



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



Laboratório de  
**BIOENGENHARIA**  
FMRP-USP

**GUSTAVO SILVA ABRAHÃO**

**INFLUÊNCIA DO PREPARO DO ORIFÍCIO PILOTO NA ANCORAGEM  
DOS PARAFUSOS COM DIÂMETRO INTERNO CÔNICO**

**Ribeirão Preto**  
**2011**

**GUSTAVO SILVA ABRAHÃO**

**INFLUÊNCIA DO PREPARO DO ORIFÍCIO PILOTO NA ANCORAGEM  
DOS PARAFUSOS COM DIÂMETRO INTERNO CÔNICO**

Tese apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências da Saúde Aplicada ao Aparelho Locomotor.

Área de concentração: Reabilitação do Aparelho Locomotor

Orientador: Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano

**Ribeirão Preto  
2011**

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.

## FICHA CATALOGRÁFICA

Abrahão, Gustavo Silva

Influência do preparo do orifício piloto na ancoragem dos parafusos com diâmetro interno cônico. Ribeirão Preto, 2011.

97 f.: il. ; 30cm

Tese de Doutorado, apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Reabilitação do Aparelho Locomotor.

Orientador: Shimano, Antônio Carlos.

1. Coluna Vertebral. 2. Parafuso ósseo. 3. Biomecânica  
4. Dispositivo de Fixação Ortopédica. 5. Vértebras Lombares..

Nome: ABRAHÃO, Gustavo Silva.

Título: Influência do preparo do orifício piloto na ancoragem dos parafusos com diâmetro interno cônico.

Tese apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências da Saúde Aplicada ao Aparelho Locomotor.

**Aprovado em:**

**Banca Examinadora**

Prof. Dr.: \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof. Dr.: \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof. Dr.: \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof. Dr.: \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof. Dr.: \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

*Dedico este trabalho aos meus pais pelo apoio incondicional e incentivo em todos os projetos de minha vida. Desejo que a minha dívida com vocês seja inesgotável.*

## **AGRADECIMENTO ESPECIAL**

*Ao Prof. Dr. Antonio Carlos Shimano, pela oportunidade, confiança, ensinamentos, amizade e especialmente pela contribuição em minha formação pessoal e profissional. Um dos grandes colaboradores das minhas conquistas.*

## AGRADECIMENTOS

*Ao Prof. Dr Helton A. L. Defino pelas oportunidades e ensinamentos.*

*Ao Prof. Dr José B. Volpon, por disponibilizar o acesso ao laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, a recursos indispensáveis para execução do experimento, e pelo exemplo de dedicação e sabedoria.*

*A Profa. Dra. Ada Clarise Gastaldi pela atenção, receptividade e oportunidade disponibilizada.*

*Ao Prof. Dr. José Francisco Albuquerque de Paula do Laboratório de Endocrinologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, pela valiosa contribuição na realização dos exames de densidade mineral óssea.*

*Às secretárias do Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, Maria de Fátima Feitosa de Lima e Elisângela Bernardi de Oliveira pela atenção e receptividade.*

*A secretária do programa de Pós – Graduação Ciências da Saúde aplicada ao Aparelho Locomotor, Cleonice Marques Silva Galão pela atenção e receptividade.*

*Aos funcionários do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Carlos Alberto Moro, Francisco Carlos Mazzocato, Luís Henrique Alves Pereira, Maria Teresinha de Moraes e Reginaldo Trevilato da Silva, pela amizade, auxílio, atenção e disponibilidade.*

*Aos funcionários da Oficina de Precisão da Prefeitura do Campus da USP de Ribeirão Preto, em especial ao Otávio Terra pela confecção dos acessórios necessários aos ensaios e instrumentais.*

*A Dayana Pousa Paiva de Siqueira, pelo carinho, atenção, dedicação, paciência e constante auxílio na execução deste trabalho e em todos os projetos da minha vida.*

*Aos amigos Leonardo César Carvalho, João Paulo C. Matheus e Liana B. Gomide, pela amizade, apoio e ajuda.*

*Aos amigos Rodrigo Rosa, Patrícia Silva, Rodrigo Okubo, Mauricio Falcai, Ariane Zamariolli e Ana Paula Macedo pelo apoio e auxílio indispensáveis para execução deste trabalho.*

*E a todos aqueles que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho, os mais sinceros reconhecimentos.*



*“Uma das principais características do ser humano é a curiosidade, a necessidade de descobrir os segredos da natureza. Para alcançar esse objetivo, nem sempre a simples observação é suficiente. Por isso, há séculos o homem vem criando experimentos que simulam os fenômenos naturais. A interpretação lógica e criativa dos resultados desses experimentos tem sido um dos pilares do conhecimento científico”.*

## RESUMO

ABRAHÃO, G. S. **Influência do preparo do orifício piloto na ancoragem dos parafusos com diâmetro interno cônico.** 2011. 97f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2011.

**Objetivo:** Avaliar a influência do diâmetro e do modo de preparação do orifício piloto na resistência ao arrancamento e no torque de inserção dos parafusos pediculares do sistema de fixação vertebral com diâmetro interno cônico. **Métodos:** foram realizados ensaios mecânicos com parafusos pediculares com alma cônica e diâmetro de 4,2mm e 5,2mm inseridos nos pedículos vertebrais lombares de suínos. Foi considerada a maior medida de torque obtida com torquímetro. O orifício piloto foi confeccionado com de broca e sondas (pontaguda e cortante) com diferentes diâmetros. **Resultados:** Os resultados demonstraram que utilizando o parafuso de 4,2mm, a perfuração com orifício igual ou inferior ao menor diâmetro interno do parafuso, aumentou o torque e a resistência ao arrancamento. Perfurações com diferentes instrumentos apresentaram comportamento semelhante. Perfurações com sondas permitiram que os orifícios confeccionados com dimensões superiores ao menor diâmetro interno do parafuso apresentassem resistência semelhante a das perfurações com dimensões iguais ao menor diâmetro interno do implante, realizadas com sondas e brocas. **Conclusões:** Nos parafusos de 4,2 mm, o diâmetro e o modo de preparação do orifício influenciam o torque e a resistência, nos de 5,2 mm apenas o torque de inserção. Não há correlação entre força de arrancamento e torque de inserção.

Descritores: Coluna Vertebral. Parafusos Ósseos. Biomecânica. Dispositivos de fixação ortopédica. Vértébras lombares.

## ABSTRACT

ABRAHÃO, G. S. **Effect of pilot hole preparation of anchorage of pedicle screws with conical internal diameter.** 2011. 96f. Thesis (Doctoral) – Ribeirão Preto Medicine College, São Paulo University, Ribeirão Preto, 2011.

**Objective:** We evaluated the influence of the diameter and the preparation of the pilot hole in the resistance to the pulling out and to the strength when inserting the pedicle screws of the vertebral fixation system with conical internal diameter. **Methods:** mechanical experiments were done with pedicle conical screws of 4.2mm and 5.2 mm diameter. They were inserted in the vertebral pedicles of swine. We considered the largest torque measure obtained with a torque wrench. The pilot hole was manufactured with a drill and a probe (pointed and sharp) which had different diameters. **Results:** While testing the 4.2 mm screw, the perforation of holes, with measure equal or inferior to the lesser internal diameter of the screw, increased the torque and the resistance to the pulling out. Perforations with different instruments have presented similar results. Perforations with probes allowed that orifices manufactured with superior dimensions, comparing to the lesser measure of internal diameter of the screw, showed similar resistance to the perforations in holes with the dimensions of equal or lesser internal diameter implant, made with probes and drills. **Conclusions:** For 4.2 mm screws, the diameter and the preparation of the hole influence the strength and resistance. For the 5.2 mm screws, there is only the influence of the insertion torque. There is no correlation between pulling out strength and insertion torque.

Key-words: Vertebral Spine. bone screws. Biomechanical. devices for orthopedic fixation. lumbar vertebra.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 1 - Características Geométricas do parafuso para osso esponjoso e cortical* 27
- Figura 2 - Fotografia de uma vértebra lombar de suíno observada no sentido crânio-caudal.....* 34
- Figura 3 - Fotografia dos parafusos utilizados no estudo. (A) Parafuso de 4,2mm x 30mm. (B) Parafuso de 5,2mm x 35mm.....* 36
- Figura 4 - Fotografia dos instrumentos utilizados para confecção do orifício piloto. Broca (A); Sonda pontiaguda (B) e Sonda cortante (C). ....* 37
- Figura 5 - Fotografia de um corte transversal de uma vértebra lombar de suíno expondo a profundidade dos orifícios piloto perfurados. Orifício do parafuso de 5,2mm (A). Orifício do parafuso de 4,2mm (B).....* 37
- Figura 6 - Fotografia do torquímetro digital Mackena<sup>®</sup>, modelo MK-201 com capacidade de 10N.m e precisão de 0,01 N.m.....* 41
- Figura 7 - Fotografia da técnica de medida do torque de inserção: (A) Torquímetro digital; (B) Acessório para união entre o torquímetro e a chave; (C) Chave para rosqueamento do parafuso; (D) Vértebra lombar com parafuso inserido no pedículo; (E) Acessório guia; (F) Morsa para suporte da vértebra. ....* 41
- Figura 8 - Fotografia dos acessórios (modelo I) utilizados nos ensaios mecânicos da primeira etapa: (A) Parte acoplada na máquina de ensaio; (B) Acessório articulado; (C) Acessório acoplado a cabeça do parafuso; (D) Processo espinhoso da vértebra lombar; (E) Acessório de fixação do modelo experimental; (F) Acessório articulado de acoplamento na máquina. ....* 43
- Figura 9 - Fotografia dos acessórios (modelo II) utilizados nos ensaios mecânicos da segunda etapa: (A) VISTA ANTERIOR: 1 - Parte acoplada a máquina de ensaio; 2 - Acessório articulado; 3 - Haste de conexão; 4 - Acessório de fixação do modelo*

experimental; 5 – Acessório articulado de acoplamento na morsa; 6 – Morsa. (B) VISTA POSTERIOR: 7 – Acessório acoplado a cabeça do parafuso; 8 – Parafuso pedicular; 9 – Vértebra lombar vista no sentido látero-lateral. .... 44

Figura 10 - Exemplo das curvas força x deformação obtidas durante a realização dos ensaios mecânicos. .... 45

Figura 11 - Gráfico apresentando os resultados do torque de inserção do parafuso de 4,2mm nas análises do modo de preparo do orifício piloto com diferentes diâmetros de perfuração. .... 48

Figura 12 - Gráfico apresentando os resultados do torque de inserção do parafuso de 5,2mm nas análises do modo de preparo do orifício piloto com diferentes diâmetros de perfuração. .... 49

Figura 13 - Gráfico apresentando os resultados do torque de inserção do parafuso de 4,2mm nas análises do diâmetro com diferentes instrumentos de perfuração. .... 50

Figura 14 - Gráfico apresentando os resultados do torque de inserção do parafuso de 5,2mm nas análises do diâmetro com diferentes instrumentos de perfuração. .... 51

Figura 15 - Gráfico apresentando os resultados da força máxima de arrancamento do parafuso de 4,2mm nas análises do modo de preparo do orifício piloto com diferentes diâmetros de perfuração. .... 53

Figura 16 - Gráfico apresentando os resultados da força máxima de arrancamento do parafuso de 5,2mm nas análises do modo de preparo do orifício piloto com diferentes diâmetros de perfuração. .... 53

Figura 17 - Gráfico apresentando os resultados da força máxima de arrancamento do parafuso de 4,2mm nas análises do diâmetro com diferentes instrumentos de perfuração. .... 54

Figura 18 - Gráfico apresentando os resultados da força máxima de arrancamento do parafuso de 5,2mm nas análises do diâmetro com diferentes instrumentos de perfuração. .... 55

*Figura 19 - (A) Fotografia ilustrando uma vértebra lombar de suíno com parafusos inseridos nos pedículos. (B) Detalhe do pedículo vertebral direito com implante de 5,2mm. (C) Detalhe do pedículo vertebral esquerdo com implante de 4,2mm..... 56*

*Figura 20 - Fotografia da radiografia de uma vértebra lombar de suíno com parafusos inseridos nos pedículos. (A) Parafuso de 5,2mm. (B) Parafuso de 4,2mm. .... 57*

## LISTA DE TABELAS

<i>Tabela 1 – Os 12 grupos experimentais utilizados na primeira etapa compostos pela variação do meio de preparo e do diâmetro de perfuração do orifício piloto. ....</i>	<i>39</i>
<i>Tabela 2 – Os 9 grupos experimentais utilizados na segunda etapa compostos pela variação do meio de preparo e do diâmetro de perfuração do orifício piloto. ....</i>	<i>40</i>
<i>Tabela 3 - Valores médios e DP do torque de inserção dos parafusos pediculares de 4,2mm de diâmetro externo em orifícios confeccionados por broca, sonda cortante e sonda pontiaguda. ....</i>	<i>47</i>
<i>Tabela 4 - Valores médios e DP do torque de inserção dos parafusos pediculares de 5,2mm de diâmetro externo em orifícios confeccionados por broca, sonda cortante e sonda pontiaguda. ....</i>	<i>47</i>
<i>Tabela 5 - Valores médios e DP da força máxima de arrancamento dos parafusos pediculares de 4,2mm de diâmetro externo em orifícios confeccionados por broca, sonda cortante e sonda pontiaguda. ....</i>	<i>51</i>
<i>Tabela 6 - Valores médios e DP da força máxima de arrancamento dos parafusos pediculares de 5,2mm de diâmetro externo em orifícios confeccionados por broca, sonda cortante e sonda pontiaguda. ....</i>	<i>52</i>

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

aBMD	- Apparent bone mineral density (g/cm <sup>3</sup> )
aDMO	- Aparente densidade mineral óssea (g/cm <sup>3</sup> )
AO	- Área Óssea
BMD	- Bone mineral density (g/cm <sup>2</sup> )
DXA	- <i>Dual energy radiograph absorptiometry</i>
DMO	- Densidade mineral óssea (g/cm <sup>2</sup> )
FMRP	- Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
USP	- Universidade de São Paulo



## GLOSSÁRIO

Arrancamento	- Arrancadura, extração.
Diâmetro Interno do Parafuso	- Diâmetro da alma ou diâmetro do cerne.
Macheamento	- Confecção das roscas ao longo do orifício piloto com finalidade de acomodar o parafuso.
Orifício Piloto	- Túnel, canal ou trajeto destinado à inserção do parafuso.
Parafuso Auto-macheante	- Auto-perfurante, auto-trefinante, auto-cortante, auto-rosqueante.
Rosca do Parafuso	- Espira, filete de rosca.
Sonda	- Instrumento metálico em forma de haste com extremidade pontiaguda ou cortante de utilização manual destinado à abertura do orifício piloto.
USP	- Universidade de São Paulo
Z-Score	- Número de desvios padrão distante da media de massa óssea de um grupo

## LISTA DE SÍMBOLOS

°C	- Graus Celsius
cm <sup>3</sup>	- Centímetro ao cubo
mm	- Milímetro
m	- Metro
g	- Grama
N	- Newton
s	- Segundo
kg	- Kilograma
g/cm <sup>2</sup>	- Grama por centímetro ao quadrado
g/cm <sup>3</sup>	- Grama por centímetro ao cubo
min	- Minuto
mm/min	- Milímetros por minuto
N.m	- Newton vezes metro
rpm	- Rotações por minuto

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>21</b>
1.1 Orifício piloto .....	23
1.2 Parafusos .....	26
<b>2 OBJETIVO</b> .....	<b>31</b>
2.1 Objetivo geral .....	31
2.2 Objetivos específicos.....	31
<b>3 MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	<b>33</b>
3.1 Vértebras de suíno .....	33
3.1.1 Análise da Densidade Mineral Óssea.....	34
3.2 Implantes.....	35
3.3 Orifício piloto .....	36
3.4 Grupos Experimentais .....	38
3.4.1 Etapa 1 .....	38
3.4.1.1 Grupos Experimentais .....	38
3.4.2 Etapa 2 .....	39
3.4.2.1 Grupos Experimentais .....	39
3.5 Avaliação do Torque de Inserção .....	40
3.6 Ensaio Mecânico .....	42
3.7 Análise Estatística.....	45
<b>4 RESULTADOS</b> .....	<b>47</b>
4.1 Torque de Inserção .....	47
4.2 Força de Arrancamento .....	51
4.3 Força de Arrancamento x Torque de Inserção .....	55
4.4 Análise Qualitativa .....	55
<b>5 DISCUSSÃO</b> .....	<b>59</b>

<b>6 CONCLUSÃO .....</b>	<b>67</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>69</b>
<b>APÊNDICE A - Relatório de ensaio mecânico do grupo A1.....</b>	<b>77</b>
<b>APÊNDICE B - Relatório de ensaio mecânico do grupo B1.....</b>	<b>78</b>
<b>APÊNDICE C - Relatório de ensaio mecânico do grupo C1.....</b>	<b>79</b>
<b>APÊNDICE D - Relatório de ensaio mecânico do grupo D1.....</b>	<b>80</b>
<b>APÊNDICE E - Relatório de ensaio mecânico do grupo E1.....</b>	<b>81</b>
<b>APÊNDICE F - Relatório de ensaio mecânico do grupo F1 .....</b>	<b>82</b>
<b>APÊNDICE G - Relatório de ensaio mecânico do grupo G1 .....</b>	<b>83</b>
<b>APÊNDICE H - Relatório de ensaio mecânico do Grupo H1 .....</b>	<b>84</b>
<b>APÊNDICE I - Relatório de ensaio mecânico do grupo I1.....</b>	<b>85</b>
<b>APÊNDICE J - Relatório de ensaio mecânico do grupo J1.....</b>	<b>86</b>
<b>APÊNDICE K - Relatório de ensaio mecânico do grupo K1.....</b>	<b>87</b>
<b>APÊNDICE L - Relatório de ensaio mecânico do grupo L1 .....</b>	<b>88</b>
<b>APÊNDICE M- Relatório de ensaio mecânico do grupo A2 .....</b>	<b>89</b>
<b>APÊNDICE N - Relatório de ensaio mecânico do grupo B2.....</b>	<b>90</b>
<b>APÊNDICE O - Relatório de ensaio mecânico do grupo C2 .....</b>	<b>91</b>
<b>APÊNDICE P - Relatório de ensaio mecânico do grupo D2.....</b>	<b>92</b>
<b>APÊNDICE Q - Relatório de ensaio mecânico do grupo E2.....</b>	<b>93</b>
<b>APÊNDICE R - Relatório de ensaio mecânico do grupo F2.....</b>	<b>94</b>
<b>APÊNDICE S - Relatório de ensaio mecânico do grupo G2.....</b>	<b>95</b>
<b>APÊNDICE T - Relatório de ensaio mecânico do grupo H2.....</b>	<b>96</b>
<b>APÊNDICE U - Relatório de ensaio mecânico do grupo I2.....</b>	<b>97</b>

# INTRODUÇÃO

## **1 INTRODUÇÃO**

A coluna vertebral é o segmento mais complexo e funcionalmente significativo do corpo humano capaz de propiciar a ligação entre os membros superiores e inferiores permitindo movimentos nos três planos (HALL, 1993). É uma estrutura compartimentada, cujos elementos se dispõem fornecendo uma adequada estabilidade de movimento. É constituída de vértebras cervicais, torácicas, lombares, sacrais e o cóccix (FRACCAROLI, 1981). Possui três funções biomecânicas importantes: suporte do peso corporal, auxílio na locomoção e proteção neural (KNOPLICH, 1995; GREVE; AMATUZZI, 1999).

A região lombar da coluna vertebral desempenha um papel fundamental na distribuições das tensões decorrentes do peso corporal, da ação muscular e das forças aplicadas externamente. Exerce a função de força e de estabilidade especialmente quando submetida à carga, para manter as relações anatômicas intervertebrais e proteger os elementos neurais. Em contraposição ela deve ser flexível para permitir o movimento (ALMEIDA et al., 2006).

A instabilidade da coluna é uma significativa redução da capacidade do sistema de estabilização espinhal em manter as zonas intervertebrais com deslocamento dentro de seus limites fisiológicos, déficit neurológico ou dor incapacitante (O' SULLIVAN, 2000). O tamanho da zona neutra, região de lassitude ao redor de uma posição neutra de um segmento da coluna, pode ser considerada uma importante medida de estabilidade e é influenciada pelos sistemas de controle passivo e ativo (ALMEIDA et al., 2006).

A instabilidade lombar é uma afecção freqüente na prática clínica associada à lombalgia ou lombociatalgia que não responde satisfatoriamente ao tratamento não operatório (LETTIN, 1967). Nagi, Riley e Newbi (1973) afirmam que 40% da população apresentam sintomatologia lombar durante a vida e que em 20% o quadro interfere na qualidade de vida do paciente. Os transtornos lombares em geral representam cerca de 18% do total de atendimentos médicos anuais nos países desenvolvidos, justificando a importância sócio-econômica desta afecção (GIBSON; WADDELL; GRANT, 2000).

O tratamento cirúrgico da instabilidade lombar pela artrodese foi introduzido por volta de 1920 e, atualmente, está amplamente difundido. As fusões lombares são geralmente realizadas em pacientes portadores de espondilolistese ou doença lombar degenerativa, quando a introdução dos parafusos pediculares em 1969 teve, entre os seus principais objetivos, aumentar a estabilidade pós-operatória e favorecer a consolidação da artrodese (AVANZI et al., 2005)

A fixação posterior com parafuso transpedicular é um procedimento amplamente utilizado no tratamento da instabilidade da coluna lombar causada por trauma, condições degenerativas, defeitos congênitos e neoplasias (MATSUAKI, et al., 1990; DICKMAN, et al., 1994).

A interface osso-implante é um importante determinante da estabilidade do sistema de fixação vertebral. A soltura de qualquer implante no interior da vértebra poderia comprometer a estabilidade do sistema. (ZDEBLICK et al., 1993; DAFTARI; HORTON; HUTTON, 1994; KWOK et al., 1996; HITCHON et al., 2003).

Muitos fatores influenciam a resistência ao arrancamento (tração) dos implantes do sistema de fixação. Dentre eles destacam-se o torque de inserção, a densidade mineral óssea (DMO), as características geométricas dos parafusos, a

morfologia vertebral e as técnicas de inserção dos implantes. (KRAG et al., 1988; RYKEN et al., 1995; HITCHON et al., 2003; PITZEN et al., 2002; CONRAD et al., 2005; SIQUEIRA et al., 2009).

Estudos têm mostrado que o torque de inserção e a força de arrancamento dos implantes estão relacionados com a densidade mineral óssea, quando mensurada pelo exame de densitometria óssea (COE et al., 1990; OKUYAMA et al., 1993; RYKEN et al., 1995; KWOK et al., 1996; HADJIPAVLOU et al., 1997): O torque de inserção dos implantes é definido como a força requerida para que o parafuso avance a rosca no interior do material de fixação (DAFTARI; HORTON; HUTTON, 1994). Alguns estudos apresentam correlação entre torque de inserção e força de arrancamento, associando o valor encontrado de torque com a eficiência na ancoragem dos parafusos (DAFTARI; HORTON; HUTTON, 1994; KUKLO; LEHMAN, 2003).

### **1.1 Orifício piloto**

A fixação de qualquer implante na coluna vertebral requer o preparo do local em que o implante será ancorado, denominado orifício piloto. A confecção do orifício piloto consiste na produção de uma abertura em um material com a finalidade de orientar a penetração do parafuso, que poderá ser no pedículo, corpo vertebral, processo transversal, dentre outros (GEORGE et al., 1991; BRANTLEY; MAYFIELD; KOENEMAN, 1994; KUHN et al., 1995).



Duas técnicas envolvendo o diâmetro do orifício piloto e o instrumental aplicado na sua confecção são freqüentemente utilizadas. Estas podem exercer influência sobre o torque de inserção e a força máxima de arrancamento do implante. A primeira está relacionada à confecção do orifício piloto com diâmetro menor ou igual ao diâmetro interno do parafuso (VENDRAME, 2008). A segunda refere-se ao meio de confecção desse orifício que pode ser através de broca ou sonda (MORAN et al., 1989; ZDEBLICK et al., 1993; WITTENBERG et al., 1993; DAFTARI; HORTON; HUTTON, 1994; ÖKTENOGLU et al., 2001; REITMAN; NGUYEN; FOGEL, 2004).

A broca pode proporcionar melhor alinhamento e maior precisão durante a confecção do orifício piloto, e ainda promove a remoção dos fragmentos de osso gerados durante a perfuração. A presença desses fragmentos em contato com o instrumento de perfuração durante a confecção pode tornar as dimensões do orifício superiores as planejadas (MAZZOCA et al., 2003).

A sonda é um instrumento de perfuração de uso manual que permite o controle da profundidade e do alinhamento do orifício (MORAN et al., 1989). Comumente é utilizada a sonda com a extremidade distal cortante (ponta chata e estreita) semelhante à empregada nos estudos realizado por Defino et al. (2007) e Vendrame et al. (2008), possibilitando um comportamento semelhante à broca no que se relaciona a remoção de fragmentos ósseos. Mas outro modelo utilizado nos estudos de Rosa et al. (2008) e Zamariolé et al. (2008) apresenta a extremidade pontiaguda, o que não permitiria a remoção dos fragmentos de tecido ósseo com a mesma magnitude apresentada pela sonda de ponta cortante ou pela broca. Essa característica proporciona maior compactação do tecido ósseo nas paredes do orifício piloto. Devido às características mecânicas do osso esponjoso, que possui

menor resistência em relação ao osso cortical, a compactação do osso adjacente ao orifício piloto aumentaria a densidade óssea ao redor do implante e a sua resistência ao arrancamento (VENDRAME et al., 2008).

No entanto, a influência da utilização dos modelos de sonda é mais marcante nas vértebras com baixa densidade mineral óssea (WITTENBERG et al. 1993; DAFTARI; HORTON; HUTTON, 1994). Durante a inserção do implante em um orifício piloto confeccionado em osso osteoporótico menor quantidade de material ósseo é depositada entre os filetes da rosca o que promove a redução da ancoragem do parafuso. Portanto, quando utilizada a sonda pontiaguda, maior quantidade de material é adicionada entre os filetes de rosca do parafuso (VENDRAME, 2006).

A realização ou não do macheamento do orifício piloto é outra variável que está relacionada à ancoragem dos implantes (VENDRAME et al. 2008; SILVA et al. 2009). O uso do instrumento para o macheamento, que tem a finalidade de remover os fragmentos ósseos, amplia as dimensões do orifício piloto. A impactação do osso nas paredes é um fator que causa aumento da resistência dos implantes ao arrancamento, e o macheamento do orifício piloto reduz essa resistência, devido à lesão e destruição das trabéculas do osso esponjoso (WITTENBERG et al., 1981; MORAN et al., 1989; DAFTARI; HORTON; HUTTON, 1994).

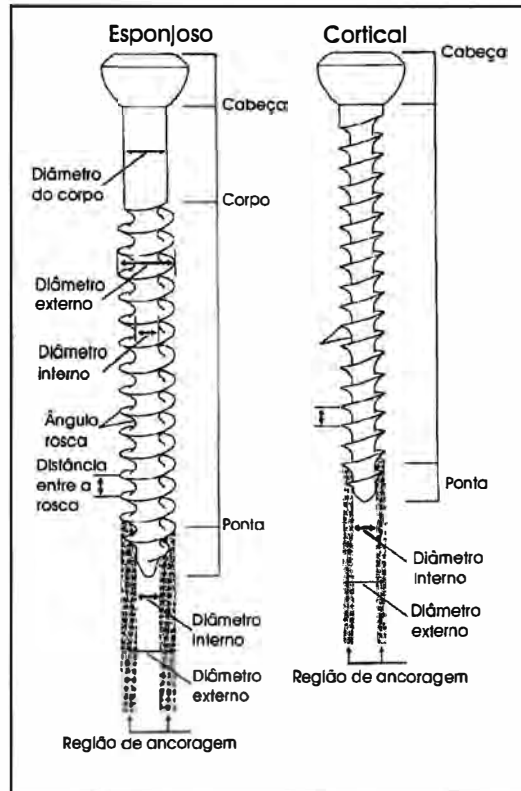
Esta ocorrência não apresenta relevância para resistência do implante no tecido ósseo cortical. No entanto, o parafuso inserido no tecido ósseo esponjoso ou com redução da densidade mineral óssea sofre redução significativa da resistência mecânica (SCHATZKER, 1993).

## **1.2 Parafusos**

Os sistemas de fixação vertebral são constituídos por diferentes componentes classificados de acordo com a função desempenhada. Os de ancoragem são parafusos, fios de cerclagem e ganchos. Hastes e placas são denominadas componentes longitudinais. E as porcas e arruelas são os conectores transversais e acessórios (VENDRAME, 2006).

Os parafusos são classificados como implantes do tipo penetrante, diferentemente dos fios de cerclagem e ganchos que são considerados não penetrantes (VENDRAME, 2006). Os parafusos são formados por diferentes partes: cabeça, diâmetro externo, diâmetro interno, rosca, passo de rosca e diâmetro do corpo (figura1). O diâmetro externo é o maior diâmetro entre as bordas externas do parafuso. O diâmetro interno é o menor diâmetro do corpo do parafuso sob o qual as roscas estão fixadas e não apresenta roscas (VENDRAME, 2006; ROSA, 2007; SILVA; 2008).

Os parafusos podem ser específicos para o tecido ósseo cortical ou esponjoso dependendo das características geométricas do implante como a rosca, a distância entre os passos de rosca e o diâmetro interno. O parafuso para osso cortical apresenta rosca de menor diâmetro, menor distância entre os passos de rosca e maior diâmetro interno. O parafuso para osso esponjoso apresenta rosca de maior diâmetro externo, maior distância entre os passos de rosca e menor diâmetro interno (HIRANO et al., 1997; LASTRA; BENZEL, 2003; MAZZOCCA et al., 2003).



Fonte: Mazzoca et al. (2003).

Figura 1 - Características Geométricas do parafuso para osso esponjoso e cortical

O parafuso tem a função primordial de neutralizar forças sendo capaz de resistir ao cisalhamento, flexão e arrancamento. Estas propriedades mecânicas são influenciadas pela geometria dos componentes do sistema de fixação (COE et al., 1990; BROWNER et al., 1998; ZDEBLICK et al. 1993; ROSA et al., 2008 SILVA; 2008; VENDRAME et al. 2008).

A resistência do parafuso ao arrancamento está relacionada com a quantidade de filetes de rosca em contato com o tecido ósseo e ao número de roscas por unidade de comprimento do parafuso. O aumento do atrito entre o implante e o tecido ósseo adjacente proporciona a elevação da resistência ao

arrancamento e do torque de inserção (BENZEL, 2001; MAZZOCA et al., 2003; ROSA, 2007; SILVA; 2008; VENDRAME et al. 2008).

O formato da rosca e o seu posicionamento no corpo do parafuso exercem influência sobre a força máxima de arrancamento. As roscas inseridas em ângulo reto aumentam a carga sobre o parafuso enquanto a inclinação propicia a redução (WHITE; PANJABI, 1990; ZDEBLICK et al., 1993; LASTRA; BENZEL, 2003; VENDRAME, 2006; ROSA, 2007; SILVA; 2008).

O surgimento dos parafusos pediculares possibilitou a instrumentação segmentar da coluna vertebral mais estável, tornando – se, atualmente, procedimento padrão para as cirurgias da coluna torácica, lombar e sacral (ROSA, 2007).

Em estudos anteriores realizados por Defino et al. (2007); Rosa et al. (2008) e Defino et al. (2009), utilizando parafusos de diâmetro interno cilíndrico, foi verificada a influência do diâmetro e tipo de orifício piloto na resistência ao arrancamento. No entanto, outro modelo de implante foi desenvolvido o de diâmetro interno cônico.

No estudo realizado por Hsu et al. (2005) os parafusos com diâmetro interno cônico apresentaram maior força máxima de arrancamento do que os de diâmetro interno cilíndrico.

Segundo Abshire et al. (2001) os parafusos cônicos possibilitam um bom contato do implante pedicular com a porção cortical e com a esponjosa da região pedicular, possibilitando assim a formação de uma interface osso-parafuso mais resistente.

Mesmo assim, a literatura tem observado o sistema de fixação vertebral considerando os parafusos com diâmetro interno cilíndrico (GEORGE et al., 1991; DAFTARI; HORTON; HUTTON, 1994; ABRAHÃO; SHIMANO; DEFINO, 2003;

CARMOUCHE et al., 2005; DEFINO et al., 2007; FAKHOURI et al., 2009; SIQUEIRA et al., 2009) e os parâmetros estabelecidos para eles. Os parafusos de diâmetro interno cônico e os parâmetros para sua utilização ainda são pouco conhecidos.

OBJETIVO

## **2 OBJETIVO**

### **2.1 Objetivo geral**

Avaliar a relação entre o torque de inserção, a resistência ao arrancamento e o modo de preparação do orifício piloto dos parafusos pediculares do sistema de fixação vertebral que possuem diâmetro interno cônico.

### **2.2 Objetivos específicos**

- A) Avaliar a influência do tamanho do orifício confeccionado no torque de inserção e na resistência ao arrancamento.
- B) Avaliar a influência do instrumento utilizado para perfuração (broca, sonda cortante ou sonda pontiaguda) no torque de inserção e na resistência ao arrancamento.
- C) Avaliar a correlação entre a força de arrancamento e o torque de inserção.



MATERIAL E

MÉTODOS

### **3 MATERIAL E MÉTODOS**

#### **3.1 Vértebras de suíno**

Foram utilizados no estudo os pedículos de 140 vértebras lombares (L1-L6) de suínos da raça *Landrace*, com idade média de 90 dias e massa aproximada de 80 kg.

Durante a preparação do modelo utilizado no estudo (Figura 1) a musculatura da coluna lombar dos suínos foi removida, as vértebras desarticuladas, as partes moles aderentes retiradas e as peças foram identificadas. As vértebras foram armazenadas no freezer à temperatura de -20°C. Precedendo a realização dos ensaios mecânicos, as vértebras foram retiradas do freezer e mantidas por 12 horas à temperatura de 5°C no refrigerador, e, subsequentemente por duas horas à temperatura ambiente para se atingir o equilíbrio térmico e não alterar as propriedades físicas do osso (ROSA, 2007).



Figura 2 - Fotografia de uma vértebra lombar de suíno observada no sentido crânio-caudal.

### 3.1.1 Análise da Densidade Mineral Óssea

Para padronização do modelo experimental as vértebras foram submetidas a análise de densidade mineral óssea realizada no Laboratório de Endocrinologia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

A densidade mineral óssea das vértebras lombares de suíno foi determinada pelo exame *dual-energy radiograph absorptiometry (DXA)* e sistema QDR com *software* versão 11 – 2:5 (Hologic 4500 W, Waltham, MA, USA). Nesse estudo, a densidade mineral óssea ( $\text{g}/\text{cm}^2$ ) e Z-score (número de desvios padrão distante da média de massa óssea de um grupo) são convertidas matematicamente em parâmetros volumétricos de densidade mineral óssea ( $\text{g}/\text{cm}^3$ ) usando a fórmula aplicada por Silva et al., (2009) que segue abaixo:

$$\text{aDMO (g/cm}^3\text{)} = \frac{\alpha}{\sqrt{\beta}}$$

Onde  $\alpha$  é a densidade mineral óssea (DMO em  $\text{g}/\text{cm}^2$ ) da vértebra,  $\beta$  é a área óssea (AO em  $\text{cm}^2$ ) e aDMO é a aparente densidade mineral óssea (aDMO em  $\text{g}/\text{cm}^3$ ) da vértebra. O Z-score da DMO é analisado com base na idade de cada indivíduo estudado. Para esse propósito, a análise secundária da densitometria é realizada ajustando a data de nascimento para a idade óssea do sujeito.

Antes da conversão matemática em parâmetros volumétricos, a densidade das vértebras eram em média  $0,78 \pm 0,33 \text{ g}/\text{cm}^2$  e com a aplicação da fórmula proposta os valores de densidade foram em média  $16,33 \pm 1,90 \text{ g}/\text{cm}^3$ .

Os critérios convencionais para o cálculo e interpretação da DMO foram desenvolvidos para avaliação no osso humano não existindo critérios preestabelecidos para interpretação desses resultados no osso suíno.

No estudo a DMO foi utilizada exclusivamente para padronização dos grupos experimentais.

### **3.2 Implantes**

Foram utilizados parafusos pediculares com diâmetro interno cônico, apresentando diâmetro externo máximo de 4,2 mm e 5,2 mm, pertencentes ao sistema USSII (*Univesal Spine System-Synthes*<sup>®</sup>) de fixação vertebral. O primeiro com 30 mm de comprimento de rosca e diâmetro interno cônico, com o maior diâmetro interno de 3,8 mm e o menor de 2,2 mm. E o segundo com 35 mm de comprimento de rosca e diâmetro interno cônico, com maior diâmetro interno de 4,2 mm e o menor de 2,5 mm (Figura 2).

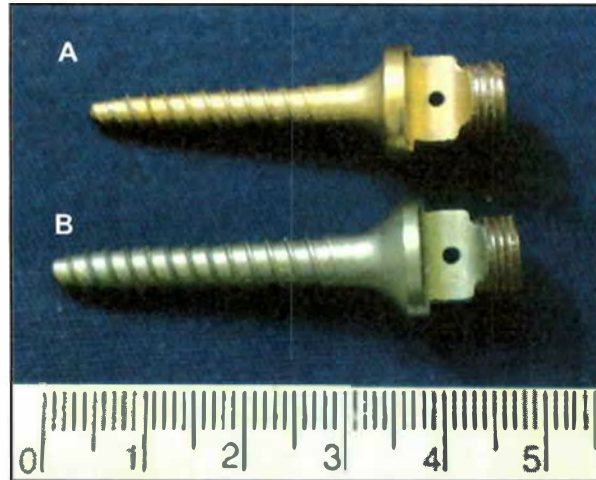


Figura 3 - Fotografia dos parafusos utilizados no estudo. (A) Parafuso de 4,2mm x 30mm. (B) Parafuso de 5,2mm x 35mm.

### 3.3 Orifício piloto

Precedendo a perfuração do orifício piloto a extremidade posterior do pedículo vertebral de suíno que é curva foi seccionada manualmente com auxílio de uma serra, fornecendo uma superfície plana para confecção do orifício piloto e posteriormente para acomodação da cabeça do parafuso.

O orifício para colocação do implante foi confeccionado por meio de broca, sonda cortante e sonda pontiaguda de aço (Figura 3), com diâmetros de 1,6 mm, 2,2 mm, 2,5 mm, 2,8 mm, 3,4 mm, 3,8 mm e 4,2 mm, utilizados de acordo com o grupo experimental (Tabela 1 e 2).

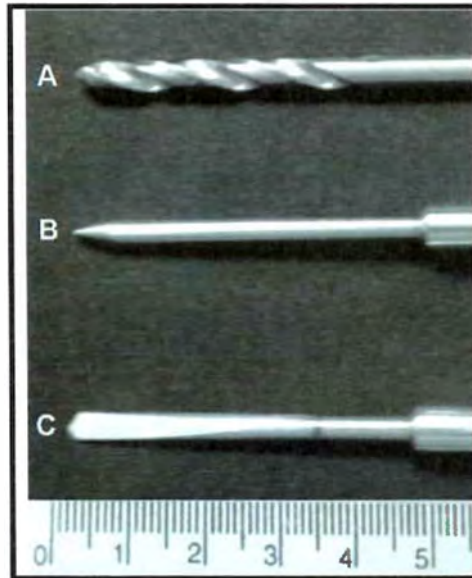


Figura 4 - Fotografia dos instrumentos utilizados para confecção do orifício piloto. Broca (A); Sonda pontiaguda (B) e Sonda cortante (C).

A profundidade de perfuração do orifício piloto foi definida com base no comprimento de rosca do parafuso (Figura 4). As perfurações com as sondas foram realizadas manualmente enquanto que as perfurações com as brocas foram realizadas com perfuratriz de bancada a uma velocidade de 455 rpm (ROSA, 2007).



Figura 5 - Fotografia de um corte transversal de uma vértebra lombar de suíno expondo a profundidade dos orifícios piloto perfurados. Orifício do parafuso de 5,2mm (A). Orifício do parafuso de 4,2mm (B).

### **3.4 Grupos Experimentais**

O experimento foi conduzido em duas etapas. Na primeira foram utilizados parafusos pediculares com diâmetro interno cônico apresentando diâmetro externo de 4,2 mm. Na segunda etapa foram utilizados parafusos pediculares com diâmetro interno cônico apresentando diâmetro externo de 5,2 mm, ambos pertencentes ao sistema USSII de fixação vertebral.

Na primeira etapa foram formados 12 grupos e na segunda 9 grupos experimentais variando o meio de preparo e o diâmetro de perfuração do orifício piloto. Os grupos foram compostos pela variação do instrumental de perfuração e diâmetro do orifício.

#### **3.4.1 Etapa 1**

##### **3.4.1.1 Grupos Experimentais**

A tabela 1 apresenta os 12 grupos experimentais que compõe a primeira etapa do estudo.

Tabela 1 - Os 12 grupos experimentais utilizados na primeira etapa compostos pela variação do tipo de perfuração e do diâmetro de perfuração do orifício piloto.

GRUPO	TIPO	DIÂMETRO	NÚMERO
A1		1,6	15
B1	BROCA	2,2	15
C1		2,8	15
D1		3,4	15
E1		1,6	15
F1	SONDA	2,2	15
G1	CORTANTE	2,8	15
H1		3,4	15
I1		1,6	15
J1	SONDA	2,2	15
K1	PONTIAGUDA	2,8	15
L1		3,4	15

### 3.4.2 Etapa 2

#### 3.4.2.1 Grupos Experimentais

A tabela 2 apresenta os 9 grupos experimentais que compõe a segunda etapa do estudo.



Tabela 2 – Os 9 grupos experimentais utilizados na segunda etapa compostos pela variação do tipo de perfuração e do diâmetro de perfuração do orifício piloto.

GRUPO	TIPO	DIÂMETRO	NÚMERO
A2		2,5	10
B2	BROCA	3,4	10
C2		4,2	10
D2	SONDA	2,5	10
E2	CORTANTE	3,4	10
F2		4,2	10
G2	SONDA	2,5	10
H2	POTIAGUDA	3,4	10
I2		4,2	10

### 3.5 Avaliação do Torque de Inserção

Após a realização do orifício piloto, o parafuso era inserido no pedículo vertebral e o torque de inserção mensurado por meio do torquímetro digital Mackena<sup>®</sup>, modelo MK-201 com capacidade de 10 N.m e precisão de 0,01 N.m (Figura 5). Este era acoplado à cabeça do parafuso por meio de uma chave especial e posicionado com auxílio de um acessório guia (Figura 6).



Figura 6 - Fotografia do torquímetro digital Mackena®, modelo MK-201 com capacidade de 10N.m e precisão de 0,01 N.m.

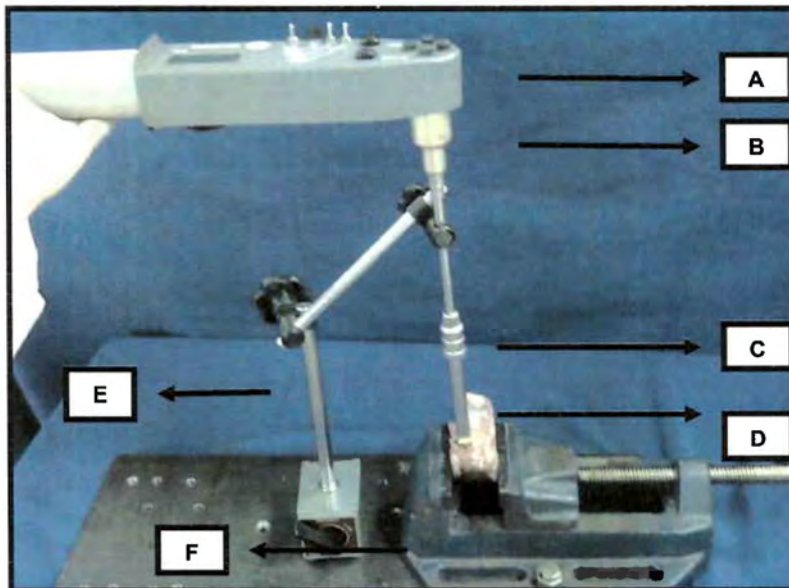


Figura 7 - Fotografia da técnica de medida do torque de inserção: (A) Torquímetro digital; (B) Acessório para união entre o torquímetro e a chave; (C) Chave para rosqueamento do parafuso; (D) Vértebra lombar com parafuso inserido no pedículo; (E) Acessório guia; (F) Morsa para suporte da vértebra.

O torque de inserção dos implantes foi registrado durante toda a implantação do parafuso sendo considerado para o estudo o maior valor de torque obtido durante a inserção do implante. A inserção era interrompida assim que a cabeça do parafuso entrava em contato com a superfície óssea.

### **3.6 Ensaio Mecânico**

Os ensaios mecânicos foram realizados no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

Os pedículos vertebrais com os parafusos implantados foram submetidos a ensaios mecânicos de arrancamento realizados em máquina universal de ensaio Emic® com *software* Tesc 3.13 para a análise dos resultados. Os ensaios mecânicos de arrancamento dos parafusos consistiram na aplicação de carga axial de tração na região da cabeça do parafuso.

Para a realização dos ensaios mecânicos foram utilizados acessórios especialmente confeccionados pela Oficina de Precisão da Prefeitura do Campus da Universidade de São Paulo em Ribeirão Preto, que possibilitaram o acoplamento da célula de carga ao implante (parte móvel) e da vértebra à base da máquina de ensaio (parte fixa). A vértebra era presa a parte fixa pela pressão exercida pelas paredes do acessório no sentido antero-posterior. Para execução da primeira etapa do estudo foi utilizado o acessório "I" (Figura 7).

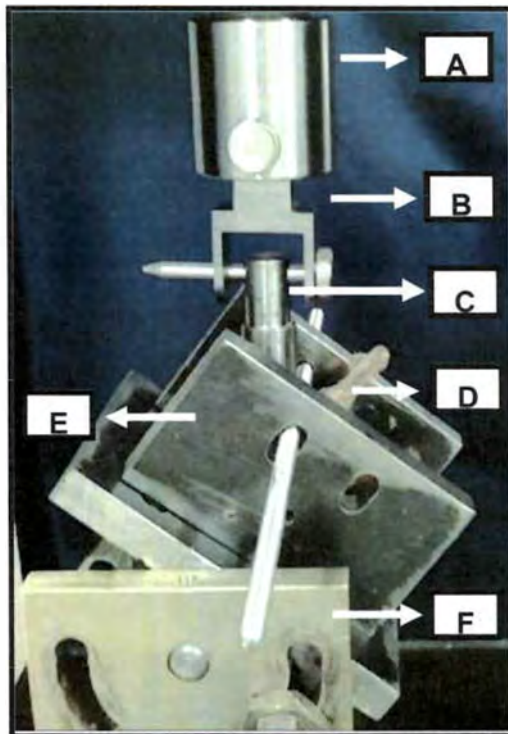


Figura 8 - Fotografia dos acessórios (modelo I) utilizados nos ensaios mecânicos da primeira etapa: (A) Parte acoplada na máquina de ensaio; (B) Acessório articulado; (C) Acessório acoplado a cabeça do parafuso; (D) Processo espinhoso da vértebra lombar; (E) Acessório de fixação do modelo experimental; (F) Acessório articulado de acoplamento na máquina.

E para realização da segunda etapa do experimento foi utilizado o acessório “II” (Figura 8) que apresentava as mesmas características de funcionamento do modelo “I”, porém permitia maior agilidade para acomodação do modelo experimental na máquina de ensaios e foi utilizado em outros experimentos semelhantes realizados no laboratório de Bioengenharia.

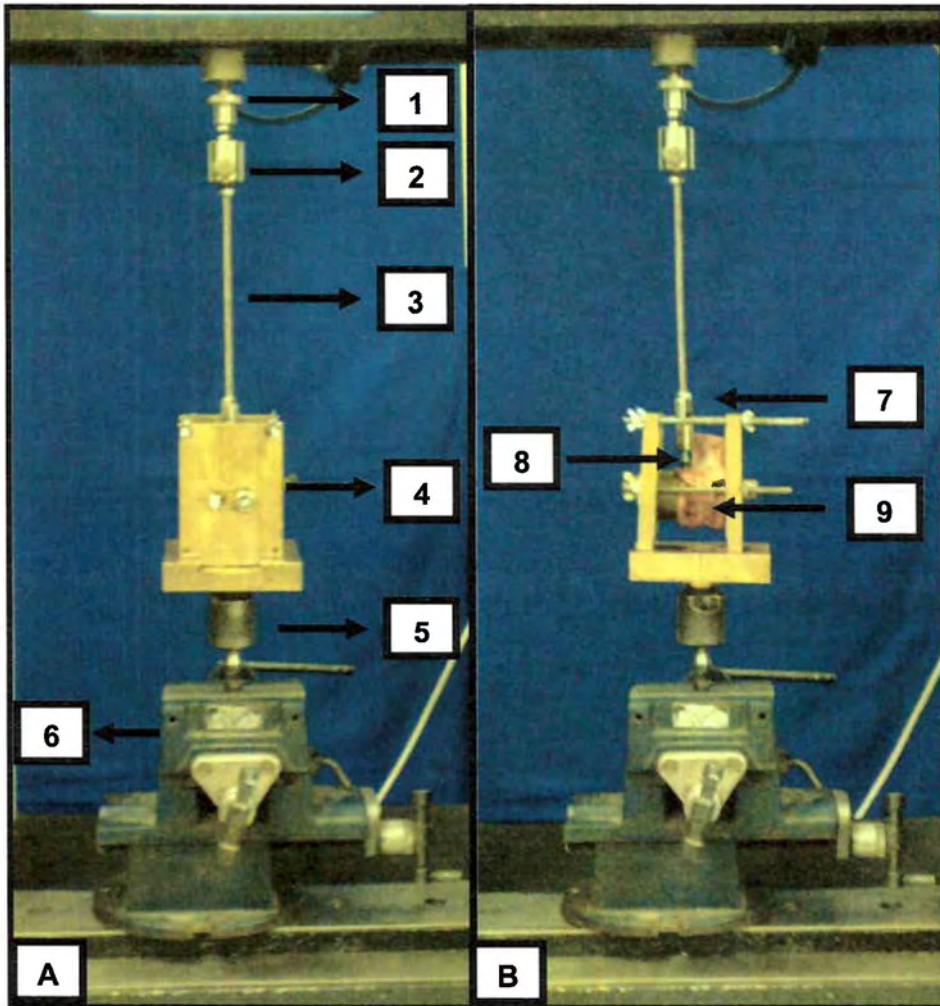


Figura 9 - Fotografia dos acessórios (modelo II) utilizados nos ensaios mecânicos da segunda etapa: (A) VISTA ANTERIOR: 1 - Parte acoplada a máquina de ensaio; 2 - Acessório articulado; 3 - Haste de conexão; 4 - Acessório de fixação do modelo experimental; 5 - Acessório articulado de acoplamento na morsa; 6 - Morsa. (B) VISTA POSTERIOR: 7 - Acessório acoplado a cabeça do parafuso; 8 - Parafuso pedicular; 9 - Vértebra lombar vista no sentido látero-lateral.

Para os ensaios mecânicos foi utilizada célula de carga com capacidade de 10000N e velocidade de aplicação de carga axial de 2 mm/min. Em todos os ensaios foi utilizada pré-carga de 5 N e tempo de acomodação de 10 segundos.

Os valores da capacidade da célula de carga, da pré-carga e do tempo de acomodação foram determinados por meio de estudo piloto prévio.

A propriedade mecânica analisada foi a força máxima de arrancamento. O *software* utilizado no estudo possibilitou a análise desses dados por meio da curva “força x deformação”, obtida durante a realização dos testes mecânicos (Figura 9).

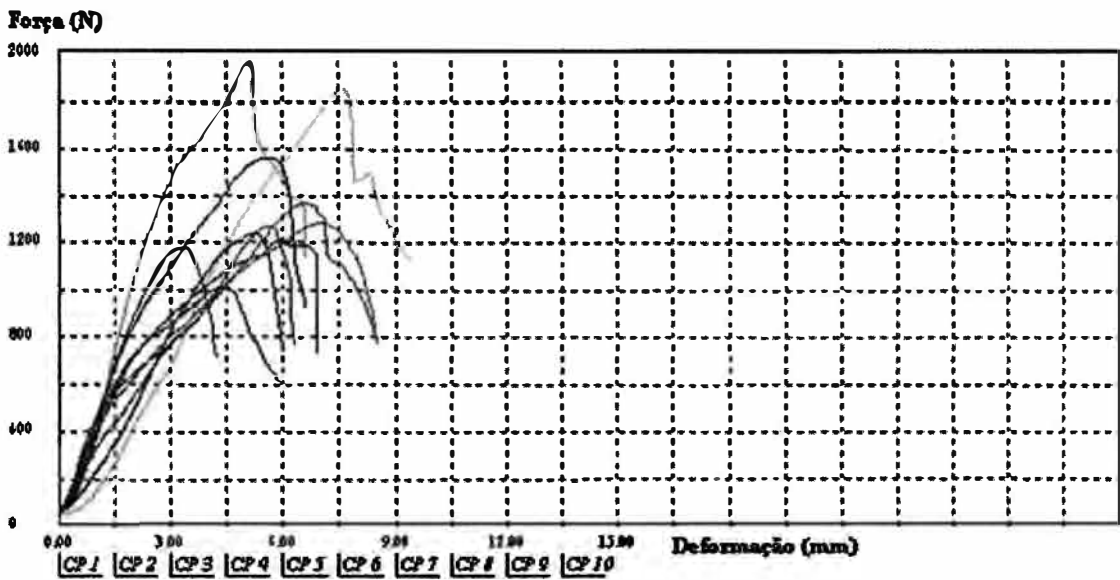


Figura 10 - Exemplo das curvas força x deformação obtidas durante a realização dos ensaios mecânicos.

### 3.7 Análise Estatística

A comparação dos valores obtidos nos diferentes grupos experimentais (tabela 1 e 2) foi realizada por meio da análise de variância (ANOVA) multifatorial e quando necessário método *post hoc de Bonferroni*, com nível de significância  $p \leq 0,05$ . Para estudar a correlação matemática entre as variáveis foi utilizado o cálculo do *coeficiente de correlação de Pearson*.

# RESULTADOS

## 4 RESULTADOS

### 4.1 Torque de Inserção

A tabela 3 apresenta os valores médios e o desvio padrão (DP) do torque de inserção dos parafusos pediculares de 4,2mm de diâmetro externo.

Tabela 3 - Valores médios e DP do torque de inserção dos parafusos pediculares de 4,2mm de diâmetro externo em orifícios confeccionados por broca, sonda cortante e sonda pontiaguda.

Diâmetro (mm)	Brocas (x10 <sup>-2</sup> )N.m	Sonda Cortante (x10 <sup>-2</sup> )N.m	Sonda Pontiaguda (x10 <sup>-2</sup> )N.m
1,6	283,80 ± 37,53	273,00 ± 31,80	259,80 ± 45,30
2,2	281,80 ± 13,24	288,00 ± 36,00	279,06 ± 29,12
2,8	271,07 ± 21,17	246,90 ± 19,00	254,80 ± 29,40
3,4	226,00 ± 23,63	203,23 ± 28,30	185,17 ± 34,49

A tabela 4 apresenta os valores médios e o DP do torque de inserção dos parafusos pediculares de 5,2mm de diâmetro externo.

Tabela 4 - Valores médios e DP do torque de inserção dos parafusos pediculares de 5,2mm de diâmetro externo em orifícios confeccionados por broca, sonda cortante e sonda pontiaguda.

Diâmetro (mm)	Brocas (x10 <sup>-2</sup> )N.m	Sonda Cortante (x10 <sup>-2</sup> )N.m	Sonda Pontiaguda (x10 <sup>-2</sup> )N.m
2,5	258,70 ± 22,76	239,60 ± 35,65	239,80 ± 24,64
3,8	216,90 ± 55,20	229,00 ± 29,00	220,70 ± 23,46
4,2	181,00 ± 32,92	166,70 ± 26,41	175,40 ± 28,76



Na análise do torque de inserção dos parafusos com 4,2 mm de diâmetro externo foi observada influência do modo de preparo do orifício piloto no diâmetro de 3,4 mm, onde a broca apresentou maiores valores que a sonda pontiaguda ( $p < 0,05$ ). Não foi observada diferença estatística nas demais comparações (Figura 10) Nos parafusos de 5,2 mm não foi observada influência do meio de preparo do orifício piloto (Figura 11).

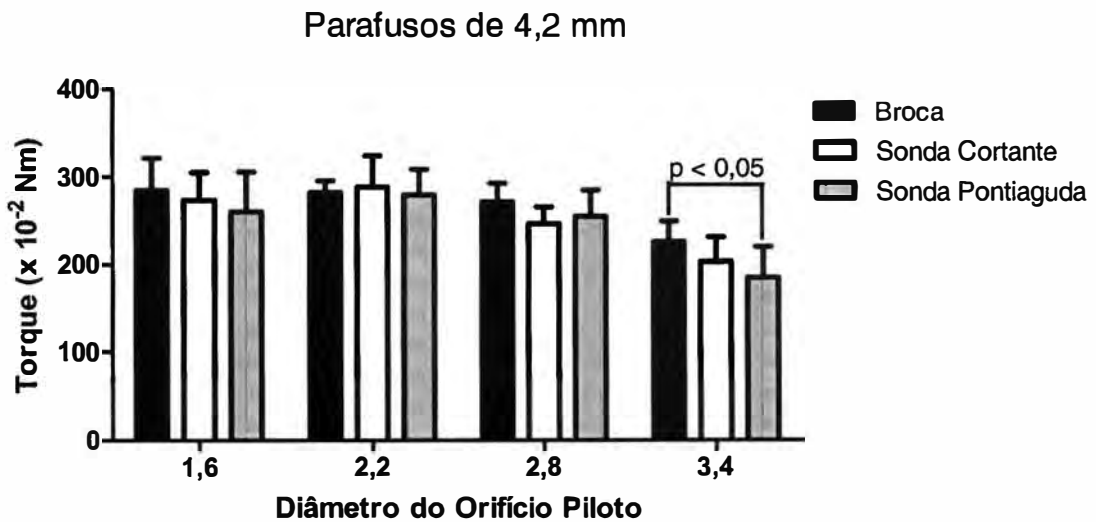


Figura 11 - Gráfico apresentando os resultados do torque de inserção do parafuso de 4,2mm nas análises do modo de preparo do orifício piloto com diferentes diâmetros de perfuração.

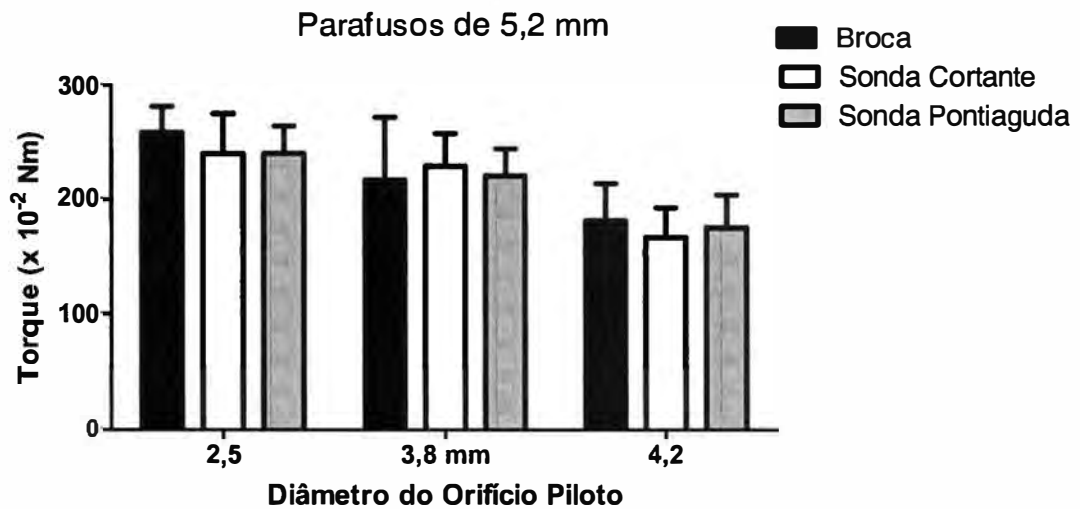


Figura 12 - Gráfico apresentando os resultados do torque de inserção do parafuso de 5,2mm nas análises do modo de preparo do orifício piloto com diferentes diâmetros de perfuração.

No estudo dos parafusos com 4,2 mm de diâmetro externo, o aumento do diâmetro de perfuração promoveu redução do torque de inserção do implante nos diferentes meios de preparo do orifício piloto. Esta redução não ocorreu de forma semelhante nos diferentes modos de preparo do orifício piloto. Na sonda cortante esta redução ocorreu de forma gradual, diferente de outros modos de preparo do orifício piloto onde a maior redução foi observada nas comparações com o diâmetro de 3,4 mm (Figura 12).

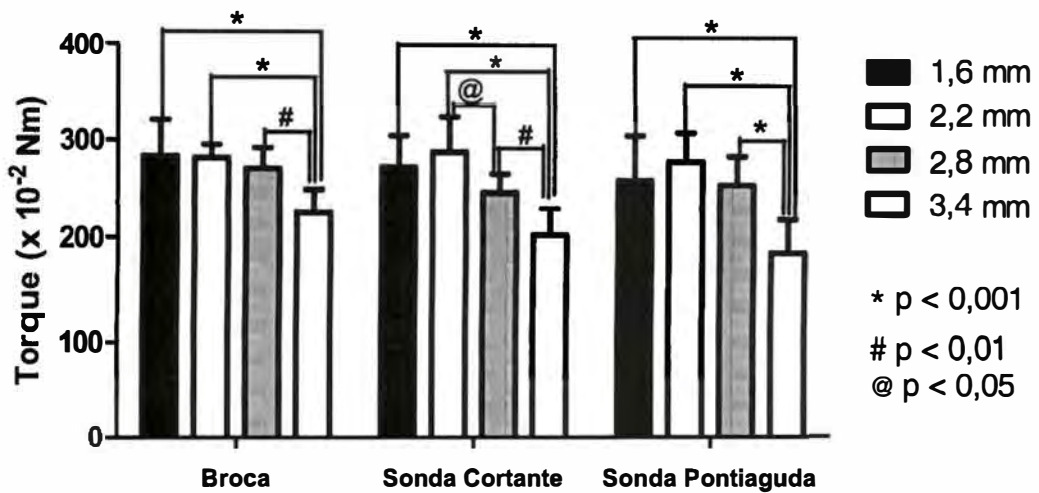


Figura 13 - Gráfico apresentando os resultados do torque de inserção do parafuso de 4,2mm nas análises do diâmetro com diferentes instrumentos de perfuração.

Nos parafusos de 5,2mm, foi verificado que o aumento do diâmetro de perfuração promoveu redução do torque de inserção do implante nos diferentes meios de preparo do orifício piloto. As perfurações com broca e sondas de 2,5mm apresentaram valores maiores do que as perfurações com broca e sondas de 4,2mm. O torque obtido nas perfurações realizadas com sondas cortante e pontiaduda de 3,8mm foi maior do que o torque obtido com as sondas cortante e pontiaduda de 4,2mm (Figura 13).

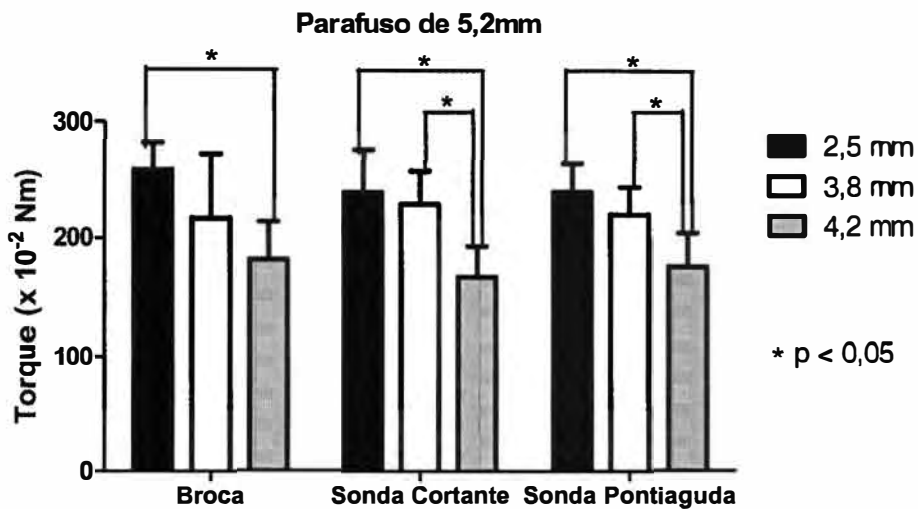


Figura 14 - Gráfico apresentando os resultados do torque de inserção do parafuso de 5,2mm nas análises do diâmetro com diferentes instrumentos de perfuração.

#### 4.2 Força de Arrancamento

A tabela 5 apresenta os valores médios e o DP da força de arrancamento dos parafusos pediculares de 4,2mm de diâmetro externo.

Tabela 5 - Valores médios e DP da força máxima de arrancamento dos parafusos pediculares de 4,2mm de diâmetro externo em orifícios confeccionados por broca, sonda cortante e sonda pontiaduda.

Diâmetro (mm)	Brocas (N)	Sonda Cortante (N)	Sonda Pontiaduda (N)
1,6	1471,00 ± 285,90	1388,00 ± 254,30	1188,00 ± 189,80
2,2	1403,00 ± 154,10	1477,00 ± 369,00	1421,00 ± 214,40
2,8	1093,00 ± 103,80	1460,00 ± 235,80	1317,00 ± 241,00
3,4	1120,00 ± 121,60	1149,00 ± 290,80	984,00 ± 234,50
3,8	854,70 ± 91,39	1072,00 ± 257,40	904,10 ± 252,60

A tabela 6 apresenta os valores médios e o DP da força de arrancamento dos parafusos pediculares de 5,2mm de diâmetro externo.

Tabela 6 - Valores médios e DP da força máxima de arrancamento dos parafusos pediculares de 5,2mm de diâmetro externo em orifícios confeccionados por broca, sonda cortante e sonda pontiaguda.

<b>Diâmetro (mm)</b>	<b>Brocas (N)</b>	<b>Sonda Cortante (N)</b>	<b>Sonda Pontiaguda (N)</b>
2,5	1162,50 ± 131,06	1080,50 ± 133,72	1184,10 ± 138,76
3,8	1400,10 ± 302,16	1223,70 ± 201,69	1135,10 ± 164,18
4,2	1206,20 ± 205,39	1163,00 ± 179,71	1106,30 ± 139,44

Na análise da força máxima de arrancamento de parafusos de 4,2mm foi observada influência do modo de preparo do orifício piloto no diâmetro de 1,6 e 2,8 mm. No diâmetro de 1,6 mm a broca apresentou maiores valores que a sonda pontiaguda ( $p < 0,05$ ). No diâmetro de 2,8 mm a sonda cortante apresentou valores superiores aos observados nos orifícios confeccionados com broca (Figura 14). Não foi observada diferença estatística nas demais comparações.

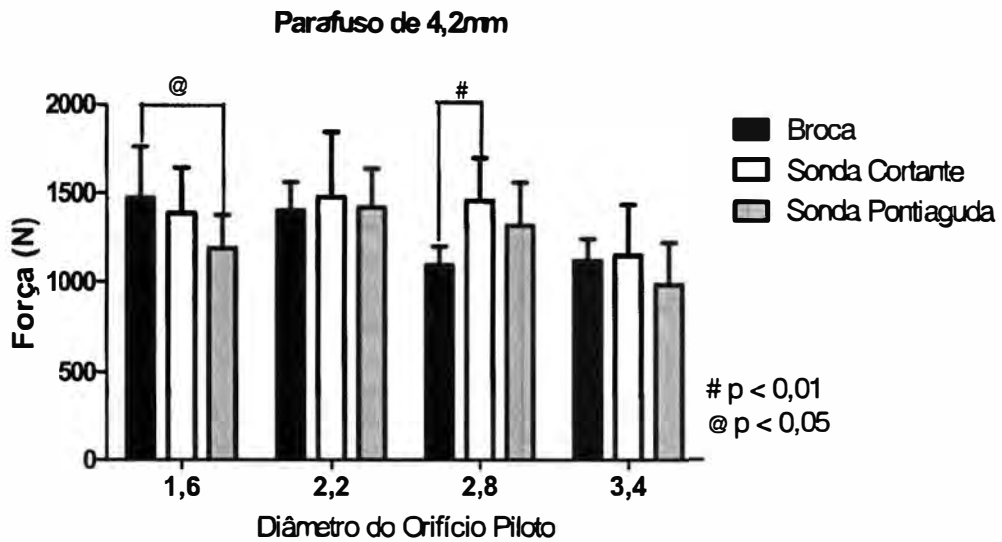


Figura 15 - Gráfico apresentando os resultados da força máxima de arrancamento do parafuso de 4,2mm nas análises do modo de preparo do orifício piloto com diferentes diâmetros de perfuração.

Nos parafusos de 5,2 mm não foi observada influência do meio de preparo do orifício piloto (Figura 15).

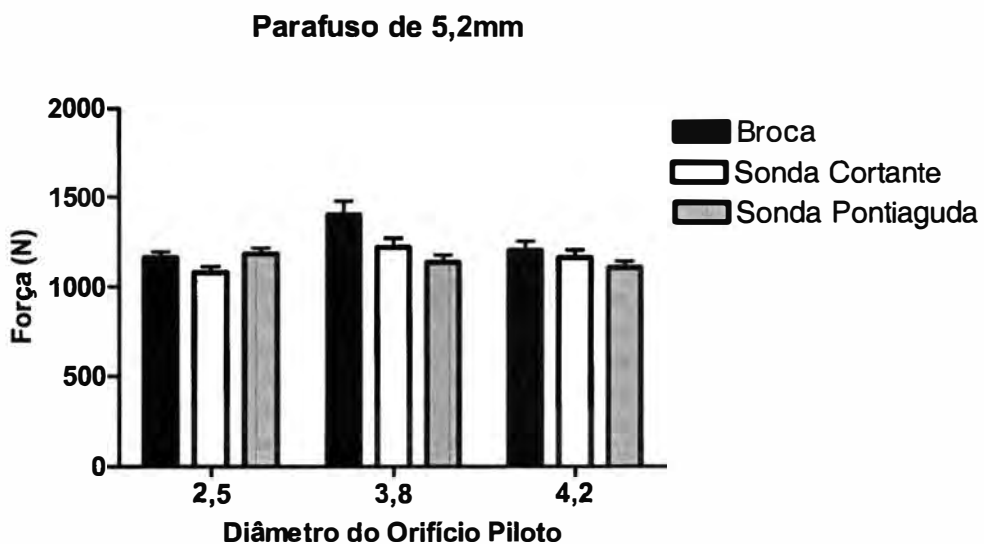


Figura 16 - Gráfico apresentando os resultados da força máxima de arrancamento do parafuso de 5,2mm nas análises do modo de preparo do orifício piloto com diferentes diâmetros de perfuração.

Considerando o parafuso de 4,2mm, o aumento do diâmetro de perfuração promoveu redução da força máxima de arrancamento dos implantes nos diferentes meios de preparo do orifício piloto (Figura 16). Esta redução não ocorreu de forma semelhante nos diferentes modos de preparo do orifício piloto. Na broca, esta redução ocorreu de forma gradual onde a perfuração de 2,2mm apresentou valor superior a de 2,8mm. Já nas sondas pontiaguda e cortante, o diâmetro de 2,2 mm (medida recomendada pelo fabricante) e o diâmetro de 2,8 mm apresentaram valores semelhantes.

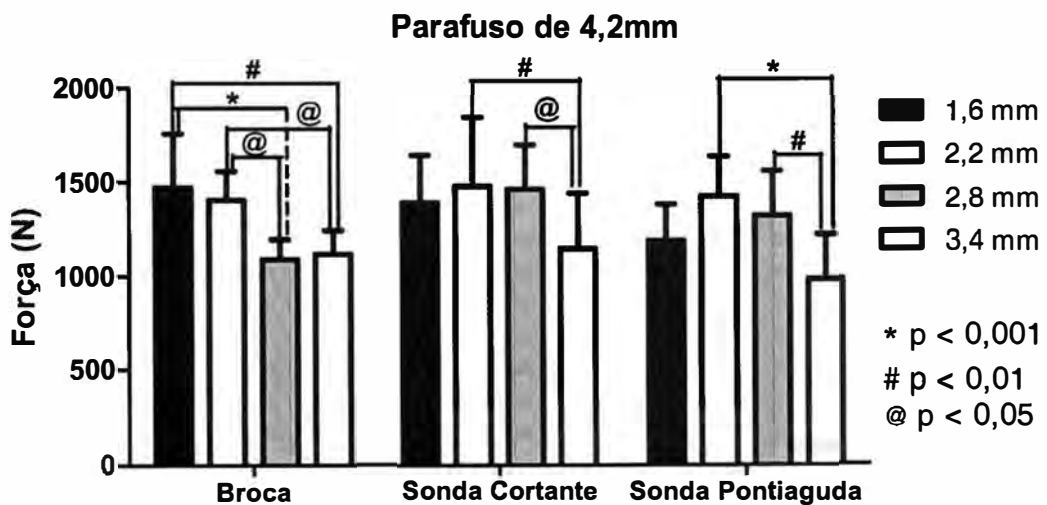


Figura 17 - Gráfico apresentando os resultados da força máxima de arrancamento do parafuso de 4,2mm nas análises do diâmetro com diferentes instrumentos de perfuração.

Nos parafusos de 5,2 mm não foi observada influência da perfuração nos diferentes meios de preparo do orifício piloto (Figura 17)

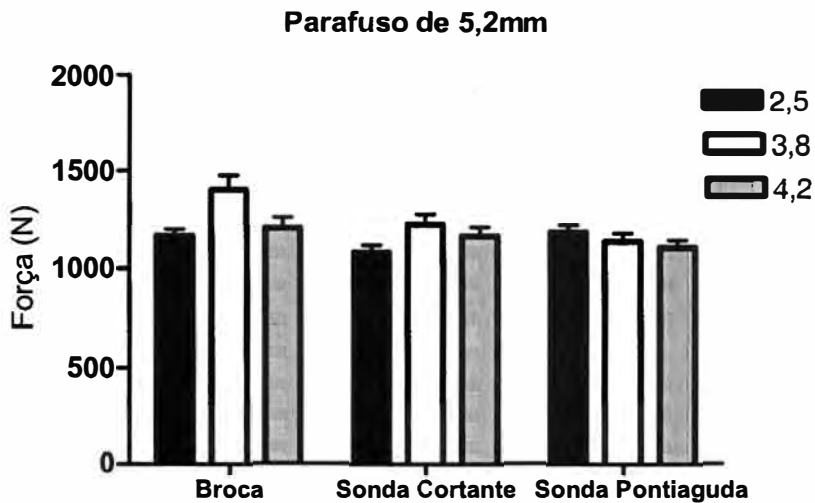


Figura 18 - Gráfico apresentando os resultados da força máxima de arrancamento do parafuso de 5,2mm nas análises do diâmetro com diferentes instrumentos de perfuração.

### **4.3 Força de Arrancamento x Torque de Inserção**

O cálculo matemático do coeficiente de correlação de Pearson demonstra que não há correlação significativa quando comparadas as variáveis de força de arrancamento e torque de inserção em nenhum dos grupos experimentais avaliados. Mas o comportamento das duas variáveis é semelhante.

### **4.4 Análise Qualitativa**

Estudando o comportamento da superfície pedicular externa após a inserção dos implantes nos diferentes grupos experimentais, foi possível verificar como



ilustrado na figura 18, que a inserção de parafusos de 5,2 mm produziu traço de fratura ao longo da margem medial dos pedículos em que foram inseridos, achado que não foi observado nos grupos em que foram inseridos parafusos de 4,2 mm.

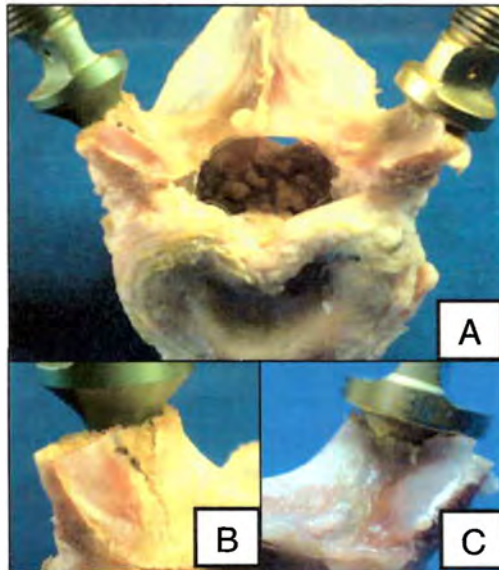


Figura 19 - (A) Fotografia ilustrando uma vértebra lombar de suíno com parafusos inseridos nos pedículos. (B) Detalhe do pedículo vertebral direito com implante de 5,2mm. (C) Detalhe do pedículo vertebral esquerdo com implante de 4,2mm.

Estudando o trajeto dos parafusos no interior dos pedículos vertebrais foi verificado como ilustra e detalha a figura 19, que o espaço compreendido entre o implante e a parede medial do pedículo é menor quando inseridos parafusos de 5,2 mm em comparação aos pedículos com parafusos de 4,2 mm.



Figura 20 - Fotografia da radiografia de uma vértebra lombar de suíno com parafusos inseridos nos pedículos. (A) Parafuso de 5,2mm. (B) Parafuso de 4,2mm.

# DISCUSSÃO

## 5 DISCUSSÃO

A fixação transpedicular por via posterior com parafuso pedicular tem progressivamente se tornado o mais popular e eficiente método de fixação interna vertebral no tratamento de diversas afecções da coluna (OLSEWSKI et al., 1990).

Para estudar a influência do diâmetro e do modo de preparo do orifício piloto na resistência ao arrancamento e no torque de inserção dos parafusos pediculares do sistema de fixação vertebral, a vértebra lombar de suíno mostra-se como um modelo de grande utilidade, principalmente por apresentar geometria semelhante à vértebra humana (LEITE, 2006). A utilização das vértebras de suínos se deve à dificuldade da obtenção de vértebras humanas que não sejam osteoporóticas e que possuam densidade mineral óssea semelhantes, além das dificuldades médico-legais para a obtenção de vértebras de cadáveres para esse tipo de estudo, o que tem favorecido a utilização de vértebras desse animal (DEFINO et al., 2007).

O parafuso pertence à categoria dos implantes penetrantes com resistência ao arrancamento e é um dos mais utilizados nas cirurgias de fixação vertebral (BENZEL, 2001). O diâmetro externo é o maior diâmetro entre as bordas externas das roscas dos parafusos e o diâmetro interno é o diâmetro do corpo do parafuso sobre o qual as roscas estão fixadas (BENZEL, 2001; CARMOUCHE et al., 2005).

A parte interna do parafuso proporciona a resistência à torção e momentos de flexão. Já a parte rosqueada do parafuso está relacionada com a resistência ao arrancamento dos implantes (BENZEL, 2001; CARMOUCHE et al., 2005).

A resistência ao arrancamento dos parafusos são fenômenos complexos e multifatoriais que estão relacionados também a fatores como o desenho do

parafuso, como a qualidade e densidade do tecido ósseo e como o modo de preparo do orifício piloto (HIRANO et al., 1997; VENDRAME, 2006).

A confecção do orifício piloto facilita e orienta a penetração dos implantes no interior da vértebra e teoricamente a realização de orifícios de menor diâmetro em relação ao diâmetro interno do parafuso aumentam a quantidade de osso compactado ao redor do parafuso, elevando a resistência ao arrancamento dos implantes (GEORGE et al., 1991; DAFTARI; HORTON; HUTTON, 1994; BENZEL, 2001; CARMOUCHE et al., 2005).

Nesse estudo observamos a relação entre o diâmetro, o modo de preparação do orifício piloto e o parafuso com diâmetro interno cônico considerando à força máxima de arrancamento e ao torque de inserção.

O desenvolvimento de implantes com diâmetro interno cônico permitiu melhor acomodação na vértebra e ancoragem no tecido ósseo esponjoso que é predominante no interior do pedículo (LILL et al., 2006). Os primeiros modelos apresentavam diâmetro interno e externo cilíndrico o que propiciou bons resultados clínicos, mas reduziu a resistência do sistema de fixação (DAFTARI; HORTON; HUTTON, 1994). Os modelos atuais, como os utilizados no experimento, são constituídos de diâmetro externo cilíndrico e interno cônico que aumenta da extremidade em direção a cabeça. O aumento progressivo da parte interna promove a compressão de material ósseo ao redor do implante elevando a resistência mecânica do sistema (INCEOGLU; FERRARA; MC LAIN, 2004; SELLER et al., 2007).

Nesse estudo observamos que o diâmetro do orifício piloto exerce influência sobre a força máxima de arrancamento e o torque de inserção.

Os resultados encontrados demonstram que utilizando um parafuso de 4,2 mm de diâmetro externo, a redução do orifício piloto tende a aumentar a resistência ao arrancamento dos implantes e o aumento do diâmetro do orifício piloto reduz a resistência ao arrancamento. No entanto, ao confeccionar um orifício piloto inferior ao menor diâmetro interno do parafuso a resistência não foi superior à apresentada com orifício igual ao menor diâmetro interno. Achados semelhantes foram apresentados por Hee et al., (2006) e Zamarioli et al. (2008), concluindo que para os parafusos cônicos, a maior resistência ao arrancamento é observada quando estes são inseridos em orifícios realizados com medida igual à do menor diâmetro interno do parafuso. Para fixar um parafuso em uma estrutura ou no osso, inicialmente faz-se um orifício piloto cujo tamanho está entre o diâmetro externo e o interno do parafuso (ÖKTENOGLU et al., 2001). Portanto, a área resistente depende do diâmetro externo e interno do parafuso além de outras variáveis como passo, geometria, altura do filete e o ângulo da rosca.

Quando um parafuso é inserido, um torque é aplicado para vencer o atrito dos filetes com o material rosqueado (JACOB et al., 2008). Na inserção, o parafuso funciona também como um “macho” de abertura de rosca, cortando o osso na geometria do filete do parafuso. Desta forma um orifício menor permite maior deposição de material entre os filetes.

No entanto, um orifício inferior ao menor diâmetro interno do parafuso eleva o torque de inserção, mas não há proporcionalidade com a força de arrancamento, pois a maior tensão gerada pode lesar as estruturas ósseas (ÖKTENOGLU et al., 2001).

Esse resultado mostra a relação direta entre a redução da força máxima de arrancamento e o aumento do diâmetro do orifício piloto em relação ao diâmetro

interno dos parafusos. À medida que maior quantidade de osso é removida durante a perfuração, ocorre à compactação de menor quantidade de osso ao redor dos filetes de rosca do parafuso, enfraquecendo a interface entre o implante e o osso adjacente, e conseqüentemente redução da resistência ao arrancamento dos implantes (JACOB et al., 2008).

Quando considerado o instrumento utilizado para produção do orifício piloto confeccionado para acomodar os parafusos de 4,2 mm de diâmetro externo, observamos que brocas, sondas cortantes e sondas pontiagudas apresentam resistência ao arrancamento semelhante na maioria dos grupos. No entanto, quando utilizadas as sondas independentemente de ser pontiaguda ou cortante, o comportamento da resistência no orifício confeccionado com instrumento cuja dimensão era superior ao menor diâmetro interno do parafuso foi similar ao das sondas e brocas menores que o diâmetro interno do implante. O que não foi verificado no grupo confeccionado com broca, sugerindo que quando a sonda é utilizada para produção do orifício seja possível utilizar um instrumento um pouco maior e obter o mesmo desempenho de uma broca ou sonda do tamanho do menor diâmetro do implante. Resultados semelhantes foram encontrados nos estudos de Carmouche et al. (2005) onde as perfurações realizadas com sondas proporcionaram valores superiores de resistência ao arrancamento em comparação às realizadas com brocas em modelos osteopênicos.

Os resultados do torque de inserção do parafuso apresentaram comportamento semelhante ao encontrados por Inceoglu, Ferrara e Mc Lain (2004) e Hsu et al. (2005). A redução do diâmetro do orifício piloto em relação ao diâmetro interno do parafuso tende a aumentar o torque de inserção dos implantes e o aumento do diâmetro do orifício piloto tende a reduzir o torque, porém o parafuso

cônico não proporciona uma correlação tão confiável quanto à encontrada em parafusos cilíndricos (SELLER et al., 2007).

Quando considerado o instrumento utilizado para confeccionar o orifício piloto o comportamento dos grupos que utilizaram broca, sonda cortante e sonda pontiaguda são semelhantes, sendo verificada a redução do torque de inserção somente no grupo que utilizou sondas pontiagudas com dimensão de 3,4mm. Esse valor semelhante a maior dimensão do implante, sugere que a sonda pontiaguda de maior diâmetro possa causar maior dano à estrutura pedicular (HEE et al., 2006).

Os resultados encontrados demonstram que utilizando um parafuso de 5,2 mm de diâmetro externo, a redução do orifício piloto em relação ao diâmetro interno do parafuso não proporcionou o aumento da força máxima de arrancamento dos implantes, assim como o aumento das dimensões do orifício piloto não reduziu a resistência ao arrancamento independentemente do instrumento utilizado, se opondo aos achados de Hsu et al. (2005), Lill et al. (2006), Zamarioli et al. (2008) e aos resultados encontrados na primeira etapa deste estudo quando vértebras de suínos com as mesmas características, cujos orifícios foram confeccionados seguindo a mesma metodologia foram submetidas à inserção de um parafuso de modelo igual, porém de diâmetro menor.

No entanto, esse comportamento pode ser compreendido considerando que o desempenho mecânico de um parafuso pedicular depende das propriedades físicas do implante e biomecânicas da união osso-parafuso (ZDEBLICK et al., 1993). A força máxima de arrancamento além de apresentar relação direta com o tipo de osso, a geometria da rosca, e a densidade mineral óssea é dependente do tamanho do parafuso (LAW; TENCER; ANDERSON, 1993). Alguns estudos descreveram que a ancoragem depende mais do pedículo do que do osso esponjoso do corpo



vertebral. Desta forma, o rompimento do pedículo reduz a resistência do sistema de fixação (HEE et al., 2006; SELLER et al., 2007). Segundo Krag et al. (1986), o comprometimento da parede pedicular pode proporcionar a redução de aproximadamente 11% da capacidade de fixação. O comportamento mecânico do pedículo vertebral está diretamente relacionado ao diâmetro do implante e quando este tem dimensões próximas às do pedículo podem ocorrer danos a estrutura pedicular (HEE et al., 2006). Os pedículos com parafusos de 5,2 mm inseridos tiveram o espaço entre o implante e a parede cortical medial reduzido, o que comprometeu a integridade estrutural gerando traço de fratura ao longo da margem medial. Ocorrendo a lesão da parede cortical, o implante fica ancorado somente em tecido ósseo trabecular, o que promove redução da resistência mecânica do sistema (DEFINO; VENDRAME, 2001) como observado por Hirano et al. (1998), utilizando parafusos superiores a 70% do diâmetro pedicular e Misenhimer et al. (1989), com parafusos superiores a 80% do diâmetro.

Os resultados do torque de inserção do parafuso de 5,2 mm de diâmetro externo e o comportamento mecânico proporcionado pelos diferentes instrumentos, apresentam comportamento semelhante aos encontrados por Hsu et al. (2005), Lill et al. (2006) e Hee et al. (2006), e aos resultados encontrados na primeira etapa deste estudo. A redução do diâmetro do orifício piloto em relação ao diâmetro interno do parafuso tende a aumentar o torque de inserção dos implantes e o aumento do diâmetro do orifício piloto tende a reduzir o torque.

Estes resultados indicam que as alterações da estrutura sofridas pelo pedículo foram capazes de influenciar a força máxima de arrancamento, mas não exerceram efeito sobre torque de inserção, fornecendo indícios que no parafuso cônico o torque inserção não é plenamente confiável para estimar a resistência do

implante. Segundo Hee et al. (2006), a violação da parede pedicular não altera o torque de inserção quando utilizados parafusos cônicos.

O resultado do cálculo do coeficiente de correlação de Pearson demonstra que não há correlação matemática entre as variáveis de força de arrancamento e torque de inserção em nenhum dos grupos experimentais, indicando que no parafuso cônico o torque de inserção não é plenamente confiável para estimar a resistência do implante (LAW; TENCER; ANDERSON, 1993; INCEOGLU; FERRARA; MC LAIN, 2004).

CONCLUSÃO

## 6 CONCLUSÃO

Quando utilizado o parafuso de 4,2 mm, o diâmetro e modo de preparação do orifício piloto exerceram influência na resistência ao arrancamento e no torque de inserção do parafuso. A perfuração em que a dimensão era igual ou inferior ao menor diâmetro interno do parafuso aumentou a resistência ao arrancamento e o torque de inserção do implante.

As perfurações com os diferentes instrumentos apresentaram comportamento semelhante. No entanto, as perfurações com sondas pontiaguda e cortante permitiram que um orifício confeccionado com dimensão superior ao menor diâmetro interno do parafuso apresentasse resistência semelhante à das perfurações do mesmo tamanho que o menor diâmetro interno do implante realizadas com sondas pontiaguda, sonda cortante e broca.

Quando utilizado o parafuso de 5,2 mm, o diâmetro do orifício piloto exerceu influência somente no torque de inserção do parafuso, indicando que a resistência mecânica do pedículo foi comprometida, pois as dimensões do implante excederam a capacidade do pedículo.

No caso do estudo, procedido em suínos, não há correlação entre as medidas do torque de inserção e da força de arrancamento independentemente das dimensões do parafuso, instrumento de perfuração ou tamanho do orifício confeccionado.

# REFERÊNCIAS

---

**REFERÊNCIAS**

ABRAHÃO, F. A.; SHIMANO, A. C.; DEFINO, H. L. A. Estudo da influência da técnica de preparação de pedículos vertebrais na resistência ao arrancamento dos implantes. **Coluna**. v. 2, n. 2, p. 111-7, out. 2003.

ABSHIRE, B.B.; MCLAIN, R. F., VALDEVIT, A. KAMBIC, H. E. Characteristics of pullout failure in conical and cylindrical pedicle screws after full insertion and back-out. **Spine J**. v. 1, n. 6, p. 408-14, 2001.

ALMEIDA, C. C. V.; BARBOSA, C. G. D.; ARAUJO, A. R.; BRAGA, N. H. N. Relação da fásia toráco lombar com o mecanismo ativo de estabilização lombar. **Revista Bras de Ciên e Mov**. v. 14, n. 3, p 105 – 12, 2006.

AVANZI, O.; CHIH, L. Y.; MEVES, R.; SILBER, M. F. Tratamento da instabilidade lombar com parafusos pediculares. **Acta Ortop Bras**. v. 15, n. 1, p 5 – 8, 2005.

BENZEL, E. **Biomechanics of spine stabilization**. New York: Thieme, 2001

BRANTLEY, A. G.; MAYFIELD, J. K.; KOENEMAN, J. B. The effects of pedicle screw fit. An in vitro study. **Spine**, Philadelphia, v.1, n. 19, p. 1752-8, aug. 1994.

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

CARMOUCHE, J. J.; MOLINARI, R. W.; GERLINGER, T.; DEVINE, J.; PATIENCE, T. Effects of pilot hole preparation technique on pedicle screw fixation in different regions of the osteoporotic thoracic and lumbar spine. **J Neurosurg Spine**. v. 3, n. 5, p 364-70, 2005.

COE, J. D.; WARDEN, K. E.; HERZIG, M. A.; MCAFEE, P. C. Influence of bone material density on the fixation of thoracolumbar implants: a comparative study of transpedicular screws, laminar hooks, and spinous process wires. **Spine, Hagerstown**, v. 15, n. 7, p. 902-7, 1990.

---

CONRAD, B. P.; CORDISTA, A. G.; HORODYSKI, M. B.; RECHTINE, G. R. Biomechanical evaluation of the pullout strength of cervical screws. **J. Spinal Disord. Tech. Hagerstown**, v. 18, n. 6, p. 506-10, 2005.

DAFTARI, T. K.; HORTON, W. C.; HUTTON, W. C. Correlations between screw hole preparation, torque of insertion, and pullout strength for spinal screws. **J Spinal Disord.** v. 7, n. 2, p. 139-45, 1994.

DEFINO, H. L. A.; VENDRAME, J. R. B. Role of cortical and cancellous bone of the vertebral pedicle in implant fixation. **European Spine Journal**, v. 10, n. 7, p. 325-33, feb. 2001.

DEFINO H. L., ROSA R. C., SILVA P., SHIMANO A. C., VOLPON J. B., DE PAULA F. J., SCHLEICHER P., SCHNAKE K., KANDZIORA F. The effect of repetitive pilot-hole use on the insertion torque and pullout strength of vertebral system screws. **Spine (Phila Pa 1976)**. v. 34, n. 9, p. 871-6, apr. 2009.

DEFINO, H. L. A.; WICHR, C. R. G.; SHIMANO, A. C.; KANDZIORA, F. Influência do diâmetro do orifício piloto na resistência ao arrancamento dos parafusos do corpo vertebral. **Acta Ortop Bras.** v.15, n. 2, p. 76-9, 2007.

DICKMAN, C. A.; YAHIRO, M. A.; LU, H. T. C.; MELKERSON, M. N. Surgical treatment alternatives for fixation of unstable fractures of the thoracic and lumbar spine: A meta-analysis. **Spine**, v. 19, p 66-73, 1994. Supplement.

FAKHOURI, S. F.; SIQUEIRA, D. P. P.; ARAÚJO, C. A.; DEFINO, H. L. A.; SHIMANO, A. C. Análise fotoelástica de parafuso de sistema de fixação vertebral. **Acta ortop. bras.**, v.17, n.4, p.207-10, 2009.

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

GEORGE, D. C.; KRAG, M.H.; JOHNSON, C.C; VAN HAL; M. E.; HAUGH, L. D.; GROBLER, L.J. Hole preparation techniques for transpedicle screws. Effect on pull-out strength from human cadaveric vertebrae. **Spine**. v. 16, n. 2, p. 181-4, 1991.

GIBSON JN, WADDELL G, GRANT IC. Surgery for degenerative lumbar spondylosis. **Orthopaedic Surgery**, n. 3, 2000.

---

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

HADJIPAVLOU, A. G.; NICODEMUS, C. L.; AL-HAMDAN, F. A.; SIMMONS, J. W.; POPE, M. H. Correlation of bone equivalent mineral density to pull-out resistance of triangulated pedicle screw construct. **J. Spinal Disord, Hagerstown**, v. 10, n, 1, p. 12-9, 1997.

HALL, S. **Biomecânica básica**. 1ª ed. Rio de Janeiro: Ed: Guanabara Koogan, 1993,

HEE, H. T., KHAN, M. S., GOH, J. C., AND WONG, H. K. Insertion torque profile during pedicle screw insertion of the thoracic spine with and without violation of the pedicle wall: comparison between cylindrical and conical designs. **Spine (Phila Pa 1976.)**. v.31, n. 22, p. E840-6, 2006.

HIRANO, T.; HASEGAWA, K.; TAKAHASHI, H. E.; UCHIYAMA, S.; HARA, T.; WASHIO, T. ET AL. Structural characteristics of the pedicle and its role in screw stability. **Spine**. v. 22, n. 21, p. 2504-9, 1997.

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

HITCHON, P. W.; BRENTON, M. D.; COPPES, J. K.; FROM, A. M.; TORNER, J. C. Factors affecting the pullout strenght of self-drilling and self-tapping anterior cervical screws. **Spine.**, v. 28, n. 1, p. 9-13, 2003.

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

INCEOGLU, S.; FERRARA, L.; MC LAIN, R.F. Pedicle screw fixation strength: pull-out versus insertion torque. **The Spine Journal**, v.4, n. 5, p. 513 – 18, 2004.

JACOB, A. T., INGALHALIKAR, A. V., MORGAN, J. H., CHANNON, S., LIM, T. H., TORNER, J. C., AND HITCHON, P. W. Biomechanical comparison of single- and dual-lead pedicle screws in cadaveric spine. **J.Neurosurg.Spine**. v. 8, n. 1, p. 52-7, 2008.



---

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

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

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

KUHN, A.; MCIFF, T.; CORDEY, J.; BAUMGART, F. W.; RAHN, B. A. Bone deformation by thread-cutting and thread-forming cortex screws. **Injury**, v. 26, p. A12-20, 1995. Supplement 1.

KUKLO, T. R.; LEHMAN, R. A. Effect of various tapping diameters on insertion of thoracic pedicle screw: a biomechanical analysis. **Spine**, v. 28, n. 18, p. 2066-71, Sep. 2003.

KWOK, A. W.; FINKELSTEIN, J. A.; WOODSIDE, T.; HEARN, T. C.; HU, R. W. Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screws in cadaveric bone. **Spine**, Hagerstown, v. 21, n. 21, p. 2429-34, 1996.

LASTRA, J.; BENZEL, C. E. Biomechanics of internal fixation. In: VACCARO, A. R.; BETZ, R. R.; ZEIDMAN, S. M. editors. **Principles and practice of spine surgery**. Mosby: St. Louis. p.43-65, 2003.

LAW, M., TENCER, A. F., AND ANDERSON, P. A. Caudo-cephalad loading of pedicle screws: mechanisms of loosening and methods of augmentation. **Spine**. v. 18, n. 16, p. 2438-43, 1993.

LEITE, V. C.: **Influência da profundidade e do preparo do orifício no torque de inserção e na força de arrancamento de parafusos pediculares**. 2006. 60f. Dissertação (Mestrado) - Programa de pós-graduação em ciências médicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto; 2006.

LETTIN A. W. Diagnosis and Treatment of Lumbar Instability. **J Bone Joint Surg Br**. v. 49, p 520-9, 1967.

- 
- LILL, C. A., SCHNEIDER, E., GOLDBAHN, J., HASLEMANN, A., AND ZEIFANG, F. Mechanical performance of cylindrical and dual core pedicle screws in calf and human vertebrae. **Arch.Orthop Trauma Surg.** v. 126, n. 10, p. 686-94, 2006.
- MATSUAKI, H.; TOKUHASHI, Y.; MATSUMOTO, F.; et al. Problems and solutions of pedicle screw plate fixation of lumbar spine. **Spine**, v. 15, p 1159-65, 1990.
- MAZZOCA, A. D.; CAPUTO, A.E.; BROWNER, B.D.; MAST, J. W.; MENDES, M.W. Principles of internal fixation. In: BROWNER, B. D.; LEVINE, A.M.; JUPITER, J. B.; TRAFTON, P. G. **Skeletal Trauma**, 3ª ed., Philadelphia: Saunders, p. 195-249, 2003.
- MISENHIMER, G. R.; PEEK, R.D.; WILTSE, L. L.; ROTHMAN, S. L. G.; WIDELL Jr, E. H. Anatomic analysis of the pedicle cortical and cancellous diameter as related to screw size. **Spine**, v. 14, n. 4, p. 367-72, apr. 1989.
- MORAN, J. M.; BERG, W. S.; BERRY, J. L.; GEIGER, J. M.; STEFFEE, A. D. Transpedicular screw fixation. **J. Orthop. Res.**, v. 7, n. 1, p. 107-117, 1989.
- NAGI, S. Z.; RILEY, L. E, NEWBI, L. G. A Social Epidemiology of Back Pain in a General Population. **J Chronic Dis.** v. 26, p 769-79, 1973.
- ÖKTENOGLU, T.; FERRARA, L.; ANDALKAR, N.; ÖZER, F.; SARIOGLU, A.Ç.; BENZEL, E. C. Effects of hole preparation on screw pullout resistance and insertional torque: a biomechanical study. **J. Neurosurg (Spine 1)**, Virginia, v. 94, n. 1, jan. 2001.
- 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, 1993.
- OLSEWSKI, J. M.; et al. Morphometry of the lumbar spine: anatomical perspectives related to transpedicular fixations. **J. Bone Joint Surg. (Am)**, v. 72, p 541-49, 1990.
- O' SULLIVAN, P. B. Lumbar segmental instability: Clinical presentation and specific stabilizing exercise management. **Manual Therapy.** v. 5, n. 1, p. 2 – 12, 2000.

PITZEN, T.; BARBIER, D.; TINTINGER, F.; STEUDEL, W. I.; STROWITZKI, M. Screw fixation to the posterior cortical shell does not influence peak torque and pullout in anterior cervical plating. **Eur. Spine J.** v. 11, n. 5, p. 494-99, 2002.

REITMAN CA, NGUYEN L, FOGEL GR. Biomechanical evaluation of relationship of screw pullout strength, insertional torque, and bone mineral density in the cervical spine. **J Spinal Disord Tech.** v. 17, n. 4, p. 306-11, aug. 2004.

ROSA, R.C. **Influência do prepare do orifício piloto e da freqüência de colocação dos implantes no seu torque de inserção e resistência ao arrancamento.** 2007. 112f. Dissertação (Mestrado) - Programa de pós-graduação em ciências médicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto; 2007.

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.** v. 43, n.7, p. 293 - 9, 2008.

RYKEN, T. C.; GOEL, V. K.; CLAUSEN, J. D.; TRAYNELIS, V. C. Assessment of unicortical and bicortical fixation in a quasistatic cadaveric model. Role of bone mineral density and screw torque. **Spine, Hagerstown,** v. 20, n. 17, p. 1861-1867, 1995.

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

SELLER, K., WAHL, D., WILD, A., KRAUSPE, R., SCHNEIDER, E., AND LINKE, B. Pullout strength of anterior spinal instrumentation: a product comparison of seven screws in calf vertebral bodies. **Eur.Spine J.** v. 16, n. 7, p. 1047-54, 2007.

SIVA, P. **Influência do macheamento do orifício piloto no torque de inserção e na resistência ao arrancamento do parafuso cervical.** 2008. 71f. Dissertação (Mestrado) - Programa de pós-graduação em ciências médicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto; 2008.

SILVA, P.; ROSA, R. C.; SHIMANO, A. C.; PAULA, F. J. A.; VOLPON, J. B.; DEFINO, H. L. A. Avaliação biomecânica da influência do macheamento e do desenho dos parafusos cervicais. **Rev. bras. Ortop,** v. 44, n. 5, p. 415-9, out 2009.

---

SIQUEIRA, D. P. P.; FAKHOURI, S. F.; ARAÚJO, C. A.; DEFINO, H. L. A.; SHIMANO, A. C. Análise fotoelástica de um modelo de vértebra humana com parafuso pedicular. **Acta ortop. bras.**, v.17, n.3, p.149-51, 2009.

VENDRAME, J. R. B. **Ensaio mecânico e estudo histológico da interface dos implantes vertebrais**. 2006. 120 f. Tese (Doutorado) - Programa de pós-graduação em ciências médicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto; 2006.

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

WITTENBERG, R. H.; LEE, K. S.; SHEA, M.; WHITE, A. A.; HAYES, W. C. Effect of screw diameter, insertion technique, and bone cement augmentation of pedicular screw fixation strength. **Clin Orthop Relat Res**. v. 296, p. 278-87, 1993.  
WHITE, A. A.; PANJABI, M. M. **Clinical biomechanics of the spine**. 2<sup>nd</sup> ed. Philadelphia: JB Lippincott, 1990.

ZAMARIOLI, A, SIMÕES, PA, SHIMANO, AC, AND DEFINO, HLA. Torque de inserção e resistência ao arrancamento dos parafusos vertebrais com alma cilíndrica e cônica. **Rev.Bras.Ortop**. v. 43, n. 10, p. 452-9, 2008.

ZDEBLICK, T. A., KUNZ, D. N., COOKE, M. E.; MCCABE, R. Pedicle screw pull-out strength. Correlation with insertional torque. **Spine**, v.18, n. 12, p. 1673-6, 1993.

# APÊNDICES















































