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

ANA PAULA MACEDO

**Uso do método de elementos finitos na análise
biomecânica de parafusos do sistema de fixação vertebral**

Ribeirão Preto – SP

2009

FICHA CATALOGRÁFICA

Macedo, Ana Paula

Uso do método de elementos finitos na análise biomecânica de parafusos do sistema de fixação vertebral. Ribeirão Preto, 2009.

110 p. : il. ; 30cm

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

Orientador: Shimano, Antônio Carlos.

1. Sistema de Fixação Vertebral. 2. Parafusos Ortopédicos. 3. Método de Elementos Finitos. 4. Poliuretano. 5. Força de Arrancamento. 6. Distribuição de Tensões.

ANA PAULA MACEDO

**Uso do método de elementos finitos na análise
biomecânica de parafusos do sistema de fixação vertebral**

Dissertação apresentada a Faculdade de Medicina
de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo
para obtenção de título de Mestre em Ciências da
Reabilitação.

Área de Concentração: Ortopedia, Traumatologia e
Reabilitação.

Opção: Reabilitação.

Orientador: Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano.

Ribeirão Preto – SP

2009

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo ou pesquisa desde que citada a fonte.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Ana Paula Macedo
Uso do método de elementos finitos
na análise biomecânica de parafusos
do sistema de fixação vertebral

Dissertação apresentada a Faculdade de Medicina
de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo
para obtenção de título de Mestre em Ciência da
Reabilitação.

Área de Concentração: Ortopedia, Traumatologia e
Reabilitação.

Opção: Reabilitação.

Aprovado em :

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Dedicatória

A Deus por ter iluminado os meus passos na caminhada da vida.

*Ao meu marido Marcelo, por tudo que representa
na minha vida, por ser companheiro e amigo, por
todos os sonhos e o amor compartilhados.*

*Aos meus Pais Jamil e Tracy, por me
ensinarem desde cedo o valor do conhecimento e como ele
poderia me conduzir para além do já imaginado.*

*As minhas irmãs Claudia e Vanessa, obrigado
por estarem presentes em todos os momentos
importantes da minha vida.*

Agradecimento Especial

*Ao meu orientador, Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano
por seu exemplo de seriedade, profissionalismo e dedicação,
por toda confiança, incentivo e sábios ensinamentos.*

Agradecimientos

Agradeço a todas as pessoas que de modo direto ou indireto participaram na realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. José Batista Volpon, por permitir o acesso ao Laboratório de Bioengenharia.

Ao Prof. Dr. Helton Luiz Aparecido Defino pela colaboração e ensinamentos.

Aos colegas de pós-graduação Patrícia Silva, Rodrigo César Rosa, Rodrigo Okubo, Maurício José Falcai, Rodrigo Antonio Carvalho Andraus, Sarah Fakher Fakhouri e Ariane Zamarioli, pela amizade e agradável convivência durante o curso.

Ao amigo Reginaldo Trevilato da Silva pelos conhecimentos compartilhados que permitiram o início da realização deste trabalho.

Aos funcionários do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Maria Teresinnha, Luís Henrique, Moro, Francisco e Paulo por toda amizade e agradável convívio.

Às secretárias Fátima, Elisângela e Goretti por todo carinho e atenção.

Ao Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto.

A Profa. Dra. Luciana Montanari pela disponibilidade e apoio ao longo da realização deste trabalho.

Aos professores e funcionários do Departamento de Matérias Dentárias de Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, em especial aos professores Dr. Osvaldo Luiz Bezzon, Dra. Helena de Freitas Oliveira Paranhos e Dra. Claudia Helena Lovato da Silva, pelo incentivo a este trabalho.

Ao amigo Luiz Sérgio Soares, pela amizade e apoio incondicionais.

Às amigas Junia Ramos, Regiane de Cássia, Tirado Damasceno, Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli e Adriana Cláudia Lapria Faria, por me incentivarem e "aguentarem" durante todo este tempo e pelos exemplos que são.

Ao meu cunhado Leandro e a minha cunhada Sônia, pelo apoio e agradável convivência.

Aos professores Dr. Ricardo Faria Ribeiro e Dra. Maria da Glória Chiarello de Mattos, por acreditarem na minha capacidade, por me trazerem para o mundo da pesquisa e pela amizade durante todos estes anos.

A Prof. Dra. Marisa Semprini, por viabilizar o início deste trabalho.

RESUMO

MACEDO, A. P. **Uso do método de elementos finitos na análise biomecânica de parafusos do sistema de fixação vertebral.** 2009. 110p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2009.

O parafuso como elemento de ancoragem de sistemas de fixação vertebral já é há muito utilizado. Porém a forma de distribuição da tensão gerada por ele na região de ancoragem não está ainda bem clara. O método de elementos finitos (MEF) é um método matemático desenvolvido no século passado e permite, quando em um estudo estático, avaliar reações internas de estruturas ao se aplicar uma força. Este estudo teve por objetivo analisar as tensões e deformações internas geradas por parafusos do sistema de fixação vertebral por meio do MEF. Os Parafusos USS1 de 5, 6 e 7 mm de diâmetro e 45 mm de comprimento (Grupo 1 – G1, Grupo 2 – G2 e Grupo 3 - G3) e os parafusos USS2 anterior, USS2 posterior de 6,2mm de diâmetro e USS1 de 6 mm de diâmetro e 30 mm de comprimento (Grupo 4 – G4, Grupo 5 – G5 e Grupo 6 - G6) foram utilizados neste estudo. Para validação dos modelos foram utilizados: ensaio mecânico de arrancamento do parafuso em corpos de prova de poliuretana com densidade de $0,16 \text{ g/cm}^3$ e resultados de ensaios de arrancamento encontrados na literatura. Foi confeccionado um modelo tridimensional para cada conjunto parafuso e poliuretana estudado no programa SolidWorks®2006. Foram confeccionados 30 corpos de prova em poliuretana para validação de G1, G2 e G3, sendo 10 corpos de prova para cada grupo. O orifício piloto foi realizado por broca de 3,8 mm para G1 e 4,8 mm para G2 e G3. Os modelos dos grupos G4, G5 e G6 foram validados por resultados encontrados na literatura de ensaios em poliuretana de mesma densidade e orifício piloto realizados por sonda de 3,8 mm para G4 e G5 e 4,8mm para G6. A análise pelo método de elementos finitos, foi realizada no programa ANSYS®Workbench 10.0. A validação foi obtida pela comparação da rigidez relativa obtida no ensaio mecânico e o resultado da simulação pelo MEF. Foram encontradas divergências de 8,3% para G1, 3,1% para G2, 0,5% para G3, 14,4% para G4, 9,5% para G5 e 10,3% para G6, sendo todas consideradas aceitáveis. Validados os modelos, os grupos G4 e G6, utilizados na fixação anterior, foram submetidos à força de compressão, tração e dobramento lateral. Os grupos G5 e G6, empregados na fixação posterior, foram submetidos à força de compressão, tração, flexão e extensão. Na fixação anterior as menores tensões foram encontradas para G4 e as maiores para G6 para todas as forças aplicadas. Na fixação posterior as menores tensões foram encontradas para G5 e as maiores para G6 para todas as forças aplicadas. As maiores tensões foram geradas ao se realizar o dobramento lateral na fixação anterior e a extensão na fixação posterior.

Palavras-Chave: Sistema de Fixação Vertebral. Parafusos Ortopédicos. Método de Elementos Finitos. Poliuretana. Força de Arrancamento. Distribuição de Tensões.

ABSTRACT

MACEDO, A. P. **Use of finite element analysis in the biomechanical analysis of screws used for spine fixation system.** 2009. 110p. Dissertation (Master's Degree) – School of Medicine of Ribeirão Preto, University of São Paulo, Ribeirão Preto, 2009.

Screws have been used to stabilize spine fixation systems. However, stress distribution around them is not clear yet. The finite element method (FEM) is a mathematic model developed in the last century and allows evaluating internal reactions of the structure submitted to a load in a static analysis. The present study aimed to evaluate stress and internal deformation caused by screws of the spine fixation system using FEM. USS1 screws measuring 5, 6 and 7 mm in diameter and 45 mm in length (Group 1 – G1, Group 2 – G2 and Group 3 – G3) and the screws USS2 anterior, USS2 posterior measuring 6.2 mm in diameter and USS1 measuring 6 mm in diameter and 30 mm in length (Group 4 – G4, Group 5 – G5 and Group 6 – G6) were used in the present study. For validation models, mechanical tests evaluating pull-out strength in polyurethane samples presenting density of 0.16 g/cm^3 , and results of pull-out tests related in the literature were used. Three-dimensional (3D) models were built for each screw-polyurethane sample set using SolidWorks® 2006 software. Thirty polyurethane samples were made for G1, G2 and G3 validation, 10 for each group. The pilot hole was made using a 3.8 mm drill for G1, and 4.8 mm for G2 and G3. The G4, G5 and G6 models were validated based on literature results that used polyurethane of same density and pilot hole made using 3.8 mm probe for G4 and G5, and 4.8 mm for G6. The FEM analysis was performed using ANSYS®Workbench 10.0 software. Validation was reached by comparing relative stiffness obtained in mechanical tests and results of FEM simulation. Differences of 8.3% for G1, 3.1% for G2, 0.5% for G3, 14.4% for G4, 9.5% for G5, and 10.3% for G6 were found, but all values were considered acceptable. Validated the models, G4 and G6 groups, used for anterior fixation, were submitted to compression, traction and lateral bending load. The G5 and G6 groups, used for posterior fixation, were submitted to compression, traction, flexion and extension force. In the anterior fixation, lower stress were found for G4, and greater for G6 at all applied forces. In the posterior fixation, lower stress were found for G5 and greater for G6 at all applied forces. Greater stress were caused simulating lateral bending in the anterior fixation, and extension in the posterior fixation.

Key-words: Spine Fixation System. Bone Screws. Finite Element Method. Polyurethane. Pull-out Strength. Stress Distribution.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 –	Parafusos para: a) fixação trabecular; b) fixação cortical (adaptado de BROWNER et al., 2003)	27
Figura 2 –	Principais características geométricas do parafuso: a) diâmetro externo, b) diâmetro interno, c) passo de rosca e d) altura da rosca	28
Figura 3 –	Parafusos: a) USS1 – 5 x 45 mm; b) USS1 – 6 x 30 mm; c) USS1 – 7 x 45 mm; d) USS2 anterior – 6,2 x 30 mm; e) USS2 posterior – 6,2 x 30 mm e f) USS1 – 6 x 30 mm	39
Figura 4 –	Corpos de prova de poliuretano	40
Figura 5 –	Projetor de Perfil 6C Nikon.....	42
Figura 6 –	Medidas obtidas dos parafusos	42
Figura 7 –	Cortes longitudinais dos parafusos USS1. a) 5 x 45 mm, b) 6 x 45 mm, c) 7 x 45 mm	44
Figura 8 –	Moldagem dos parafusos USS2: I – moldagem; II – moldes após a retirada dos parafusos; III – corte do molde ao meio; IV – retirada da película do molde; V – a) película do USS2 anterior b) película do USS2 posterior	45
Figura 9 –	Triângulo Retângulo inscrito na circunferência de raio r	47
Figura 10 –	Perfil de rosca dos parafusos: a) USS1 – 5 e 6 mm, b) USS1 – 7 mm; c) USS2 anterior – 6,2 mm; d) USS2 posterior – 6,2 mm	49
Figura 11 –	Desenhos 3D dos parafusos: a) USS1 – 5 x 45 mm; b) USS1 – 6 x 45 mm; c) USS1 – 7 x 45 mm; d) USS2 anterior – 6,2 x 30 mm; e) USS2 posterior – 6,2 x 30 mm; f) USS1 – 6 x 30 mm	50

Figura 12 – Montagem do conjunto poliuretano – parafuso – suporte	51
Figura 13 – Ensaio na Máquina Universal de Ensaaios. a) esquema explodido e b) esquema montado.....	53
Figura 14 – Condições de contorno do ensaio de arrancamento	54
Figura 15 – Malha para ensaio de arrancamento	55
Figura 16 – Refinamento da malha observado no G2	55
Figura 17 – a) SOLID 187, b) SOLID186, c) e d) CONTA 170, e) TARGE 170.	56
Figura 18 – Mapa de leitura da Tensão Equivalente para $F=100$ N no sentido do arrancamento do parafuso	58
Figura 19 – Parafusos com haste inserida: a) G4, b) G5 e c)G6	59
Figura 20 – a) Compressão e tração; b) Esquema ampliado da vértebra com o parafuso inserido e as forças de compressão (Força A – F_A) e tração (Força B – F_B) aplicadas; c) Condições de contorno para as forças A e B	60
Figura 21 – a) Dobramento Lateral; b) Esquema ampliado da vértebra com o parafuso inserido e as forças resultantes do dobramento lateral (Força C – F_C e Força D – F_D) aplicadas; c) Condições de contorno para as forças C e D	60
Figura 22 – a) Flexão e Extensão; b) Esquema ampliado da vértebra com o parafuso inserido e as forças de flexão (Força C – F_C) e extensão (Força D – F_D) aplicadas; c) Condições de contorno para as forças C e D	61
Figura 23 – Malha para as forças atuantes no sistema de fixação vertebral.....	61

Figura 24 – Mapa de leitura da Tensão Equivalente de para as forças atuantes no sistema de fixação vertebral.....	62
Figura 25 – Gráfico Força (N) x Deslocamento (mm), para o Ensaio Mecânico (MUE) e pelo Método de Elementos Finitos para o Grupo 1	64
Figura 26 – Gráfico Força (N) x Deslocamento (mm), para o Ensaio Mecânico (MUE) e pelo Método de Elementos Finitos para o Grupo 2	65
Figura 27 – Gráfico Força (N) x Deslocamento (mm), para o Ensaio Mecânico (MUE) e pelo Método de Elementos Finitos para o Grupo 3	65
Figura 28 – Gráfico Força (N) x Deslocamento (mm), para o Ensaio Mecânico (MUE) e pelo Método de Elementos Finitos para o Grupo 4	65
Figura 29 – Gráfico Força (N) x Deslocamento (mm), para o Ensaio Mecânico (MUE) e pelo Método de Elementos Finitos para o Grupo 5	66
Figura 30 – Gráfico Força (N) x Deslocamento (mm), para o Ensaio Mecânico (MUE) e pelo Método de Elementos Finitos para o Grupo 6	66
Figura 31 – Deslocamento para o Grupo 1: a) $F = 50\text{ N}$, b) $F = 100\text{ N}$	67
Figura 32 – Deslocamento para $F = 100\text{ N}$: a) G1, b) G2, c) G3, d) G4, e) G5, f) G6	68
Figura 33 – Distribuição de Tensão Equivalente de von – Mises: Ia e Ib) G1 - IIa e IIb) G2 - IIIa e IIIb) G3.....	69
Figura 34 – Distribuição de Tensão Equivalente de von – Mises: I a e I b) G4 – II a e II b) G5 – III a e III b) G6	70
Figura 35 – Distribuição de Tensão equivalente de von-Mises: a) Força A; b) G4; c) G5; d) G6	72

Figura 36 – Gráfico da tensão equivalente de von-Mises no pontos ao redor do parafuso para a Força A	73
Figura 37 – Distribuição de Tensão equivalente de von-Mises: a) Força B; b) G4; c) G5; d) G6	74
Figura 38 – Gráfico da tensão equivalente de von-Mises no pontos ao redor do parafuso para a Força B.....	75
Figura 39 – Distribuição de Tensão equivalente de von-Mises: a) Força C; b) G4; c) G5; d) G6	76
Figura 40 – Gráfico da tensão equivalente de von-Mises no pontos ao redor do parafuso para a Força C	77
Figura 41 – Distribuição de Tensão equivalente de von-Mises: a) Força D; b) G4; c) G5; d) G6	78
Figura 42 – Gráfico da tensão equivalente de von-Mises no pontos ao redor do parafuso para a Força D.....	79
Figura 43 – Gráfico da tensão equivalente de von-Mises no pontos ao redor do parafuso USS2 anterior	80
Figura 44 – Gráfico da tensão equivalente de von-Mises no pontos ao redor do parafuso USS2 posterior	81
Figura 45 – Gráfico da tensão equivalente de von-Mises no pontos ao redor do parafuso USS1	82

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Parafusos utilizados no estudo	39
Tabela 2 –	Dimensões dos parafusos	48
Tabela 3 –	Propriedades dos Materiais	54
Tabela 4 –	Tipos de Elementos	56
Tabela 5 –	Número de Nós e Elementos em cada modelo	57
Tabela 6 –	Número de Nós e Elementos em cada modelo	62
Tabela 7 –	Tipos de Elementos	62
Tabela 8 –	Deslocamentos resultantes (mm), para os ensaios na máquina universal	64
Tabela 9 –	Rigidez Relativa do conjunto poliuretana/parafuso	66
Tabela 10 –	Tensão Máxima Equivalente de von-Mises	71
Tabela 11 –	Tensão Equivalente de von-Mises nos Pontos de 1 a 6	71
Tabela 12 –	Tensão Equivalente de von-Mises nos Pontos de 1 a 13 para a Força A	73
Tabela 13 –	Tensão Equivalente de von-Mises nos Pontos de 1 a 13 para a Força B	74
Tabela 14 –	Tensão Equivalente de von-Mises nos Pontos de 1 a 13 para a Força C	76

Tabela 15 – Tensão Equivalente de von-Mises nos Pontos de 1 a 13 para a Força D.....	78
Tabela 16 – Tensão Equivalente de von-Mises nos Pontos de 1 a 13 para o Grupo 4	80
Tabela 17 – Tensão Equivalente de von-Mises nos Pontos de 1 a 13 para o Grupo 5	81
Tabela 18 – Tensão Equivalente de von-Mises nos Pontos de 1 a 13 para o Grupo 6	82

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D	tridimensional
AMD®	Advanced Micro Devices
CAD	<i>Computer-Aided Design</i> (em inglês), desenho assistido por computador
DMDP	Departamento de Materiais Dentários e Prótese
FMRP	Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
FORP	Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto
GPa	giga Pascal
kPa	kilo Pascal
MEF	Método de Elementos Finitos
mm	milímetro
MUE	Máquina Universal de Ensaio
N	Newtons
DBMRAL	Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor
USP	Universidade de São Paulo
USS	Universal Spine System

LISTA DE SÍMBOLOS

d_1	diâmetro externo
d_2	diâmetro interno
P	passo de rosca
H	altura da rosca
L	comprimento com rosca do parafuso
S	espessura do filete de rosca
α_P	ângulo da ponta
α_1	ângulo proximal
α_2	ângulo distal
r_1	raio proximal
r_2	raio distal
$\overline{P_1P_2}$	segmento de reta
$\overline{MM'}$	segmento de reta
P	ponto
b	comprimento de $\overline{P_1P_2}$
M	ponto médio do segmento de reta
M'	ponto do arco da circunferência
a	comprimento de $\overline{MM'}$
E	módulo de elasticidade
ν	coeficiente de Poisson
F	Força
F_A	Força A
F_B	Força B

F_C Força C

F_D Força D

SUMÁRIO

1. Introdução	24
1.1. A Importância de parafusos de fixação da coluna na medicina.....	26
1.2. O Método de Elementos Finitos (MEF)	32
1.3. Utilização do MEF na área médica (Ortopedia e Biomecânica)	33
2. Objetivo	36
2.1. Objetivo Geral	37
2.2. Objetivos Específicos	37
3. Materiais e Método	38
3.1. Materiais	39
3.2. Método	41
3.2.1. Parte 1.....	41
3.2.1.1. Levantamento dimensional dos parafusos	41
3.2.1.1.1. Primeira Etapa	43
3.2.1.1.1. Segunda Etapa	44
3.2.1.1.1. Terceira Etapa	46
3.2.1.2. Modelagem tridimensional (3D) dos parafusos e do conjunto poliuretano e parafuso.....	48
3.2.1.3. Ensaio de Arrancamento.....	52
3.2.1.4. Simulações através do Método de Elementos Finitos	53
3.2.1.4.1 Pré-Processo	54
3.2.1.4.2 Solução do Modelo	57
3.2.1.4.3 Pós-Processo	57

3.2.2. Parte 2	59
4. Resultados	63
4.1. Parte 1	64
4.2. Parte 2	72
5. Discussão	83
6. Conclusão	91
7. Referências	93
8. Apêndice	104

1. Introdução

1. Introdução

A evolução da espécie humana está intimamente ligada ao desenvolvimento da capacidade de se locomover em duas pernas. Para isso a coluna vertebral desenvolveu-se de forma a possibilitar a sustentação do ser humano ereto (CARTER, 1969; PILBEAM, 1977).

Os vários segmentos vertebrais podem se acometer de diversos tipos de enfermidades, desde lesões até rupturas, além de possíveis desalinhamentos. Com o intuito de reabilitar e realinhar a coluna vertebral, sistemas de fixação são desenvolvidos há muitos anos (STEINMETZ; RAJPAL; TROST, 2008).

O sistema de fixação da coluna vertebral é composto principalmente por elementos de ancoragem e elementos transversais de ligação (FOSTER, 2005). Os elementos de ancoragem são ganchos externos, fios de cerclagem e parafusos. Os elementos transversais podem ser hastes ou placas, sendo a escolha dependente da técnica a ser utilizada e da mobilidade esperada do segmento.

O uso do parafuso em reabilitações ortopédicas tem seus primeiros relatos em 1850, quando os cirurgiões franceses Cucuel e Rigaud¹ (apud: BROWNER et al., 2003) descreveram o uso do parafuso para o tracionamento do osso e reposicionamento da fratura possibilitando a consolidação óssea.

Sistemas de fixação da coluna vertebral que utilizam parafusos como dispositivo de ancoragem são descritos desde meados do século 20, apresentando boa aceitação clínica. Estes sistemas primeiramente foram utilizados para a fusão posterior de processos espinhosos de vértebras (KING, 1948). Atualmente são utilizados tanto na fixação posterior quanto na anterior, com resultados favoráveis.

¹ CUCUEL; RIGAUD. Des vis mé'talliques enfoncées dans le tissue des os pour le traitement de certaines fractures. Rev Medicochir Paris 8: 113, 1850.

Um exemplo é o estudo de Brown et al. (1998) que ao acompanharem reabilitações pediátricas com parafuso, por 10 anos, observaram complicações em apenas 2,2% dos 223 casos estudados.

Antes do uso clínico efetivo, os parafusos passam por uma diversidade de testes mecânicos e de biocompatibilidade. Estes testes visam avaliar a capacidade de reabilitação do implante tanto mecânica como biologicamente.

Outro método de avaliação de implantes que tem seu uso crescente é o método de elementos finitos (MEF). Este é um método matemático de análise de tensões que pode ser usado para avaliação de novos implantes, assim como novas técnicas cirúrgicas, permitindo a diminuição do número de ensaios mecânicos. Uma grande vantagem do uso do método é a redução no custo gerado em ensaios mecânicos e a possibilidade de se avaliar o implante em situações semelhantes às encontradas no uso (GOEL et al., 2006).

1.1. A importância de parafusos no sistema de fixação vertebral

Diversos tipos de parafusos foram desenvolvidos para o sistema de fixação vertebral. A fixação com ancoragem através de parafusos tem sido muito utilizada para auxiliar no alinhamento da coluna, manutenção da estabilidade e obter uma fusão sólida do osso em pacientes com fratura, artrites degenerativas, tumores ou escolioses. A fixação pode ocorrer por via anterior ou posterior. Quando a fusão é indicada para um único nível de instabilidade ou momento, apenas duas vértebras, em princípio, precisam ser incorporadas na massa de fusão. Já em fraturas com vários momentos, três vértebras são necessárias para a fusão. Do ponto de vista

mecânico, uma pequena fusão não é fortalecida pelo comprimento estabilizado. Do ponto de vista biológico, a alteração de tecidos saudáveis deve sempre ser avaliada.

Diferentes tipos de parafuso são preconizados para osso trabecular e cortical (BROWNER et al., 2003), com maior região de ancoragem para o osso trabecular e menor região de ancoragem para o cortical (Figura 1).

Figura 1 – Parafusos para: a) fixação trabecular; b) fixação cortical
(Adaptado de BROWNER et al., 2003)

O sucesso do sistema de fixação vertebral está intimamente ligado à capacidade do parafuso de se manter fixo ao corpo vertebral até a reabilitação (ZINDRICK et al., 1986). Esta capacidade é influenciada por vários fatores, como as

características geométricas do parafuso e as propriedades mecânicas do osso em contato com este (SCHATZKER et al.², 1975 apud KRAG et al.; 1986).

As principais características geométricas do parafuso que estão diretamente ligadas a sua capacidade de fixação no osso são: diâmetro externo, diâmetro interno, passo e altura de rosca (Figura 2).

Figura 2 – Principais características geométricas do parafuso: d1 – diâmetro externo, d2 – diâmetro interno, P – passo de rosca e H – altura da rosca

Desta forma, existe no mercado, extensa gama de parafusos desenvolvidos para o sistema de fixação vertebral. Dentre estes foi desenvolvido o Universal Spine System (USS - Synthes®). A sua primeira versão (USS1) compreende um parafuso com diâmetro externo e interno cilíndrico. Foi desenvolvido para ser utilizado na fixação posterior e anterior da coluna vertebral.

A fixação posterior ocorre através do pedículo, que é um cilindro de osso localizado entre o processo espinhoso e o corpo vertebral e tem sido usado como um importante local de estabilização do parafuso. Muitos estudos foram realizados de forma a correlacionar a composição óssea do pedículo e a capacidade de ancoragem do parafuso. Segundo estudo de Krag et al. (1986), o pedículo é formado por um fino córtex, 10% de sua espessura, seguido de uma camada de osso intermediário (uma mistura de osso cortical e trabecular) de 15 a 20% da espessura

² SCHATZKER, J.; SANDERSON, R.; MURNAGHAN, J. P. The holding power of orthopedic screws in vivo. *Clinical orthopaedics and related research*, Philadelphia, v. 108, p. 115-126, 1975.

e a região central com osso trabecular, aproximadamente 70%. Por apresentar esta variação na sua composição, os pedículos são de difícil caracterização (HIRANO et al., 1997).

O ensaio mais difundido para se determinar a capacidade de ancoragem do parafuso é o ensaio mecânico de arrancamento. Este ensaio, apesar de não representar nenhuma situação clínica real, possibilita uma previsão da ancoragem (PFEIFFER et al., 1996).

Em alguns estudos, os autores identificaram que o diâmetro externo é o que mais influencia no valor da força de arrancamento, sendo que quanto maior o diâmetro, maior a força (WITTENBERG et al., 1993; ZHANG; TAN; CHOU, 2004). O passo de rosca e o diâmetro interno também influenciaram na intensidade da força de arrancamento, no entanto de forma mais discreta (ZHANG; TAN; CHOU, 2004).

O torque de inserção, a densidade mineral óssea e a resistência *in situ* vêm sendo estudados, separadamente ou associados, com o intuito de correlacioná-los a força de arrancamento e desta forma avaliar sua capacidade de previsão da ancoragem dos implantes (KWOK et al., 1996; MYERS et al., 1996; HIRANO et al., 1997; INCEOGLU; FERRARA; McLAIN, 2004). Kwok et al., em 1996, avaliaram a capacidade de se prever a força de arrancamento baseado apenas no torque de inserção, não encontrando resultados favoráveis. No mesmo ano Myers et al., por meio da densidade óssea do pedículo determinada por tomografia computadorizada, juntamente com o torque de inserção e a resistência *in situ*, conseguiram determinar a força de arrancamento com exatidão considerável.

O estudo realizado por Zindrick et al., em 1986, avaliou a força de arrancamento em vértebras humanas de cadáveres com idade média de 74,5 anos (49-95). Neste, foi possível verificar a influência da densidade mineral óssea na

resistência ao arrancamento. Os maiores valores de força de arrancamento foram observados nas vértebras mais jovens, provocando a fratura do pedículo no local de inserção do parafuso, enquanto nas vértebras mais velhas e osteoporóticas, a força necessária para o arrancamento do parafuso foi de menor intensidade e a soltura ocorreu sem a fratura do pedículo.

Weinstein, Rydevik e Rausching, em 1992, ao avaliar a força de arrancamento do parafuso em pedículos lombares e torácicos, quantificaram que aproximadamente 60% da força está concentrada no pedículo, enquanto apenas 15-20%, no osso trabecular do corpo vertebral. Quando ultrapassa o córtex anterior, há aumento na força de arrancamento de 20-25%. Os autores concluem que a estabilidade do parafuso depende apenas do pedículo, porém isso não pode ser confirmado quantitativamente por experimentos biomecânicos.

Diante da caracterização do pedículo, um parafuso de fixação com desenho inovador foi desenvolvido com o objetivo de melhorar a fixação no pedículo, sendo a segunda geração do USS – o USS2 posterior. Este parafuso possui o diâmetro externo cilíndrico e o interno variável. O diâmetro interno aumenta na medida em que se aproxima da cabeça do parafuso, sendo que a maior espessura, próxima a cabeça, aumenta a resistência ao dobramento.

Chao et al., em 2008, estudaram a resistência ao dobramento e a força de arrancamento de parafusos com diâmetro externo e interno cilíndricos e parafusos com diâmetro externo cilíndrico e interno cônico. Neste estudo foi possível observar que os parafusos com diâmetro interno cônico eram mais resistentes ao arrancamento e ao dobramento, sendo a principal região de fratura, o início da rosca próxima a cabeça do parafuso. Estes resultados comprovam o estudo realizado por

Chen et al., em 2005, em que foi possível observar que, quando há fratura do parafuso, esta ocorre principalmente na região próxima a cabeça do mesmo (70%).

Muitas vezes o uso da fixação posterior através dos pedículos é exagerado, tanto que complicações podem ocorrer em alguns casos. Assim, indicações e benefícios dos parafusos pediculares apresentam controvérsias. Menor rigidez ou a perda dela é uma das complicações, especialmente em pacientes com osteoporose (HIRANO et al., 1997).

A fixação realizada via anterior também é amplamente estudada. Breeze et al., em 1998, avaliaram o benefício da fixação anterior bi-cortical em relação a uni-cortical. Os autores conseguiram determinar que a fixação bi-cortical só proporcionava incremento estatisticamente significativo na força de arrancamento em vértebras sem osteoporose.

Outro modelo proposto para a fixação anterior é a fixação triangular descrita por Ogon et al. (1996). Neste estudo, os autores utilizaram dois parafusos inseridos lateralmente na vértebra com um ângulo de 30° entre si. A utilização desta configuração proporcionou um incremento de 73 a 100% na estabilidade do sistema, sendo indicada para níveis lombares, onde as vértebras possuem o corpo vertebral com altura suficiente para a ancoragem de dois parafusos sobrepostos com um ângulo de 30° entre si.

A fixação via anterior ocorre essencialmente em osso trabecular (ZHANG; TAN; CHOU, 2004). Diante desta característica do corpo vertebral, foi desenvolvido um novo parafuso do sistema USS indicado especificamente para a fixação anterior, o USS2 anterior. Este parafuso também possui diâmetro externo cilíndrico e diâmetro interno variável, porém com maior passo e altura de rosca, sendo desta forma mais favorável à fixação em osso trabecular.

1.2. O Método de Elementos Finitos (MEF)

O Método de Elementos Finitos surgiu em 1955, como evolução da análise matricial de modelos reticulados, sendo possível a sua utilização a partir do advento dos computadores digitais e devido à necessidade de projetar estruturas de modelos contínuos. Sua formulação partiu de estudos de engenheiros aeronáuticos para a análise de distribuição de tensões em chapas de asas de avião. Sua formulação foi tratada pioneiramente por Turner et al.³ (1956 apud SORIANO, 2003), e Argyris e Kelsey (1960). Assim, a sua formulação é creditada à engenharia aeronáutica e ao computador digital.

Desenvolvido inicialmente de forma intuitiva, o método preconizava a substituição do meio contínuo em análise, por um conjunto finito de partes menores (elementos), que são interligados entre si através de pontos discretos (nós). A formulação do elemento era realizada através do princípio dos deslocamentos virtuais e não se tinha conhecimento de critérios para o desenvolvimento de elementos com garantia de convergência para a solução exata. Esta forma de desenvolvimento ficou conhecida como formulação direta (SORIANO, 2003).

Com o passar do tempo, modelos de elementos foram desenvolvidos de forma a atender as mais diversas configurações, como sólidos, chapas e cascas. O programa ANSYS® Workbench (ANSYS, Inc., Canonsburg, EUA), utilizado neste trabalho, possui uma biblioteca de elementos capazes de representar os mais complexos problemas. A utilização do método pode ser em estudos estáticos e dinâmicos, de acordo com a situação a ser estudada.

³ TURNER, M. J.; CHOUGH, R. J.; MARTIN, H. C.; TOPP, L. J. Stiffness and deflection analysis of complex structures. *Journal of Aeronautic Society*, v. 23, n. 9, p. 805-23, 1956.

1.3. Utilização do MEF na área médica (Ortopedia e Biomecânica)

O MEF é aplicado, atualmente, nos mais diversos campos da engenharia. Na área médica, especificamente dentro da Ortopedia e Biomecânica, a sua utilização nos centros mais avançados, mostra que esta é uma ferramenta importante para o estudo, pesquisa e simulação de soluções de problemas mecânicos em ossos.

Os primeiros registros do método, aplicados nesta área, datam de 1972. Neste ano, Brekelmans, Poort e Slooff avaliaram a capacidade de diferentes métodos de ensaio na previsão do comportamento mecânico de ossos, apresentando suas limitações. Estes autores sugeriram ainda, que o MEF, por ser uma ferramenta dinâmica e versátil, poderia auxiliar o estudo dentro da ortopedia.

Atualmente, o MEF é muito utilizado na análise da interação de dispositivos reabilitadores com o osso, comparando diferentes próteses (DAMMARK; SHIRAZI-ADL; ZUKOR, 1997; BROWN et al., 2004), diferentes métodos de utilização destas (WANG et al., 1998, 2000; SHIRAZI-ADL et al., 2001; HERZOG; FREDERICO, 2006; VÁZQUEZ et al., 2003, 2004; NYMAN et al., 2004), e auxiliando no dimensionamento e projeto de novas próteses (LIU et al., 1998; GEFEN, 2002).

A simulação estática é a mais utilizada para o estudo e o levantamento das propriedades geométricas e mecânicas das regiões ósseas que possuem grande possibilidade de utilizarem próteses em substituição de articulações patológicas, como joelho (CHEN et al., 2004; KLISCH, 2006; ANDERSON et al., 2006) e fêmur (BROWN et al., 2004). Estudos dinâmicos também foram realizados. Shimano, em 1994, estudou as frequências naturais da tíbia humana com o auxílio do método.

O método de elementos finitos permite a utilização de simplificações nos modelos de forma a diminuir o tempo de cálculo dos resultados, assim como isolar o

objeto de estudo. Zhang, Tan e Chou, em 2004, ao simularem, pelo MEF, a força de arrancamento em parafusos pediculares, consideraram apenas as características do osso trabecular, sendo o foco do estudo apenas as interações entre a rosca do parafuso e o corpo vertebral. Desta forma, o corpo vertebral foi considerado um sólido geometricamente regular e foi modelado tal qual um bloco de 16x16x25mm.

Assim o MEF tornou-se, com o passar do tempo, uma ferramenta valiosa na medicina e, em especial, na ortopedia. Ele permite, após a validação do modelo, a realização de estudos da interação do implante com o osso dentro do regime elástico, situação esta em que o parafuso se encontra promovendo a estabilidade esperada do sistema.

Investigações *in vitro* através de ensaios mecânicos em ossos de cadáver e estudos *in situ* em animais possuem muitas limitações, incluindo que ambos são demorados e caros. A maior limitação de estudos *in vitro* são que as contribuições dos músculos na maioria das vezes não são incorporadas; além do mais, a qualidade dos espécimes cadavéricos é muito variável. Defino, Néri e Shimano, em 2006, relatam a dificuldade de se conseguir vértebras humanas cadavéricas para a pesquisa no Brasil.

Uma alternativa para eliminar a alta variabilidade encontrada em amostras ósseas é o uso de osso sintético (poliuretana) em avaliações mecânicas de implantes (HSU et al., 2005; CHAO et al., 2008; VENDRAME et al., 2008; FREITAS et al., 2008; ZAMARIOLI et al., 2008). A poliuretana foi aprovada pela American Society of Testing Materials (KRENN et al., 2008) para simular osso trabecular e tem sido largamente utilizada em ensaios de implantes por apresentar densidade e módulo de elasticidade compatíveis com o osso (HSU et al., 2005; PITZEN et al., 2001). A análise de elementos finitos, com parafusos pediculares realizada por Hsu

et al. (2005), utilizou como modelo de vértebra um cilindro de poliuretano de 30mm de diâmetro representando o osso trabecular. Um benefício apontado pelos autores para o uso da poliuretano é a eliminação da grande variabilidade encontrada em amostras ósseas, o que permite a melhor definição das variáveis de estudo e sua contribuição no resultado final.

Estudos *in vivo* realizados em animais quadrúpedes, não contemplam a característica bípede humana e o tamanho do implante fica limitado ao tamanho do animal. Desta maneira, apesar de sua relevância, estes estudos são limitados. Com o intuito de complementar estas técnicas, vários modelos de elementos finitos dos ligamentos da coluna, experimentalmente validados, tem sido desenvolvidos. Estes estudos podem ajudar no desenho dos dispositivos reabilitadores ou para o estudo dos efeitos destes dispositivos nas condições ao qual será submetido *in situ* (GOEL et al., 2006).

Quando inserido na vértebra, o parafuso estará sujeito a vários carregamentos axiais e tangenciais (HACKENBERG; LINK; LILJENQVIST, 2002). Com o passar do tempo, estes esforços podem provocar a soltura do parafuso e consequente instabilidade do sistema de fixação vertebral, ou mesmo a quebra do parafuso acarretando na necessidade de uma nova cirurgia.

Há vários estudos na literatura avaliando através de diversos testes mecânicos, ou até mesmo pelo MEF, a capacidade dos parafusos em promover a estabilidade necessária à coluna. Entretanto, ainda não está claro como ocorre a interação entre o parafuso e a vértebra. Sendo assim, este estudo procura identificar pelo MEF a maneira em que ocorre a transmissão de força dos parafusos USS para a vértebra .

2. Objetivo

2.1. Objetivo Geral

Analisar as tensões e deformações internas geradas pelo parafuso utilizando o Método de Elementos Finitos, simulando ensaios de arrancamento e ação das principais forças atuantes no sistema de fixação vertebral.

2.2. Objetivos Específicos

Parte 1

1. Modelagem dos parafusos.
2. Modelagem do conjunto poliuretana e parafuso.
3. Simulações através do Método de Elementos Finitos dos parafusos e do conjunto poliuretana e parafuso.
4. Validação dos modelos experimentais através de ensaio mecânico em corpos de prova de poliuretana e resultados da literatura, com diferentes métodos de instrumentação do orifício piloto.

Parte 2

1. Comparação das tensões geradas pelos parafusos USS1, USS2 anterior e USS2 posterior.

3. Materiais e Método

3.1 Materiais

Os parafusos do sistema de fixação vertebral do tipo USS (Universal Spine System - Synthes® - Solothurn, Suíça) foram escolhidos para realização do presente estudo (Figura 3). Estes foram divididos em seis grupos experimentais de acordo com o modelo, diâmetro externo e comprimento (Tabela 1). Os parafusos foram avaliados quando inseridos em corpos de prova de poliuretano com densidade de $0,16 \text{ g/cm}^3$ (Nacional Ossos - Jaú, SP).

Figura 3 – Parafusos: a) USS1 – 5 x 45 mm; b) USS1 – 6 x 30 mm; c) USS1 – 7 x 45 mm; d) USS2 anterior – 6,2 x 30 mm; e) USS2 posterior – 6,2 x 30 mm e f) USS1 – 6 x 30 mm

Tabela 1 – Parafusos utilizados no estudo

Grupo	Parafuso	Diâmetro Externo (mm)	Comprimento (mm)	Material
G1	USS1	5	45	Aço Inox
G2		6		
G3		7		
G4	USS2 anterior	6,2	30	Liga de Titânio
G5	USS2 posterior	6,2		
G6	USS1	6		

Para a simulação por elementos finitos foi utilizado um computador com processador AMD® Turion64 (Advanced Micro Devices, Inc. - Sunnyvale, Califórnia, EUA) com memória RAM de 1 Gb. Os modelos virtuais tridimensionais (3D) de cada parafuso e dos corpos de prova de poliuretano foram confeccionados no programa SolidWorks® 2006 (SolidWorks Corporation – Concord, Massachusetts, EUA). A análise por elementos finitos foi realizada no programa ANSYS® Workbench 10.0.

Para a validação do Método de Elementos Finitos (MEF) foram utilizados ensaios mecânicos de arrancamento do parafuso de corpos de prova de poliuretano com densidade de $0,16 \text{ g/cm}^3$ e resultados obtidos na literatura. Os corpos de prova de dimensões $24 \times 24 \times 42 \text{ mm}$ (Figura 4) foram confeccionados na Oficina de Precisão da Universidade de São Paulo do campus de Ribeirão Preto.

Figura 4 – Corpos de prova de poliuretano

Para a confecção do orifício piloto, foram utilizadas brocas com diâmetro de 3,8 e 4,8 mm.

3.2 Método

3.2.1 Parte 1

A primeira parte do trabalho consistiu na confecção e validação dos modelos de análise pelo Método de elementos finitos. Os três primeiros grupos (G1, G2 e G3) foram validados a partir de comparações com resultados obtidos em ensaio mecânico de arrancamento de corpos de prova de poliuretana e os três últimos grupos (G4, G5 e G6) foram validados a partir de comparações com resultados obtidos por Zamarioli em 2008.

Definidos os grupos de trabalho iniciou-se o levantamento dimensional do parafuso para a confecção dos modelos para análise por elementos finitos.

3.2.1.1. Levantamento dimensional dos parafusos

As dimensões dos parafusos foram obtidas com o auxílio do projetor de perfil (Figura 5) Modelo 6C (Nikon – Kanagawa, Japão) do Laboratório de Metrologia do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP (DMDP – FORP/USP). Foi utilizada uma lente objetiva com aumento de 20x. A mesa possui micrômetros ortogonais que permitem leituras em duas coordenadas e liberdade de movimento giratório em seu plano, possibilitando o alinhamento da peça a ser medida com referências ortogonais da tela.

Figura 5 – Projetor de Perfil 6C

Foi medido: L – comprimento com rosca do parafuso; d_1 – diâmetro externo; d_2 – diâmetro interno; S – espessura do filete de rosca; H – altura da rosca; P – passo de rosca. E através do goniômetro da tela de projeção: α_P – ângulo da ponta; α_1 – ângulo proximal; α_2 – ângulo distal (Figura 6). Foram calculados os valores de r_1 – raio proximal e r_2 – raio distal.

Figura 6 – Medidas obtidas dos parafusos

A realização das medidas foi dividida em três etapas.

3.2.1.1.1. Primeira Etapa - Leituras em parafusos íntegros:

A partir de parafusos novos e íntegros realizou-se a medida de: L – comprimento com rosca do parafuso; d_1 – diâmetro externo; d_2 – diâmetro interno; α_P – ângulo da ponta.

Inicialmente, o parafuso foi posicionado, com o auxílio de um suporte de madeira, de forma que a rosca ficasse paralela à mesa do projetor.

Para a medida do comprimento posicionou-se a cabeça do parafuso de forma paralela à linha de referência vertical. Movimentou-se a mesa até que o início da rosca próxima a cabeça se alinhasse com a referência vertical, realizou-se a leitura do micrômetro lateral do projetor. A mesa foi movimentada até que a ponta do parafuso se alinhasse à linha de referência. Leu-se novamente o micrômetro e subtraíram-se os valores para se obter a medida do comprimento.

Alinhou-se o diâmetro externo com a referência horizontal da tela de projeção posicionando-se a região mais externa do diâmetro externo junto à linha de referência. Realizou-se a leitura no micrômetro frontal do projetor. Movimentou-se a mesa, por intermédio do micrometro frontal, até que a outra extremidade do diâmetro externo se alinhasse à linha de referência. Leu-se novamente a coordenada do micrômetro. Subtraíram os valores, sendo o resultado a medida do diâmetro externo. Realizou-se o mesmo procedimento anterior para a mensuração do diâmetro interno, com o posicionamento da linha de referência no diâmetro interno.

O projetor de perfil possui um goniômetro acoplado a sua tela de projeção. Com o auxílio deste foi encontrado nos parafusos íntegros o ângulo da ponta do parafuso. Para a leitura do ângulo da ponta, o ponto superior do ápice da ponta do parafuso foi posicionado na origem. Girou-se o goniômetro de forma que a linha

inicialmente horizontal se alinhasse com a projeção externa superior da ponta do parafuso. Realizou-se a leitura no goniômetro. O valor correspondente ao ângulo da ponta é 2x a leitura encontrada no goniômetro.

3.2.1.1.2. Segunda Etapa - Leituras em parafusos seccionados:

Para a realização de mensuração de: S – espessura do filete de rosca; H – altura da rosca; P – passo de rosca; α_1 – ângulo proximal e α_2 – ângulo distal, foi necessário o corte dos parafusos de forma a se evitar a sobreposição de imagem no projetor de perfil e consequente erro de leitura. Diante da impossibilidade de corte dos parafusos USS2, estes foram moldados, e as dimensões foram obtidas a partir do corte das moldagens.

Um parafuso de cada diâmetro do modelo USS1 (5, 6 e 7 mm) foi preso ao braço de fixação de amostras da máquina de corte de precisão ISOMET 1000 (Lake Bluff, Illinois, EUA) do Laboratório de Bioengenharia (DBMRAL – FMRP/USP), de modo que o eixo longitudinal do parafuso ficasse paralelo à face do disco de corte com espessura de 0,5mm. Os cortes obtidos podem ser observados na Figura 7.

Figura 7 – Cortes longitudinais dos parafusos USS1
a) 5 x 45 mm, b) 6 x 45 mm c) 7 x 45 mm

Os parafusos do modelo USS2 foram moldados por um material de moldagem odontológico à base de silicone de condensação de alta densidade (Figura 8 – I e II). Com o auxílio de um bisturi a moldagem foi seccionada ao meio (Figura 8 – III) , e uma película com aproximadamente 0,2 mm de espessura foi retirada (Figura 8 – IV e V).

Figura 8 – Moldagem dos parafusos USS2: I – moldagem; II – moldes após a retirada dos parafusos; III – corte do molde ao meio; IV – retirada da película do molde; V – a) película do USS2 posterior b) película do USS2 anterior

O parafuso seccionado foi posicionado na mesa do projetor como descrito anteriormente. Para a determinação da espessura do filete de rosca (S) a parte mais externa do corte, correspondente ao diâmetro externo foi posicionado paralelo ao eixo horizontal da tela de projeção. O modelo em corte foi movimentado até que a extremidade esquerda da projeção coincidissem com o encontro das linhas de

referência (origem). Realizou-se a leitura no micrômetro lateral do projetor. Movimentou-se a mesa até que a extremidade direita da rosca coincidissem com o encontro das linhas de referência. Leu-se novamente o micrômetro lateral. Subtraíram-se os valores obtendo-se a espessura do filete de rosca.

A partir deste ponto e do valor da última leitura realizada no micrômetro, iniciou-se a determinação do passo de rosca. Para tal, a mesa foi deslocada até que a origem coincidissem com a extremidade direita da rosca subsequente. Leu-se novamente o micrômetro lateral. Com a subtração dos valores o passo de rosca foi determinado.

Mantendo o parafuso em posição foi obtida a leitura do micrômetro frontal. A mesa então foi deslocada até que o diâmetro interno ficasse alinhado com a linha de referência horizontal. Nova leitura foi realizada no micrômetro frontal. Com a subtração destes valores obteve-se a altura da rosca (H).

Utilizando o goniômetro da tela de projeção se determinou: α_1 – ângulo proximal e α_2 – ângulo distal (como referência a cabeça do parafuso).

A leitura dos Ângulos Proximal e Distal foi realizada na região cilíndrica dos parafusos. Posicionou-se a origem no ponto proximal do ápice da rosca. Girou-se o goniômetro até que o eixo vertical se posicionasse paralelo a região lateral proximal da rosca. Realizou-se a medida do ângulo proximal. O mesmo foi feito para o ângulo distal, sendo a referência marcada pelo ponto distal do ápice da rosca.

O mesmo procedimento foi realizado para as moldagens, sendo estas apoiadas na mesa do projetor..

3.2.1.1.3. Terceira Etapa – Cálculo dos raios proximal e distal

Registrou-se a imagem gerada do perfil em um papel vegetal, para que fossem calculados: r_1 – raio proximal e r_2 – raio distal através de relações geométricas do triângulo retângulo inscrito na circunferência (Figura 9). Segundo estas relações, é possível se calcular o raio de uma circunferência a partir da medida do comprimento da secante (seguimento de reta $\overline{P_1P_2}$ - Figura 9) e da distância desta secante em relação ao arco da circunferência (seguimento de reta $\overline{MM'}$ - Figura 9). Assim, para se obter a medida dos raios encontraram-se os pontos de tangência da circunferência à rosca (P_1 e P_2). O diâmetro interno do parafuso foi traçado no desenho com o auxílio de uma régua, o ponto em que traçado do diâmetro interno já não correspondia ao perfil da rosca foi identificado como o ponto P_1 . Um segmento de reta que se iniciava na extremidade do filete de rosca e acompanhava o perfil deste foi traçado, o ponto em que o segmento de reta já não mais acompanhava o perfil da rosca era identificado como o ponto P_2 . Traçou-se um segmento de reta de P_1 a P_2 (comprimento = b), determinou-se o ponto médio deste segmento (M) e traçou-se um segmento de reta perpendicular a $\overline{P_1P_2}$, de M até o arco da circunferência (ponto M' - comprimento = a).

Figura 9 – Triângulo Retângulo inscrito na circunferência de raio r

Com um paquímetro digital de resolução de 0,01 mm (Mitutoyo – Kawasaki, Japão) mediu-se o comprimento de a e b. A partir destes valores utilizou a equação (1) para a determinação de r1 e r2.

$$\frac{a}{b/2} = \frac{b/2}{2 \times r - a}$$

$$r = \frac{b^2}{8 \times a} + \frac{a}{2} \quad (1)$$

O mesmo procedimento foi utilizado para o dimensionamento através das moldagens.

Os parafusos USS2 possuem diâmetro interno variável com duas regiões cilíndricas intercaladas por regiões cônicas. O modelo anterior possui passo de rosca menor que o posterior, no entanto, pelo fato do parafuso posterior possuir duas roscas em paralelo (dupla entrada), a distância entre o fio de uma rosca em relação à outra é apenas 2 mm, valor menor que o passo de rosca do anterior.

O levantamento dimensional é apresentado na Tabela 2. Estes valores foram utilizados para a confecção dos modelos 3D.

Tabela 2 – Dimensões dos parafusos

Grupo	L (mm)	d1 (mm)	d2 (mm)	P (mm)	H (mm)	S (mm)	r1 (mm)	r2 (mm)	α _p (°)	α ₁ (°)	α ₂ (°)
G1	43,521	4,972	3,775	1,753	0,610	0,132	0,31	0,54	50	6	35
G2	43,638	5,965	4,787	1,753	0,610	0,132	0,31	0,54	50	6	35
G3	43,591	6,953	4,743	2,381	1,105	0,231	0,86	1,20	50	7	25
G4	29,516	6,187	3,0* – 3,5*	2,750	1,11 - 1,6	0,132	0,20	0,90	150	5	15
G5	30,021	6,193	4,5* – 5,2*	4,000 (2)**	0,18 - 1,4	0,231	0,30	0,53	150	5	28
G6	29,982	5,965	4,787	1,753	0,610	0,132	0,31	0,54	50	6	35

Sendo: L – comprimento da rosca; d1 – diâmetro externo; d2 – diâmetro interno; P – passo de rosca; H – altura da rosca; S – espessura da rosca; r1 – raio proximal; r2 – raio distal; α_p – ângulo da ponta; α₁ – ângulo proximal; α₂ – ângulo distal. * Região cilíndrica do diâmetro interno; ** duas roscas em paralelo

3.2.1.2. Modelagem tridimensional (3D) dos parafusos e do conjunto poliuretano e parafuso

A análise por elementos finitos depende da confecção de modelos 3D dos conjuntos a serem estudados. Para a confecção dos modelos 3D foi utilizado o Programa SolidWorks® 2006. Neste programa foram criados modelos da cada parte dos conjuntos que foram simulados (extensão *.part).

A partir das dimensões dos parafusos, levantadas e tabuladas, desenhou-se o perfil da rosca (sketch) de cada parafuso (Figura 10) e com o uso de curvas helicoidais e cortes guiados de sólidos foram confeccionados os parafusos (Figura 11). O comprimento da rosca de cada modelo foi o mesmo do parafuso real.

Figura 10 – Perfil de rosca dos parafusos: a) USS1 – 5 e 6 mm, b) USS1 – 7 mm; c) USS2 anterior – 6,2 mm; d) USS2 posterior – 6,2 mm

Figura 11 – Desenhos 3D dos parafusos: a) USS1 – 5 x 45mm; b) USS1 – 6 x 45mm; c) USS1 – 7 x 45mm; d) USS2 anterior – 6,2 x 30 mm; e) USS2 posterior – 6,2 x 30 mm; f) USS1 – 6 x 30 mm

A confecção do modelo 3D dos corpos de prova de poliuretano para os parafusos com 45 mm de comprimento foi feita da seguinte maneira: criou-se um sólido com as seguintes dimensões: 24x24x42 mm; realizou-se um furo centralizado e longitudinal no bloco com diâmetro igual ao diâmetro interno do parafuso e depois importou-se o parafuso (Figura 12 – a) já modelado e o posicionou-o no centro do cilindro, de forma que todo o comprimento de rosca próxima a cabeça estivesse inserido no bloco; na sequência o parafuso foi subtraído do bloco, criando-se assim um furo no bloco com o perfil idêntico ao da rosca do parafuso (Figura 12 – b); este procedimento foi repetido para cada diâmetro estudado.

Para os parafusos com 30 mm de comprimento utilizou-se o mesmo sólido (24x24x42 mm), importou-se o parafuso já modelado e o posicionou-o no centro do bloco, de maneira que toda a região da rosca ficasse inserida no bloco; na sequência o parafuso foi subtraído do bloco, criando-se assim um furo no bloco com o perfil idêntico ao da rosca do parafuso.

Para que as simulações se aproximassem ao máximo do real, criou-se um suporte 3D semelhante ao usado no ensaio mecânico. O modelo do suporte foi então criado através de um sólido de 100x100x10 mm com um furo de 14 mm de diâmetro no centro (Figura 12 – c).

Modeladas todas as partes, montou-se o conjunto utilizando o programa Solid Works (extensão *.asm). Para tal foram importados os arquivos *.part para o arquivo *.asm e foram criadas relações de posicionamento entre eles, de forma que o parafuso se encaixe corretamente na rosca criada no bloco, e com a face oposta à ponta do parafuso apoiada no suporte (Figura 12).

Figura 12 - Montagem do conjunto: a) Parafuso; b) Poliuretana; c) Suporte

Finalizada a modelagem, os arquivos *.asm foram salvos e exportados para o programa ANSYS® Workbench 10.0.

Antes de se iniciar a simulações de carga do programa de elementos finitos foi preciso determinar a força a ser utilizada. Para tal foram feitos ensaios mecânicos de arrancamento de parafuso em corpos de prova de poliuretana na Máquina

Universal de Ensaio - EMIC TL 10000 do Laboratório de Bioengenharia. Os resultados destes ensaios também foram utilizados para validação dos modelos.

3.2.1.3. Ensaio de Arrancamento

Os ensaios de arrancamento do parafuso dos corpos de prova de poliuretano foram realizados para os grupos: G1, G2 e G3. Foram confeccionados 10 corpos de prova para cada grupo, totalizando 30 corpos de prova. Os blocos foram furados com uma broca com diâmetro igual ao diâmetro interno do parafuso a ser inserido (3,8 mm para o parafuso de 5 mm e 4,8 mm para o parafuso de 6 e 7 mm). O ensaio de arrancamento consiste em aplicar uma força no sentido longitudinal ao eixo do parafuso, com o objetivo de arrancá-lo do corpo de prova ao se deslocar o fuso da máquina universal de ensaios para cima. Para tal, os parafusos foram inseridos na poliuretano previamente furada, de forma que a rosca próxima à cabeça do parafuso estivesse totalmente inserida. A velocidade do ensaio foi de 2 mm/min e este foi realizado até a soltura do parafuso. Os valores de Força (N) e deslocamento (mm) foram obtidos.

Uma haste, com juntas universais em suas pontas, conectava a célula de carga ao parafuso. Entre a célula de carga e o bloco de poliuretano era posicionado o suporte, preso a base da máquina, com furo de 14 mm de diâmetro. A face do corpo de prova voltada para a cabeça do parafuso ficou apoiada no suporte ao se iniciar a tração do parafuso (Figura 13). Foi empregada uma célula de carga de 200 kgf e uma pré-carga de 50 N.

Figura 13 – Ensaio na Máquina Universal de Ensaios:
a) esquema explodido e b) esquema montado

Para determinação da região elástica da curva a ser simulada para a validação do modelo observou-se os dados obtidos nos ensaios de arrancamento. Os menores valores de força máxima foram observados no G6, desta forma a região escolhida foi de 100 a 200 N, sendo esta dentro da região elástica deste grupo.

Para os parafusos com comprimento de 30 mm (G4, G5 e G6), os resultados obtidos nas simulações foram comparados com os obtidos por Zamarioli em 2008. Em seu estudo Zamarioli utilizou corpos de prova de poliuretana e realizou o furo piloto por meio de sonda de 3,8 mm para os parafusos USS2 (segundo indicação do fabricante) e 4,8 mm para o parafuso USS1 (diâmetro interno do parafuso).

Determinada as forças a serem utilizadas nas simulações iniciou-se a Análise por Elementos Finitos que é composta pelas seguintes etapas: Pré-processo, Solução do Modelo, Pós-processo.

3.2.1.4. Simulações através do Método de Elementos Finitos

3.2.1.4.1 Pré-Processo

Esta etapa permite a definição dos diversos fatores da análise.

Iniciou-se pela caracterização dos materiais. Para realização da análise por elementos finitos foi necessário conhecer as propriedades dos materiais envolvidos no estudo. As propriedades mecânicas Módulo de Elasticidade e Coeficiente de Poisson dos materiais (Tabela 3) foram informadas ao programa. Todos os materiais foram considerados homogêneos e isotrópicos.

Tabela 3 - Propriedades dos Materiais

Material	E (GPa)	ν
Poliuretana	0,023 [†]	0,30 [†]
Aço	180*	0,30*
Liga de Titânio	114 [†]	0,30 [†]

[†] Hsu et al. (2005)

* Goel et al. (1988)

Caracterizou-se cada elemento do conjunto informando ao programa de que material ele era constituído.

Após a caracterização dos elementos, foram definidos: a carga aplicada; as condições de contorno - pontos de fixação e restrições de movimentos dos modelos (Figura 14) e o tipo de contato entre os volumes.

Figura 14 – Condições de contorno do ensaio de arrancamento

A carga foi aplicada na parte superior da cabeça do parafuso. Realizou-se 12 simulações no sentido do arrancamento para cada modelo, sendo a pré-carga de 50 N e as cargas de 100 a 200 N, com incrementos de 10 N a cada simulação. Foi fixada a parte superior do suporte, impedindo seu deslocamento em qualquer direção. A cabeça do parafuso recebeu um suporte sem fricção para se impedir deslocamentos fora do eixo da aplicação de carga e o contato foi admitido como colado.

Para a solução do modelo o programa gerou uma malha composta por nós e elementos como observado na Figura 15.

Figura 15 – Malha para ensaio de arrancamento

Como a principal área a ser avaliada era a interface poliuretana / parafuso, foi solicitado ao programa um refinamento de 100% da malha nesta região (Figura 16).

Figura 16 – Refinamento da malha observado no G3

Devido às condições de contorno e esforços aplicados, os elementos utilizados para a simulação do modelo foram os elementos de volume SOLID 187 e SOLID 186, e os elementos de superfície CONTA 170 e TARGE 174 (Tabela 4).

Tabela 4 — Tipos de Elementos

Nome Genérico	NASTRAN	ANSYS
Tetraedro com 10 nós	Solid187	Sólido Estrutural Tetraédrico com 10 nós
Hexaedro com 20 nós	Solid186	Sólido Estrutural Hexaédrico com 20 nós
Superfície de contato quadrilateral	Conta174	Superfície de alta definição para contato
Superfície de contato triangular	Conta174	Superfície de alta definição para contato
Superfície tangente triangular	Targe170	Superfície tangente para contato

A localização destes elementos no conjunto poliuretano – parafuso – suporte pode ser observada na Figura 17.

Figura 17 - a) SOLID 187; b) SOLID186; c) e d) CONTA 170; e) TARGE 170

5. O número de nós e elementos de cada conjunto são apresentados na Tabela

Tabela 5 – Número de Nós e Elementos em cada modelo.

CONJUNTO	PARTE	NÓS	ELEMENTOS
USS1 5 x 45mm	Parafuso	45195	28624
	Poliuretana	101589	69331
	Suporte	2355	405
USS1 6 x 45mm	Parafuso	91305	60102
	Poliuretana	107180	72500
	Suporte	2355	405
USS1 7 x 45mm	Parafuso	121785	83906
	Poliuretana	148209	100863
	Suporte	2355	405
USS1 6 x 30mm	Parafuso	65890	43358
	Poliuretana	60427	40411
	Suporte	2797	489
USS2 A 6,2 x 30mm	Parafuso	34599	21577
	Poliuretana	77609	53638
	Suporte	2797	489
USS2 P 6,2 x 30mm	Parafuso	51068	33643
	Poliuretana	81842	55938
	Suporte	2797	489

Determinadas todas estas características iniciou-se a próxima etapa.

3.2.1.4.2 Solução do Modelo

Neste ponto utilizou-se a ferramenta solver e aguardou-se a solução da simulação, o tempo médio de cada simulação foi de 3 horas.

3.2.1.4.3 Pós-Processo

Depois de realizada a simulação os resultados foram avaliados, comparando os deslocamentos resultantes a cada força aplicada ao obtido no ensaio mecânico. Para tal, descontou-se o deslocamento referente à pré-carga (50 N) para todos os resultados das simulações por MEF.

Havendo divergência entre os valores, nova simulação foi realizada, reavaliando o tipo de elemento utilizado e o número de nós e elementos na malha, foram aceitas divergências de valores de até 20% (Hsu et al., 2005).

Foram realizadas leituras da tensão equivalente de von-Mises em seis pontos ao longo do corpo de prova, a 0,5mm de distância da parte mais externa do parafuso a cada 6mm a partir da borda superior do corpo de prova (Figura 18). Foi calculado o valor médio das leituras de forma a se determinar a tensão média gerada pelo parafuso ao longo do corpo de prova.

Figura 18 – Mapa de leitura da Tensão Equivalente de von-Mises para $F = 100\text{ N}$ no sentido do arrancamento do parafuso

3.2.2. Parte 2

Validados os modelos, retirou-se o suporte dos Grupos 4, 5 e 6. Uma haste do mesmo material do parafuso, com diâmetro de 6 mm e comprimento de 60 mm foi inserida na cabeça dos parafusos (Figura 19).

Figura 19 – Parafusos com haste inserida: a) G4, b) G5 e c) G6

As duas primeiras forças atuantes no sistema de fixação vertebral realizadas neste estudo são de compressão e tração (Figura 20) na haste conectada a cabeça do parafuso semelhante a utilizado por Ogon et al., em 1996, no teste biomecânico de fadiga. A força foi aplicada na direção longitudinal da haste, primeiramente na direção do parafuso – compressão (Força A) e posteriormente no sentido oposto – tração (Força B). As outras forças estudadas (Força C e D) correspondem à direção e sentido da força resultante de dobramento lateral (Figura 21) para a fixação anterior e flexão e extensão (Figura 22) para a fixação posterior (LIM et al., 2001). Estas duas forças correspondem à força peso somada a força aplicada no sistema de fixação vertebral ao se realizar o movimento de dobramento lateral ou flexão e extensão respectivamente.

A face da extremidade da haste oposta à cabeça do parafuso foi utilizada para aplicação da força. A intensidade da força foi de 50 N para todas as situações

para que fosse possível identificar que tipo de esforço gera maior estresse na interface poliuretana – parafuso. As faces, Superior e inferior do corpo de prova, foram fixadas de forma a não permitirem qualquer movimento.

Figura 20 – a) Compressão e tração; b) Esquema ampliado da vértebra com o parafuso inserido e as forças de compressão (Força A – F_A) e tração (Força B – F_B) aplicadas; c) Condições de contorno para as forças A e B.

Figura 21 – a) Dobramento Lateral; b) Esquema ampliado da vértebra com o parafuso inserido e as forças resultantes do dobramento lateral (Força C – F_C e Força D – F_D) aplicadas; c) Condições de contorno para as forças C e D.

Figura 22 – a) Flexão e Extensão; b) Esquema ampliado da vértebra com o parafuso inserido e as forças de flexão (Força C – F_C) e extensão (Força D – F_D) aplicadas; c) Condições de contorno para as forças C e D

A malha gerada no modelo para esforços axiais pode ser observada na Figura 23. O número de nós e elementos necessários são apresentados na Tabela 6 e os tipos de elemento na Tabela 7.

Figura 23 - Malha para as forças atuantes no sistema de fixação vertebral

Tabela 6 – Número de Nós e Elementos em cada modelo

CONJUNTO	PARTE	NÓS	ELEMENTOS
USS1 6 x 30mm	Parafuso + Haste	65890	43358
	Poliuretana	60427	40411
USS2 A 6,2 x 30mm	Parafuso + Haste	34599	21577
	Poliuretana	77609	53638
USS2 P 6,2 x 30mm	Parafuso + Haste	51068	33643
	Poliuretana	81842	55938

Tabela 7 — Tipos de Elementos

Nome Genérico	NASTRAN	ANSYS
Tetraedro com 10 nós	Solid187	Sólido Estrutural Tetraédrico com 10 nós
Superfície de contato triangular	Conta174	Superfície de alta definição para contato
Superfície tangente triangular	Targe170	Superfície tangente para contato

Leituras no entorno dos parafusos, a 0,5 mm de distância do diâmetro, foram realizados em 13 pontos conforme mapa da Figura 24.

Figura 24 – Mapa de leitura da Tensão Equivalente de von-Mises para as forças atuantes no sistema de fixação vertebral

4. *Resultados*

4.1 Parte 1

Os deslocamentos correspondentes a cada força para o ensaio de arrancamento na Máquina Universal de Ensaio (MUE) e no MEF são apresentados na Tabela 8. Com a aplicação de pré-carga de 50 N no ensaio mecânico, considerando deslocamento igual à zero para $F = 50$ N, foi realizada a simulação do deslocamento para esta carga. Este deslocamento foi subtraído dos resultados do MEF, de forma a igualar as condições de ensaio para ambos os métodos.

Tabela 8 – Deslocamentos resultantes (mm), para os ensaios na Máquina Universal de Ensaio (MUE) e para o Método de Elementos Finitos (MEF).

Força (N)	Deslocamento (mm)											
	G1		G2		G3		G4		G5		G6	
	MUE	MEF	MUE	MEF	MUE	MEF	MUE	MEF	MUE	MEF	MUE	MEF
100	0,063	0,070	0,061	0,067	0,060	0,062	0,122	0,070	0,096	0,068	0,080	0,069
110	0,079	0,087	0,074	0,081	0,072	0,074	0,134	0,084	0,108	0,081	0,095	0,083
120	0,092	0,102	0,086	0,094	0,084	0,087	0,146	0,098	0,119	0,095	0,110	0,096
130	0,104	0,116	0,098	0,108	0,095	0,099	0,158	0,112	0,131	0,108	0,124	0,110
140	0,117	0,130	0,111	0,121	0,107	0,111	0,170	0,126	0,143	0,122	0,139	0,124
150	0,129	0,145	0,123	0,134	0,119	0,123	0,182	0,140	0,155	0,136	0,154	0,138
160	0,143	0,159	0,135	0,147	0,131	0,135	0,194	0,154	0,167	0,149	0,168	0,151
170	0,157	0,174	0,148	0,161	0,144	0,148	0,206	0,168	0,178	0,163	0,183	0,165
180	0,171	0,189	0,163	0,175	0,157	0,160	0,218	0,182	0,190	0,176	0,198	0,179
190	0,184	0,203	0,177	0,188	0,170	0,172	0,230	0,196	0,202	0,19	0,212	0,193
200	0,199	0,217	0,193	0,201	0,185	0,184	0,242	0,210	0,214	0,203	0,227	0,206

Os gráficos Força (N) x Deslocamento (mm) foram traçados para cada grupo estudado (Figuras 25 – 30).

Figura 25 – Gráfico Força (N) x Deslocamento (mm), para o Ensaio Mecânico (MUE) e pelo Método de Elementos Finitos (MEF) para o G1

Figura 26 – Gráfico Força (N) x Deslocamento (mm), para o Ensaio Mecânico (MUE) e pelo Método de Elementos Finitos (MEF) para o G2

Figura 27 – Gráfico Força (N) x Deslocamento (mm), para o Ensaio Mecânico (MUE) e pelo Método de Elementos Finitos (MEF) para o G3

Figura 28 – Gráfico Força (N) x Deslocamento (mm), para o Ensaio Mecânico (MUE) e pelo Método de Elementos Finitos (MEF) para o G4

Figura 29 – Gráfico Força (N) x Deslocamento (mm), para o Ensaio Mecânico (MUE) e pelo Método de Elementos Finitos (MEF) para o G5

Figura 30 – Gráfico Força (N) x Deslocamento (mm), para o Ensaio Mecânico (MUE) e pelo Método de Elementos Finitos (MEF) para o G6

A partir dos gráficos calculou-se a rigidez relativa de cada grupo para cada método de ensaio (Tabela 9). Foram encontradas divergências entre os métodos de 8,4% para G1; 3,0% para G2; 1,2% para G3; 14,3% para G4; e 13,0% para G5; 6,8% para G6.

Tabela 9 – Rigidez Relativa do conjunto poliuretana/parafuso

Grupo	Rigidez Relativa (N/mm)		Diferença entre os métodos (%)
	MUE	MEF	
G1	748,34	685,19	8,4%
G2	769,49	746,72	3,0%
G3	809,08	819,02	1,2%
G4	833,33	714,29	14,3%
G5	848,07	737,73	13,0%
G6	681,51	727,96	6,8%

Validados os modelos iniciou-se a observação do deslocamento e da distribuição de tensão gerados nos modelos.

A Figura 31 representa os gradientes de deslocamento gerado por $F = 50\text{ N}$ (pré-carga) e $F = 100\text{ N}$ para o grupo 1.

Figura 31 – Deslocamento para o Grupo 1: a) $F = 50\text{ N}$; b) $F = 100\text{ N}$

Como é possível observar o perfil de deslocamento se mantém, alterando apenas a intensidade de deslocamento. O mesmo ocorreu em reação às tensões, assim, são apresentadas as imagens relativas à $F = 100\text{ N}$ para todos os Grupos experimentais.

O gradiente de deslocamento pode ser observado na Figura 32.

Figura 32 – Deslocamento para $F = 100\text{ N}$: a) G1; b) G2; c) G3; d) G4; e) G5; f) G6

A distribuição da tensão equivalente de von-Mises na poliuretana pode ser vista nas Figuras 33 e 34. Os valores máximos da tensão equivalente de von-Mises, para a poliuretana em cada carga aplicada, podem ser visto na Tabela 10.

Figura 33 – Distribuição de Tensão Equivalente de von–Mises:
I a) e b) - G1; II a) e b) - G2; III a) e b) - G3

Figura 34 – Distribuição de Tensão Equivalente de von-Mises:
I a) e b) - G4; II a) e b) - G5; III a) e b) - G6

Tabela 10 – Tensão Máxima Equivalente de von-Mises

FORÇA (N)	Tensão Equivalente de von-Mises (kPa)					
	G1	G2	G3	G4	G5	G6
100	1028	985	2469	888	2340	1060
110	1131	1084	2716	977	2574	1166
120	1233	1182	2963	1066	2808	1272
130	1336	1281	3210	1154	3043	1378
140	1439	1379	3457	1243	3277	1484
150	1541	1478	3703	1332	3511	1590
160	1644	1576	3950	1421	3745	1696
170	1747	1675	4197	1510	3979	1802
180	1850	1773	4444	1598	4213	1908
190	1952	1872	4691	1687	4447	2014
200	2055	1970	4938	1776	4681	2120

Cada incremento de 10 N na força aplicada gerou um aumento de 103 kPa na tensão máxima equivalente de von – Mises para o G1, de 99 kPa para o G2, de 247 kPa para o G3, de 89 kPa para o G4, de 234 kPa para o G5 e 106 kPa para o G6.

As leituras referentes aos pontos ao longo do corpo de prova, para F=100 N, podem ser observadas na Tabela 11 (Figuras 12 e 13 - b).

Tabela 11 – Tensão Equivalente de von-Mises nos Pontos de 1 a 6

Ponto	Tensão Equivalente de von-Mises (kPa)					
	G1	G2	G3	G4	G5	G6
1	428,9	364,9	361,8	403,6	383,0	375,1
2	263,7	241,6	207,1	264,7	265,9	282,0
3	217,8	163,1	147,0	184,5	193,5	177,8
4	162,8	126,8	101,4	160,4	150,6	176,7
5	119,3	83,0	76,5	87,8	96,1	79,5
6	103,4	80,4	58,4	34,3	37,9	25,6
Média	216,0	176,6	158,7	189,2	187,8	186,1

A tensão média em G1 é 18,2% maior que em G2, 26,5% maior que em G3, 12,4 % maior que em G4, 13,0 % maior que em G5 e 13,8% maior que em G6. A tensão média em G2 é 10,2% maior que em G3, 6,7% menor que em G4, 6,0 % menor que em G5, e 5,1% menor que em G6. A tensão média em G3 é 16,3 % menor que em G4, 15,5 % menor que em G5 e 14,7% menor que em G6. A tensão média em G4 é semelhante a G5 e G6.

4.2. Parte 2

A distribuição de tensões obtida a partir da aplicação da força na direção da haste, no sentido da cabeça do parafuso (Força A) pode ser observada na Figura 35.

Figura 35 – Distribuição de Tensão equivalente de von-Mises:
a) Força A; b) G4; c) G5; d) G6

As leituras das tensões geradas na poliuretana nos pontos ao redor do parafuso e suas médias são apresentadas na Tabela 12.

Tabela 12 - Tensão Equivalente de von-Mises nos Pontos de 1 a 13 para a Força A

Ponto	Tensão Equivalente de von-Mises (kPa)		
	G4	G5	G6
1	608,7	690,5	741,7
2	398,6	277,7	318,9
3	179,0	158,6	172,0
4	102,5	97,7	109,8
5	203,5	127,1	216,4
6	198,0	191,6	347,9
7	419,6	390,6	525,5
8	225,9	181,0	206,9
9	126,4	135,7	226,9
10	101,8	94,9	116,4
11	206,2	156,8	173,6
12	314,9	266,1	312,5
13	558,6	698,4	747,9
Média	280,3	266,7	324,3

As tensões médias geradas em G6 foram 21,6% maiores que em G5 e 15,9% maiores que em G4. As tensões geradas em G5 foram 4,9% menores que as geradas em G4.

O gráfico do comportamento da tensão equivalente de von-Mises da Força A nos pontos no entorno dos parafusos pode ser observado na Figura 36.

Figura 36 – Gráfico da tensão equivalente de von-Mises nos pontos ao redor dos parafusos para a Força A

A distribuição de tensões obtida a partir da aplicação da força na direção da haste, no sentido oposto a cabeça do parafuso (Força B) pode ser observada na Figura 37.

Figura 37 – Distribuição de Tensão equivalente de von-Mises:

a) Força B; b) G4; c) G5; d) G6

As leituras das tensões geradas na poliuretana ao redor do parafuso e suas médias estão na Tabela 13.

Tabela 13 - Tensão Equivalente de von-Mises nos Pontos de 1 a 13 para a Força B

Ponto	Tensão Equivalente de von-Mises (kPa)		
	G4	G5	G6
1	602,4	680,3	713,1
2	393,7	280,9	318,5
3	177,8	159,3	173,0
4	103,8	97,1	111,8
5	203,5	128,3	218,6
6	197,1	190,0	347,4
7	426,4	391,2	545,0
8	225,7	180,9	350,0
9	127,7	131,8	258,3
10	100,7	95,3	111,3
11	203,3	159,4	166,7
12	313,4	271,9	303,8
13	563,5	719,8	766,6
Média	279,9	268,2	337,2

As tensões médias geradas em G6 foram 25,7% maiores que em G5 e 20,5% maiores que em G4. As tensões geradas em G5 foram 4,2% maiores que as geradas em G4.

O gráfico do comportamento da tensão equivalente de von-Mises da Força B nos pontos no entorno dos parafusos pode ser observada Figura 38.

Figura 38 – Gráfico da tensão equivalente de von-Mises nos pontos ao redor dos parafusos para a Força B

A distribuição de tensões obtida a partir da aplicação da força de flexão para a fixação posterior e dobramento lateral para a fixação anterior pode ser observada na Figura 39.

Figura 39 – Distribuição de Tensão equivalente de von-Mises:
 a) Força C; b) G4; c) G5; d) G6

As leituras das tensões geradas na poliuretana ao redor do parafuso e suas médias estão na Tabela 14.

Tabela 14 - Tensão Equivalente de von-Mises nos Pontos de 1 a 13 para a Força C

Ponto	Tensão Equivalente de von-Mises (kPa)		
	G4	G5	G6
1	540,9	717,8	795,0
2	339,1	279,0	271,2
3	204,0	206,3	244,5
4	258,2	221,6	278,8
5	382,0	288,4	457,6
6	297,2	353,2	655,4
7	523,3	603,3	927,7
8	283,9	268,5	534,9
9	206,4	204,1	464,3
10	170,7	105,3	153,0
11	77,1	24,7	42,3
12	156,2	137,4	174,3
13	454,4	554,7	643,8
Média	299,5	304,9	434,1

As tensões médias geradas em G6 foram 42,4% maiores que em G5 e 44,9% maiores que em G4. As tensões geradas em G5 foram semelhantes às geradas em G4.

O gráfico do comportamento da tensão equivalente de von-Mises da Força C nos pontos no entorno dos parafusos pode ser observada Figura 40.

Figura 40 – Gráfico da tensão equivalente de von-Mises nos pontos ao redor dos parafusos para a Força C

A distribuição de tensões obtida a partir da aplicação da força de extensão para a fixação posterior e dobramento lateral para a fixação anterior pode ser observada na Figura 41.

Figura 41 – Distribuição de Tensão equivalente de von-Mises:
 a) Força D; b) G4; c) G5; d) G6

As leituras das tensões geradas na poliuretana ao redor do parafuso e suas médias estão na Tabela 15.

Tabela 15 - Tensão Equivalente de von-Mises nos Pontos de 1 a 13 a Força D

Ponto	Tensão Equivalente de von-Mises (kPa)		
	G4	G5	G6
1	1412,8	1740,6	1912,6
2	869,3	651,1	684,6
3	414,6	385,6	447,3
4	404,1	342,2	425,9
5	681,5	467,6	743,2
6	573,7	639,3	1144,6
7	1117,4	1147,9	1631,2
8	583,4	503,6	1017,5
9	343,2	368,2	835,4
10	185,2	158,1	228,9
11	265,7	228,1	244,8
12	597,8	528,0	629,5
13	1253,4	1503,3	1654,0
Média	669,4	666,4	892,3

As tensões médias geradas em G6 foram 33,9% maiores que em G5 e 33,3% maiores que em G4. As tensões geradas em G5 semelhantes às geradas em G4.

O gráfico do comportamento da tensão equivalente de von-Mises da Força D nos pontos no entorno dos parafusos pode ser observada Figura 42.

Figura 42 – Gráfico da tensão equivalente de von-Mises nos pontos ao redor dos parafusos para a Força D

A distribuição de tensão ao longo de cada parafuso, para cada força, pode ser observada nas Figuras 43, 44 e 45. Desta forma foi possível avaliar qual força proporcionava maiores tensões na poliuretana (Tabelas 16, 17 e 18)

Figura 43 – Gráfico da tensão equivalente de von-Mises no pontos ao redor do parafuso do G4

Tabela 16 - Tensão equivalente de von-Mises nos Pontos de 1 a 13 para o G4

Ponto	Tensão equivalente de von-Mises (kPa)			
	Força			
	A	B	C	D
1	608,7	602,4	540,9	1412,8
2	398,6	393,7	339,1	869,3
3	179,0	177,8	204,0	414,6
4	102,5	103,8	258,2	404,1
5	203,5	203,5	382,0	681,5
6	198,0	197,1	297,2	573,7
7	419,6	426,4	523,3	1117,4
8	225,9	225,7	283,9	583,4
9	126,4	127,7	206,4	343,2
10	101,8	100,7	170,7	185,2
11	206,2	203,3	77,1	265,7
12	314,9	313,4	156,2	597,8
13	558,6	563,5	454,4	1253,4
Média	280,3	279,9	299,5	669,4

Para o G4 a tensão média gerada pela Força A é semelhante a da Força B. As tensões geradas pelas Forças A e B são 6,4% menores que para a Força C e 58,2% menores que para a Força D. A tensão para a Força C é 55,3% menor que para a Força D.

Figura 44 – Gráfico da tensão equivalente de von-Mises no pontos ao redor do parafuso USS2 posterior

Tabela 17 - Tensão equivalente de von-Mises nos Pontos de 1 a 13 para o G5

Ponto	Tensão equivalente de von-Mises (kPa)			
	Força			
	A	B	C	D
1	690,5	680,3	717,8	1740,6
2	277,7	280,9	279,0	651,1
3	158,6	159,3	206,3	385,6
4	97,7	97,1	221,6	342,2
5	127,1	128,3	288,4	467,6
6	191,6	190,0	353,2	639,3
7	390,6	391,2	603,3	1147,9
8	181,0	180,9	268,5	503,6
9	135,7	131,8	204,1	368,2
10	94,9	95,3	105,3	158,1
11	156,8	159,4	24,7	228,1
12	266,1	271,9	137,4	528,0
13	698,4	719,8	554,7	1503,3
Média	266,7	268,2	304,9	666,4

Para o G5 a tensão média gerada pela Força A é semelhante a da Força B. As tensões geradas pelas Forças A e B são 12,3% menores que para a Força C e 59,9% menores que para a Força D. A tensão para a Força C é 54,2% menor que para a Força D.

Figura 45 – Gráfico da tensão equivalente de von-Mises no pontos ao redor do parafuso USS1

Tabela 18 - Tensão Equivalente de von-Mises nos Pontos de 1 a 13 para o G6

Ponto	Tensão Equivalente de von-Mises (kPa)			
	Força			
	A	B	C	D
1	741,7	713,1	795,0	1912,6
2	318,9	318,5	271,2	684,6
3	172,0	173,0	244,5	447,3
4	109,8	111,8	278,8	425,9
5	216,4	218,6	457,6	743,2
6	347,9	347,4	655,4	1144,6
7	525,5	545,0	927,7	1631,2
8	206,9	350,0	534,9	1017,5
9	226,9	258,3	464,3	835,4
10	116,4	111,3	153,0	228,9
11	173,6	166,7	42,3	244,8
12	312,5	303,8	174,3	629,5
13	747,9	766,6	643,8	1654,0
Média	324,3	337,2	434,1	892,3

Para o G6 a tensão média gerada pela Força A é 3,8% menor que a da Força B, 25,3% menor que a da Força C e 63,7% menor que a da Força D. A tensão gerada pela Força B é 22,3% menor que a da Força C e 62,2% menor que a da Força D. A tensão para a Força C é 51,4% menor que para a Força D.

5. Discussão

O uso do Método de Elementos Finitos é cada vez mais crescente na área médica, mas para tal é necessário o envolvimento de engenheiros com conhecimentos sólidos no método juntamente com profissionais da área médica em estudo. Além disso, os modelos tridimensionais precisam ser os mais fidedignos possíveis.

Uma das dificuldades encontradas na realização deste trabalho foi o desenho correto de todas as características dos parafusos, uma vez que estes são diferentes. Mesmo avaliando os parafusos USS1, foi possível observar grandes divergências entre os de diâmetro externo dos grupos G1 e G2 em relação ao G3. Ao comparar estes três grupos, pôde-se observar que havia apenas duas características semelhantes entre eles, sendo elas o ângulo da ponta e o comprimento do parafuso, e entre G2 e G3, havia semelhança também no diâmetro interno. Todas as outras características verificadas no G3 divergiam dos demais. Ao comparar os grupos G1 e G2, observou-se grande semelhança entre eles, diferindo apenas os diâmetros externo e interno. Os parafusos USS2 possuem apenas o diâmetro externo semelhantes entre si. Não foi observada nenhuma semelhança com o modelo USS1.

Na engenharia, o formato da rosca de um parafuso dificilmente é motivação de estudo. A modelagem correta, principalmente dos parafusos com diâmetro interno variável mostrou grande complexidade. Somado a esta peculiaridade, a necessidade de importação do desenho para o ANSYS® Workbench 10.0, a ser utilizado na análise, trouxe dificuldades para a realização deste trabalho.

Apesar da variedade de programas CAD disponível do mercado para desenhar modelos 3D, foi preciso testar três programas distintos (Solid Edge®, Pro ENGINEER® e SolidWorks®). O melhor resultado foi obtido a partir do programa

SolidWorks®, em que se conseguiu a importação dos desenhos de forma correta, sem que se perdesse nenhuma informação.

Uma vez reconhecido o modelo pelo programa de análise, foi solicitado a este a geração da malha. Por esta ser uma operação automática, após a sua finalização foi verificado se os elementos utilizados pelo programa atendiam ao presente estudo. Apesar de atender às características do ensaio, foi observada a deformação da rosca do parafuso. Para solucionar este problema foi solicitado ao programa o refinamento do contato entre o parafuso e a poliuretana. Com a aplicação de elementos de menor dimensão nesta região, eliminando as deformidades na rosca.

A influência do parafuso e suas características em sua fixação no osso são amplamente estudadas através de ensaios mecânicos. No entanto, a distribuição de tensões no osso é de difícil determinação através de testes como o de arrancamento do parafuso. Outros métodos já foram utilizados com o objetivo de se determinar a distribuição de tensão, dentre eles a fotoelasticidade de reflexão e os extensômetros. No entanto, já em 1972, Brekelmans, Poort e Slooff já relatavam limitações destes métodos, como a capacidade de leitura apenas das regiões periféricas do osso. Naquele ano, os autores propunham a realização de modelos finitos bidimensionais para o estudo do comportamento mecânico de ossos. Atualmente, com o aumento da capacidade de processamento dos computadores e o surgimento de programas mais sofisticados e de interface mais acessível, é possível a construção de modelos tridimensionais, com formatos reais, obtidos a partir de tomografias computadorizadas.

A construção de modelos virtuais 3D do sistema de fixação vertebral, juntamente com o uso do método de elementos finitos possibilita a visualização e quantificação das tensões internas. Para a verificação da autenticidade dos

resultados, ensaios mecânicos são realizados de forma a se validar o modelo (GOEL et al., 2006).

No presente estudo, para a validação do modelo foi empregado o ensaio mecânico de arrancamento do parafuso, sendo avaliada a região elástica do gráfico Força (N) x Deslocamento (mm). Na região elástica não há deformação permanente, nem ruptura do material, sendo possível observar a resposta do material na situação esperada durante o uso, sem a deterioração da estrutura suporte, neste caso, a poliuretana. Segundo o estudo de Hsu et al. (2005), divergências na ordem de até 20% são admissíveis entre o ensaio mecânico e os resultados do MEF.

A maior divergência foi observada para as comparações com o estudo de Zamarioli (2008). Os possíveis fatores responsáveis por estes resultados seriam o uso de sonda para a confecção do orifício piloto e diâmetro interno variável dos parafusos USS2. O uso de sonda para realização do orifício piloto resulta em maior resistência ao arrancamento, quando comparado ao uso de broca (ROSA et al., 2008). O diâmetro interno variável dos parafusos USS2 provoca a compactação da poliuretana nas regiões com diâmetro interno maior que o orifício piloto, proporcionando maior rigidez relativa no ensaio mecânico (HSU et al., 2005). Esta compactação é de difícil determinação em relação à mudança de características mecânicas (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson). Apesar da divergência, os resultados foram dentro do limite aceitável.

Ao se aplicar força no sentido do arrancamento, é possível observar o deslocamento no entorno do parafuso. Os valores de máxima tensão equivalente ocorrem nesta região. A concentração de tensão nesta região pode provocar a falha do sistema, ao se atingir a força máxima, com a ruptura do osso na forma de um cilindro com diâmetro igual ao do parafuso (ZHANG; TAN; CHOU, 2004).

Os picos de tensão ocorrem nos três primeiros filetes de rosca próximos à cabeça do parafuso, decrescendo gradativamente até atingir a ponta do parafuso, e este comportamento independe do formato do mesmo. Resultados semelhantes foram obtidos por Zhang, Tan e Chou em 2004.

Ao se avaliar a tensão máxima em cada modelo, a diminuição do diâmetro externo, mantendo-se o formato da rosca (G1 e G2), provocou aumento da tensão na poliuretana. O grupo G3 apresentou os maiores valores máximos de tensão. Este fato pode ocorrer pela grande mudança observada no desenho do parafuso.

Ao se observar a tensão média ao longo do parafuso (leitura dos pontos de 1 a 6), pode-se observar diminuição da tensão média na medida em que se aumentava o diâmetro externo do parafuso. Esta menor tensão média gerada sugere maior resistência ao arrancamento e, conseqüente, maior estabilidade do implante à medida que se aumenta o diâmetro externo. Resultados semelhantes foram obtidos por Zhan, Tan e Chou em 2004.

Ao se comparar parafuso de mesmo desenho, porém de comprimentos distintos, observou-se acréscimo na tensão média gerada na poliuretana na medida em que se diminui o seu comprimento.

Com o passar do tempo, novas concepções de parafuso foram criadas, com o intuito de melhorar a estabilidade do sistema. O Parafuso USS2 posterior possui diâmetro externo cilíndrico e diâmetro interno variável com entrada de rosca dupla (duas roscas em paralelo). A altura maior de rosca na ponta do parafuso melhoraria a fixação no osso trabecular. A menor altura de rosca próxima à cabeça do parafuso, com maior diâmetro interno, seria mais propícia para o contato com o osso cortical, além de promover maior resistência ao dobramento na região de maior incidência de

quebra do parafuso (CHEN; LIN; CHANG, 2003; CHEN, et al. 2005; CHAO et al., 2008).

Como a fixação anterior ocorre em osso trabecular, foi desenvolvido o parafuso USS2 anterior, que possui diâmetro externo cilíndrico e interno variável. A variação do diâmetro interno é menos intensa do que a observada no USS2 posterior. Como consequência, ele possui maior altura de rosca em todo o seu comprimento quando comparado com os outros modelos, em concordância com sua indicação.

Ao se aplicar a força de arrancamento em todos os modelos com parafuso de 30 mm de comprimento, foi possível observar maiores valores de tensão máxima equivalente para o parafuso G5, seguido do G6, sendo os menores valores encontrados para o parafuso G4. Avaliando a tensão média ao longo dos parafusos, encontrou-se valores médios muito próximos para os três grupos.

Krenn et al., em 2008, compararam a força de arrancamento de parafusos de diâmetro externo de $6 \pm 0,2$ mm e diâmetros cônicos externo e interno, cilíndrico externo e cônico interno e cilíndrico externo e interno, inserido em poliuretano com densidade de $0,16 \text{ g/cm}^3$, encontrando maior resistência ao arrancamento para o parafusos cônico externo e interno, seguidos do cilíndrico externo e interno e os menores valores para o cilíndrico externo e cônico interno. Estes valores contradizem os resultados encontrados no presente estudo, tal fato pode se dar pela maior altura de rosca do parafuso cilíndrico externo e interno empregado pelos autores (0,9 mm), 50% maior que a do parafuso cilíndrico externo e interno deste (0,6 mm). Já no estudo realizado por Lill et al., em 2006, a resistência de arrancamento de parafusos de desenho semelhante aos do presente estudo, em

vértebras bovinas e humanas, foi maior para os parafusos com diâmetro externo cilíndrico e interno variável.

Ao se aplicar as forças atuantes no sistema de fixação vertebral, foi possível observar os maiores valores médios da tensão para grupo G6 e os menores para G4 e G5, para todos os carregamentos.

A sólida fixação do parafuso e a manutenção de sua estabilidade durante a reabilitação da coluna vertebral são muito importantes para o sucesso desta. Assim, no momento da escolha do implante a ser utilizado, o primeiro fator a ser avaliado pelo cirurgião é a qualidade óssea do paciente e, quando da escolha da fixação posterior, a geometria do pedículo também deverá ser avaliada. Entretanto, segundo estudo de Myers et al., 1996, apenas estas características não são suficientes para se determinar o sucesso da reabilitação. Da mesma maneira, o torque de inserção, isoladamente, também é incapaz de prever a estabilidade do implante (OKUYAMA et al., 2000). Com o intuito de se prever a força de arrancamento Tsai et al., em 2009, propuseram o uso de uma fórmula matemática que utilizaria as medidas do diâmetro externo, altura e passo de rosca, comprimento de rosca inserido na poliuretana do parafuso e resistência máxima ao cisalhamento obtida a partir da densidade, para o cálculo da força, obtendo resultados próximos aos ensaios de arrancamento.

O ensaio de arrancamento do parafuso é amplamente utilizado para o estudo da qualidade de fixação do parafuso. Muitos autores buscaram correlacionar a densidade mineral óssea e o torque de inserção à força de arrancamento, assim o conhecimento da densidade mineral óssea juntamente com o torque de inserção, durante o ato cirúrgico, poderiam prever a força de arrancamento do parafuso e consequentemente o sucesso da reabilitação (MYERS et al., 1996).

A coluna vertebral está sujeita à compressão, tração, flexão, extensão, dobramento lateral e rotação axial (LIM et al., 2001), devido aos movimentos naturais do ser humano ao caminhar, sentar, levantar entre outros. Neste trabalho foram realizados carregamentos que representam a compressão, a tração para os grupos G4, G5 e G6 (Forças A e B) e dobramento lateral para G4 e G6 que são utilizados na fixação anterior, e flexão e extensão para G5 e G6 (Forças C e D) utilizados na fixação posterior.

A aplicação da Força D apresentou a maior tensão equivalente média para todos os grupos, seguido da Força C. As tensões médias resultantes das Forças A e B foram muito próximas e de menor intensidade.

Ao se observar a distribuição de tensão na poliuretana, para todas as forças houve maior concentração de tensão na região da ponta do parafuso e na região próxima a cabeça do parafuso, existindo uma região intermediária de menor tensão.

A partir do momento que se realiza a reabilitação da coluna, o sistema de fixação fica sujeito à atuação de todos os esforços descritos por Lim et al., em 2001, ora sujeito a apenas um deles, ora sujeito a uma combinação destes. Assim a falha do sistema provavelmente ocorrerá pela ação de um conjunto de fatores, e não apenas um.

6. Conclusão

A qualidade dos resultados da simulação é influenciada pelo instrumento de realização do orifício piloto.

O parafuso USS2 anterior promoveu uma maior estabilidade para todas as forças estudadas. A menor estabilidade foi observada para o parafuso USS1.

A força que gera maior tensão equivalente no osso é a Força D, correspondente ao dobramento lateral na fixação anterior e à extensão na fixação posterior.

As concentrações de tensão na ponta do parafuso e na região próxima a cabeça do parafuso encontradas neste estudo, podem indicar as primeiras regiões a sucumbirem ao estresse e proporcionarem a falha na reabilitação.

7. Referências

ANDERSON, D. D.; GOLDSWORTHY, J. K.; SHIVANNA, K.; GROSLAND, N. M.; PEDERSEN, D. R.; THOMAS, T. P.; TOCHIGI, Y.; MARSH, T. P.; BROWN T. D. Intra-articular contact distributions at the ankle throughout stance phase-patient-specific finite element analysis as a metric of degeneration propensity. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, Berlin, v. 5, n. 2-3, p. 82-9, 2006.

ARGYRIS, J.H.; KELSEY, S. *Energy theorems and structural analysis*. Butterworth & Co. Ltda, 1960.

BREEZE, S. W.; DOHERTY, B. J.; NOBLE, P. S.; LEBLANC, A.; HEGGENESS, M. H. A biomechanical study of anterior thoracolumbar screw fixation. *Spine*, Hagerstown, v. 23, n. 17, p. 1829-31, 1998.

BREKELMANS, W. A.; POORT, H. W.; SLOOFF, T. J. A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts. *Acta orthopaedica Scandinavica*, København, v. 43, n. 5, p. 301-17, 1972.

BROWN, C. A.; LENKE, L. G.; BRIDWELL, K. H.; GEIDEMAN, W. M.; HANSAN, S. A.; BLANKE, K. Complications of pediatric thoracolumbar and lumbar pedicle screws. *Spine*, Hagerstown, v. 23, n.14, p. 1566-71, 1998.

BROWN, C. J.; WANG, C. J.; YETTRAM, A. L.; PROCTER, P. Intramedullary nails with two lag screws. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, Bristol, v. 19, n. 5, p. 519-25, 2004.

BROWNER B. D.; JUPITER J. B.; LEVINE A. M.; TRAFTON P. G. *Skeletal trauma: basic science, management, and reconstruction*. 3ª Edição. Philadelphia: Saunders, 2003. 2626p. ISBN 0-7216-9481-0

CARTER; G. S. A teoria da evolução humana e a evolução do homem. In: MUSSOLINI, G. (Ed.). *Evolução raça e cultura: leituras de antropologia física*. 1. ed. São Paulo: Companhia Editora Nacional, 1969. p. 61-82.

CHAO, C. K.; HSU, C. C.; WANG, J. L.; LIN, J. Increasing bending strength and pullout strength in conical pedicle screws: biomechanical tests and finite element analyses. *Journal of spinal disorders & techniques*, Hagerstown, v. 21, n. 2, p.130-8, 2008.

CHEN, C. S.; CHEN, W. J.; CHENG, C. K.; JAO, S. H.; CHUEH, S. C.; WANG, C. C. Failure analysis of broken pedicle screws on spinal instrumentation. *Medical engineering & physics*, Oxford, v. 27, n. 6, p. 487-96, 2005.

CHEN, S. I.; LIN, R. M.; CHANG, C. H. Biomechanical investigation of pedicle screw-vertebrae complex: a finite element approach using bonded and contact interface conditions. *Medical engineering & physics*, Oxford, v. 25, n. 4, p. 275-82, 2003.

CHEN, W. P.; TAI, C. L.; SHIH, C. H.; HSIEH, P. H.; LEOU, M. C.; LEE, M. S. Selection of fixation devices in proximal femur rotational osteotomy: clinical complications and finite element analysis. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, Bristol, v. 19, n. 3, p. 255-62, 2004.

DAMMARK, M.; SHIRAZI-ADL, A.; ZUKOR, D. J. Analysis of cementless implant using interface nonlinear friction – experimental and finite element studies. *Journal of Biomechanics*, New York, v. 30, n. 2, p. 121-9, 1997.

DEFINO, H. L.; NÉRI, O. J.; SHIMANO, A. C.; Anterior C2-C3 fixation with screws: proposal of a new technique and comparative mechanical assays. *European spine journal*, Heidelberg, v. 15, n. 7, p. 1159-64, 2006.

FOSTER, M. R. A functional classification of spinal instrumentation. *The spine journal*, New York, v. 5, n. 6, p. 682-94, 2005.

FREITAS, R. L.; PACCOLA, C. A. J.; SHIMANO, A. C.; KFURI Jr. M. Efeitos mecânicos causados pela variação da inclinação do parafuso excêntrico no orifício da placa de autocompressão. *Revista Brasileira de Ortopedia*, São Paulo, v. 43, n. 3, p. 83-9, 2008.

GEFEN, A. Computational simulations of stress shielding and bone resorption around existing and computer-designed orthopaedic screws. *Medical & biological engineering & computing*, Stevenage, v. 40, n. 3, p. 311-22, 2002.

GOEL, V. K; KIM, Y. E.; LIM, T. H.; WEINSTEIN, J. N. An Analytical Investigation of the Mechanics of Spinal Instrumentation. *Spine*, Hagerstown, v.13, n. 9, p. 1003-11, 1988.

GOEL, V. K.; PANJABI, M. M.; PATWARDHAN, A. G.; DOORIS, A. P.; SERHAN, H. Tests Protocols for Evaluation of Spinal Implants. *Journal of Bone and Joint Surgery (American)*, Boston, v. 88, p. 103-9, 2006. Supplement 2

HACKENBERG, L.; LINK, T.; LILJENQVIST, U. Axial and tangential fixation strength of pedicle screws versus hooks in the thoracic spine in relation to bone mineral density. *Spine*, Hagerstown, v. 27, n. 9, p. 937-42, 2002.

HERZOG, W.; FEDERICO, S. Considerations on joint and articular cartilage mechanics. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, Berlin, v. 5, n. 2-3, p. 64-81, 2006.

HIRANO, T.; HASEGAWA, K.; TAKAHASHI, H. E.; UCHIYAMA, S.; HARA, T.; WASHIO, T.; SUGIURA, T.; YOKAICHIYA, M.; IKEDA, M. Structural Characteristics of Pedicle and Its Role in screw Stability. *Spine*, Hagerstown, v. 22, n. 21, p. 2504-10, 1997.

HSU, C. C.; CHAO, C. K.; WANG, J. L.; HOU, S. M.; TSAI, Y. T.; LIN, T. Increase of pullout strength of spinal pedicle screws with conical core: biomechanical tests and finite element analyses. *Journal of Orthopaedic Research*, New York, v. 23, n. 4, p. 788-94, 2005.

INCEOGLU, S.; FERRARA, L.; McLAIN, R. F. Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque. *The spine journal*, New York, v. 4, n. 5, p. 513-8, 2004.

KING, D. Internal fixation for lumbosacral fusion. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, Boston, v. 30A, n.3 p. 560-5, 1948.

KLISCH, S. M. A biomodular theory for finite deformations: comparison of orthotropic second-order and exponential stress constitutive equations for articular cartilage. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, Berlin, v. 5, n. 2 -3, p. 90-101, 2006.

KRAG, M. H.; BEYNNON, B. D.; POPE, M. H.; FRYMOYES, 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 and related research*, Philadelphia, v. 203, p. 75-93, 1986.

KRENN, M. H.; PIOTROWSKI, W. P.; PENZKOFER, R.; AUGAT, P. Influence of thread design on pedicle screw fixation. Laboratory investigation. *Journal of neurosurgery. Spine*, Charlottesville, v. 9, n. 1, p. 90-5, 2008.

KWOK, A. W. L.; FINKELSTEIN, J. A.; WOODSIDE, T.; HEARN, T. C.; HU, R. W. Insertional Torque and Pull-out of Conical and Cylindrical Pedicle Screws in Cadaveric Bone. *Spine*, Hagerstown, v. 21, n.21, p. 2429-34, 1996.

LILL, C. A.; SCHNEIDER, E.; GOLDHAHN, J.; HASLEMAN, A.; ZEIFANG, F. Mechanical performance of cylindrical and dual core pedicle screws in calf and human vertebrae. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, Berlin, v. 126, n. 10, p. 686-94, 2006.

LIM, T. H.; KIM, J. G.; FUJIWARA, A.; YOON, T. T.; LEE, S. C.; HA, J. W.; AN, H. S. Biomechanical evaluation of diagonal fixation in pedicle screw instrumentation. *Spine*, Hagerstown, v. 26, n. 22, p. 2498-503, 2001.

LIU, C. L.; CHEN, H. H.; CHENG, C. K.; KAO, H. C.; LO, W. H. Biomechanical evaluation of new anterior spinal implant. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, Bristol, v. 13, n. 1, p.S40-5, 1998. Supplement 1.

MYERS, B. S.; BELMONT, P. J.; RICHARDSON, W. J.; YU, J. R.; HARPER, K. D.; NIGHTINGALE, R. W. The role of imaging and "in situ" Biomechanical Testing in Assessing Pedicle Screw Pull-Out Strength. *Spine*, Hagerstown, v. 21, n. 17, p. 1962-8, 1996.

NYMAN, J. S.; HAZELWOOD, S. J.; RODRIGO, J. J.; MARTIN, R. B.; YEH, O. C. Long stemmed total knee arthroplasty with interlocking screws: a computational bone adaptation study. *Journal of Orthopaedic Research*, New York, v. 22, n. 1, p. 51-7, 2004.

OGON, M.; HAID, C.; KRISMER, M.; STERZINGER, W.; BAUER, R. Comparison between single-screw and triangulated, double-screw fixation in anterior spine surgery. A biomechanical test. *Spine*, Hagerstown, v. 21, n. 23, p. 2728-34. 1996.

OKUYAMA, K.; ABE, E.; SUZUKI, T.; TAMURA, Y.; CHIBA, M.; SATO, K. Can insertional torque predict screw loosening and related failures? An in vivo study of

pedicle screw fixation augmenting posterior lumbar interbody fusion. *Spine*, Hagerstown, v. 25, n. 7, p. 858-64, 2000.

PFEIFFER, M.; GILBERTSON, L. G.; GOEL, V. K.; GRISS, P.; KELLER, J.C.; RYKEN, T. C.; HOFFMAN, H.E. Effect of specimen fixation method on pullout tests of pedicle screws. *Spine*, Hagerstown, v. 21, n. 9, p. 1037-44, 1996.

PILBEAM, D. O esqueleto pos-craniano. In:_____. *A ascendência do homem: uma introdução a evolução humana*. Tradução de Alroino B. Eble. São Paulo: Melhoramentos, 1977. 251 p.

PITZEN, T.; GEISLER, F. H.; MATTHIS, D.; MÜLLER-STORZ, H.; PEDERSEN, K.; STEUDEL, W. I. The influence of cancellous bone density on load sharing in human lumbar spine: a comparison between an intact and a surgically altered motion segment. *European Spine Journal*, Heidelberg, v.10, n. 1, p. 23-9, 2001.

ROSA, R. C.; SILVA, P.; SHIMANO, A. C.; VOLPON, J. B.; DEFINO, H. L. A.; SCHLEICHER, P.; KANDZIORA, F. Análise biomecânica de variáveis relacionadas à resistência ao arrancamento dos parafusos do sistema de fixação vertebral. *Revista brasileira de ortopedia*, São Paulo, v.43, n.7, p. 293-9, 2008.

SHIMANO, A. C. Análise das Propriedades Geométricas e Mecânicas de Tíbia Humana: Proposta de Metodologia. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 1994.

SHIRAZI-ADL, A.; PATENAUDE, O.; DAMMARK, M.; ZUKOR, D. J. Experimental and Finite Element Comparison of Various Fixation Designs in Combined Loads. *Journal of Biomechanical Engineering*, New York, v. 123, n. 5, p. 391-5, 2001.

SORIANO, H. L. Método de Elementos Finitos em Análise de Estruturas; colaboração de Silvio de Souza Lima. São Paulo – Editora da Universidade de São Paulo, 2003.

STEINMETZ, M. P.; RAJPAL, S.; TROST, G. Segmental spinal instrumentation in the management of scoliosis. *Neurosurgery*, Baltimore, v. 63, n. 1, p. A131-8, 2008. Supplement

TSAI, W. C.; CHEN, P. Q.; LU, T. W.; WU, S. S.; SHIH, K. S.; LIN, S. C. Comparison and prediction of pullout strength of conical and cylindrical pedicle screws within synthetic bone. *BMC musculoskeletal disorders [electronic resource]*, London, v. 10, n. 44, 2009. Disponível em: <<http://www.biomedcentral.com/1471-2474/10/44>>. Acesso em: 30 Jun. 2009.

VÁZQUEZ, A. A.; LAUGE-PEDERSEN, H.; LIDGREN, L.; TAYLOR, M. Finite Element analysis of the initial stability of ankle arthrodesis with internal fixation: flat cut versus intact joint contours. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, Bristol, v. 18, n. 3, p. 244-53, 2003.

VÁZQUEZ, A. A.; LAUGE-PEDERSEN, H.; LIDGREN, L.; TAYLOR, M. Initial stability of ankle arthrodesis with here-screw fixation. A finite element analysis. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, Bristol, v. 19, n. 7, p. 751-9. 2004.

VENDRAME, J. R. B.; SHIMANO, A. C. ; KANDZIORA, F. ; DEFINO, H. L. A. Estudo da influência do orifício piloto na resistência ao arrancamento do parafuso pedicular. *Acta Ortopédica Brasileira*, São Paulo, v. 16, n. 2, p. 69-73, 2008.

WANG, C. J.; BROWN, C. J.; YETTRAM, A. L.; PROCTER, P. Intramedullary femoral nails: one ou two lag screws? A preliminary study. *Medical Engineering & Physics*, Oxford, v. 22, n. 9, p. 613-24, 2000.

WANG, C. J.; YETTRAM, A. L.; YAO, M. S.; PROCTER, P. Finite element analysis of Gamma nail within a fractured femur. *Medical Engineering & Physics*, Oxford, v. 20, n. 9, p. 677-83, 1998.

WEINSTEIN, J. N.; RYDEVIK, B. L.; RAUSCHING, W. R. Anatomical and technical considerations of pedicle screw fixation. *Clinical orthopaedics and related research*, Philadelphia, v. 284, p. 34-46, 1992.

WITTENBERG, R. H.; LEE, K. S.; SHEA, M.; WHITE III, A. A.; HAYES, W. C. Effect of screw diameter, insertion technique, and bone cement augmentation of pedicular screw fixation strength. *Clinical orthopaedics and related research*, Philadelphia, v. 296, p. 278-87, 1993.

ZAMARIOLI, A. Estudo biomecânico de parafusos do sistema de fixação vértebra: influência do desenho do parafuso, densidade do modelo experimental e orifício piloto. Dissertação (Mestrado em Ciências Médicas) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2008.

ZAMARIOLI, A.; SIMÕES, P. A.; SHIMANO, A. C.; DEFINO, H. L. A. Torque de inserção e resistência ao arrancamento dos parafusos vertebrais com alma cilíndrica e cônica. *Revista Brasileira de Ortopedia*, São Paulo, n.43, n. 10, p. 452-9, 2008.

ZHANG, Q. H.; TAN, S. H.; CHOU, S. M. Investigation of fixation screw strength on human spine. *Journal of Biomechanics*, New York, v. 37, n. 4, p. 479-85, Apr - 2004.

ZINDRICK, M. R.; WILTSE, L. L.; WIDELL, E. H.; THOMAS, J. C.; HOLLAND, W. R.; FIELD, B.T.; SPENCER, C. W. A Biomechanical Study of Intrapedicular Screw Fixation in the Lombosacral Spine. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Philadelphia, v. 203, p. 99-112, 1986.

8. *Spéndice*

Os gráficos de 1 a 3 apresentam os resultados obtidos nos ensaios de arrancamento e os gráficos de 4 a 6 os resultados obtidos por Zamarioli em 2008.

Gráfico 1 – Força (N) x Deslocamento (mm) para o Grupo 1

Gráfico 2 – Força (N) x Deslocamento (mm) para o Grupo 2

Gráfico 3 – Força (N) x Deslocamento (mm) para o Grupo 3

Gráfico 4 – Força (N) x Deslocamento (mm) para o Grupo 4

Gráfico 5 – Força (N) x Deslocamento (mm) para o Grupo 5

Gráfico 6 – Força (N) x Deslocamento (mm) para o Grupo 6

Nome do arquivo: Dissertação final.doc
Pasta: C:\Documents and Settings\Marcelo e Ana\Bureau
Modelo: C:\Documents and Settings\Marcelo e Ana\Application
Data\Microsoft\Modelos\Normal.dot
Título: Uso do Método de Elementos Finitos em Parafusos do Sistema
de Fixação Vertebral
Assunto:
Autor: user
Palavras-chave:
Comentários:
Data de criação: 16/10/2009 15:48:00
Número de alterações:44
Última gravação: 19/10/2009 09:26:00
Salvo por: Ana e Marcelo
Tempo total de edição: 1.276 Minutos
Última impressão: 19/10/2009 09:27:00
Como a última impressão
Número de páginas: 112
Número de palavras: 17.033 (aprox.)
Número de caracteres: 93.683 (aprox.)