, a primeira placa de $\frac{1}{4}$ de comprimento de onda (Q1), a polarização da luz passa a ser circular. Esta luz circularmente polarizada é transformada em luz plano-polarizada, ao passar pelo terceiro elemento, a segunda placa de $\frac{1}{4}$ de comprimento de onda (Q2). O último elemento do polariscópio circular, o analisador (A), é responsável pela extinção da luz.

Figura 4. Esquema de um polariscópio circular. Fonte: Ferreira Júnior, 2003.

As duas principais configurações do polariscópio circular são a de campo escuro e a de campo claro. Na configuração de campo escuro, o polarizador e o analisador são orientados ortogonalmente e, com essa orientação, o fundo do padrão de franja é escuro. A intensidade da luz na saída do analisador está somente relacionada com a diferença entre as tensões principais. Já na configuração de

campo claro, o polarizador e o analisador são orientados paralelamente e, como consequência, o fundo do padrão de franja é claro. Assim, para transformar a configuração de campo escuro para campo claro basta realizar uma rotação de 90° no analisador, alinhando o eixo de polarização do analisador com o do polarizador, como demonstrado no Quadro 2 (FERREIRA JUNIOR, 2003; MARKARIAN, 2005).

Quadro 2. Arranjos dos elementos em um polariscópio circular. Fonte: Araújo, 2006.

Arranjo	Polarizadores	Retardadores	Campo observado
A	cruzados	cruzados	escuro
B	cruzados	paralelos	claro
C	paralelos	cruzados	claro
D	paralelos	paralelos	escuro

A principal vantagem do polariscópio circular é a eliminação das franjas isoclínicas, que se sobrepõe as isocromáticas, resultando em uma imagem mais clara e livre de interferências (MARKARIAN, 2005).

1.3.6.3 Polariscópio de Reflexão

O polariscópio de reflexão é utilizado na técnica da fotoelasticidade de reflexão, porém a diferença entre os mesmos é que, no polariscópio de reflexão, a luz é analisada após atravessar a camada fotoelástica duas vezes. Em sua utilização, o polariscópio de reflexão possui componentes portáteis (FARIA, 1996).

1.3.7 Fotoelasticidade de transmissão plana

1.3.7.1 Índice de refração

A relação entre a velocidade da propagação da luz no vácuo e a velocidade da propagação da luz, em qualquer material, é chamada de índice de refração absoluto do material. A relação entre as velocidades de propagação da luz entre dois diferentes materiais é chamada de índice de refração relativa do meio em relação ao meio. Em um corpo homogêneo e isotrópico, esse índice é constante e independente da direção de propagação ou plano de vibração (ALVAREZ e STROHAECHER, 1998; FERREIRA JUNIOR, 2003).

1.3.7.2 Lei ótica de tensão

Vários materiais transparentes não cristalinos são opticamente isotrópicos quando livres de tensões externas, porém ao serem tensionados, tornam-se anisotrópicos, apresentando características similares às dos cristais. Essas características persistem durante a aplicação de carga, desaparecendo após sua retirada. Assim para um determinado ponto existirão três índices de refração principais associados. As mudanças nesses índices de refração são linearmente proporcionais ao carregamento. Este comportamento recebe o nome de birrefringência temporária, observada primeiramente por David Brewster. A fotoelasticidade é baseada no comportamento dos materiais não cristalinos transparentes (isotrópicos) (ALVAREZ e STROHAECHER, 1998; FERREIRA JUNIOR, 2003; TIMOSHENKO e GOODIER, 1951; TORRES, 2005).

A Lei Ótica de Tensão está relacionada às mudanças no índice de refração, devido à birrefringência temporária, como o estado de tensão do material (FERREIRA JUNIOR, 2003). Sendo assim a Lei Ótica de Tensão é definida como:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{N \cdot f \sigma}{h} \quad (7)$$

Onde: σ_1 e σ_2 - tensões principais no ponto;
 $f\sigma$ - constante ótica;
 N - ordem de franja;
 h - espessura do modelo.

A principal característica do material fotoelástico é que esses materiais respondem às tensões/deformações através de uma mudança nos índices 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 (ARAÚJO, 2006).

A tensão cisalhante depende apenas da diferença das tensões principais. Supondo que $\sigma_1 \geq 0$ e $\sigma_2 \leq 0$, a tensão cisalhante pode ser descrita como:

$$\tau = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2} \quad (8)$$

Da equação (7) e (8), tem-se que:

$$\tau = \frac{f \sigma \cdot N}{2 \cdot h} \quad (9)$$

Portanto, a tensão cisalhante pode ser determinada em toda a extensão do modelo, conhecendo-se as respectivas ordens de franja no ponto de interesse, a constante ótica do material utilizado e a espessura do modelo analisado (TORRES, 2005).

1.3.8 Parâmetros fotoelásticos

As isoclínicas são os lugares geométricos dos pontos do modelo que possuem a mesma direção das tensões principais, e estas coincidem com as direções de polarização do polariscópio. São curvas pretas (onde ocorre à 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 (Figura 5).

Figura 5. Padrão das Isoclínicas. Fonte: Faria, 1996.

As isocromáticas são os lugares geométricos dos pontos que apresentam o mesmo valor para a diferença entre as tensões principais (BERNARDES et al., 2003; DALLY e RILEY, 1978; PAPACHRISTOU, 2004). Se a fonte de luz utilizada for monocromática (somente um comprimento de onda), as isocromáticas se apresentam como faixas escuras (BERNARDES, 2005; DALLY e RILEY, 1978).

Quando a fonte de luz é branca, as isocromáticas são formadas por faixas luminosas de diferentes colorações dependendo da ordem de franja (N) (BERNARDES et al., 2003; COTTON et al., 1994; UEDA, MARKARIAN e LAGANÁ, 2004).

As isoclínicas podem ser determinadas de duas maneiras:

1- Obtenção das isoclínicas no campo completo do modelo. O conjunto de curvas correspondentes à seqüência de parâmetros 0° a 90° é registrado em incremento de 5° , mapeando-se assim o modelo com suas curvas isoclínicas;

2- Obtenção da isoclínica individualmente nos pontos de interesse.

A ordem de franja em um ponto do modelo pode também ser determinada de duas formas: fotografando ou traçando em papel as ordens de franjas inteiras que correspondem a fases múltiplas do comprimento de onda da luz utilizada. No caso de luz branca, o espectro observado no analisador, apresenta colorações típicas para as ordens de franja (Figura 6) (BERNARDES et. al., 2003):

Franja de ordem $N = 0 \rightarrow$ Preta;

Franja de ordem $N = 1 \rightarrow$ Violeta;

Franja de ordem $N = 2 \rightarrow$ Transição Violeta-azul;

Franja de ordem $N = 3 \rightarrow$ Transição Vermelho-verde;

Franja de ordem $N = 4 \rightarrow$ Transição Vermelho + verde;

Franja de ordem $N = 5 \rightarrow$ Transição Vermelho + verde.

Figura 6. Padrão típico das ordens de franjas isocromáticas inteiras. Fonte: Souza e Araújo, 2005.

A tonalidade destas ordens de franjas pode variar em função do material fotoelástico utilizado. Com isso a análise fotoelástica é uma técnica que transforma estresses existentes no interior dos corpos em padrões de luz visível, denominados franjas (TORRES, 2005). Portanto, quanto maior for o número de franjas, maior será a intensidade das tensões e quanto mais próximas as franjas umas das outras, maior é a concentração de tensões (FRENCH et al., 1989).

Para se determinar a ordem de franja de um ponto fora das franjas de ordem inteira, faz-se uma interpolação ou extrapolação das isocromáticas.

Para alcançar medidas mais precisas (ordem de franjas fracionárias), deve-se utilizar métodos de compensação, sendo que o mais utilizado é o método de compensação de Tardy, que é descrito a seguir:

1- Ajustar o polariscópio para polarização plana. A seguir girar o conjunto polarizador/analizador até que a isoclínica passe sobre o ponto analisado. Fixa-se o conjunto nesta posição. Os eixos de polarização ficam alinhados com a direção das tensões principais.

2- Colocar as duas placas retardadoras de $\frac{1}{4}$ de onda, fazendo um ângulo de 45° , com os eixos de polarização, passando o ajuste do polariscópio de plano para circular.

Desta forma, irá desaparecer as isoclínicas, permanecendo somente as isocromáticas.

3- Observar o espectro, assinalando as ordens de franjas de valores inteiros adjacentes ao ponto de interesse.

4- Girar o analisador e observar, cuidadosamente, o movimento das franjas, até que uma das franjas de ordem inteira passe pelo ponto. No transferidor do polariscópio, lê-se o ângulo de rotação (α).

5- Caso a franja, que se moveu pelo ponto, seja a de ordem menor (n_1) tem-se que a ordem de franja fracionária no ponto, medida em graus, é dada por:

$$N_p = n_1 + \frac{\alpha}{180} \quad (10)$$

Se a franja que se moveu for a de ordem maior (n_2), tem-se que (BERNARDES et al., 2003):

$$N_p = n_2 - \frac{\alpha}{180} \quad (11)$$

6- O valor final de ordem de franja isocromática (N) pode ser expresso pela média dos valores calculados para as franjas de ordem maior e menor:

$$N = \frac{n_1 + n_2}{2} \quad (12)$$

1.3.9 Características de um bom material fotoelástico

Segundo Araújo (2006); Faria (1996), as características de um bom material fotoelástico, são: transparência, boa resposta ótica, características lineares, homogêneos, isotrópicos, não exibir fluência, alto módulo de elasticidade, a constante ótica não deve alterar com a temperatura, não deve ter efeito de borda, fácil de ser usinado, livre de tensões residuais e de baixo custo. O material deve possuir alta figura de mérito e alta sensibilidade ótica aliada a uma boa resistência mecânica (DALLY e RILEY, 1978).

1.4 Objetivo

Avaliar a distribuição de tensões de diferentes medidas de parafusos do sistema de fixação vertebral submetidos à força de arrancamento, utilizando a técnica da fotoelasticidade de transmissão plana.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Materiais utilizados

2.1.1 Parafusos Pediculares

Foram utilizados os parafusos pediculares do sistema USS1 (Universal Spine System). Os parafusos pediculares são da empresa Synthes[®], possuem o formato helicoidal e são de aço inoxidável. Apresentam as referidas dimensões, sendo divididos em três grupos G1, G2 e G3 respectivamente (Figura 7):

a) Parafuso com diâmetro externo de 5,0 mm, diâmetro interno de 3,8 mm, 50,0 mm de comprimento, passo de rosca de 2,0 mm e altura do filete 0,6 mm.

b) Parafuso com diâmetro externo de 6,0 mm, diâmetro interno de 4,8 mm, 50,0 mm de comprimento e passo de rosca de 2,0 mm e altura do filete 0,6 mm.

c) Parafuso com diâmetro externo de 7,0 mm, diâmetro interno de 4,8 mm, 50,0 mm de comprimento e passo de rosca de 2,5 mm e altura do filete 1,1 mm.

Figura 7. Parafusos pediculares de 5 (A), 6 (B) e 7 mm (C).

2.1.2 Resina fotoelástica

Para a obtenção dos modelos foi utilizado um material a base de resina epóxi flexível da empresa Polipox Indústria e Comércio Ltda., São Paulo – SP. Para a confecção dos modelos fotoelásticos foi utilizado a proporção de 2,2 ml do componente A (resina epóxi) para 1,0 ml do componente B (endurecedor, materiais a base de amina) (OLIVEIRA, 1988).

2.1.3 Aparato experimental

A avaliação da tendência ao arrancamento dos parafusos pediculares foi realizada através da análise do gradiente de tensões. Para isto, os parafusos foram fundidos diretamente a blocos de resina fotoelástica e submetidos à uma força de arrancamento (tração).

Para a aplicação da força e fixação do conjunto foi projetado um dispositivo de carga. As análises dos níveis de tensões nos modelos fotoelásticos foram feitas utilizando um polariscópio de transmissão do laboratório de Projetos Mecânicos Professor Henner Alberto Gomide (LPM), da Faculdade de Engenharia Mecânica (FEMEC) da Universidade Federal de Uberlândia (UFU). A

Figura 8 mostra um desenho esquemático do aparato experimental completo utilizado para a avaliação dos modelos.

Figura 8. Desenho esquemático do aparato completo utilizado nas análises.

Um modelo fotoelástico, ao ser submetido a forças externas e atravessado por feixe de luz polarizada, apresenta franjas que podem ser observadas em um aparelho denominado polariscópio, permitindo análise qualitativa e quantitativa da distribuição de tensões, inclusive em corpos de geometria complexa (GODOY, 2004). O polariscópio de transmissão plana (Mitutoyo Optical Comparator – type: PJ 300) e o condicionador de sinais da marca Kratos[®] (Figura 9), pertencem ao Laboratório de Projetos Mecânicos Professor Henner Alberto Gomide da Faculdade de Engenharia Mecânica da UFU.

Figura 9. Condicionador de sinais.

Este polariscópio (Figura 10) tem a capacidade de ampliar a imagem a ser analisada, facilitando assim a identificação das franjas fracionárias.

Figura 10. Polariscópio de transmissão plana do LPM/FEMEC/UFU.

2.1.4 Dispositivos de fixação para aplicação de carga

Os modelos fotoelásticos foram adaptados a um dispositivo de carga para a aplicação das forças de arrancamento dos parafusos. Todo um aparato foi montado

no polariscópio de transmissão plana. Era composto por uma placa de alumínio, célula de carga, uma barra de alumínio e uma peça cilíndrica que fixava o parafuso pedicular na célula de carga (Figura 11). Esta peça foi confeccionada na oficina de precisão da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto. A placa de alumínio possuía o orifício do tamanho exato da dimensão do modelo e uma célula de carga com capacidade de 50 kgf. Para aplicar a força de tração era utilizado um parafuso adaptado à célula de carga. O modelo fotoelástico era simplesmente apoiado nas extremidades e fixado na parte inferior (Figura 11).

Figura 11. Sistema de aplicação de carga.

A Figura 12 mostra com maiores detalhes a peça cilíndrica utilizada para fixar o parafuso na célula de carga.

Figura 12. Peça cilíndrica de fixação do parafuso pedicular.

2.2 Confeção do molde

Para a obtenção dos modelos fotoelásticos foram confeccionados dois moldes idênticos, em acrílico e parafusado em todos os lados, a fim de facilitar o desmolde (Figura 13). Os moldes possuíam 89 mm de largura, 83 mm de altura e 24 mm de espessura. A vantagem de se usar o acrílico para os moldes foi que além de possuir um bom acabamento, também permitiu obter réplicas idênticas dos modelos.

Figura 13. Desenho esquemático do molde utilizado para obtenção dos modelos fotoelásticos.

Foi inserido no molde um parafuso pedicular há 30 mm de profundidade de

acordo com o trabalho de DEFINO et al. (2007). Este parafuso foi fixado no molde através de uma borracha Faber Castel, de formato cilíndrico, sendo específica para cada parafuso. O objetivo da utilização desta borracha foi impedir o vazamento da resina fotoelástica.

Antes da manipulação da resina, o molde foi preparado a fim de se evitar o vazamento. Passava-se graxa, como impermeabilizador, nos parafusos, em cada lado das hastes que compunham o molde e na borracha utilizada para fixar o parafuso pedicular. Após, recortava-se uma luva de látex, no formato do molde, colocando-a entre as tampas e hastes do molde, sendo fixada nas hastes de acrílico através da cola Tenaz. Em seguida, fechava-se o molde apertando-se os parafusos. Fixava-se o molde em uma morsa e colocava dois grampos, um próximo ao parafuso pedicular e o outro no centro inferior do molde. Esses grampos tinham a função de aumentar a pressão dentro do molde a fim de evitar o vazamento da resina fotoelástica, já a morsa era utilizada apenas para fixar o molde. Para melhorar a fixação nos locais dos parafusos utilizava-se cera odontológica.

A Figura 14 mostra o molde com parafuso pedicular de 7 mm inserido em uma de suas bases. Foi confeccionado na oficina do Laboratório de Projetos Mecânicos Professor Henner Alberto Gomide da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia. A base lateral esquerda do molde possui um orifício de 10 mm, por onde era vazada a resina fotoelástica.

Figura 14. Molde de acrílico parafusado.

2.3 Confeção do modelo fotoelástico

Para obtenção dos modelos fotoelásticos era vazada dentro dos moldes, cuidadosamente, a resina epóxi flexível. Neste molde utilizou-se 28 ml de resina e 12,72 ml de endurecedor, evitando ao máximo a incorporação de bolhas. Os moldes eram então mantidos à temperatura ambiente por 24 horas para polimerização da resina.

Desta forma, os modelos fotoelásticos foram obtidos após a cura da resina. Depois de curada ela se tornava flexível, transparente e com excelente acabamento superficial. Para se iniciar o desmolde do modelo fotoelástico os parafusos dos moldes eram desapertados, permitindo a entrada do ar para facilitar esse processo e evitar que o modelo se danifique. Os modelos possuíam as seguintes dimensões: 12 mm de espessura, 58 mm de largura e 50 mm de comprimento (Figura 15).

Figura 15. Modelos fotoelásticos com os parafusos de 5 mm, 6 mm e 7 mm. A-Vista lateral. B- Vista superior. C- Vista frontal do modelo com o parafuso de 5 mm.

Antes da aplicação das cargas, os modelos foram avaliados no polariscópio, com o objetivo de verificar a presença de tensão residual decorrentes de um processo denominado “efeito de borda” (DALLY e RILLEY, 1978).

2.4 Grupos experimentais

Para realização das análises fotoelásticas foram confeccionados doze modelos fotoelásticos divididos em três grupos, contendo em cada grupo quatro modelos. Os grupos experimentais são:

G1: 4 modelos fotoelásticos do parafuso pedicular USS1 com diâmetro externo de 5 mm;

G2: 4 modelos fotoelásticos do parafuso pedicular USS1 com diâmetro externo de 6 mm;

G3: 4 modelos fotoelásticos do parafuso pedicular USS1 com diâmetro externo de 7 mm.

Cada modelo fotoelástico foi analisado com dois níveis de cargas: 0,75 Kgf e 1,5 kgf.

2.5 Calibração do material fotoelástico

A determinação da diferença das tensões principais através da Lei Ótica das

Tensões é feita determinando-se a ordem de franja no ponto de interesse, conhecendo a espessura do modelo utilizado e a propriedade ótica do material denominada de constante ótica. Este valor é obtido através de processos de calibração e deve ser efetuada sempre que for utilizado um novo material fotoelástico ou uma amostra de um mesmo material (ARAÚJO, 2006).

Para realizar a calibração do material deve-se selecionar um modelo no qual a distribuição de tensão é conhecida. A usinagem do modelo deve ser fácil, tendo que possuir uma forma simples para a aplicação de carga (ARAÚJO, 2006; KINOMOTO e TORRI, 1998).

A calibração do material fotoelástico foi realizada através de um disco circular sob uma carga compressiva. Este disco foi confeccionado da mesma resina fotoelástica confeccionada nos modelos. A calibração do material fotoelástico também pode ser feita através de um modelo em barra prismática. A Figura 16 mostra a dimensão do modelo que foi utilizado na análise, possuindo 40 mm de diâmetro e 6 mm de espessura.

Figura 16. Dimensões do modelo para calibração do material fotoelástico. Fonte: adaptado de SOUZA e ARAÚJO, 2005.

Os modelos fotoelásticos foram obtidos dos moldes confeccionados em borracha azul de silicone. Essa borracha possui um excelente elasticidade, sendo

capaz de reproduzir detalhes minuciosos. A proporção em volume utilizada é para cada 100 ml de silicone, 7 ml de catalisador. A cura ocorre normalmente após cinco horas. A Figura 17 mostra o molde de silicone que foi utilizado para moldar os modelos fotoelásticos.

Figura 17. Confecção do modelo fotoelástico em um molde de silicone.

Para a realização deste procedimento, o modelo de calibração foi colocado no polariscópio, o qual foi fixado a um dispositivo de carregamento de compressão. A carga aplicada ao modelo foi controlada através de uma célula de carga da marca Kratos[®] com capacidade de 50 kgf.

A constante ótica foi obtida de acordo com a metodologia de calibração utilizada por Araújo, Neves e Bernardes (2004), onde o modelo do disco foi submetido a carregamento compressivo.

2.5.1 Carregamentos compressivos do disco

O disco foi submetido a sete diferentes valores de carregamentos compressivos, sendo que os valores das cargas compressivas (P) foram escolhidos de forma aleatória. Com as cargas estabelecidas foram calculadas a ordens de

franjas máximas e mínimas, ângulos máximos e mínimos com seus respectivos valores de números de ordens de franjas maiores e menores. Através da média dessas ordens de franjas foram calculados os valores finais das ordens de franjas isocromáticas, apresentados na Tabela 1.

Tabela 1. Valores das cargas compressivas e ordens de franjas obtidas na calibração

Pontos	P (Newton)	N
1	0	0
2	0,50	0,56
3	1,50	0,88
4	2,50	1,02
5	4,00	1,46
6	5,00	1,67
7	6,00	1,89

Utilizando os dados acima se construiu uma reta de regressão linear do tipo (Figura 18):

Figura 18. Reta de regressão linear.

Onde α é o coeficiente angular, o qual também pode ser obtido através da fórmula:

$$\alpha = \frac{\pi \cdot d \cdot f\sigma}{8} \quad (13)$$

Onde: $f\sigma$ - constante óptica;
 α - coeficiente angular;
 d - diâmetro do modelo em mm.

Após a obtenção do coeficiente angular foi calculada a constante óptica ($f\sigma$) de acordo com:

$$f\sigma = \frac{\alpha \cdot 8}{\pi \cdot d}$$
$$f\sigma = \frac{3,3648 \cdot 8}{\pi \cdot 40}$$

$$f\sigma = 0,2142 \text{ N/mm franja}$$

Nos trabalhos de BERNARDES, 2005; GODOY, 2004, a constante ótica variou de 0,2 a 0,3 N/mm franja, portanto o valor obtido está dentro da faixa de calibração. Assim o valor da constante ótica é 0,21 N/mm franja.

A Figura 19 apresenta o padrão das franjas normalmente obtidas no modelo da calibração.

Figura 19. Padrão das franjas do modelo do disco. Fonte: Araújo, 2006.

2.6 Aplicação do Carregamento

Foi realizado apenas um tipo de carregamento, a tração (arrancamento), variando a carga em 0,75 e 1,5 Kgf. Estas cargas aplicadas aos modelos realizavam um esforço de arrancamento do parafuso somente para gerar as tensões internas para poder observar as ordens de franjas.

A resina fotoelástica utilizada na análise possui um baixo módulo de elasticidade. Por isso, as cargas aplicadas devem ser pequenas. No entanto, a resina possui uma excelente resposta ótica, mesmo para pequenos valores da carga. Deve-se destacar que as análises dos níveis de tensão nos modelos são comparativas e que o comportamento do produto de tensões no parafuso e no osso seria similar, desprezando o efeito da geometria do osso. Os valores reais da carga de arrancamento são maiores do que os valores avaliados nos modelos fotoelásticos, porém, a distribuição das tensões são similares.

2.7 Métodos de análise fotoelástica

2.7.1 Análise qualitativa

As análises qualitativas foram realizadas no Laboratório de Projetos Mecânicos da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, sendo constituída por dois tipos de análises. Tinham o objetivo de observar o local de início das ordens de franja no modelo, ponto de maior concentração de tensão, a quantidade de carga necessária para produzir completamente uma ordem de franja 1 e para verificar a distribuição das tensões. A primeira análise consiste na observação das distribuições das franjas geradas no modelo fotoelástico. A outra análise foi realizada ao longo das cristas dos grupos G1, G2 e G3. Para isto a carga foi sendo incrementada até que em todos os filetes de rosca formassem completamente a ordem de franja 1, utilizando-se uma lente com capacidade de ampliação de vinte vezes. Como referência esta análise foi considerada a partir do primeiro filete da parte inferior das pontas dos parafusos, sendo que o filete ao lado era considerado o segundo e assim por diante (Figura 20A).

As Figura 20, Figura 21 e

Figura 22 mostram o estado de tensão interna nos parafusos de 5, 6 e 7 mm utilizando uma carga de 1,25 Kgf.

Figura 20. Análise das cristas do parafuso de 5 mm com carga de 1,25 Kg. A- Imagem do meio até a ponta do parafuso. B- Imagem da primeira crista da parte inferior do parafuso.

Figura 21. Análise das cristas do parafuso de 6 mm com carga de 1,25 Kg. A- Imagem do meio até a ponta do parafuso. B- Imagem da primeira crista da parte inferior do parafuso.

Figura 22. Análise das cristas do parafuso de 7 mm com carga de 1,25 Kgf. A- imagem do meio até a ponta do parafuso. B- Imagem da primeira crista da parte inferior do parafuso.

2.7.2 Análise quantitativa

2.7.2.1 Análise das ordens de franjas

Para mensurar as tensões cisalhantes na análise quantitativa foi feito um mapeamento do modelo fotoelástico através de um gabarito confeccionado em uma transparência, quadriculada de 0,5 mm. Foi utilizada a mesma transparência para confeccionar os três gabaritos, nas três medidas de parafusos. Foram analisados 19 pontos em cada tipo de parafuso, variando apenas o carregamento. O contorno representa área do parafuso de 5 mm, tendo largura de 5 mm e 6 mm até o ponto analisado. A distância do mapeamento do gabarito de um parafuso para outro era de 0,5 mm (Figura 23).

Assim sendo, os primeiros pontos que estão à 0,5 mm acima do contorno, corresponde ao mapeamento do parafuso de 5 mm. O mapeamento do parafuso de 6 mm está à 0,5 mm de distância do mapeamento do parafuso de 5 mm. E por último, o parafuso de 7 mm está à 0,5 mm de distância do mapeamento do parafuso

de 6 mm. A finalidade do mapeamento foi delimitar os locais de avaliação, para facilitar a realização da análise das ordens de franjas e determinar os prováveis pontos de maior tensão ao longo do parafuso analisado.

Figura 23. Esquema da grade utilizada no mapeamento mostrando os dezenove pontos analisados.

Para a análise das ordens de franjas foi utilizado o método de compensação de Tardy (DALLY e RILEY, 1978).

Utilizando um polariscópio de transmissão plana com uma lente de capacidade de aumento de 10 vezes, girava-se o conjunto polarizador-analisador até a isoclínica passar sobre o ponto analisado, fixando-se o conjunto nesta posição. Com isso os eixos de polarização ficavam alinhados com a direção das tensões principais. Através da placa retardadora de $\frac{1}{4}$ de onda, transforma-se o polariscópio de plano para circular, visualizando-se assim as isocromáticas. As ordens de franjas inteiras foram identificadas próximas ao ponto de interesse e o analisador era girado, observando o movimento destas franjas, até que uma delas atingisse o ponto em análise. No transferidor do polariscópio era lido o ângulo de rotação (α). Se a franja que se moveu em direção ao ponto fosse a de menor ordem, a ordem de franja fracionaria era determinada por:

$$N1 = n1 + \frac{\alpha}{180} \quad (14)$$

Sendo assim, N_1 é o número de menor ordem de franja fracionária, n_1 é o número ordem de franja fracionária inteira que se movia em direção ao ponto em análise e α é o ângulo de rotação.

Se a franja que se moveu em direção ao ponto analisado for a de maior ordem, a ordem de franja fracionaria era determinada por:

$$N_2 = n_2 - \frac{\alpha}{180} \quad (15)$$

Assim, N_2 é o número de maior ordem de franja fracionária, n_2 é o número ordem de franja fracionária inteira que se moveu em direção ao ponto em análise e α é o ângulo de rotação.

O valor final de ordem de franja isocromática (N) pode ser expresso pela média dos valores calculados:

$$N = \frac{N_1 + N_2}{2} \quad (16)$$

Calculando o valor de ordem de franja (N), tendo o valor da constante ótica do material fotoelástico ($f\sigma$) e a espessura do modelo (h) pode-se calcular a tensão cisalhante (TORRES, 2005):

$$\tau = \frac{f\sigma.N.1000}{2.h} \text{ (KPa)} \quad (17)$$

Baseado na compensação de Tardy descrita acima foram calculados as direções das tensões, ordem máxima, ordem mínima, ângulo máximo e mínimo, número de ordem de franja (N) e tensão cisalhante (τ) nos grupos G1, G2 e G3.

Considerando que a principal característica dos materiais fotoelásticos é que eles respondem às tensões/deformações por meio de mudanças no índice de refração da luz, nas direções das tensões principais, e que a diferença entre os

índices de refração nos dois planos principais é proporcional à diferença das tensões principais, em qualquer ponto do modelo, a combinação de cores é unicamente em função da diferença das tensões principais ($\sigma_1 - \sigma_2$). Como a tensão cisalhante depende apenas da diferença das tensões principais, esta pôde ser determinada em toda a extensão do modelo, nos pontos pré-determinados pela grade do mapeamento (GODOY, 2004).

Os dados obtidos nos 12 modelos analisados no polariscópio com as cargas de 0,75 Kgf e 1,5 Kgf estão no Apêndice A.

A Figura 24 mostrar as mostra um padrão de ordens de franja isocromáticas obtidas durante as análises, ou seja, no comprimento total e apenas na ponta do parafuso.

Figura 24. Ordens de franjas isocromáticas no parafuso de 5 mm com carga de 1,5 Kgf. A- Imagem do comprimento total do parafuso. B- Ponta do parafuso.

A Figura 25 mostra o padrão das ordens de franja isocromáticas em um parafuso de 6 mm e a Figura 26, o parafuso de 7 mm.

Figura 25. Ordens de franjas isocromáticas no parafuso de 6 mm com carga de 1,5 Kgf. A- Imagem do comprimento total do parafuso. B- Ponta do parafuso.

Figura 26. Ordens de franjas isocromáticas no parafuso de 7 mm com carga de 1,5 Kgf. A- Imagem do comprimento total do parafuso. B- Ponta do parafuso.

2.8 Análise estatística

Para a análise dos resultados também foi utilizado o método conhecido por Análise de Variância (ANOVA) Multifatorial, sendo as variáveis Parafuso (com 3 níveis) e Pontos (com 19 níveis): os fatores. Nas comparações *post hoc* entre os grupos experimentais foi utilizado o método de Bonferroni (ALTMAN, 1997). Em todas as análises foi adotado como nível de significância de 5 % ($p \leq 0.05$).

3 RESULTADOS

3.1 Resultados das análises qualitativas

A análise qualitativa foi realizada ao longo das cristas dos parafusos com diâmetro externo de 5 mm, 6 mm e 7 mm . Foi observado que o local de início das ordens de franja e o ponto de maior concentração eram na região próxima a ponta dos parafusos, crescendo de forma helicoidal, de acordo com o formato dos parafusos. A fim de observar o comportamento dos parafusos foi realizada uma análise para quantificar a carga necessária para produzir completamente a ordem de franja 1 nos grupos G1, G2 e G3 determinou os resultados obtidos nas Tabela 2, Tabela 3 e Tabela 4 e nas Figura 27, Figura 28 e Figura 29.

Tabela 2. Posicionamento das cristas e sua respectiva carga no parafuso de 5 mm

Carga (Kgf)	Crista do parafuso
0,5	Meio da ponta superior do parafuso
0,65	Quarto filete
0,75	Sexto filete
0,85	Nono filete
0,95	Décimo terceiro filete
1,15	Décimo quinto filete
1,25	Décimo quinto filete formando completamente a ordem de franja 1

Figura 27. Posicionamento das cristas do parafuso de 5 mm.

Tabela 3. Posicionamento das cristas e sua respectiva carga no parafuso de 6 mm

Carga (Kg)	Crista do parafuso
0,5	Meio da ponta superior do parafuso até o terceiro filete
0,65	Quinto filete
0,75	Sétimo filete
0,85	Décimo segundo filete
0,95	Décimo quarto filete
1,25	Décimo quinto filete formando completamente a ordem de franja 1

Figura 28. Posicionamento das cristas do parafuso de 6 mm.

Tabela 4. Posicionamento das cristas e sua respectiva carga no parafuso de 7 mm

Carga (Kgf)	Crista do parafuso
0,5	Meio da ponta inferior do parafuso
0,65	Quarto filete
0,75	Oitavo filete
0,85	Nono filete
0,95	Décimo filete
1,15	Todos os filetes formando completamente a ordem de franja 1

Figura 29. Posicionamento das cristas do parafuso de 7 mm.

De acordo com as tabelas e gráficos acima o parafuso de 5 mm e 6 mm necessitou de uma carga de 1,25 Kgf, enquanto o parafuso de 7 mm, 1,15 Kgf. Estes resultados são de acordo com o modelo, as condições de fixação proposta e as dimensões dos parafusos. Para condições de fixação diferentes pode-se encontrar resultados diferentes. Assim, na medida que a aumenta a força de arrancamento, as tensões aumentam, iniciando nos primeiro filetes localizado na ponta dos parafusos.

3.2 Resultados das análises quantitativas

3.2.1 Análise quantitativa das tensões cisalhantes máximas dos parafusos

Através do método de compensação de Tardy foram determinados as tensões cisalhantes (τ) nos grupos G1, G2 e G3, contendo em cada grupo quatro modelos, variando com dois tipos de carregamento. Os valores obtidos nestes cálculos estão em forma de tabela, no Apêndice B.

Para visualizar o comportamento das tensões foram feitos gráficos representando os valores de tensões cisalhantes nos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 0,75 Kgf (Figura 30, Figura 31 e Figura 32).

Figura 30. Valores das tensões cisalhantes no parafuso de 5 mm com carga de 0,75 Kgf.

Figura 31. Valores das tensões cisalhantes no parafuso de 6 mm com carga de 0,75 Kgf.

Figura 32. Valores das tensões cisalhantes no parafuso de 7 mm com carga de 0,75 Kgf.

O mesmo foi feito com a carga de 1,5 Kgf nos parafusos de 5, 6 e 7 mm (Figura 33, Figura 34 e Figura 35).

Figura 33. Valores das tensões cisalhantes no parafuso de 5 mm com carga de 1,5 Kgf.

Figura 34. Valores das tensões cisalhantes no parafuso de 6 mm com carga de 1,5 Kgf.

Figura 35. Valores das tensões cisalhantes no parafuso de 7 mm com carga de 1,5 Kgf.

Através destes gráficos pode-se observar que nos três parafusos, independente do valor da carga aplicada, as curvas de tensões cisalhantes mantêm um comportamento semelhante nos primeiros pontos e nos últimos pontos de análise. Este comportamento se modifica ao analisar os pontos de maior tensão cisalhantes, situados próximo as pontas dos parafusos.

3.2.2 Normalização dos dados

Os valores da tensão cisalhante foram normalizados ao longo dos pontos de análise através da área do gráfico tensão cisalhante versus pontos analisados. Esta área representa o gradiente de energia por unidade de área. Para isso, calculou-se a área abaixo dos gráficos das tensões cisalhantes, em cada modelo, separadamente (Apêndice C).

Após esse cálculo das áreas foram feitas as médias desses valores nos parafusos de 5, 6 e 7 com suas respectivas cargas (Apêndice D). Obteve-se como resultado utilizando a carga de 0,75 Kgf que o parafuso de 5 é maior que o parafuso de 6, que é maior que o parafuso de 7 mm. Já com a carga de 1,5 Kgf, resultou em igualdade entre os parafusos pediculares.

3.2.3 Análise dos resultados

Foi feita uma análise sobre o comportamento geral dos doze modelos dos grupos G1, G2 e G3, com carga de 0,75 Kgf. Para isso foram calculados as médias gerais das tensões cisalhantes (Figura 36 e Tabela 5) e um desvio padrão geral (Tabela 5) nos 19 pontos, de acordo com o diâmetro externo de cada parafuso. Após, foi realizada a média das tensões cisalhantes e um desvio padrão (Tabela 6).

Tabela 5. Média das tensões cisalhantes e desvio padrão em cada ponto nos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 0,75 Kgf.

Pontos	Parafusos	Média	Desvio padrão
1	5	6,1225	0,8061
	6	5,4550	0,8148
	7	5,0625	0,9476
	Total	5,5467	0,9011
2	5	6,9300	0,2857
	6	6,5400	1,0033
	7	5,2050	0,9838
	Total	6,2250	1,0751
3	5	7,6500	0,6156
	6	6,9550	1,2280
	7	5,8250	1,1007
	Total	6,8100	1,2092
4	5	8,6075	0,9110
	6	7,6825	1,0752
	7	6,6225	0,8327
	Total	7,6375	1,2034
5	5	9,6950	0,8401
	6	10,1750	2,8105
	7	11,8450	3,6206
	Total	10,5717	2,6169
6	5	10,3025	0,8109
	6	10,0550	1,5435
	7	9,2025	0,5558
	Total	9,8533	1,0749
7	5	12,2550	0,1318
	6	11,7800	1,4029
	7	10,6425	1,4516
	Total	11,5592	1,2710
8	5	12,7325	1,2914
	6	11,2975	1,2658
	7	9,6250	1,0130
	Total	11,2183	1,7120
9	5	14,5475	1,5720
	6	13,1150	1,3364
	7	10,3650	0,6335
	Total	12,6758	2,1358
10	5	13,0275	2,5747
	6	14,4250	2,3411
	7	9,7775	2,0594
	Total	12,4100	2,9316
11	5	14,7850	1,6294
	6	12,5375	1,8954
	7	10,1925	1,6657
	Total	12,5050	2,5092
12	5	11,7875	1,1558
	6	10,5575	1,5771
	7	9,6075	0,8216
	Total	10,6508	1,4476
13	5	11,1350	1,3489
	6	10,1850	1,2482
	7	9,9950	0,5916
	Total	10,4383	1,1349
14	5	9,5000	1,5527
	6	11,4575	3,1754
	7	9,1975	0,7955
	Total	10,0517	2,1621
15	5	9,0825	0,9754
	6	8,5950	1,5870
	7	7,8325	1,3172
	Total	8,5033	1,3070
16	5	7,7725	0,2555
	6	7,3325	1,0160
	7	7,3200	0,5681
	Total	7,4750	0,6600
17	5	7,0725	0,8287
	6	5,9475	0,8364
	7	5,8425	0,9158
	Total	6,2875	0,9721
18	5	6,9025	0,6720
	6	5,6625	0,3086
	7	5,4125	0,9468
	Total	5,9925	0,9256
19	5	6,7250	0,9900
	6	5,0650	0,7443
	7	6,0650	0,1843
	Total	5,9517	0,9673
Total	5	9,8228	2,8782
	6	9,2011	3,1237
	7	8,1914	2,4253
	Total	9,0718	2,8911

Figura 36. Média das tensões cisalhantes nos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 0,75 Kgf.

Tabela 6. Média e desvio padrão dos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 0,75 Kgf

parafuso	médias	desvio padrão
5	9,82	2,88
6	9,20	3,12
7	8,19	2,89

De acordo com a Tabela 5, os pontos de maiores médias de tensões cisalhantes no parafuso de diâmetro externo 5 mm foram 11, 9, 10, 8, 7, 12 e 13, respectivamente. No parafuso de diâmetro externo de 6 mm foram 10, 9, 11, 7, 8, 12 e 13, respectivamente. O parafuso de diâmetro externo de 7 mm teve as maiores médias nos pontos 7, 9, 11, 13, 10, 8 e 12, respectivamente. Há diferença estatística significativa entre os parafusos ($p < 0,001$). O parafuso de 5 mm teve valores significativamente superiores aos dos parafusos 6 e 7 mm ($p < 0,01$ e $p < 0,001$).

respectivamente). O parafuso de 6 mm obteve valores significativamente superiores aos do parafuso 7 ($p < 0,001$). Com isso tem-se que:

Parafuso 5 > Parafuso 6 > Parafuso 7

Também foram analisados os 19 pontos, usando cada mesmo ponto dos três tipos de parafusos, calculando a média das tensões cisalhantes e o desvio padrão (Tabela 7). Segundo essa tabela os pontos com maiores tensões de tensões cisalhantes com as médias dos três parafusos foram 9, 11, 10, 7, 8, 12 e 13, respectivamente.

Assim verificou-se que existe diferença estatística significativa entre os Pontos ($p < 0,001$), pelo método *post hoc* de Bonferroni criou-se o que se chama de “grupos homogêneos”. Cada grupo homogêneo (GH) foi subdividido em pontos com valores de médias crescentes, proporcional ao posicionamento dos pontos no mapeamento dos parafusos. O critério para verificar se há diferença estatística significativa é o seguinte: os pontos que estiverem dentro de um mesmo grupo (GH) têm valores equivalentes, caso dois pontos quaisquer não estejam em nenhum grupo simultaneamente há diferença estatística significativa entre eles (Tabela 8).

Tabela 7. Média e desvio padrão dos pontos dos três tipos de parafuso com carga de 0,75 Kgf.

pontos	médias	desvio padrão
1	5,55	0,90
2	6,23	1,08
3	6,81	1,21
4	7,64	1,20
5	10,57	2,62
6	9,85	1,07
7	11,56	1,27
8	11,22	1,71
9	12,68	2,14
10	12,41	2,93
11	12,51	2,51
12	10,65	1,45
13	10,44	1,13
14	10,05	2,16
15	8,50	1,31
16	7,48	0,66
17	6,29	0,97
18	5,99	0,93
19	5,95	0,97

Tabela 8. Grupos Homogêneos e seus pontos de médias equivalentes com carga de 0,75 Kgf

G1	1	19	18	2	17	3	16											
G2		19	18	2	17	3	16	4										
G3						3	16	4	15									
G4								15	6	14	13							
G5									6	14	13	5	12	8	7			
G6												5	12	8	7	10	11	
G7														8	7	10	11	9

A interação Parafuso*Ponto foi significativa ($p = 0,005$), isto quer dizer que as diferenças encontradas entre os parafusos não permanecem as mesmas para os diferentes Pontos e vice-versa. Realizou-se uma ANOVA, nos doze modelos, para cada ponto comparando os parafusos (Tabela 9).

Tabela 9. Comparação dos pontos com os parafusos e sua significância com carga de 0,75 Kgf

pontos	p
1	0,26 - Não há diferença significativa.
2	0,04* - Há diferença significativa, 5 > 7.
3	0,09 - Não há diferença significativa.
4	0,05* - Há diferença significativa, 5 > 7.
5	0,52 - Não há diferença significativa.
6	0,35 - Não há diferença significativa.
7	0,19 - Não há diferença significativa.
8	0,02* - Há diferença significativa, 5 > 7.
9	0,003* - Há diferença significativa, (5,6)>7 com $p=0,003$ e $p=0,03$ respectivamente.
10	0,05* - Há diferença significativa, 6 > 7.
11	0,02* - Há diferença significativa, 5 > 7.
12	0,09 - Não há diferença significativa.
13	0,35 - Não há diferença significativa.
14	0,30 - Não há diferença significativa.
15	0,44 - Não há diferença significativa.
16	0,59 - Não há diferença significativa.
17	0,14 - Não há diferença significativa.
18	0,03* - Há diferença significativa, 5 > 7.
19	0,03* - Há diferença significativa, 5 > 7.

Apesar de alguns pontos não terem seguido a regra geral (parafuso 5 > parafuso 6 > parafuso 7) devido ao número de amostras não ter sido grande, houve esse predomínio na maioria dos pontos. Se esse número de amostras fosse maior seguiria com maior fidelidade a regra geral.

Para a análise do comportamento dos parafusos de 1,5 Kgf, seguiu-se o mesmo procedimento realizado com a carga de 0,75 Kgf. Assim foi feita uma análise do comportamento geral dos doze modelos dos grupos G1, G2 e G3, com carga de 1,5 Kgf. Para isso foram calculados as médias gerais das tensões cisalhantes (Figura 37 e Tabela 10) e um desvio padrão geral (Tabela 10), nos 19 pontos, de acordo com o diâmetro externo de cada parafuso. Após, foi realizada uma média das tensões cisalhantes e um desvio padrão (Tabela 11).

Tabela 10. Média das tensões cisalhantes e desvio padrão em cada ponto nos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 1,5 Kgf

pontos	parafusos	média	desvio padrão
1	5	10,5400	1,5920
	6	10,0950	0,1678
	7	11,6150	2,1785
	Total	10,7500	1,5612
2	5	11,6400	1,3054
	6	11,0725	0,1276
	7	11,7400	1,4634
	Total	11,4842	1,0712
3	5	12,1350	1,2117
	6	12,1850	0,6938
	7	11,7775	1,6918
	Total	12,0325	1,1611
4	5	14,6850	1,3465
	6	14,4625	0,7345
	7	14,9950	1,8349
	Total	14,7142	1,2696
5	5	15,8775	0,6673
	6	16,2650	1,0748
	7	14,9375	4,1666
	Total	15,6933	2,3474
6	5	14,4625	3,8703
	6	20,3850	3,2852
	7	18,6325	2,4519
	Total	17,8267	3,9243
7	5	19,9750	1,2133
	6	20,2075	0,7788
	7	21,0375	3,2292
	Total	20,4067	1,9073
8	5	20,9100	1,1594
	6	19,8250	1,9666
	7	19,4075	3,2620
	Total	20,0475	2,1820
9	5	23,8450	1,2050
	6	22,9900	1,0662
	7	20,1950	1,1333
	Total	22,3433	1,9253
10	5	19,5800	2,3664
	6	20,8775	2,3007
	7	18,3500	3,6027
	Total	19,6025	2,7699
11	5	22,9875	1,3405
	6	21,1475	2,2315
	7	20,3075	2,2018
	Total	21,4808	2,1300
12	5	19,1525	2,5619
	6	17,5100	0,4434
	7	17,8575	1,7093
	Total	18,1733	1,7847
13	5	19,5275	2,4283
	6	17,8475	1,0013
	7	19,2900	1,6816
	Total	18,8883	1,8039
14	5	16,9475	2,6776
	6	16,3700	0,1180
	7	18,2475	1,1761
	Total	17,1883	1,7346
15	5	13,3725	2,2031
	6	13,7750	2,5580
	7	16,1850	2,2357
	Total	14,4442	2,4807
16	5	13,4025	1,9230
	6	12,5350	0,6366
	7	13,8475	0,6811
	Total	13,2617	1,2528
17	5	12,0725	2,6488
	6	10,9400	0,5715
	7	12,2500	1,3942
	Total	11,7542	1,7029
18	5	11,4400	2,1832
	6	10,0400	0,6874
	7	11,9600	1,7952
	Total	11,1467	1,7392
19	5	12,3875	1,9400
	6	9,1800	0,5761
	7	11,0250	2,0371
	Total	10,8642	2,0371
Total	5	16,0495	4,4773
	6	15,6689	4,5245
	7	15,9820	3,9732
	Total	15,9001	4,3163

Figura 37. Média das tensões cisalhantes nos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 1,5 Kgf.

Tabela 11. Média e desvio padrão dos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 1,5 Kgf

parafuso	médias	desvio padrão
5	16,05	4,48
6	15,67	4,52
7	15,98	3,97

De acordo com a Tabela 10, os pontos de maiores médias de tensões cisalhantes no parafuso de diâmetro externo 5 mm foram 9, 11, 8, 7, 10, 13 e 12, respectivamente. No parafuso de diâmetro externo de 6 mm foram 9, 11, 10, 7, 8, 13 e 12, respectivamente. O parafuso de diâmetro externo de 7 mm teve as maiores médias nos pontos 7, 11, 9, 8, 13, 10 e 12, respectivamente. Dos resultados acima se inferiu que não há diferença estatística significativa entre os parafusos ($p = 0,44$). Assim:

$$\text{Parafuso 5} = \text{Parafuso 6} = \text{Parafuso 7}$$

Da mesma forma que a carga anterior também foram analisados os 19 pontos, para os três tipos de parafusos, calculando a média das tensões cisalhantes e o desvio padrão (Tabela 12). Segundo essa tabela os pontos com maiores tensões cisalhantes considerando as médias dos três parafusos foram 9, 11, 7, 8, 10, 13 e 12, respectivamente. Existe diferença estatística significativa entre os pontos ($p < 0,001$), pelo método *post hoc* de Bonferroni criou-se o que se chama de “grupos homogêneos” (Tabela 13). Cada grupo homogêneo (GH) foi subdividido em pontos com valores de médias crescentes, proporcional ao posicionamento dos pontos no mapeamento dos parafusos.

Tabela 12. Média e desvio padrão dos pontos dos três tipos de parafuso com carga de 1,5 Kgf

pontos	médias	desvio padrão
1	10,75	1,56
2	11,48	1,07
3	12,03	1,16
4	14,71	1,27
5	15,69	2,35
6	17,83	3,92
7	20,41	1,91
8	20,05	2,18
9	22,34	1,93
10	19,60	2,77
11	21,48	2,13
12	18,17	1,78
13	18,89	1,80
14	17,19	1,73
15	14,44	2,48
16	13,26	1,25
17	11,75	1,70
18	11,75	1,74
19	10,86	2,03

Tabela 13. Grupos Homogêneos e seus pontos de médias equivalentes com carga de 1,5 Kgf.

G1	1	19	18	2	17	3	16												
G2					17	3	16	15											
G3						3	16	15	4										
G4							16	15	4	5									
G5								15	4	5	14								
G6									5	14	6	12							
G7										14	6	12	13	10					
G8											6	12	13	10	8	7			
G9													13	10	8	7	11		
G10														10	8	7	11	9	

A interação parafuso*ponto foi significativa ($p = 0,025$), isto quer dizer que as diferenças encontradas entre os parafusos não permanecem as mesmas para os diferentes pontos e vice-versa. Realizou-se uma ANOVA, nos doze modelos, para cada ponto comparando os parafusos (Tabela 14).

Tabela 14. Comparação dos pontos com os parafusos e sua significância com carga de 1,5 Kgf

pontos	P
1	0,40 - Não há diferença significativa.
2	0,86 - Não há diferença significativa.
3	0,89 - Não há diferença significativa.
4	0,75 - Não há diferença significativa.
5	0,52 - Não há diferença significativa.
6	0,08 - Não há diferença significativa.
7	0,75 - Não há diferença significativa.
8	0,65 - Não há diferença significativa.
9	0,004* - Há diferença significativa, (5,6)>7 com p=0,004 e p=0,02 respectivamente.
10	0,48 - Não há diferença significativa.
11	0,20 - Não há diferença significativa.
12	0,43 - Não há diferença significativa.
13	0,40 - Não há diferença significativa.
14	0,32 - Não há diferença significativa.
15	0,24 - Não há diferença significativa.
16	0,35 - Não há diferença significativa.
17	0,54 - Não há diferença significativa.
18	0,30 - Não há diferença significativa.
19	0,07 - Não há diferença significativa.

Apesar do ponto 9 não ter seguido a regra geral (parafuso 5 = parafuso 6 = parafuso 7) devido ao pequeno número de amostras houve esse predomínio na maioria dos pontos.

Comparando a carga de 0,75 Kgf com 1,5 Kgf o mesmo procedimento foi realizado. Assim foi feito a análise do comportamento geral nos doze modelos dos grupos G1, G2 e G3. As médias gerais das tensões cisalhantes (Figura 38 e Tabela 15) e um desvio padrão geral (Tabela 15) foram calculados nos 19 pontos, de acordo com o diâmetro externo de cada parafuso. Após, foi realizada uma média das tensões cisalhantes e um desvio padrão (Tabela 16).

Tabela 15. Média das tensões cisalhantes e desvio padrão em cada ponto nos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 0,75 e 1,5 Kgf

pontos	parafusos	média	desvio padrão
1	5	8,331	2,634
	6	7,775	2,539
	7	8,338	3,832
	Total	8,148	2,935
2	5	9,285	2,665
	6	8,806	2,511
	7	8,472	3,678
	Total	8,854	2,883
3	5	9,892	2,557
	6	9,570	2,944
	7	8,801	3,445
	Total	9,421	2,908
4	5	11,646	3,418
	6	11,072	3,723
	7	10,808	4,665
	Total	11,175	3,811
5	5	12,786	3,378
	6	13,220	3,804
	7	13,391	3,973
	Total	13,132	3,571
6	5	12,382	3,412
	6	15,220	6,011
	7	13,917	5,302
	Total	13,840	4,950
7	5	16,115	4,203
	6	15,993	4,625
	7	15,840	6,020
	Total	15,982	4,788
8	5	16,821	4,516
	6	15,561	4,808
	7	14,516	5,687
	Total	15,632	4,900
9	5	19,196	5,136
	6	18,052	5,395
	7	15,280	5,322
	Total	17,509	5,323
10	5	16,303	4,184
	6	17,651	4,063
	7	14,063	5,327
	Total	16,006	4,612
11	5	18,886	4,596
	6	16,842	4,985
	7	15,250	5,700
	Total	16,992	5,118
12	5	15,470	4,345
	6	14,033	3,867
	7	13,732	4,581
	Total	14,412	4,157
13	5	15,331	4,840
	6	14,016	4,227
	7	14,642	5,103
	Total	14,663	4,560
14	5	13,223	4,466
	6	13,913	3,350
	7	13,722	4,925
	Total	13,620	4,118
15	5	11,227	2,783
	6	11,185	3,398
	7	12,008	4,776
	Total	11,473	3,601
16	5	10,587	3,266
	6	9,933	2,889
	7	10,583	3,537
	Total	10,368	3,113
17	5	9,572	3,231
	6	8,443	2,749
	7	9,046	3,594
	Total	9,020	3,104
18	5	9,171	2,849
	6	7,851	2,391
	7	8,686	3,743
	Total	8,569	2,964
19	5	9,556	3,345
	6	7,122	2,284
	7	8,545	2,970
	Total	8,407	2,952
Total	5	12,936	4,881
	6	12,435	5,053
	7	12,086	5,102
	Total	12,485	5,014

Figura 38. Média das tensões cisalhantes nos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 0,75 e 1,5 Kgf.

Tabela 16. Média e desvio padrão dos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 0,75 e 1,5 Kgf

parafuso	médias	desvio padrão
5	12,94	4,88
6	12,44	5,05
7	12,09	5,10

De acordo com a tabela 15, os pontos de maiores médias de tensões cisalhantes no parafuso de diâmetro externo 5 mm foram 9, 11, 8, 10, 7, 12 e 13, respectivamente. No parafuso de diâmetro externo de 6 mm foram 9, 10, 11, 7, 8, 12 e 13, respectivamente. O parafuso de diâmetro externo de 7 mm teve as maiores médias nos pontos 7, 9, 11, 13, 8, 10 e 12, respectivamente. Dos resultados acima se conclui que não há diferença significativa entre os Parafusos ($p = 0,19$). Sendo:

Parafuso 5 = Parafuso 6 = Parafuso 7

Da mesma forma também foi analisado os 19 pontos, usando cada mesmo ponto dos três tipos de parafusos, calculando a média das tensões cisalhantes e o desvio padrão (Tabela 17). Segundo essa tabela os pontos com maiores tensões de tensões cisalhantes com as médias dos três parafusos foram 9, 11, 10, 7, 8, 13 e 12, respectivamente. Existe diferença significativa entre os pontos ($p < 0,001$), pelo método *post hoc* de Bonferroni criamos o que se chama de “grupos homogêneos” (Tabela 18).

Tabela 17. Média e desvio padrão dos pontos dos três tipos de parafuso com carga de 0,75 e 1,5 Kgf

pontos	médias	desvio padrão
1	8,15	2,94
2	8,85	2,88
3	9,42	2,91
4	11,18	3,81
5	13,13	3,57
6	13,84	4,95
7	15,98	4,79
8	15,63	4,90
9	17,51	5,32
10	16,01	4,61
11	16,99	5,11
12	14,41	4,15
13	14,66	4,56
14	13,62	4,12
15	11,47	3,60
16	10,37	3,10
17	9,02	3,10
18	8,57	2,96
19	8,41	2,95

Tabela 18. Grupos Homogêneos e seus pontos de médias equivalentes com carga de 0,75 e 1,5 Kgf

G1	1	19	18	2	17	3	16	4	15										
G2					17	3	16	4	15	5									
G3						3	16	4	15	5	14	6	12						
G4								4	15	5	14	6	12	13					
G5									15	5	14	6	12	13	8				
G6										5	14	6	12	13	8	7	10	11	
G7											14	6	12	13	8	7	10	11	9

A interação parafuso*ponto não foi significativa ($p = 0,99$), isto quer dizer que as diferenças encontradas entre os Parafusos permanecem as mesmas para os diferentes pontos e vice-versa. Realizou-se uma ANOVA, nos doze modelos, para cada ponto comparando os parafusos.

Tabela 19. Comparação dos pontos com os parafusos e sua significância com carga de 0,75 e 1,5 Kgf

pontos	p
1	0,26 - Não há diferença significativa.
2	0,04* - Há diferença significativa 5 > 7.
3	0,09 - Não há diferença significativa.
4	0,05* - Não há diferença significativa.
5	0,52 - Não há diferença significativa.
6	0,35 - Não há diferença significativa.
7	0,19 - Não há diferença significativa.
8	0,02* - Há diferença significativa 5 > 7.
9	0,003* - Há diferença significativa, (5,6)>7 com $p=0,003$ e $p=0,03$ respectivamente.
10	0,05* - Há diferença significativa 6 > 7
11	0,02* - Há diferença significativa 5 > 7.
12	0,09* - Não há diferença significativa.
13	0,35 - Não há diferença significativa.
14	0,30 - Não há diferença significativa.
15	0,44 - Não há diferença significativa.
16	0,59 - Não há diferença significativa.
17	0,14 - Não há diferença significativa.
18	0,03* - Há diferença significativa 5 > 7.
19	0,03* - Há diferença significativa 5 > 6.

Mesmo alguns pontos não seguido a regra geral (parafuso 5 = parafuso 6 = parafuso 7) devido ao número de amostras não ter sido grande, houve esse predomínio na maioria dos pontos. Se esse número de amostras fosse maior seguiria com maior fidelidade à regra geral.

3.2.5 Análise dos resultados da região próxima a ponta dos parafusos

Foi feita uma análise sobre o comportamento geral dos doze modelos dos grupos G1, G2 e G3, com carga de 0,75 Kgf. Para isso foram calculadas as médias gerais das tensões cisalhantes (Figura 39 e Tabela 20) e um desvio padrão geral (Tabela 20) somente dos pontos 7 a 13 do mapeamento, que correspondem a região próxima a ponta dos parafusos, de acordo com o diâmetro externo de cada parafuso. Após, foi realizada a média das tensões cisalhantes e um desvio padrão (Tabela 21).

Tabela 20. Média das tensões cisalhantes máximas e desvio padrão dos pontos 7 a 13 nos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 0,75 Kgf.

Pontos	Parafusos	Média	Desvio padrão
7	5	12,2550	0,1318
	6	11,7800	1,4029
	7	10,6425	1,4516
	Total	11,5592	1,2710
8	5	12,7325	1,2914
	6	11,2975	1,2658
	7	9,6250	1,0130
	Total	11,2183	1,7120
9	5	14,5475	1,5720
	6	13,1150	1,3364
	7	10,3650	0,6335
	Total	12,6758	2,1358
10	5	13,0275	2,5747
	6	14,4250	2,3411
	7	9,7775	2,0594
	Total	12,4100	2,9316
11	5	14,7850	1,6294
	6	12,5375	1,8954
	7	10,1925	1,6657
	Total	12,5050	2,5092
12	5	11,7875	1,1558
	6	10,5575	1,5771
	7	9,6075	0,8216
	Total	10,6508	1,4476
13	5	11,1350	1,3489
	6	10,1850	1,2482
	7	9,9950	0,5916
	Total	10,4383	1,1349
Total	5	12,8957	1,8675
	6	11,9854	2,0068
	7	10,0293	1,1927
	Total	11,6368	2,0868

Figura 39. Média das tensões cisalhantes na região próxima a ponta dos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 0,75 Kgf.

Tabela 21. Média e desvio padrão na região próxima a ponta dos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 0,75 Kgf

parafuso	médias	desvio padrão
5	12,90	1,87
6	11,99	2,01
7	10,03	1,19

Há diferença estatística significativa entre os parafusos ($p < 0,001$). O parafuso de 5 e 6 mm teve valores significativamente superiores aos do parafuso 7 mm ($p < 0,001$ em ambas). A diferença entre o parafuso de 5 mm e 6 mm foi muito próximo do nível de significância ($p = 0,07$). Com isso tem-se que:

(Parafuso 5 = Parafuso 6) > Parafuso 7

Para a análise do comportamento dos parafusos de 1,5 Kgf, seguiu-se o mesmo procedimento realizado com a carga de 0,75 Kgf. Assim foi feita uma análise do comportamento geral dos doze modelos dos grupos G1, G2 e G3, com carga de 1,5 Kgf. Para isso foram calculados as médias gerais das tensões cisalhantes (Figura 40 e Tabela 22) e um desvio padrão geral (Tabela 22), dos pontos 7 a 13 do mapeamento, de acordo com o diâmetro externo de cada parafuso. Após, foi realizada uma média das tensões cisalhantes e um desvio padrão (Tabela 23).

Tabela 22. Média das tensões cisalhantes e desvio padrão dos pontos 7 a 13 nos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 1,5 Kgf

pontos	parafusos	média	desvio padrão
7	5	19,9750	1,2133
	6	20,2075	0,7788
	7	21,0375	3,2292
	Total	20,4067	1,9073
8	5	20,9100	1,1594
	6	19,8250	1,9666
	7	19,4075	3,2620
	Total	20,0475	2,1820
9	5	23,8450	1,2050
	6	22,9900	1,0662
	7	20,1950	1,1333
	Total	22,3433	1,9253
10	5	19,5800	2,3664
	6	20,8775	2,3007
	7	18,3500	3,6027
	Total	19,6025	2,7699
11	5	22,9875	1,3405
	6	21,1475	2,2315
	7	20,3075	2,2018
	Total	21,4808	2,1300
12	5	19,1525	2,5619
	6	17,5100	0,4434
	7	17,8575	1,7093
	Total	18,1733	1,7847
13	5	19,5275	2,4283
	6	17,8475	1,0013
	7	19,2900	1,6816
	Total	18,8883	1,8039
Total	5	20,8539	2,3927
	6	20,0579	2,2681
	7	19,4921	2,4950
	Total	20,1346	2,4242

Figura 40. Média das tensões cisalhantes na região próxima a ponta dos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 1,5 Kgf.

Tabela 23. Média e desvio padrão na região próxima a ponta dos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 1,5 Kgf

parafuso	médias	desvio padrão
5	20,85	2,39
6	20,06	2,27
7	19,49	2,50

Dos resultados acima se inferiu que há diferença estatística significativa entre os parafusos ($p = 0,05$). O parafuso de 5 mm teve valores significativamente superiores aos do parafuso de 7 mm. O parafuso de 6 mm permaneceu em posição intermediária, não sendo superior a 7 e inferior a 5. Assim:

Parafuso 5 > Parafuso 7

4 DISCUSSÃO

A maioria dos sistemas de instrumentações modulares na coluna espinal é baseado no parafuso pedicular como escora preliminar (CHRISTENSEN et al., 2000). A fixação através de parafuso pedicular é extensamente utilizada para a estabilização, correção da instabilidade e deformidades espinhais (HAILONG et al., 2007; BOOS e WEBB, 1997).

O pedículo é o local de fixação mais rígida na coluna lombar (HAILONG et al., 2007; MITRA et al., 2002; CHAYNES et al., 2001). Adicionalmente, é uma das áreas mais seguras de instrumentação por causa do osso cortical que ajuda a proteger as estruturas neurais. Entretanto, apesar de seu uso freqüente, casos de mau posicionamento de parafusos foram descritos, podendo lesar estruturas neurais ao longo dos quatro quadrantes do pedículo. Quando isto ocorrer as conseqüências negativas da colocação do parafuso podem compensar as vantagens oferecidas pelo sistema (HAILONG et al., 2007; GLASER et al., 2003).

De acordo com Kuklo e Lehman Junior (2003), o torque de inserção está altamente relacionado a estabilidade e com a força de arrancamento. Há necessidade de uma maior força de arrancamento do parafuso pedicular se este estiver inserido até próximo de sua cabeça que quando inserido somente até o final de sua rosca. Utilizando o parafuso pedicular tipo USS, o mesmo usado nessa pesquisa, aumenta o valor da força de arrancamento (LIEBERMAN, KHAZIM e WOODSIDE, 1998).

A técnica da fotoelasticidade é antiga, sendo descoberta no início do século, a sua aplicação na área de ortopedia e traumatologia ainda é atual. A pesquisa na área de fotoelasticidade vem aumentando e de acordo com Oliveira (1988), apesar de ser um técnica experimental, é muito usada para estabelecer condições de projeto, melhorar a confiabilidade, a qualidade dos produtos e otimizar componentes estruturais. Na revisão bibliográfica realizada, não foram observados relatos científicos utilizando esta técnica em análises de implantes ou de sistema de fixação utilizadas em coluna vertebral. Com isso, esse trabalho é pioneiro na área de parafusos pediculares, utilizando a técnica de fotoelasticidade.

Durante a análise experimental, algumas dificuldades foram encontradas para definir o molde, pois esse tinha que proporcionar uma padronização dos modelos fotoelásticos, ser fácil para desmoldagem e preservar a integridade do modelo. Inicialmente os moldes foram feitos de borracha de silicone, a vantagem era ser de fácil desmolde e se usinar um maior número de moldes a baixo custo. A desvantagem era que não tinha a padronização dos modelos. Verificou-se que por causa da sensibilidade ótica, pequenas modificações interferia na qualidade dos resultados. Para solucionar esse problema começou a se utilizar o acrílico, pois garantia uma fidelidade na réplica dos modelos, além de fácil o desmolde e o excelente acabamento.

Assim, o primeiro molde de acrílico era bipartido e parafusado nas laterais tendo dois orifícios, um para se vazar a resina e outro para padronizar o posicionamento do parafuso. Porém, por ser bipartido, era difícil retirar o modelo sem danificá-lo. Através dessas tentativas, definiu-se um novo molde com todas as suas laterais aparafusadas, possuindo duas tampas e mantendo os dois orifícios (um para a resina e outro para o posicionamento do parafuso).

Com esse tipo de molde, conseguiu-se padronizar os modelos e um desmolde sem complicações. Devido ao alto custo dos moldes, foi possível a confecção de apenas dois, limitando assim a quantidade de modelos analisados, por dia, no polaroscópio de transmissão. Outra desvantagem era a colocação de grampos (um próximo do parafuso pedicular e outro no centro inferior do molde) como um dos procedimentos para evitar o vazamento da resina, ao apertá-los podiam ocorrer trincos superficiais na tampa de acrílico. Dessa forma, eram confeccionadas novas tampas para o molde com o objetivo de não comprometer a qualidade do modelo.

Através da técnica fotoelástica foram confeccionados modelos fotoelásticos com parafusos USS fundidos na resina fotoelástica. Esses modelos sugerem uma simulação de um parafuso osseointegrado em um período pós-cirúrgico crônico, como o utilizado na prática clínica em cirurgias com sistema de fixação vertebral. A geometria regular desses modelos fotoelásticos permitiu a análise dos parafusos de fixação vertebral, comparando os diferentes diâmetros externos. Neste caso, possivelmente a geometria não interferiu nos resultados obtidos pela análise fotoelástica.

Foram utilizados parafusos pediculares com diâmetro externo de 5, 6 e 7 mm, divididos em três grupos (G1, G2 e G3), contendo quatro modelos cada grupo. Nos parafusos de 5 e 6 mm foram utilizados 8 parafusos pediculares, sendo quatro parafusos de 5 mm e quatro parafusos de 6 mm. O parafuso de 7 mm por ser pouco utilizado na prática clínica e por ter um alto custo de aquisição, não foi possível conseguir um grande número de amostras, sendo utilizado o mesmo parafuso para as análises quantitativa dos quatro modelos. Esse fato não interferiu na qualidade e integridade deste trabalho, pois foram obtidos resultados muito próximos do real.

Durante estas análises realizadas, observou-se a importância da padronização da posição da cabeça do parafuso para que o primeiro filete sempre se localize ou na parte superior ou inferior do parafuso. Neste trabalho, priorizou-se apenas a inserção do parafuso pedicular há 30 mm de profundidade, fixando a cabeça do parafuso para mantê-lo retificado, não havendo preocupação com a padronização de seu posicionamento, já que o intuito era uma avaliação comparativa entre os parafusos.

A inserção do parafuso no modelo foi limitada em 30 mm e isso foi realizado para que não houvesse a influência da cabeça do parafuso, tornando os modelos mais padronizados para a realização das análises fotoelásticas. Esta limitação na inserção do parafuso no modelo ocorreu também para simular igualmente os modelos utilizados por Defino et al. (2007), nos quais realizaram ensaios mecânicos de arrancamento de parafuso fixados na face lateral de corpos vertebrais lombares de suínos. Para estes modelos os autores limitaram em 30 mm a inserção do parafuso a fim de não ultrapassar a cortical oposta do corpo vertebral.

Neste trabalho foram realizados dois tipos de análises, uma quantitativa e outra qualitativa. Na análise qualitativa, na técnica da fotoelasticidade, é uma rápida análise do estado de tensão, através da observação dos efeitos ópticos nos modelos (OLIVEIRA, 2002). A fotoelasticidade foi eficiente na análise qualitativa realizada nesse trabalho, pois se conseguiu visualizar de forma satisfatória os locais de maior tensão cisalhante ao redor do parafuso, mediante a força de arrancamento. Na análise geral, observamos que as ordens de franjas começavam a crescer na ponta do parafuso, onde a distribuição das franjas acompanhava a forma helicoidal dos parafusos. A outra análise realizada foi feita nas cristas de roscas dos parafusos. Verificou-se que para formar a ordem de franja 1 completa, o parafuso de 5 e 6 mm

necessitou de uma carga superior que o parafuso de 7 mm, devido as dimensões e a geometria dos parafusos.

O objetivo da análise quantitativa das ordens de franjas é determinar o valor numérico das tensões principais e tensão cisalhante principalmente nos pontos mais críticos do modelo (OLIVEIRA, 2002). Na análise quantitativa foram utilizadas duas cargas para realizar o arrancamento dos parafusos (0,75 e 1,5 Kgf). Para a carga de 0,75 Kgf formou-se ordens de franja menores entre 0 e 2, porém ao dobrar-se a carga (1,5 Kgf) para verificar o comportamento do modelo, formou-se ordens de franja máxima de 3. Portanto, os modelos foram analisados utilizando essas duas cargas para aumentar o número de ordens de franjas, que surgiu com o incremento da carga, devido ao aumento da tensão no modelo.

Utilizando a carga de 0,75 Kgf foram verificados que os valores das tensões cisalhantes do parafuso de 5 mm foram sempre superiores aos dos parafusos de 6 e 7 mm. Aplicando a carga de 1,50 Kgf, o parafuso de 5 mm, obteve um comportamento similar ao parafuso de 6 mm e 7 mm. Apesar dos gráficos de tensões cisalhantes máximas mostrarem uma semelhança nas curvas dos parafusos de 5 e 6 mm e uma diferença significativa ao se comparar como a curva do parafuso de 7 mm, estatisticamente não apresentou diferença. Os resultados estatísticos encontrados com essa carga são explicados pela condição de fixação do modelo fotoelástico, na parte inferior. Este fator, mediante a aplicação de uma carga maior, gerou uma deformação principalmente na parte superior do modelo, devido ao baixo módulo de elasticidade da resina fotoelástica, não sendo um valor de carga ideal para se aplicar. Provavelmente, essa deformação mascarou uma diferença estatística, principalmente, nos pontos de maior tensão cisalhante máxima (7 a 13). Assim, foi feita uma análise estatística somente na região próxima a ponta dos

parafusos de 5 mm, 6 mm e 7 mm. Com a carga de 0,75 Kgf, o parafuso de 5 e 6 mm teve valores significativamente superiores aos de 7 mm. Em relação à carga de 1,5 Kgf o parafuso de 5 mm foi maior que o parafuso de 7 mm. O parafuso de 6 mm permaneceu em uma posição intermediária.

Os resultados estatísticos com a aplicação destas cargas, analisando os 19 pontos, foram os mesmos obtidos nos dados de normalização. No corpo do parafuso, a localização da maior tensão cisalhante foi observada nos picos das cristas e não nos vales das roscas. Em todas as análises, os maiores valores de tensões cisalhantes foram observados na região próxima a ponta de cada parafuso principalmente nos pontos 9, 11, 10, 7, 8, 13 e 12 do esquema da grade do mapeamento. O local do parafuso mais suscetível ao cisalhamento é nos primeiros filetes de rosca próximos a ponta do parafuso, por ser o local de maior tensão cisalhante. Esses resultados podem ser explicados pelas diferenças geométricas (diâmetro interno, externo, passo de rosca e altura do filete de rosca) e dimensão dos parafusos.

De acordo com as análises quantitativas realizadas nos parafusos, observou-se que o comportamento do parafuso de 5 mm e de 6 mm foram os mais críticos. Ao se aplicar uma mesma força, quanto maior a rigidez, menor o deslocamento do parafuso. A rigidez depende do material que está entre os filetes de rosca, nesse caso, a resina fotoelástica, que possui um módulo de elasticidade muito menor que o osso. O parafuso de 5 mm apresentou um maior deslocamento e uma menor rigidez, comparado ao parafuso de 6 mm por causa do diâmetro externo e interno de cada parafuso. Porém, essa diferença não é tão significativa porque a altura dos filetes e o passo de rosca são os mesmos. Isso explica o fato do comportamento nos gráficos das tensões cisalhantes serem semelhantes nesses parafusos. Assim, as variáveis

que influenciaram a resistência ao arrancamento foram a altura do filete e o passo de rosca. Segundo GAYET et al. 2002, o diâmetro interno não tem efeito significativo na força de arrancamento. Quanto maior o passo de rosca, menor a tensão cisalhante entre os filetes e quanto maior a altura do filete, maior a força de arrancamento. Dessa forma, a área entre os filetes é o local que resiste ao arrancamento do parafuso.

O parafuso de 5 mm é o mais suscetível a possíveis intercorrências clínicas de acordo com as dimensões do parafuso e pelo fato de apresentar maior valor de tensão cisalhante. Segundo Gayet et al. (2002) e BARBER et al. (1998), quanto maior o diâmetro externo do parafuso maior a força de arrancamento, sendo mais difícil arrancar o parafuso. Portanto, as conclusões obtidas nesse trabalho estão de acordo com estes autores.

De COSTER et al. (1990), concluem em seu trabalho que a rosca do parafuso exerce um papel importante na força de arrancamento, em que a rosca menor e mais fina gera, mesmo que pequeno, um efeito de arrancamento. BARBER et al. (1998), concluem que o desempenho do parafuso também é influenciado por sua variação geométrica, onde quanto maior o diâmetro do parafuso, maior a força de arrancamento. O deslocamento do parafuso antes de sua falha pode estar relacionado no passo do parafuso, que mediante o aumento, maior é a quantidade de deslocamento antes da falha. A angulação do parafuso tem pouco efeito sobre a força de arrancamento. Esses achados foram os mesmos encontrados nesse trabalho.

A fim de demonstrar que a geometria do modelo influencia na distribuição das tensões internas e conseqüentemente nos resultados, foram confeccionados modelos fotoelásticos, com dimensões de 12 mm de espessura, 58 mm de largura e

50 mm de comprimento. Estes modelos foram analisados de forma qualitativa e quantitativa, sendo os resultados comparados com o trabalho de SIQUEIRA et al. 2007. Esse trabalho reproduziu através de modelo fotoelástico, a vértebra lombar L5, com seu respectivo pedículo vertebral. Os modelos foram submetidos a uma força de arrancamento de 0,80 Kgf, com essa carga foi possível a visualização da ordem de franja 3. Devido ao formato irregular desse modelo foi gerada uma tensão interna maior do que se comparado com o modelo fotoelástico confeccionado nesse trabalho, que foi necessário uma carga de 1,50 Kgf para se formar a ordem de franja 3.

A sensibilidade da grade utilizada no mapeamento, mostrando os dezenove pontos avaliados, pode não ter proporcionado um valor tão próximo do real. A distância de 0,5 mm dos pontos analisados à crista não proporciona uma sensibilidade estatística. Porém se a distância adotada fosse maior que 0,5 mm também não haveria diferença estatística. O ideal seria ter feito uma análise em cima das cristas dos parafusos, porém há uma dificuldade prática para se analisar esses pontos.

Os resultados observados nesse estudo mostraram que as maiores concentrações de tensões geradas nos parafusos com a aplicação de forças de arrancamento ocorreram na sua extremidade. No entanto, em estudos feitos através de ensaios mecânicos de arrancamento, foi observado que o diâmetro do orifício piloto próximo à cabeça do parafuso representava o ponto de maior importância na sua ancoragem (DAFTARI, HORTON e HUTTON, 1994). Com esses estudos os autores sugerem que o ponto de entrada do parafuso deve ser o mais preciso e justo possível. Em princípio, essa diferença é devida às condições de contorno utilizadas na análise fotoelástica. Para uma avaliação mais criteriosa da distribuição de tensão

gerada nos modelos, comparativamente aos ensaios mecânicos, sugere-se a utilização de uma fixação completa dos modelos e a utilização de uma resina com um maior módulo de elasticidade. Portanto, a comparação e a análise dos resultados com o relato de Daftari et al., em 1994, contribuem para a elaboração de novos estudos para elucidar se a ponta do parafuso é a sua parte que apenas gera as tensões iniciais de maior intensidade ou seria também a parte que mais resistiria à aplicação das tensões, desde que o diâmetro do orifício piloto fosse homogêneo em toda a sua extensão.

Como sugestões para outros trabalhos pode-se citar a realização da mesma análise, porém com os parafusos inseridos completamente na resina fotoelástica; utilizar outra resina fotoelástica com módulo de elasticidade maior; utilizar a mesma metodologia para estudar parafusos pediculares USS2 e pino de Shanz.

5 CONCLUSÃO

A fotoelasticidade se mostrou uma técnica eficiente, sendo capaz de avaliar de forma rápida e satisfatória a distribuição de tensão mediante a força de arrancamento. Nas análises fotoelásticas realizadas, o passo de rosca e altura do filete influenciaram os resultados obtidos. O parafuso de 5 mm é provavelmente o mais suscetível ao arrancamento por ter apresentado maiores valores de tensões cisalhantes e devido as suas dimensões e a geometria. Em todas as análises realizadas, nos três diâmetros externos de parafusos, foi observado que o local de maior concentração de tensões foi próximo à ponta dos parafusos, independente da carga aplicada.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABDU, A. T. Estudo da distribuição de tensões na mandíbula humana usando fotoelasticidade tridimensional. **Dissertação de Mestrado**, Universidade Federal de Uberlândia e Departamento de Engenharia Mecânica, Uberlândia, 74 p., 1994.

ALTMAN, D. G. practical Statistics for medical research. New York: Chapman & Hall, 1997.

ALVAREZ, E. D; STROHAECKER, T. R. Equipamento de Baixo Custo para Análise de Tensões. **Revista Física Aplicada e Instrumentação**. 1998. v. 13, n.4, p. 86-91.

ANDERSON, D. N.; JOYCE, A. P.; ROBERTS, S.; RUNNER, R. A comparative photoelastic stress analysis of internal root stresses between RC Prep and saline when to the profile/GT rotary instrumentation system. **Journal Endodontics**. 2006. v. 32, n.3, p. 222-224.

ANDREA, C. R.; STOVER, S. M.; GALUPPO, L. D; TAYLOR, K. T.; RAKESTRAW, P. C. Comparison of insertion time and pullout strength between self-tapping and non-self-tapping AO 4,5-mm cortical bone screws in adult equine third metacarpal bone. **Veterinary Surgery**. 2002. v. 31, p. 189-194.

ARAÚJO, C. A. **Introdução a Fotoelasticidade de Transmissão Plana e Mecânica aplicada**. Apostila Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Engenharia Mecânica, Laboratório de Projetos Mecânicos, 41p., 2006.

ARAÚJO, C. A.; NEVES, F. D.; BERNARDES, S. R. Stress analysis in dental implants using the photoelasticity technique. **Proceedings of the 3th National Congress of Mechanical Engineering**, 2004. Belém. CD ROM.

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

AVANZI, O.; CHIH, L.Y.; MEVES, R.; SILBER, M. F. Tratamento de Instabilidade Lombar com Parafusos Pediculares. **Acta Ortopédica Brasileira**. 2005. v. 13, n.1, p. 5-8.

BARBER, J. W.; BODEN, S. D.; GANEY, T.; HUTTON, W. C. Biomechanical study of lumbar pedicle screws: does convergence affect axial pullout strength? **Journal Spine Disorders**. 1998. v. 11, n. 3, p.215-220.

BENZEL, E. C. **Biomechanics of spine stabilization**. In: _____. **Implant-Bone Interfaces**. Nova York-USA. p.155-170, 2001.

BERNADES, S. R.; ARAÚJO, C. A.; NEVES, F. D. Análise do campo de tensões em implantes dentários do tipo hexágono interno, hexágono externo e cone Morse usando a técnica fotoelástica. **Anais do 13º POSMEC – Simpósio do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica**, 2003. Uberlândia. p. 01-10.

BERNARDES, S. R. Análise de tensões em implantes do tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando fotoelasticidade. **Dissertação de Mestrado**, Universidade Federal de Uberlândia e Departamento de Engenharia Mecânica, Uberlândia, 140 p., 2005.

BOOS, N.; WEBB, J. K. Pedicle screw fixation in spinal disorders: a European view. **European Spine Journal**. 1997. v. 6, p. 2-18.

BOUCHER, H. H. A method of spinal fusion. **Journal of Bone & Joint Surgery**. 1959. v. 41-B, n. 2, p. 248-59.

BRANTLEY, A. G.; MAYFIELD, J. K.; KOENEMAN, J. B. The effects of pedicle screw fit. An in vitro study. **Spine**. 1994. v. 19, p. 1752-1758.

BROWNER, B. D. **Osteossíntese intramedular: princípios básicos e aplicação prática**. 2ª ed. Rio de Janeiro: Reverter, 2000.

BROWNER, B. D.; JUPITER, J. B.; LEVINE, A. M.; TRAFTON, P. G. **Skeletal trauma**. 2ª ed. Philadelphia: Saunders, 1998.

BÜHLER, D. W.; BERLEMANN, U.; OXLAND, T. R.; LUTZ-PETER, N. Moments and forces during pedicle screw insertion: in vitro and in vivo measurements. **Spine**. 1998. v. 22, n.11, p. 1220-1227.

CHAYNES, P.; SOL, J. C.; VAYSSE, PH.; BÉCUE, J.; LAGARRIGUE, J. Vertebral pedicle anatomy in relation to pedicle screw fixation: a cadaver study. **Surgical and Radiologic Anatomy**. 2001. v. 23, n.2, p. 1220-1227.

CHRISTENSEN, F. B.; DALSTRA, M.; SEJLING, F.; OVERGAARD, S.; BÜNGER, C. Titanium-alloy enhances bone-pedicle screw fixation: mechanical and histomorphometrical versus stainless steel. **European Spine Journal**. 2000. v. 9, n. 2, p. 97-103.

COE, J. D. Influence of bone material density on the fixation of thoracolumbar implants: a comparative study of transpedicular screws, laminar hooks, and spinous process wires. **Spine**, 1990. v. 15, p.85-90.

COOK, S. D.; SALKELD, S. L.; STANLEY, T.; FACIANE, A.; MILLER, S. D. Biomechanical study of pedicle screw fixation in severely osteoporotic bone. **The Spine Journal**. 2004. v. 4, p. 402-408.

COTTON, D. W. K.; WHITEHEAD, C. L.; VYAS, S.; COOPER, C.; PATTERSON, E. A. Are hip fractures caused by falling and breaking or breaking and falling? Photoelastic stress analysis. **Forensic Science International**. 1994. v. 64, p. 105-112.

DAFTARI, T. K.; HORTON, W. C.; HUTTON, W. C. Correlations between screw hole preparation, torque of insertion, and pullout strength for spinal screws. **Journal Spinal Disorders**. 1994. v. 7, p. 139-45.

DALLY, J. W.; RILEY, W. F. **Experimental stress analysis**. 2^a ed. Nova York: Mcgraw-Hill, 1978.

DATIR, S. P.; MITRA, S. R. Morphometric Study of the Thoracic Vertebral Pedicle in an Indian Population. **Spine**. 2004. v. 29, n.11, p. 1174-81.

De COSTER, T. A.; HEETDERKS, D. B.; DOWNEY, D. J.; FERRIES, J. S.; JONES, W. Optimizing bone screw pullout force. **Journal of Orthopaedic Trauma**. 1990. v. 4, n.2, p. 169-174.

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**. 1996. v. 31, n.11, p. 925-930.

DEFINO, H. L. A.; TREJO, R. A.; SERBINO, J. W.; FUENTES, A. E. R. Fixação pedicular: determinação experimental do ponto de introdução e perfuração. **Revista Brasileira de Ortopedia**. 1997. v. 32, n.1, p. 51-58.

DEFINO, H. L. A.; VENDRAME, J. R. B. Role of cortical and cancellous bone of the vertebral pedicle in implant fixation. **European Spine Journal**. 2001. v. 10, p. 325-333.

DEFINO, H. L. A.; WICHR, C. R. G.; SHIMANO, A. C.; KANDZIORA, F. Influência do diâmetro do orifício piloto na resistência ao arrancamento dos parafusos do corpo vertebral. **Acta Ortopédica Brasileira**. 2007. v. 15, n.2, p. 76-79.

DICK, W.; KLUGER, P.; MARGEL, F.; WOERSDÖRFER, O.; ZÄCH, G. A new device for internal fixation of thoracolumbar and lumbar spine fractures: the 'fixateur interne'. **Paraplegia**. 1985. v. 23, p. 225-232.

DICKMAN, C.; FESSLER, R. G.; MACMILLAN, M.; HAID, R. W.. Transpedicular screw-rod fixation of the lumbar spine: operative technique and outcome in 104 cases. **Journal of Neurosurgery**. 1992. v. 77, p. 860-870.

DOYLE, J. F.; PHILLIPS, J. W. **Manual on Experimental Stress Analysis. Society for Experimental Mechanics**. 5ª edição, 1978.

EGGLI, S. Biomechanical testing of three newly developed transpedicular multisegmental fixation system. **European Spine Journal**. 1992. v. 1, p. 109-116.

FARIA, A. R. Distribuição de tensões geradas pelo contato de um cilindro com um plano usando métodos numéricos e fotoelasticidade. **Dissertação de Mestrado**, Universidade Federal de Uberlândia e Departamento de Engenharia Mecânica, Uberlândia, 101 p., 1996.

FERRARA, L. A.; SECOR, J. L.; JIN, B.; WAKEFIELD, A.; INCEOGLU, S.; BENZEL, E. C. A. Biomechanical Comparison of Facet Screw Fixation and Pedicle Screw Fixation. **Spine**. 2003. v. 28, n.12, p. 1226-1234.

FERREIRA JUNIOR, A. F. G. Desenvolvimento de um Sistema para Análise Automática do Padrão de Franjas Fotoelásticas Isocromáticas. **Dissertação de Mestrado**, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 85 p., 2003.

FRENCH, A. A., BOWLES C. Q., PARHAM, P. L., EICK, J. D., KILLOY, W. J., COBB, C. M. Comparison of peri-implant stress transmitted by four commercially available osseointegrated implants. **The International Journal of Periodontics Restorative Dentistry**. 1989. v. 9, n.3 , p. 221-230.

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**. 2002. v. 27, p. 707-714.

GEORG, D. C.; KRAG, M. H.; JOHNSON, C. C. Hole preparation technique for transpedicular screws. Effects on pull-out-strength from human cadaver vertebrae. **Spine**. 1991. v. 16, p. 181-184.

GLASER, J.; STANLEY, M.; SAYRE, H.; WOODY, J.; FOUND, E.; SPRATT, K. A 10-Year Follow-up Evaluation of Lumbar Spine Fusion With Pedicle Screw Fixation. **Spine**. 2003. v. 28, n.13, p. 1390-1395.

GODOY, M. H. R. Distribuição das tensões geradas por implantes interconectados com barra dolder, após soldagem da barra. **Dissertação de Mestrado**, Universidade Federal de Uberlândia e Departamento de Engenharia Mecânica, Uberlândia, 120 p., 2004.

GOMIDE, H. A. Fotoelasticidade – Aplicação na Biomecânica. **Anais XII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, 1990. Ribeirão Preto.

GURR, K. R.; McAFEE, P. C.; SHIH, C. M. Biomechanical analysis of anterior and posterior instrumentation systems after corpectomy. **Journal of Bone & Joint Surgery [Am]**. 1988. v. 70, p. 1182-1191.

HAILONG, Y.; WIE, L.; ZHENSHENG, M.; HONGXUN, M. Computer analysis of the safety of using three different pedicular screw insertion points in the lumbar spine in the Chinese population. **European Spine Journal**. 2007. v. 16, n.5, p. 619-623.

HART, R. A.; HANSEN, B. L.; SHEA, M.; HSU, F.; ANDERSON, G. J. Pedicle Screw Placement in the Thoracic Spine. **Spine**. 2005. v. 30, n.12, p. E 326-31.

HELLER, J. G.; SHUSTER, J. K.; HUTTON, W. C. Pedicle and transverse process screws of the upper thoracic spine. **Spine**. 1999. v. 24, n.7, p. 654-658.

HIRANO, T.; HASEGAWA, K.; TAKAHASHI, H. E.; SEIJI, U.; TOSHIKI, H.; TOSHIKATSU, W.; TORU, S.; MOTOO, Y.; MASAYUKI, I. Structural characteristics of the pedicle and its role in screw stability. **Spine**. 1997. v. 22, n.21, p. 2504-2519.

HSU, C. C.; CHAO, C. K.; WANG, J. L.; HOU, S. M.; TSAI, Y. T.; LIN, J. Increase of pullout strength of spinal pedicle screws with conical core: biomechanical tests and finite element analyses. **Journal Orthopaedic Research**. 2005. v. 23, p. 788-794.

INCEOGLU, S.; FERRARA, L.; McLAN, R. F. Pedicle Screw Fixation Strength: Pullout Versus Insertional Torque. **The Spine Journal**. 2004. v. 4, p. 513-518.

JOHN, P. S.; JAMES, C.; ANTONY, J.; TESSAMMA, T.; ANANDA, R.; DINESH, K. A novel computer-assisted technique for pedicle screw insertion. **The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery**. 2007. v. 3, p. 59-63.

KING, D. Internal Fixation For Lumbosacral Fusion. **Journal of Bone & Joint Surgery**. 1948. v. 30A, n.3, p. 560-565.

KINOMOTO, Y.; TORRI, M. Photoelastic analysis of polymerization contraction stress in resin composite. **Journal of Dentistry**. 1998. v. 26, n 2, p. 165-171.

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

KOTHE, R.; PANJABI, M. M.; LIU, W.; Multidirectional instability of the thoracic spine due to istrogenic pedicle injuries during transpedicular fixation: a biomechanical investigation. **Spine**. 1997. v. 22, n.16, p. 1836-1842.

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. **Clinical Orthopaedics & Related Research**. 1986, n. 203, p. 75-93.

KRAG, M. H. Biomechanics of thoracolumbar spinal fixation. A review. **Spine**. 1991. v. 16 suppl, p. S84-99.

KUHN, A.; Mc Iff, J.; BAUMGART, F. W.; RAHN, B. A. Bone deformation by thread-cutting and thread-forming cortex screws. **Injury**, 1995, v. 26S, p.12-20.

KUKLO, T. R.; LEHMAN JR, R. A. Effect of various tapping diameter on insertion of thoracic pedicle screws: A biomechanical analysis. **Spine**. 2003. v. 28, n.18, p. 2066-2071.

LASTRA, J.; BENZEL, C. E. **Biomechanics of internal fixation**. In: Vaccaro AR, Betz RR, Zeidman SM, editors. Principles and practice of spine surgery. 1st.ed. Mosby: St. Louis. 2003. p. 43-65.

LAW, M.; TENCER, A. F.; ANDERSON, P. A. Caudo-cephalad loading of pedicle screw: mechanisms of loosening and methods of augmentation. **Spine**. 1993. v. 18, p. 2438-2443.

LEE, T.; YANG, L.; LILIANG, P.; SU, T.; RAU, C.; CHEN, H. Single Versus Separate Registration for Computer-Assisted Lumbar Pedicle Screw Placement. **Spine**. 2004. v. 29, n.14, p. 1585-1589.

LIEBERMAN, I. H.; KHAZIM, R.; WOODSIDE, T. Anterior vertebral body screw pullout testing. A comparison of Zeike, kaneda, Universal Spine System and Universal Spine System with pullout-resistant nut. **Journal Spine**. 1998. v. 23, p. 908-910.

LINDSSAY, R. W.; DICK, W.; NUNCHUCK, S.; ZACH, G. Residual intersegmental spinal mobility following limited pedicle fixation of thoracolumbar spine fractures with the fixateur intern. **Spine**. 1993. v. 18, p. 474-478.

LORENZ, M.; ZINDRICK, M.; SCHWAEGLER, P.; VRBOS, L.; COLLATZ, M. A.; BAHAL, R.; CRAM, R. A comparison of single-level fusions with and without hardware. **Spine**. 1991. v. 16, p. S455-8.

LUQUE, E. R. Interpeduncular segmental fixation. **Clinical Orthopaedics and Related Research**. 1986. n.203, p. 54-57.

MARKARIAN, R. Biomecânica da transmissão de carga a implantes unitários em função dos materiais protéticos – análise fotoelástica e dinâmica. **Dissertação de Mestrado**, Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo e Programa de Pós-Graduação em Odontologia, São Paulo, 107 p., 2005.

MATUOKA, C. M.; BASILE JÚNIOR, R. Estudo Anatômico do Pedículo Vertebral Lombar e Estruturas Neurais Adjacentes. **Acta Ortopédica Brasileira**. 2002. v. 10, n.3, p. 25-34.

McCORMACK, B. .M.; BENZEL, E. C.; ADAMS, M. S.; BALDWIN, N. G.; RUPP, F. W.; MAHER, D. J. Anatomy of the Thoracic Pedicle. **Neurosurgery**. 1995. v. 32, n.7, p. 303-308.

McLAIN, R F.; FERRARA, L.; KABINS, M. Pedicle morphometry in the upper thoracic spine. **Spine**. 2002. v. 27, n.22, p. 2467-2471.

MISENHIMER, G. R.; PEEK, R. D.; WILTSE, L. L.; ROTHMAN, S. L. G.; WIDELL, E. H. Anatomic analysis of pedicle cortical and cancellous diameter as related of screw size. **Spine**. 1989. v. 14, p. 367-372.

MITRA, S. R.; DATIR, S. P.; JADHAV, S. O. Morphometric study of the lumbar pedicle in the Indian population as related to pedicular screw fixation. **Spine**. 2002. v. 27, p.453-459.

MOORE, D. C.; MAITRA, R. S.; FARZO, L. A.; GRAZIANO, G. P.; GOLDSTEIN, S. A. Restoration of pedicle screw fixation with an in situ setting calcium phosphate cement. **Spine**. 1997. v. 22, p. 1696-1705.

MORAN, J. M.; BERG, W. S.; BERRY, J. L.; GEIGER, J. M.; STEFFEE, A. D. Transpedicular screw fixation. **Journal of Orthopaedic Research**. 1989. v. 7, p. 107-114.

OLIVEIRA, L. C. A. Análise comparativa da distribuição de tensões em incisivo central superior restaurado com diferentes sistemas de pinos intra-radulares. **Dissertação de Mestrado**, Universidade Estadual Paulista e Faculdade de Odontologia de Araraquara, Araraquara, 150 p., 2002.

OLIVEIRA, S. A. G. Desenvolvimento de materiais para fotoelasticidade de reflexão. **Dissertação de Mestrado**, Universidade Federal de Uberlândia e Departamento de Engenharia Mecânica, Uberlândia, 93 p., 1988.

PAPACHRISTOU, G. Photoelastic study of the internal and contact stress on the knee joint before and after osteotomy. **Archives Orthopaedic and Trauma Surgery**. 2004. v. 124, p. 288-297.

PERREN, S. M. Basic aspects in internal fixation. In: MÜLLER, m. e. ET. AL. **Manual of internal fixation. Techniques recommended by the AO-ASIF group**. Berlin, Heidelberg, Nova York, Springles-Verlag. Cap. 1, 1991, 158 p.

POLLY JR., D. W.; ORCHOWSKI, J. R.; ELLENBOGEN, R. G. Revision pedicle screws: Bigger, Longer Shims – What is Best? **Spine**. 1998. v. 23, p. 1374-1379.

RENNER, S. M.; LIM, Tae-Hong; KIM, Whoan-Jeang; KATOLIK, L.; AN, H. S.; ANDERSSON, G. B. J. Augmentation of pedicle screw fixation strength using an injectable calcium phosphate cement as a function of injection timing an method. **Spine**. 2004. v. 29, n.11, p. E212-16.

ROY-CAMILLE, R.; DEMEULENAERE, C. L. Osteosyntese du rachis dorsal, lumbaire et lombo-sacré. **La Presse Médicale**. 1970. v. 78, n.32, p.1447-1448.

ROY-CAMILLE, R.; SAILLANT, G.; MAZEL, C. Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. **Clinical Orthopaedics & Related Research**. 1986. n, 203, p. 7-17.

RUBO, J. H.; SOUZA, E. A. C. Métodos Computacionais aplicados à Bioengenharia: Solução de Problemas de Carregamento em Próteses sobre Implantes. **Revista Faculdade de Odontologia de Bauru**. 2001, v. 9, n.3/4, p. 97-103.

SCHATZKER, J.; SANDERSON, R.; MURNAGHAN, J. P. The holding power of orthopedic screws in vivo. **Clinical Orthopaedic and Related Research**. 1975. v. 108, p. 115-126.

SCHULTZ, R. S.; BOGER, J. W.; DUNN, H. K. Strength of stainless steel surgical wire in various fixation modes. **Clinical Orthopaedics Related Research**. 1985. v.198, p.304-307.

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**. 1988. v. 13, n.10, p. 1082-1086.

SIQUEIRA, D. P. P.; SHIMANO, A. C.; FAKHOURI, S. F.; ARAÚJO, C. A.; DEFINO, H. L. A. Análise fotoelástica de um modelo de vértebra sob a influência de parafuso pedicular tipo USS1 de 6mm e 7mm. **Primeiro Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica**, 2007. Petrópolis. CD ROM.

SOUZA, G. A. A.; ARAÚJO, C. A. AUTOMATIZED PROCESSING FOR PHOTOELASTIC PARAMETERS. **18th International Congress of Mechanical Engineering, 2005**. Ouro Preto.

TIMOSHENKO, S.; GOODIER, J. N. **Teoria de la elasticidad**. Mcgraw-Hill Book Company, 1951.

TORRES, M. Estudo da correlação entre adaptação marginal e tensões transmitidas aos implantes por estruturas metálicas fundidas em monobloco – análise fotoelástica. **Dissertação de Mestrado**, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo e Programa de Pós-Graduação em Odontologia – Reabilitação Oral, Ribeirão Preto, 133 p., 2005.

TORU, H., KAZUHIRO, H., TAKAHASHI, H. E., UCHIYAMA, S., TOSHIKI, H., TOSHIKATSU, W., TORU, S., MOTOO, Y., MASAYUKI, I. Structural characteristics of the pedicle and its role in screw stability. **Spine**. 1997. v. 22, n.21, p. 2504-2510.

UEDA, C.; MARKARIAN, R. A.; LAGANÁ, D. C. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angle implants after installation of fixed prostheses. **Brazilian Oral Research**. 2004. v. 18, n.1, p. 45-52.

VACCARO, A. R.; RIZZOLO, S. J.; ALLARDYCE, T. J.; RAMSEY, M.; SALVO, J.; BALDERSTON, R. A.; COTLER, J. M. Placement of pedicle screws in the thoracic spine. Part 1: Morphometric analysis of the thoracic vertebrae. **Journal of Bone & Joint Surgery [Am]**. 1995. v. 77, p. 1200-1206.

VENDRAME, J. R. B. Estudo da Participação do Osso Cortical e Esponjoso na fixação de Implante Pedicular na Coluna Lombar. **Dissertação de Mestrado**, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Departamento Cirurgia, Ortopedia e Traumatologia, Ribeirão Preto, 80 p., 2000.

WANG, W.; TSAI, Y. Digital dynamic photoelastic and numerical stress analyses of a strip. **Journal of Vibration and Control**. v. 12, p. 927-38, 2006.

WEINSTEIN, J. N.; RYDEVIK, B. L.; RAUSCHNING, W. Anatomic and technical considerations of pedicle screw fixation. **Clinical Orthopaedics Research**. 1992. n. 284, p. 34-46.

WEINSTEIN, J. N., SPRATT, K. F., SPENGLER, D. Spinal pedicle fixation: reliability and validity of roentgenogram-based assessment and surgical factors on successful scrwe placement. **Spine**. 1988. v. 13, p. 1012-1018.

WHANG, P. G.; VACARRO, A. R. Spinal Pedicle Fixation Revisited : The Role of X-rays and other Surgical Factors. **Spine**. 2006, v. 31, n.6, p. 717-721.

WHITE, A. A.; PANJABI M. M. **Clinical biomechanics of the spine**. 2nd.ed. JB Lippincott: Philadelphia. 1990.

WITTENBERG, R. H.; SHEA, M.; SCHWARTZ, D. E.; LEE, K.; WHITE, A. A. Importance of bone mineral density in instrumented spine fusions. **Spine**. 1991. v. 16, p. 647-652.

YUAN, H. A.; GARFIN, S. R.; DICKMAN, C. A.; MARDJETKO, S. M. A. Historical Cohort Study of Pedicle Screw Fixation in Thoracic, Lumbar, and Sacral Spinal Fusions. **Spine**. 1994. v. 19 (20 Suppl), p. 2279S-2296S.

XU, R.; EBRAHEIM, N. A.; OU, Y.; YEASTING, R. A. Anatomic considerations of pedicle screw placement in thoracic spine. Roy-Camille technique versus open-lamina technique. **Spine**. 1998. v. 23, n.9, p. 1065-1068.

ZDEBLICK, T. A. A prospective, randomized study of lumbar fusion: Preliminary results. **Spine**. 1993. v. 18, p. 983-991.

ZDEBLICK, T. A.; KUNZ, D. N.; COOKE, M. E. Pedicle screw pull-out strength. Correlation with insertional torque. **Spine**. 1993. v. 18, p. 1673-1676.

ZINDRICK, M. R., WILTSE, L. L., WIDELL, E. H. A biomechanical study of intrapedicular screw fixation in the lumbar spine. **Clinical Orthopaedic and Related Research**. 1986. v. 203, p.99-112.

APÊNDICES

APÊNDICE A – Tabelas A₁, A₂, A₃, A₄, A₅, A₆, A₇, A₈, A₉, A₁₀, A₁₁, A₁₂, A₁₃, A₁₄, A₁₅, A₁₆, A₁₇, A₁₈, A₁₉, A₂₀, A₂₁, A₂₂, A₂₃, A₂₄ – Tabelas dos resultados obtidos nos doze modelos com carga de 0,75 e 1,5 Kgf, nos parafusos de 5, 6 e 7 mm.

APÊNDICE B – Tabelas B₁, B₂, B₃, B₄, B₅, B₆ – Valores de tensões cisalhantes nos parafusos de 5, 6 e 7 mm com carga de 0,75 e 1,5 Kgf.

APÊNDICE C – Tabelas C₁, C₂, C₃, C₄, C₅, C₆ – Área calculada abaixo dos gráficos das tensões cisalhantes, em cada modelo

APÊNDICE D – Tabela D₁ – Médias das áreas dos parafusos de 5, 6 e 7 mm com suas respectivas cargas

APÊNDICE A

Tabela A₁ - Resultados obtidos na análise do primeiro modelo do parafuso de 5 mm com carga de 0,75 Kgf

Pontos	Direção da tensão	Ordem máxima	Ordem mínima	α máximo	α mínimo	n	τ (KPa)
1	32	1	0	31,5	147	0,8208	6,84
2	41	1	0	26	155	0,8583	7,15
3	50	1	0	12	168,5	0,9347	7,79
4	37	1	0	16	161	0,9028	7,52
5	36	2	1	164	14	1,0833	9,02
6	33	2	1	146	32	1,1833	9,86
7	30	2	1	90	86	1,4889	12,40
8	26	2	1	85	93	1,5222	12,68
9	13	2	1	42	138	1,7667	14,72
10	8	2	1	81	103	1,5611	13,00
11	10	2	1	27	150	1,8417	15,34
12	12	2	1	84	95	1,5306	12,75
13	11	2	1	129	49	1,2778	10,64
14	7	2	1	132	46	1,2611	10,51
15	7	2	1	137	41	1,2333	10,27
16	15	1	0	17	161	0,9000	7,50
17	35	1	0	4	176	0,9778	8,14
18	45	1	0	9	170	0,9472	7,89
19	52	1	0	3	175	0,9778	8,14

Tabela A₂ - Resultados obtidos na análise do primeiro modelo do parafuso de 5 mm com carga de 1,5 Kgf

Pontos	Direção da tensão	Ordem máxima	Ordem mínima	α máximo	α mínimo	n	τ (KPa)
1	27	2	1	92	86	1,4833	12,36
2	39	2	1	92	87	1,4861	12,38
3	45	2	1	77	105	1,5778	13,14
4	41	2	1	20,5	158	1,8819	15,68
5	34	2	1	2	178	1,9889	16,57
6	32	2	1	169	11	1,0611	8,84
7	31	3	2	80	95	2,5417	21,17
8	21	3	2	60	118	2,6611	22,17
9	17	3	2	17	164	2,9083	24,23
10	9	3	2	167	13	2,0722	17,26
11	8	3	2	60	114,5	2,6514	22,09
12	11,5	3	2	48	135	2,7417	22,84
13	12	3	2	47	137	2,7500	22,91
14	17	3	2	80	81	2,5028	20,85
15	27	2	1	141	42	1,2250	10,20
16	27	2	1	7	170	1,9528	16,27
17	30	2	1	11	164	1,9250	16,04
18	42	2	1	44	137	1,7583	14,65
19	56	2	1	45	134	1,7472	14,55

Tabela A₃ - Resultados obtidos na análise do segundo modelo do parafuso de 5 mm com carga de 0,75 Kgf

Pontos	Direção da tensão	Ordem máxima	Ordem mínima	α máximo	α mínimo	n	τ (KPa)
1	16	1	0	32	146	0,8167	6,80
2	34	1	0	25	154	0,8583	7,15
3	35	1	0	31	152	0,8361	6,96
4	26	2	1	157	12	2221,1	9,35
5	26	2	1	122	54	1,3111	10,92
6	23	2	1	113	65	1,3667	11,38
7	21	2	1	98	82	1,4556	12,12
8	22	2	1	48	135	1,7417	14,51
9	4	2	1	5	170	1,9583	16,31
10	4	2	1	8	171	1,9528	16,27
11	6	2	1	4	174	1,9722	16,43
12	4	2	1	83	95	1,5333	12,77
13	6	2	1	75	100	1,5694	13,07
14	14	2	1	129	51	1,2833	10,69
15	23	2	1	162	19	1,1028	9,19
16	33	1	0	6	175	0,9694	8,08
17	44	1	0	23	156	0,8694	7,24
18	41	1	0	42	138	0,7667	6,39
19	41	1	0	43	137	0,7611	6,34

Tabela A₄ - Resultados obtidos na análise do segundo modelo do parafuso de 5 mm com carga de 1,5 Kgf

Pontos	Direção da tensão	Ordem máxima	Ordem mínima	α máximo	α mínimo	n	τ (KPa)
1	31	2	1	141	34	1,2028	10,02
2	41	2	1	134	46	1,2556	10,46
3	52	2	1	122	53	1,3083	10,90
4	38	2	1	64	110	1,6278	13,56
5	36	2	1	22	158	1,8778	15,64
6	25	2	1	8	172	1,9556	16,29
7	24	3	2	135	45	2,2500	18,74
8	15	3	2	80	99	2,5528	21,26
9	8	3	2	3	178	2,9861	24,87
10	11	3	2	51	130	2,7194	22,65
11	3	3	2	7	170	2,9528	24,60
12	6	3	2	129	47	2,2722	18,93
13	6	3	2	115	60	2,3472	19,55
14	21	2	1	38	140	1,7833	14,86
15	24	2	1	67	113	1,6278	13,56
16	23	2	1	86	95	1,5250	12,70
17	27	2	1	124	53	1,3028	10,85
18	25	2	1	148	30	1,1722	9,76
19	53	2	2	157	20	1,6194	13,49

Tabela A₅ - Resultados obtidos na análise do terceiro modelo do parafuso de 5 mm com carga de 0,75 Kgf

Pontos	Direção da tensão	Ordem máxima	Ordem mínima	α máximo	α mínimo	n	τ (KPa)
1	36	1	0	62	115	0,6472	5,39
2	37	1	0	30	147	0,8250	6,87
3	38	1	0	19	160	0,8917	7,43
4	36	1	0	3	177	0,9833	8,19
5	23	2	1	158	22	1,1222	9,35
6	29	2	1	153	25	1,1444	9,53
7	22	2	1	95	88	1,4806	12,33
8	21	2	1	93	84	1,4750	12,29
9	5	2	1	42	137	1,7639	14,69
10	6	2	1	82	98	1,5444	12,87
11	4	2	1	40	140	1,7778	14,81
12	14	2	1	119	61	1,3389	11,15
13	23	2	1	125	55	1,3056	10,88
14	21	2	1	160	30	1,1389	9,49
15	25	2	1	165	13	1,0778	8,98
16	34	1	0	11	171	0,9444	7,87
17	35	1	0	33	143	0,8056	6,71
18	46	1	0	36	142	0,7944	6,62
19	45	1	0	52	125	0,7028	5,85

Tabela A₆ - Resultados obtidos na análise do terceiro modelo do parafuso de 5 mm com carga de 1,5 Kgf

Pontos	Direção da tensão	Ordem máxima	Ordem mínima	α máximo	α mínimo	n	τ (KPa)
1	35	2	1	173	6	1,0361	8,63
2	39	2	1	130	49	1,2750	10,62
3	38	2	1	115	63	1,3556	11,29
4	33	2	1	67	110	1,6194	13,49
5	24	2	1	35	146	1,8083	15,06
6	29	2	1	30	146	1,8222	15,18
7	20	3	2	125	52	2,2972	19,14
8	15	3	2	114	63	2,3583	19,64
9	12	3	2	16	161	2,9028	24,18
10	4	3	2	105	75	2,4167	20,13
11	4	3	2	31	149	2,8278	23,56
12	4	3	2	168	15	2,0750	17,28
13	13	3	2	144	35	2,1972	18,30
14	22	2	1	5	174	1,9694	16,41
15	25	2	1	40	140	1,7778	14,81
16	32	2	1	91	89	1,4944	12,45
17	36	2	1	124	53	1,3028	10,85
18	42	2	1	127	50	1,2861	10,71
19	55	2	1	123	56	1,3139	10,94

Tabela A₇ - Resultados obtidos na análise do quarto modelo do parafuso de 5 mm com carga de 0,75 Kgf

Pontos	Direção da tensão	Ordem máxima	Ordem mínima	α máximo	α mínimo	n	τ (KPa)
1	33	1	0	60	116	0,6556	5,46
2	45	1	0	37	140	0,7861	6,55
3	26	2	1	178	2	1,0111	8,42
4	31	2	1	156	21	1,1250	9,37
5	20	2	1	155	25	1,1389	9,49
6	21	2	1	135	46	1,2528	10,44
7	20	2	1	98	84	1,4611	12,17
8	16	2	1	110	65	1,3750	11,45
9	12	2	1	91	90	1,4972	12,47
10	6	2	1	143	34	1,1972	9,97
11	9	2	1	87	90	1,5083	12,56
12	24	2	1	133	46	1,2583	10,48
13	19	2	1	145	35	1,1944	9,95
14	24	1	0	23	159	0,8778	7,31
15	24	1	0	10	171	0,9472	7,89
16	27	1	0	15	165	0,9167	7,64
17	36	1	0	45	133	0,7444	6,20
18	37	1	0	35	145	0,8056	6,71
19	37	1	0	37	141	0,7889	6,57

Tabela A₈ - Resultados obtidos na análise do quarto modelo do parafuso de 5 mm com carga de 1,5 Kgf

Pontos	Direção da tensão	Ordem máxima	Ordem mínima	α máximo	α mínimo	n	τ (KPa)
1	31	2	1	119	61	1,3389	11,15
2	34	2	1	75	101	1,5722	13,10
3	47	2	1	73	104	1,5861	13,21
4	34	2	1	15	167	1,9222	16,01
5	29	2	1	9	171	1,9500	16,24
6	25	3	2	160	18	2,1056	17,54
7	22	3	2	89	90	2,5028	20,85
8	16	3	2	101	77	2,4333	20,27
9	7	3	2	62	117	2,6528	22,10
10	4	3	2	145	35	2,1944	18,28
11	4	3	2	70	108	2,6056	21,70
12	15	3	2	161	20	2,1083	17,56
13	20	3	2	164	14	2,0833	17,35
14	25	2	1	20	157	1,8806	15,67
15	22	2	1	35	140	1,7917	14,92
16	26	2	1	98	85	1,4639	12,19
17	27	2	1	132	48	1,2667	10,55
18	39	2	1	129	49	1,2778	10,64
19	53	2	1	130	47	1,2694	10,57

Tabela A₉ - Resultados obtidos na análise do quinto modelo do parafuso de 6 mm com carga de 0,75 Kgf

Pontos	Direção da tensão	Ordem máxima	Ordem mínima	α máximo	α mínimo	n	τ (KPa)
1	36	1	0	46	134	0,7444	6,20
2	37	1	0	32	150	0,8278	6,90
3	41	1	0	2	177	0,9861	8,21
4	37	2	1	159	18	1,1083	9,23
5	31	2	1	141	38	1,2139	10,11
6	29	2	1	123	54	1,3083	10,90
7	29	2	1	80	92	1,5333	12,77
8	24	2	1	94	86	1,4778	12,31
9	11	2	1	55	120	1,6806	14,00
10	4	2	1	94	84	1,4722	12,26
11	4	2	1	64	115	1,6417	13,68
12	16	2	1	118	59	1,3361	11,13
13	17	2	1	124	53	1,3028	10,85
14	21	2	1	135	42	1,2417	10,34
15	34	2	1	153	23	1,1389	9,49
16	43	1	0	4	175	0,9750	8,12
17	45	1	0	45	135	0,7500	6,25
18	44	1	0	55	125	0,6944	5,78
19	51	1	0	70	108	0,6056	5,04

Tabela A₁₀ - Resultados obtidos na análise do quinto modelo do parafuso de 6 mm com carga de 1,5 Kgf

Pontos	Direção da tensão	Ordem máxima	Ordem mínima	α máximo	α mínimo	n	τ (KPa)
1	13	2	1	146	32	1,1833	9,86
2	37	2	1	118	64	1,3500	11,25
3	38	2	1	84	94	1,5278	12,73
4	47	2	1	55	123	1,6889	14,07
5	34	3	2	175	5	2,0278	16,89
6	24	3	2	79	99	2,5556	21,29
7	24	3	2	84	96	2,5333	21,10
8	19	3	2	90	92	2,5056	20,87
9	12	3	2	50	130	2,7222	22,68
10	4	3	2	129	54	2,2917	19,09
11	9	3	2	103	77	2,4278	20,22
12	19	3	2	175	6	2,0306	16,91
13	23	3	2	176	5	2,0250	16,87
14	29	2	1	5	176	1,9750	16,45
15	39	2	1	31	149	1,8278	15,23
16	31	2	1	76	100	1,5667	13,05
17	51	2	1	134	40	1,2389	10,32
18	42	2	1	157	21	1,1222	9,35
19	52	2	1	170	10	1,0556	8,79

Tabela A₁₁ - Resultados obtidos na análise do sexto modelo do parafuso de 6 mm com carga de 0,75 Kgf

Pontos	Direção da tensão	Ordem máxima	Ordem mínima	α máximo	α mínimo	n	τ (KPa)
1	32	1	0	84	96	0,5333	4,44
2	33	1	0	42	135	0,7583	6,32
3	40	1	0	64	118	0,6500	5,41
4	39	1	0	16	164	0,9111	7,59
5	42	2	1	168	10	1,0611	8,84
6	29	2	1	168	12	1,0667	8,89
7	25	2	1	114	66	1,3667	11,38
8	16	2	1	119	59	1,3333	11,11
9	8	2	1	88	92	1,5111	12,59
10	6	2	1	4	176	1,9778	16,47
11	5	2	1	96	84	1,4667	12,22
12	18	2	1	172	11	1,0528	8,77
13	17	2	1	166	11	1,0694	8,91
14	30	2	1	14	166	1,9222	16,01
15	37	1	0	30	150	0,8333	6,94
16	30	1	0	49	128	0,7194	5,99
17	38	1	0	76	102	0,5722	4,77
18	45	1	0	60	120	0,6667	5,55
19	47	1	0	92	88	0,4889	4,07

Tabela A₁₂ - Resultados obtidos na análise do sexto modelo do parafuso de 6 mm com carga de 1,5 Kgf

Pontos	Direção da tensão	Ordem máxima	Ordem mínima	α máximo	α mínimo	n	τ (KPa)
1	12	2	1	139	40	1,2250	10,20
2	34	2	1	121	60	1,3306	11,08
3	42	2	1	88	90	1,5056	12,54
4	35	2	1	25	155	1,8611	15,50
5	37	3	2	164	16	2,0889	17,40
6	26	3	2	161	19	2,1056	17,54
7	21	3	2	94	85	2,4750	20,62
8	17	3	2	65	116	2,6417	22,01
9	13	3	2	10	170	2,9444	24,53
10	10	3	2	25	156	2,8639	23,86
11	7	3	2	20	159	2,8861	24,04
12	11	3	2	160	20	2,1111	17,59
13	16	3	2	126	54	2,3000	19,16
14	19	2	1	6	174	1,9667	16,38
15	28	2	1	45	135	1,7500	14,58
16	30	2	1	106	70	1,4000	11,66
17	33	2	1	130	49	1,2750	10,62
18	42	2	1	150	26	1,1556	9,63
19	36	2	1	173	5	1,0333	8,61

Tabela A₁₃ - Resultados obtidos na análise do sétimo modelo do parafuso de 6 mm com carga de 0,75 Kgf

Pontos	Direção da tensão	Ordem máxima	Ordem mínima	α máximo	α mínimo	n	τ (KPa)
1	39	1	0	68	111	0,6194	5,16
2	46	1	0	66	114	0,6333	5,28
3	37	1	0	37	142	0,7917	6,59
4	43	1	0	31	149	0,8278	6,90
5	31	1	0	15	165	0,9167	7,64
6	16	2	1	173	6	1,0361	8,63
7	14	2	1	142	33	1,1972	9,97
8	19	2	1	150	24	1,1500	9,58
9	8	2	1	110	66	1,3778	11,48
10	4	2	1	90	92	1,5056	12,54
11	6	2	1	143	35	1,2000	10,00
12	11	2	1	146	34	1,1889	9,90
13	16	2	1	157	23	1,1278	9,39
14	18	2	1	173	7	1,0389	8,65
15	24	1	0	15	164	0,9139	7,61
16	33	1	0	26	153	0,8528	7,10
17	41	1	0	49	130	0,7250	6,04
18	40	1	0	48	128	0,7222	6,02
19	43	1	0	52	125	0,7028	5,85

Tabela A₁₄ - Resultados obtidos na análise do sétimo modelo do parafuso de 6 mm com carga de 1,5 Kgf

Pontos	Direção da tensão	Ordem máxima	Ordem mínima	α máximo	α mínimo	n	τ (KPa)
1	25	2	1	141	37	1,2111	10,09
2	43	2	1	122	56	1,3167	10,97
3	41	2	1	94	85	1,4750	12,29
4	34	2	1	46	130	1,7333	14,44
5	32	2	1	35	145	1,8056	15,04
6	28	3	2	7	172	2,9583	24,64
7	22	3	2	119	63	2,3444	19,53
8	17	3	2	135	44	2,2472	18,72
9	13	3	2	50	130	2,7222	22,68
10	6	3	2	127	50	2,2861	19,04
11	4	3	2	134	46	2,2556	18,79
12	8	3	2	161	20	2,1083	17,56
13	13	3	2	150	30	2,1667	18,05
14	21	2	1	5	176	1,9750	16,45
15	25	2	1	28	150	1,8389	15,32
16	28	2	1	80	100	1,5556	12,96
17	31	2	1	110	70	1,3889	11,57
18	39	2	1	124	54	1,3056	10,88
19	32	2	1	145	30	1,1806	9,83

Tabela A₁₅ - Resultados obtidos na análise do oitavo modelo do parafuso de 6 mm com carga de 0,75 Kgf

Pontos	Direção da tensão	Ordem máxima	Ordem mínima	α máximo	α mínimo	n	τ (KPa)
1	32	1	0	50	130	0,7222	6,02
2	42	1	0	10	161	0,9194	7,66
3	48	1	0	15	164	0,9139	7,61
4	41	1	0	28	151	0,8417	7,01
5	38	2	1	55	125	1,6944	14,11
6	34	2	1	105	75	1,4167	11,80
7	29	2	1	78	100	1,5611	13,00
8	21	2	1	95	82	1,4639	12,19
9	9	2	1	49	131	1,7278	14,39
10	10	2	1	3	173	1,9722	16,43
11	13	2	1	50	126	1,7111	14,25
12	18	2	1	90	87	1,4917	12,43
13	16	2	1	109	70	1,3917	11,59
14	22	2	1	126	54	1,3000	10,83
15	28	2	1	138	45	1,2417	10,34
16	31	1	0	4	175	0,9750	8,12
17	41	1	0	34	145	0,8083	6,73
18	55	1	0	66	115	0,6361	5,30
19	55	1	0	66	115	0,6361	5,30

Tabela A₁₆ - Resultados obtidos na análise do oitavo modelo do parafuso de 6 mm com carga de 1,5 Kgf

Pontos	Direção da tensão	Ordem máxima	Ordem mínima	α máximo	α mínimo	n	τ (KPa)
1	22	2	1	139	41	1,2278	10,23
2	29	2	1	126	61	1,3194	10,99
3	40	2	1	119	62	1,3417	11,18
4	40	2	1	62	120	1,6611	13,84
5	39	2	1	19	159	1,8889	15,73
6	31	3	2	136	17	2,1694	18,07
7	25	3	2	118	64	2,3500	19,58
8	19	3	2	158	23	2,1250	17,70
9	5	3	2	63	117	2,6500	22,07
10	9	3	2	75	105	2,5833	21,52
11	14	3	2	74	105	2,5861	21,54
12	21	3	2	150	27	2,1583	17,98
13	23	3	2	167	15	2,0778	17,31
14	30	2	1	10	170	1,9444	16,20
15	29	2	1	145	36	1,1972	9,97
16	33	2	1	90	89	1,4972	12,47
17	44	2	1	118	64	1,3500	11,25
18	48	2	1	138	43	1,2361	10,30
19	30	2	1	155	25	1,1389	9,49

Tabela A₁₇ - Resultados obtidos na análise do nono modelo do parafuso de 7 mm com carga de 0,75 Kgf

Pontos	Direção da tensão	Ordem máxima	Ordem mínima	α máximo	α mínimo	n	τ (KPa)
1	20	1	0	71	109	0,6056	5,04
2	36	1	0	61	121	0,6667	5,55
3	47	1	0	61	117	0,6556	5,46
4	34	1	0	45	135	0,7500	6,25
5	26	2	1	173	7	1,0389	8,65
6	24	2	1	146	34	1,1889	9,90
7	21	2	1	93	86	1,4806	12,33
8	13	2	1	127	54	1,2972	10,81
9	35	2	1	145	36	1,1972	9,97
10	21	2	1	157	21	1,1222	9,35
11	5	2	1	163	16	1,0917	9,09
12	4	2	1	138	36	1,2167	10,13
13	7	2	1	139	40	1,2250	10,20
14	16	2	1	148	32	1,1778	9,81
15	25	2	1	164	11	1,0750	8,95
16	29	1	0	16	161	0,9028	7,52
17	39	1	0	31	149	0,8278	6,90
18	31	1	0	40	136,5	0,7681	6,40
19	47	1	0	42	135	0,7583	6,32

Tabela A₁₈ - Resultados obtidos na análise do nono modelo do parafuso de 7 mm com carga de 1,5 Kgf

Pontos	Direção da tensão	Ordem máxima	Ordem mínima	α máximo	α mínimo	n	τ (KPa)
1	21	2	1	81	80	1,4972	12,47
2	36	2	1	77	98	1,5583	12,98
3	46	2	1	94	87	1,4806	12,33
4	34	2	1	6	176	1,9722	16,43
5	27	2	1	145	35	1,1944	9,95
6	28	3	2	68	110	2,6167	21,80
7	20	3	2	5	173	2,9667	24,71
8	19	3	2	17	165	2,9111	24,25
9	10	3	2	99	80	2,4472	20,39
10	5	2	1	17	168	1,9194	15,99
11	4	3	2	114	66	2,3667	19,71
12	10	3	2	133	44	2,2528	18,77
13	5	3	2	73	102	2,5806	21,50
14	10	3	2	119	62	2,3417	19,51
15	16	3	2	124	50	2,2944	19,11
16	25	2	1	40	135	1,7639	14,69
17	33	2	1	65	109	1,6222	13,51
18	39	2	1	103	77	1,4278	11,89
19	33	2	1	115	63	1,3556	11,29

Tabela A₁₉ - Resultados obtidos na análise do décimo modelo do parafuso de 7 mm com carga de 0,75 Kgf

Pontos	Direção da tensão	Ordem máxima	Ordem mínima	α máximo	α mínimo	n	τ (KPa)
1	52	1	0	40	137	0,7694	6,41
2	44	1	0	40	138	0,7722	6,43
3	42	1	0	20	160	0,8889	7,40
4	40	1	0	10	170	0,9444	7,87
5	23	2	1	33	143	1,8056	15,04
6	22	2	1	155	21	1,1278	9,39
7	22	2	1	114	62	1,3556	11,29
8	35	2	1	143	39	1,2111	10,09
9	24	2	1	117	62	1,3472	11,22
10	20	1	0	15	165	0,9167	7,64
11	9	2	1	159	21	1,1167	9,30
12	14	2	1	170	7	1,0472	8,72
13	18	2	1	128	50	1,2833	10,69
14	28	2	1	156	23	1,1306	9,42
15	26	1	0	16	160	0,9000	7,50
16	40	1	0	20	180	0,9444	7,87
17	45	1	0	54	125	0,6972	5,81
18	55	1	0	56	123	0,6861	5,72
19	39	1	0	51	125	0,7056	5,88

Tabela A₂₀ - Resultados obtidos na análise do décimo modelo do parafuso de 7 mm com carga de 1,5 Kgf

Pontos	Direção da tensão	Ordem máxima	Ordem mínima	α máximo	α mínimo	n	τ (KPa)
1	32	2	1	50	128	1,72	14,30
2	42	2	1	88	92	1,51	12,59
3	38	2	1	85	93	1,52	12,68
4	37	2	1	18	160	1,89	15,78
5	32	3	2	137	45	2,24	18,70
6	26	3	2	133	46	2,26	18,81
7	22	3	2	58	120	2,67	22,26
8	21	3	2	155	27	2,14	17,86
9	11	3	2	95	85	2,47	20,59
10	10	2	1	40	140	1,78	14,81
11	8	3	2	155	21	2,13	17,72
12	6	2	1	20	165	1,90	15,85
13	14	3	2	130	50	2,28	18,97
14	26	3	2	160	20	2,11	17,59
15	20	2	1	65	116	1,64	13,68
16	30	2	1	72	108	1,60	13,33
17	32	2	1	127	53	1,29	10,78
18	34	2	1	120	61	1,34	11,13
19	41	2	1	136	45	1,25	10,39

Tabela A₂₁ - Resultados obtidos na análise do décimo primeiro modelo do parafuso de 7 mm com carga de 0,75 Kgf

Pontos	Direção da tensão	Ordem máxima	Ordem mínima	α máximo	α mínimo	n	τ (KPa)
1	34	1	0	85	95	0,5278	4,40
2	42	1	0	81	99	0,5500	4,58
3	42	1	0	74	103	0,5806	4,84
4	35	1	0	48	134	0,7389	6,15
5	25	2	1	40	145	1,7917	14,92
6	24	2	1	174	9	1,0417	8,68
7	17	2	1	164	16	1,0889	9,07
8	22	2	1	174	5	1,0306	8,58
9	15	2	1	148	32	1,1778	9,81
10	15	2	1	153	25	1,1444	9,53
11	5	2	1	151	31	1,1667	9,72
12	7	2	1	163	17	1,0944	9,12
13	16	2	1	148	31	1,1750	9,79
14	17	1	0	8	175	0,9639	8,03
15	22	1	0	48	132	0,7333	6,11
16	28	1	0	38	140	0,7833	6,53
17	25	1	0	78	100	0,5611	4,67
18	30	1	0	91	90	0,4972	4,14
19	35	1	0	50	130	0,7222	6,02

Tabela A₂₂ - Resultados obtidos na análise do décimo primeiro modelo do parafuso de 7 mm com carga de 1,5 Kgf

Pontos	Direção da tensão	Ordem máxima	Ordem mínima	α máximo	α mínimo	n	τ (KPa)
1	17	2	1	150	30	1,1667	9,72
2	37	2	1	150	29	1,1639	9,70
3	49	2	1	160	20	1,1111	9,26
4	37	2	1	94	86	1,4778	12,31
5	30	2	1	75	100	1,5694	13,07
6	26	2	1	18	164	1,9056	15,87
7	21	3	2	170	10	2,0556	17,12
8	14	3	2	167	10	2,0639	17,19
9	10	3	2	138	41	2,2306	18,58
10	4	3	2	108	72	2,4000	19,99
11	9	3	2	90	89	2,4972	20,80
12	18	3	2	171	11	2,0556	17,12
13	25	3	2	123	56	2,3139	19,27
14	24	3	2	175	8	2,0361	16,96
15	14	2	1	19	161	1,8944	15,78
16	29	2	1	55	125	1,6944	14,11
17	29	2	1	113	63	1,3611	11,34
18	36	2	1	138	45	1,2417	10,34
19	38	2	1	170	9	1,0528	8,77

Tabela A₂₃ - Resultados obtidos na análise do décimo segundo modelo do parafuso de 7 mm com carga de 0,75 Kgf

Pontos	Direção da tensão	Ordem máxima	Ordem mínima	α máximo	α mínimo	n	τ (KPa)
1	40	1	0	85	95	0,5278	4,40
2	40	1	0	88	92	0,5111	4,26
3	45	1	0	58	120	0,6722	5,60
4	44	1	0	45	134	0,7472	6,22
5	34	2	1	170	9	1,0528	8,77
6	27	2	1	169	11	1,0611	8,84
7	15	2	1	145	32	1,1861	9,88
8	28	2	1	165	15	1,0833	9,02
9	15	2	1	133	45	1,2556	10,46
10	6	2	1	88	92	1,5111	12,59
11	13	2	1	86	93	1,5194	12,66
12	18	2	1	134	46	1,2556	10,46
13	19	2	1	159	21	1,1167	9,30
14	26	2	1	154	26	1,1444	9,53
15	27	2	1	171	10	1,0528	8,77
16	46	1	0	20	158	0,8833	7,36
17	42	1	0	52	131	0,7194	5,99
18	42	1	0	63	116	0,6472	5,39
19	52	1	0	47	128	0,7250	6,04

Tabela A₂₄ - Resultados obtidos na análise do décimo segundo modelo do parafuso de 7 mm com carga de 1,5 Kgf

Pontos	Direção da tensão	Ordem máxima	Ordem mínima	α máximo	α mínimo	n	τ (KPa)
1	23	2	1	144	35	1,1972	9,97
2	44	2	1	105	70	1,4028	11,69
3	42	2	1	82	97	1,5417	12,84
4	34	2	1	25	153	1,8556	15,46
5	33	3	2	151	30	2,1639	18,03
6	30	3	2	149	29	2,1667	18,05
7	22	3	2	106	73	2,4083	20,06
8	23	3	2	143	35	2,2000	18,33
9	15	3	2	80	97	2,5472	21,22
10	5	3	2	47	124	2,7139	22,61
11	7	3	2	42	136	2,7611	23,00
12	26	3	2	114	65	2,3639	19,69
13	25	3	2	164	17	2,0917	17,42
14	25	3	2	132	50	2,2722	18,93
15	29	2	1	10	169	1,9417	16,17
16	32	2	1	72	105	1,5917	13,26
17	36	2	1	72	110	1,6056	13,37
18	45	2	1	47	133	1,7389	14,48
19	54	2	1	65	115	1,6389	13,65

APÊNDICE B

Tabela B₁ - Valores das tensões cisalhantes nos quatro modelos do parafuso de 5 mm com carga de 0,75 Kgf

pontos	τ (KPa) modelo 1	τ (KPa) modelo 2	τ (KPa) modelo 3	τ (KPa) modelo 4	médias (τ)
1	6,84	6,80	5,39	5,46	6,12
2	7,15	7,15	6,87	6,55	6,93
3	7,79	6,96	7,43	8,42	7,65
4	7,52	9,35	8,19	9,37	8,61
5	9,02	10,92	9,35	9,49	9,70
6	9,86	11,38	9,53	10,44	10,30
7	12,40	12,12	12,33	12,17	12,26
8	12,68	14,51	12,29	11,45	12,73
9	14,72	16,31	14,69	12,47	14,55
10	13,00	16,27	12,87	9,97	13,03
11	15,34	16,43	14,81	12,56	14,79
12	12,75	12,77	11,15	10,48	11,79
13	10,64	13,07	10,88	9,95	11,14
14	10,51	10,69	9,49	7,31	9,50
15	10,27	9,19	8,98	7,89	9,08
16	7,50	8,08	7,87	7,64	7,77
17	8,14	7,24	6,71	6,20	7,07
18	7,89	6,39	6,62	6,71	6,90
19	8,14	6,34	5,85	6,57	6,73

Tabela B₂ - Valores das tensões cisalhantes nos quatro modelos do parafuso de 5 mm com carga de 1,5 Kgf

pontos	τ (KPa) modelo 1	τ (KPa) modelo 2	τ (KPa) modelo 3	τ (KPa) modelo 4	médias (τ)
1	12,36	10,02	8,63	11,15	10,54
2	12,38	10,46	10,62	13,10	11,64
3	13,14	10,90	11,29	13,21	12,14
4	15,68	13,56	13,49	16,01	14,68
5	16,57	15,64	15,06	16,24	15,88
6	8,84	16,29	15,18	17,54	14,46
7	21,17	18,74	19,14	20,85	19,97
8	22,17	21,26	19,64	20,27	20,84
9	24,23	24,87	24,18	22,10	23,84
10	17,26	22,65	20,13	18,28	19,58
11	22,09	24,60	23,56	21,70	22,99
12	22,84	18,93	17,28	17,56	19,15
13	22,91	19,55	18,30	17,35	19,53
14	20,85	14,86	16,41	15,67	16,94
15	10,20	13,56	14,81	14,92	13,37
16	16,27	12,70	12,45	12,19	13,40
17	16,04	10,85	10,85	10,55	12,07
18	14,65	9,76	10,71	10,64	11,44
19	14,55	13,49	10,94	10,57	12,39

Tabela B₃ - Valores das tensões cisalhantes nos quatro modelos do parafuso de 6 mm com carga de 0,75 Kgf

pontos	τ (KPa) modelo 5	τ (KPa) modelo 6	τ (KPa) modelo 7	τ (KPa) modelo 8	médias (τ)
1	6,20	4,44	5,16	6,02	5,45
2	6,90	6,32	5,28	7,66	6,54
3	8,21	5,41	6,59	7,61	6,96
4	9,23	7,59	6,90	7,01	7,68
5	10,11	8,84	7,64	14,11	10,18
6	10,90	8,89	8,63	11,80	10,05
7	12,77	11,38	9,97	13,00	11,78
8	12,31	11,11	9,58	12,19	11,30
9	14,00	12,59	11,48	14,39	13,11
10	12,26	16,47	12,54	16,43	14,43
11	13,68	12,22	10,00	14,25	12,54
12	11,13	8,77	9,90	12,43	10,56
13	10,85	8,91	9,39	11,59	10,19
14	10,34	16,01	8,65	10,83	11,46
15	9,49	6,94	7,61	10,34	8,60
16	8,12	5,99	7,10	8,12	7,34
17	6,25	4,77	6,04	6,73	5,95
18	5,78	5,55	6,02	5,30	5,66
19	5,04	4,07	5,85	5,30	5,07

Tabela B₄ - Valores das tensões cisalhantes nos quatro modelos do parafuso de 6 mm com carga de 1,5 Kgf

pontos	τ (KPa) modelo 5	τ (KPa) modelo 6	τ (KPa) modelo 7	τ (KPa) modelo 8	médias (τ)
1	9,86	10,20	10,09	10,23	10,09
2	11,25	11,08	10,97	10,99	11,07
3	12,73	12,54	12,29	11,18	12,18
4	14,07	15,50	14,44	13,84	14,46
5	16,89	17,40	15,04	15,73	16,27
6	21,29	17,54	24,64	18,07	20,39
7	21,10	20,62	19,53	19,58	20,21
8	20,87	22,01	18,72	17,70	19,82
9	22,68	24,53	22,68	22,07	22,99
10	19,09	23,86	19,04	21,52	20,88
11	20,22	24,04	18,79	21,54	21,15
12	16,91	17,59	17,56	17,98	17,51
13	16,87	19,16	18,05	17,31	17,85
14	16,45	16,38	16,45	16,20	16,37
15	15,23	14,58	15,32	9,97	13,77
16	13,05	11,66	12,96	12,47	12,54
17	10,32	10,62	11,57	11,25	10,94
18	9,35	9,63	10,88	10,30	10,04
19	8,79	8,61	9,83	9,49	9,18

Tabela B₅ - Valores das tensões cisalhantes nos quatro modelos do parafuso de 7 mm com carga de 0,75 Kgf.

pontos	τ (KPa) modelo 9	τ (KPa) modelo 10	τ (KPa) modelo 11	τ (KPa) modelo 12	médias (τ)
1	5,04	6,41	4,40	4,40	5,06
2	5,55	6,43	4,58	4,26	5,21
3	5,46	7,40	4,84	5,60	5,83
4	6,25	7,87	6,15	6,22	6,62
5	8,65	15,04	14,92	8,77	11,85
6	9,90	9,39	8,68	8,84	9,20
7	12,33	11,29	9,07	9,88	10,64
8	10,81	10,09	8,58	9,02	9,63
9	9,97	11,22	9,81	10,46	10,37
10	9,35	7,64	9,53	12,59	9,78
11	9,09	9,30	9,72	12,66	10,19
12	10,13	8,72	9,12	10,46	9,61
13	10,20	10,69	9,79	9,30	10,00
14	9,81	9,42	8,03	9,53	9,20
15	8,95	7,50	6,11	8,77	7,83
16	7,52	7,87	6,53	7,36	7,32
17	6,90	5,81	4,67	5,99	5,84
18	6,40	5,72	4,14	5,39	5,41
19	6,32	5,88	6,02	6,04	6,06

Tabela B₆ - Valores das tensões cisalhantes nos quatro modelos do parafuso de 7 mm com carga de 1,5 Kgf

pontos	τ (KPa) modelo 9	τ (KPa) modelo 10	τ (KPa) modelo 11	τ (KPa) modelo 12	médias (τ)
1	12,47	14,30	9,72	9,97	11,62
2	12,98	12,59	9,70	11,69	11,74
3	12,33	12,68	9,26	12,84	11,78
4	16,43	15,78	12,31	15,46	14,99
5	9,95	18,70	13,07	18,03	14,94
6	21,80	18,81	15,87	18,05	18,63
7	24,71	22,26	17,12	20,06	21,04
8	24,25	17,86	17,19	18,33	19,41
9	20,39	20,59	18,58	21,22	20,19
10	15,99	14,81	19,99	22,61	18,35
11	19,71	17,72	20,80	23,00	20,31
12	18,77	15,85	17,12	19,69	17,86
13	21,50	18,97	19,27	17,42	19,29
14	19,51	17,59	16,96	18,93	18,25
15	19,11	13,68	15,78	16,17	16,19
16	14,69	13,33	14,11	13,26	13,85
17	13,51	10,78	11,34	13,37	12,25
18	11,89	11,13	10,34	14,48	11,96
19	11,29	10,39	8,77	13,65	11,03

APÊNDICE C

Tabela C₁ – Área do parafuso de 5 mm com carga de 0,75 Kgf

Pontos	Modelo 1	Área	Modelo 2	Área	Modelo 3	Área	Modelo 4	Área	Média	Área
1	6,84	184,68	6,80	195,41	5,39	175,67	5,46	165,10	6,12	180,21
2	7,15	6,99	7,15	6,98	6,87	6,13	6,55	6,00	6,93	6,53
3	7,79	7,47	6,96	7,06	7,43	7,15	8,42	7,49	7,65	7,29
4	7,52	7,65	9,35	8,16	8,19	7,81	9,37	8,90	8,61	8,13
5	9,02	8,27	10,92	10,13	9,35	8,77	9,49	9,43	9,70	9,15
6	9,86	9,44	11,38	11,15	9,53	9,44	10,44	9,96	10,30	10,00
7	12,40	11,13	12,12	11,75	12,33	10,93	12,17	11,30	12,26	11,28
8	12,68	12,54	14,51	13,32	12,29	12,31	11,45	11,81	12,73	12,50
9	14,72	13,70	16,31	15,41	14,69	13,49	12,47	11,96	14,55	13,64
10	13,00	13,86	16,27	16,29	12,87	13,78	9,97	11,22	13,03	13,79
11	15,34	14,17	16,43	16,35	14,81	13,84	12,56	11,27	14,79	13,91
12	12,75	14,05	12,77	14,60	11,15	12,98	10,48	11,52	11,79	13,29
13	10,64	11,70	13,07	12,92	10,88	11,01	9,95	10,22	11,14	11,46
14	10,51	10,57	10,69	11,88	9,49	10,18	7,31	8,63	9,50	10,32
15	10,27	10,39	9,19	9,94	8,98	9,23	7,89	7,60	9,08	9,29
16	7,50	8,89	8,08	8,63	7,87	8,42	7,64	7,76	7,77	8,43
17	8,14	7,82	7,24	7,66	6,71	7,29	6,20	6,92	7,07	7,42
18	7,89	8,02	6,39	6,81	6,62	6,66	6,71	6,46	6,90	6,99
19	8,14	8,02	6,34	6,36	5,85	6,24	6,57	6,64	6,73	6,81

Tabela C₂ – Área do parafuso de 5 mm com carga de 1,5 Kgf

Pontos	Modelo 1	Área	Modelo 2	Área	Modelo 3	Área	Modelo 4	Área	Média	Área
1	12,36	310,72	10,02	290,95	8,63	282,9	11,15	289,06	10,54	293,41
2	12,38	12,37	10,46	10,24	10,62	9,63	13,10	12,12	11,64	11,09
3	13,14	12,76	10,90	10,68	11,29	10,96	13,21	13,15	12,14	11,89
4	15,68	14,41	13,56	12,23	13,49	12,39	16,01	14,61	14,68	13,41
5	16,57	16,12	15,64	14,60	15,06	14,28	16,24	16,13	15,88	15,28
6	8,84	12,70	16,29	15,97	15,18	15,12	17,54	16,89	14,46	15,17
7	21,17	15,01	18,74	17,52	19,14	17,16	20,85	19,19	19,97	17,22
8	22,17	21,67	21,26	20,00	19,64	19,39	20,27	20,56	20,84	20,41
9	24,23	23,20	24,87	23,07	24,18	21,91	22,10	21,18	23,84	22,34
10	17,26	20,74	22,65	23,76	20,13	22,16	18,28	20,19	19,58	21,71
11	22,09	19,67	24,60	23,62	23,56	21,84	21,70	19,99	22,99	21,28
12	22,84	22,46	18,93	21,76	17,28	20,42	17,56	19,63	19,15	21,07
13	22,91	22,87	19,55	19,24	18,30	17,79	17,35	17,46	19,53	19,34
14	20,85	21,88	14,86	17,20	16,41	17,35	15,67	16,51	16,94	18,24
15	10,20	15,53	13,56	14,21	14,81	15,61	14,92	15,29	13,37	15,16
16	16,27	13,24	12,70	13,13	12,45	13,63	12,19	13,56	13,40	13,39
17	16,04	16,15	10,85	11,78	10,85	11,65	10,55	11,37	12,07	12,74
18	14,65	15,34	9,76	10,31	10,71	10,78	10,64	10,60	11,44	11,76
19	14,55	14,60	13,49	11,63	10,94	10,83	10,57	10,61	12,39	11,92

Tabela C₃ – Área do parafuso de 6 mm com carga de 0,75 Kgf

Pontos	Modelo 1	Área	Modelo 2	Área	Modelo 3	Área	Modelo 4	Área	Média	Área
1	6,20	177,96	4,44	162,02	5,16	148,8	6,02	189,47	5,45	169,57
2	6,90	6,55	6,32	5,38	5,28	5,22	7,66	6,84	6,54	6,00
3	8,21	7,55	5,41	5,87	6,59	5,94	7,61	7,64	6,96	6,75
4	9,23	8,72	7,59	6,50	6,90	6,74	7,01	7,31	7,68	7,32
5	10,11	9,67	8,84	8,21	7,64	7,27	14,11	10,56	10,18	8,93
6	10,90	10,51	8,89	8,86	8,63	8,13	11,80	12,96	10,05	10,11
7	12,77	11,84	11,38	10,13	9,97	9,30	13,00	12,40	11,78	10,92
8	12,31	12,54	11,11	11,25	9,58	9,78	12,19	12,60	11,30	11,54
9	14,00	13,15	12,59	11,85	11,48	10,53	14,39	13,29	13,11	12,21
10	12,26	13,13	16,47	14,53	12,54	12,01	16,43	15,41	14,43	13,77
11	13,68	12,97	12,22	14,35	10,00	11,27	14,25	15,34	12,54	13,48
12	11,13	12,40	8,77	10,49	9,90	9,95	12,43	13,34	10,56	11,55
13	10,85	10,99	8,91	8,84	9,39	9,65	11,59	12,01	10,19	10,37
14	10,34	10,60	16,01	12,46	8,65	9,02	10,83	11,21	11,46	10,82
15	9,49	9,92	6,94	11,48	7,61	8,13	10,34	10,59	8,60	10,03
16	8,12	8,80	5,99	6,47	7,10	7,36	8,12	9,23	7,34	7,97
17	6,25	7,18	4,77	5,38	6,04	6,57	6,73	7,43	5,95	6,64
18	5,78	6,02	5,55	5,16	6,02	6,03	5,30	6,02	5,66	5,80
19	5,04	5,41	4,07	4,81	5,85	5,94	5,30	5,30	5,07	5,37

Tabela C₄ – Área do parafuso de 6 mm com carga de 1,5 Kgf

Pontos	Modelo 1	Área	Modelo 2	Área	Modelo 3	Área	Modelo 4	Área	Média	Área
1	9,86	287,69	10,20	298,13	10,09	288,8	10,23	277,55	10,09	288,06
2	11,25	10,55	11,08	10,64	10,97	10,53	10,99	10,61	11,07	10,58
3	12,73	11,99	12,54	11,81	12,29	11,63	11,18	11,08	12,18	11,63
4	14,07	13,40	15,50	14,02	14,44	13,36	13,84	12,51	14,46	13,32
5	16,89	15,48	17,40	16,45	15,04	14,74	15,73	14,79	16,27	15,36
6	21,29	19,09	17,54	17,47	24,64	19,84	18,07	16,90	20,39	18,33
7	21,10	21,20	20,62	19,08	19,53	22,09	19,58	18,82	20,21	20,30
8	20,87	20,99	22,01	21,31	18,72	19,12	17,70	18,64	19,82	20,02
9	22,68	21,77	24,53	23,27	22,68	20,70	22,07	19,89	22,99	21,41
10	19,09	20,88	23,86	24,19	19,04	20,86	21,52	21,80	20,88	21,93
11	20,22	19,66	24,04	23,95	18,79	18,92	21,54	21,53	21,15	21,01
12	16,91	18,57	17,59	20,81	17,56	18,18	17,98	19,76	17,51	19,33
13	16,87	16,89	19,16	18,37	18,05	17,81	17,31	17,64	17,85	17,68
14	16,45	16,66	16,38	17,77	16,45	17,25	16,20	16,75	16,37	17,11
15	15,23	15,84	14,58	15,48	15,32	15,88	9,97	13,09	13,77	15,07
16	13,05	14,14	11,66	13,12	12,96	14,14	12,47	11,22	12,54	13,15
17	10,32	11,69	10,62	11,14	11,57	12,26	11,25	11,86	10,94	11,74
18	9,35	9,83	9,63	10,12	10,88	11,22	10,30	10,77	10,04	10,49
19	8,79	9,07	8,61	9,12	9,83	10,35	9,49	9,89	9,18	9,61

Tabela C₅ – Área do parafuso de 7 mm com carga de 0,75 Kgf

Pontos	Modelo 1	Área	Modelo 2	Área	Modelo 3	Área	Modelo 4	Área	Média	Área
1	5,04	152,97	6,41	157,54	4,40	139,4	4,40	150,32	5,06	150,08
2	5,55	5,30	6,43	6,42	4,58	4,49	4,26	4,33	5,21	5,13
3	5,46	5,51	7,40	6,92	4,84	4,71	5,60	4,93	5,83	5,52
4	6,25	5,85	7,87	7,64	6,15	5,50	6,22	5,91	6,62	6,22
5	8,65	7,45	15,04	11,45	14,92	10,54	8,77	7,50	11,85	9,24
6	9,90	9,28	9,39	12,22	8,68	11,80	8,84	8,80	9,20	10,53
7	12,33	11,12	11,29	10,34	9,07	8,87	9,88	9,36	10,64	9,92
8	10,81	11,57	10,09	10,69	8,58	8,83	9,02	9,45	9,63	10,13
9	9,97	10,39	11,22	10,66	9,81	9,20	10,46	9,74	10,37	10,00
10	9,35	9,66	7,64	9,43	9,53	9,67	12,59	11,52	9,78	10,07
11	9,09	9,22	9,30	8,47	9,72	9,63	12,66	12,62	10,19	9,98
12	10,13	9,61	8,72	9,01	9,12	9,42	10,46	11,56	9,61	9,90
13	10,20	10,17	10,69	9,71	9,79	9,45	9,30	9,88	10,00	9,80
14	9,81	10,01	9,42	10,05	8,03	8,91	9,53	9,42	9,20	9,60
15	8,95	9,38	7,50	8,46	6,11	7,07	8,77	9,15	7,83	8,52
16	7,52	824	7,87	7,68	6,53	6,32	7,36	8,06	7,32	7,58
17	6,90	7,21	5,81	6,84	4,67	5,60	5,99	6,68	5,84	6,58
18	640	6,65	5,72	5,76	4,14	4,41	5,39	5,69	5,41	5,63
19	6,32	6,36	5,88	5,80	6,02	5,08	6,04	5,72	6,06	5,74

Tabela C₆ – Área do parafuso de 7 mm com carga de 1,5 Kgf

Pontos	Modelo 1	Área	Modelo 2	Área	Modelo 3	Área	Modelo 4	Área	Média	Área
1	12,47	309,40	14,30	285,48	9,72	268,0	9,97	306,42	11,62	292,34
2	12,98	12,73	12,59	13,44	9,70	9,71	11,69	10,83	11,74	11,68
3	12,33	12,66	12,68	12,63	9,26	9,48	12,84	12,26	11,78	11,76
4	16,43	14,38	15,78	14,23	12,31	10,78	15,46	14,15	14,99	13,39
5	9,95	13,19	18,70	17,24	13,07	12,69	18,03	16,74	14,94	14,97
6	21,80	15,87	18,81	18,75	15,87	14,47	18,05	18,04	18,63	16,78
7	24,71	23,25	22,26	20,54	17,12	16,50	20,06	19,05	21,04	19,84
8	24,25	24,48	17,86	20,06	17,19	17,16	18,33	19,19	19,41	20,22
9	20,39	22,32	20,59	19,23	18,58	17,89	21,22	19,77	20,19	19,80
10	15,99	18,19	14,81	17,70	19,99	19,29	22,61	21,91	18,35	19,27
11	19,71	17,85	17,72	16,27	20,80	20,40	23,00	22,80	20,31	19,33
12	18,77	19,24	15,85	16,79	17,12	18,96	19,69	21,35	17,86	19,08
13	21,50	20,13	18,97	17,41	19,27	18,20	17,42	18,56	19,29	18,57
14	19,51	20,50	17,59	18,28	16,96	18,12	18,93	18,18	18,25	18,77
15	19,11	19,31	13,68	15,63	15,78	16,37	16,17	17,55	16,19	17,22
16	14,69	16,90	13,33	13,50	14,11	14,95	13,26	14,72	13,85	15,02
17	13,51	14,10	10,78	12,06	11,34	12,73	13,37	13,32	12,25	13,05
18	11,89	12,70	11,13	10,96	10,34	10,84	14,48	13,93	11,96	12,11
19	11,29	11,59	10,39	10,76	8,77	9,56	13,65	14,07	11,03	11,49

APÊNDICE D

Tabela D₁ – Médias das áreas dos parafusos de 5, 6 e 7 mm com suas respectivas cargas

	Parafuso de 5 mm		Parafuso de 6 mm		Parafuso de 7 mm	
	0,75 Kgf	1,5 Kgf	0,75 Kgf	1,5 Kgf	0,75 Kgf	1,5 Kgf
Modelo 1	184,68	310,72	177,96	287,69	152,97	309,40
Modelo 2	195,41	290,95	162,02	298,13	157,54	285,48
Modelo 3	175,67	282,90	148,83	288,88	139,48	268,08
Modelo 4	165,10	289,06	189,47	277,55	150,32	306,42
Médias	180,21	293,41	169,57	288,06	150,08	292,34