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

JOSÉ ROBERTO BENITES VENDRAME

**ENSAIOS MECÂNICOS E ESTUDO HISTOLÓGICO DA
INTERFACE DOS IMPLANTES VERTEBRAIS**

RIBEIRÃO PRETO

2006

JOSÉ ROBERTO BENITES VENDRAME

**Ensaaios mecânicos e estudo histológico da interface dos
implantes vertebrais**

**Tese apresentada à Faculdade de Medicina da
Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo,
para obtenção do Título de Doutor em Medicina
– Área de concentração: Ortopedia e
Traumatologia.**

Orientador: Prof. Dr. Helton L. A. Defino

Ribeirão Preto

2006

Vendrame, José Roberto Benites
Ensaio mecânico e estudo histológico da interface dos implantes
vertebrais –SP. Ribeirão Preto, 2006.

120 f. : il. ; 30cm

Tese de Doutorado, apresentada à Faculdade de Medicina de
Ribeirão Preto/USP – Área de concentração: Ortopedia e
Traumatologia.

Orientador: Defino, Helton Luiz Aparecido.

1. Parafuso pedicular. 2. Cirurgia de coluna. 3. Interface
implante-osso. 4. Técnica de implantação.

FOLHA DE APROVAÇÃO

José Roberto Benites Vendrame

Ensaio mecânicos e estudo histológico da interface dos implantes vertebrais.

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da
Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para
obtenção do Título de Doutor em Medicina – Área
de concentração: Ortopedia e Traumatologia.

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr.:

Instituição:

Assinatura:

Prof. Dr.:

Instituição:

Assinatura:

Prof. Dr.:

Instituição:

Assinatura:

Prof. Dr.:

Instituição:

Assinatura:

Prof. Dr.:

Instituição:

Assinatura:

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, pela educação,
dedicação e empenho em me dar
estudo.

À minha esposa e filho pela
ausência em muitos momentos
dedicados ao trabalho.

“ Buscai ao Senhor enquanto se pode achar,
invocai-o enquanto está perto”.

Isaias 55:6

RESUMO

VENDRAME, J. R. B. **Ensaio mecânicos e estudo histológico da interface dos implantes vertebrais – SP.** 2006. 120 f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2006.

A cirurgia da coluna vertebral tem se desenvolvido muito nos últimos anos em decorrência da evolução dos sistemas de fixação. O comportamento da interface do parafuso com o osso continua sendo um aspecto não muito dominado. Como o parafuso é a âncora de sustentação, o trabalho procura investigar as técnicas de introdução do parafuso pedicular. Para atingir esse objetivo desenvolvemos o trabalho por meio de estudo com ensaios mecânicos de arrancamento e estudo histológico. Dois tipos de parafusos pediculares foram utilizados: parafuso pedicular do sistema USIS (Ulrich) e parafuso pedicular do sistema USS (Synthes). Os ensaios de arrancamento foram realizados em corpos de prova de madeira e poliuretano. O estudo histológico foi realizado em vértebras lombares de cadáver humano. No estudo envolvendo o parafuso USIS, foram testados os seguintes parâmetros: orifícios feitos com sonda e orifícios feitos com broca, todos do mesmo diâmetro do diâmetro interno do parafuso. Também foi testado o efeito do macheamento em relação ao não macheamento, nos orifícios feitos com broca. No estudo com os parafusos USS foram testados o efeito do diâmetro do orifício piloto tanto no estudo histológico como no arrancamento. No arrancamento destes parafusos também foi testado o efeito do tipo de orifício feito com sonda e com broca. O trabalho foi dividido em etapas: Primeira etapa foi o estudo de arrancamento do parafuso USIS; segunda etapa, estudo histológico de vértebra instrumentada com parafuso USIS, esta parte do trabalho foi constituída por análise de microscopia de luz e microscopia eletrônica de varredura; terceira etapa foi o arrancamento do parafuso USS; e quarta etapa foi o estudo histológico de vértebra instrumentada com parafuso USS. Os resultados da primeira etapa demonstraram que sonda teve efeito melhor do que broca, porque o resultado dos ensaios de arrancamento nos orifícios feitos com sondas teve maior força de arrancamento do que nos orifícios feitos por brocas. Na segunda etapa, análise histológica, verificou-se que os orifícios feitos por sonda apresentaram-se menores e com menor índice de fragmentação ao redor dos orifícios. Esses feitos tiveram

diferença estatística significativa, tanto na primeira, quanto na segunda etapa. Com relação ao macheamento não foi constatada diferença entre o não macheamento, em nenhuma das duas etapas. Na terceira etapa foi observado que, quando o orifício piloto ultrapassa o diâmetro interno do parafuso, ocorre tendência de queda na força de arrancamento de modo significativo, enquanto que orifício menor que o orifício piloto não tende a causar muita diferença na força de arrancamento em relação ao orifício correspondente ao diâmetro interno do parafuso. Também foi observado que o orifício feito com sonda oferece melhor força de ancoragem do que orifício feito com broca. Na quarta etapa foi constatado que quanto menor a broca para abrir o orifício piloto, menor o diâmetro do orifício, e não houve diferença significativa quanto ao índice de fragmentação ao redor do orifício entre os diferentes tamanhos de broca. Como conclusão pode-se dizer que sonda é melhor para se fazer o orifício piloto, uma vez que alarga menos o orifício, lesa menos as trabéculas ao redor do orifício e proporciona maior força de ancoragem do que broca. Também se pode concluir que o instrumental de menor diâmetro para abertura do orifício piloto é melhor, e o ponto crítico seria o diâmetro interno do parafuso. Não se deve fazer orifício piloto com instrumento de diâmetro maior que o diâmetro interno do parafuso. Não se constatou vantagem em relação ao fato de realizar ou deixar de realizar o macheamento.

Palavras-chave: Parafuso pedicular; Cirurgia de coluna; Interface implante-osso; Técnica de implantação.

ABSTRACT

VENDRAME, J. R. B. **Mechanical and histological studies of the vertebral screw interface.** – SP. 2006. 120 f. Thesis (Doctoral) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2006.

Spine surgery has developed a lot in the last years because of the evolution of the fixation system. The behavior of a screw in the bone is still unknown in many ways. Because the screw is the anchor of sustentation, this work tries to find the answers involving the pedicle screw fixation. To reach this objective we developed this work based on mechanical and histological studies. Two kinds of pedicle screws were used: pedicle screw of the USIS (Ulrich) and pedicle screw of the USS system (Synthes). The pullout tests were made in wood and polyurethane. The histological study was done in lumbar vertebra of humans. In the study about the USIS screw, the follow parameters were tested: hole done with probe and hole done with drill, all of the same inner diameter of the screw. The effect of tapping and not tapping the hole done with drill was tested. In the USS screw study, the effect of the diameter pilot hole in the pullout tests and its histological analysis was seen. In the pullout tests of these screws, both kind of holes done with probes and a drill were tested. The work was divided into stages; first stage was the study of the pullout of the USIS screw; second stage was two studies, a light-microscopic one and a sweeping-electronic-microscope one of the slides of the instrumented vertebra with USIS screws; third stage was the study of the USS screws pullout comparing the relationship between the diameter of the holes and the inner diameter of the screw together with the type of hole (drill and probe); fourth stage was light-microscopic histological study of the instrumented vertebrae which had had USIS screws. Results of the first stage showed that probes were more efficient than drills because the mechanical tests of pullouts from probe-made-holes showed the need of the use of a stronger force. In the second stage, a light-microscopic analysis showed that probe-made-holes had a lesser minimum diameter and a lower index of fragmentation than drill-made –holes. With relation to the tapping, there was no difference between the holes. Under electronic microscope sweeping, it was seen that probes better compact the bone around the screw. In the third stage, it was seen that when

the pilot orifice was greater than the screws internal diameter a significantly lower force was needed for pullout, while when the pilot orifice was smaller it did not significantly increase the force needed. It was also seen that probe-made-holes had a better anchorage than the drill-made-holes. In the fourth stage, the histological analysis of the slides done with light-microscopy showed that the smaller the diameter of the drill the smaller minimum diameter; there was no significant difference between fragmentation indexes. Conclusion: Probes are better than drills to make a pilot hole because they cause less damage to the surrounding bone and give a stronger anchorage for the screw; the smaller the instrument used to make the pilot hole, better will be the strength of the screw's anchorage; the critical point which the hole must not exceed is the internal diameter of the screw. Tapping, or not, makes no difference to the anchorage.

Key words: Pedicle screw; Spine surgery; Bone-screw interface; Implantation technique.

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SINONÍMIAS

Arrancamento = arrancadura, extração

C = Celsius (medida de temperatura)

cm = centímetro (medida de comprimento)

corpo de prova = material utilizado para estudar o efeito do preparo do orifício piloto e alojou o parafuso em seu interior

CP = corpo de prova

diâmetro interno do parafuso = diâmetro da alma ou diâmetro do cerne

FMRP-USP = Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo

Kgf = kilogramaforça (medida de força MKS)

Kg/m³ = kilograma por metro cúbico (medida de densidade)

L_x = L representa vértebra lombar e x o número de ordem da vértebra de cefálica para caudal

macheamento = confecção das roscas ao longo do orifício piloto com finalidade de acomodar o parafuso

macho de rosca = trefina, instrumento destinado à confecção de rosca ao redor do orifício piloto

mm = milímetro (medida de comprimento)

mm/min = milímetros por minuto (medida de velocidade)

N = Newtons (medida de força SI)

orifício piloto = túnel, furo ou canal destinado à implantação do parafuso

parafuso auto-macheante = auto-perfurante, auto-trefinante, auto-cortante, auto-rosqueante

parafuso USIS (Ulrich®) = parafuso Zielke

parafuso USS (Synthes®) = Universal Spine System

R = módulo de flexão do material

R² = representação de relação linear ou relação quadrática

rosca do parafuso = espira = filete de rosca

rpm = rotações por minuto (velocidade de rotação)

sonda = tenta, instrumento metálico em forma de haste com uma ponta romba ou cortante de utilização manual destinado à abertura do orifício piloto

μ = micrômetro (medida de comprimento microscópico)

SUMÁRIO

RESUMO	07
ABSTRACT	09
LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SONONÍMIAS	11
1 INTRODUÇÃO	14
1.1 Histórico	15
1.2 Tipos de implantes	17
1.3 Parafusos	17
1.4 Anatomia do pedículo	21
1.5 Orifício piloto	25
1.6 Sonda	26
1.7 Broca	26
1.8 Macho de rosca	26
1.9 Interface parafuso-osso	27
2 OBJETIVOS	30
3 MATERIAIS E MÉTODOS	32
3.1 Seqüência das etapas	32
3.1.1 Primeira etapa	35
3.1.2 Segunda etapa	37
3.1.3 Terceira etapa	42
3.1.4 Quarta etapa	45
3.2 Análise estatística	46
3.2.1 Primeira etapa	46
3.2.2 Segunda etapa	46
3.2.3 Terceira etapa	46
3.2.4 Quarta etapa	47
4 RESULTADOS	48
4.1 Primeira etapa	49
4.2 Segunda etapa	52
4.2.1 Análise histológica em microscopia de luz	52
4.2.2 Análise histológica em microscopia eletrônica de varredura	56
4.3 Terceira etapa	58
4.3.1 Parafuso USS 5 mm de diâmetro externo	58
4.3.1.1 Arrancamento do parafuso USS 5,0 mm na madeira	58
4.3.1.2 Arrancamento do parafuso USS 5,0 mm no poliuretano	60
4.3.1.2.1 Orifício perfurado com sonda	60
4.3.1.2.2 Orifício perfurado com broca	61
4.3.1.2.3 Comparação entre sonda e broca	61
4.3.2 Parafuso USS 6,0 mm de diâmetro externo	65
4.3.2.1 Arrancamento do parafuso USS 6,0 mm na madeira	65

4.3.2.2 Arrancamento do parafuso USS 6,0 mm no poliuretano	67
4.3.2.2.1 Orifício perfurado com sonda	67
4.3.2.2.2 Orifício perfurado com broca	67
4.3.2.2.3 Comparação entre sonda e broca	67
4.3.3 Parafuso USS 7,0 mm de diâmetro externo	71
4.3.3.1 Arrancamento do parafuso USS 7,0 mm na madeira.....	71
4.3.3.2 Arrancamento do parafuso USS 7,0 mm no poliuretano	73
4.3.3.2.1 Orifício perfurado com sonda	73
4.3.3.2.2 Orifício perfurado com broca	73
4.3.3.2.3 Comparação entre sonda e broca	74
4.4 Quarta etapa	78
4.5 Resumo dos testes estatísticos do arrancamento com parafuso USS	81
5 DISCUSSÃO	82
5.1 Discussão metodológica.....	83
5.1.1 Aspectos morfométricos do parafuso	83
5.1.2 Princípios de inserção do parafuso.....	85
5.1.3 Propriedades mecânicas do parafuso.....	87
5.1.4 Interface implante-osso	88
5.1.5 Escolha do material	89
5.1.6 Ensaios mecânicos	90
5.2 Discussão dos resultados	92
5.2.1 Ensaios de arrancamento do parafuso USIS	92
5.2.2 Análise histológica do parafuso USIS	93
5.2.2.1 Microscopia de luz	93
5.2.2.2 Microscopia eletrônica de varredura	94
5.2.3 Ensaios de arrancamento do parafuso USS	94
5.2.3.1 Parafuso USS 5,0 mm de diâmetro	94
5.2.3.1.1 Ensaios na madeira	94
5.2.3.1.2 Ensaios no poliuretano	95
5.2.3.2 Parafuso USS 6,0 mm de diâmetro.....	95
5.2.3.2.1 Ensaios na madeira.....	95
5.2.3.2.2 Ensaios no poliuretano.....	96
5.2.3.3 Parafuso USS 7,0 mm de diâmetro.....	96
5.2.3.3.1 Ensaios na madeira.....	96
5.2.3.3.2 Ensaios no poliuretano.....	97
5.2.4 Análise histológica do parafuso USS.....	97
5.3 Aplicação clínica.....	97
6 CONCLUSÕES	100
REFERÊNCIAS	102

1 INTRODUÇÃO

1.1 Histórico

A cirurgia de artrodese espinal já ultrapassa um século de evolução desde o primeiro relato publicado quando Wilkins¹ (1888 apud WILTSE, 1997), Estados Unidos da América do Norte, amarrou os pedículos fraturados de T₁₂ e L₁ em uma criança; Hadra² (1891 apud Krag, 1996) e Lange (1910) realizaram fixação nos processos espinhosos com arames; Albee³ (1911 apud WILTSE, 1997) descreveu a colocação de enxerto de tíbia na coluna e Hibbs⁴ (1911 apud WILTSE, 1997) tratava deformidades da coluna fazendo decorticação da lâmina e encravava tiras de enxerto ósseo. A meta do tratamento desses autores era o problema de coluna mais freqüente na época, o acometimento por tuberculose ou mal de Pott^{5,6} (apud WILTSE, 1997).

Em 1947, King foi o pioneiro em implantar parafuso na coluna, fazendo artrodese de articulação facetária lombo-sacral. O pedículo aparece na literatura cirúrgica com a publicação de Michele e Krueger (1949) que descreveram-no como via de acesso em biópsias do corpo vertebral. Boucher, em 1959, publicou a artrodese facetária implantando o parafuso através das facetas até o pedículo vertebral, servindo como ponto de reforço de ancoragem em fixação facetária, método também defendido por Pennal, em 1964.

A evolução dos implantes em cirurgia da coluna passou por etapas com diferentes princípios de fixação, como os instrumentais de Harrington, que são ganchos laminares conectados a hastes, cuja finalidade é aplicar forças de distração ou de compressão, indicados em deformidades e fraturas da coluna (HARRINGTON, 1962; HARRINGTON, 1972; HARRINGTON; DICKSON, 1976; HARRINGTON; TULLOS, 1969; HARRINGTON; TULLOS, 1971).

Luque introduziu o conceito de fixação segmentar com utilização de hastes em formato de L ancoradas com fios de cerclagem sublaminar (LUQUE, 1982). Esse conceito se difundiu e o

¹ WILKINS, W. F. Separation of the vertebrae with protrusion of hernia between the same-operation-cure. **St. Louis Méd. Surg. J.**, v. 54, p. 340-1, 1888.

² HADRA, B. E. Wiring the spinous processes in Pott's disease. **Trans. Am. Orthop. Assoc.**, v. 4, p. 206-10, 1981.

³ ALBEE, F. H. Transplantation of a portion of the tibia into the spine for Pott's disease. **JAMA**, v. 57, p. 885, 1911.

⁴ HIBBS, R. A. Na operation for progressive spinal deformities. **NY Méd. J.**, v. 93, p. 1013, 1911.

⁵ POTT, P. Observations on the nature and consequences of those injuries to which the head is liable from external violence. 1768.

⁶ POTT, P. Remarks on that kind of palsy frequently found to accompany curvature of the spine. 1779.

princípio de fixação segmentar passou a ser utilizado também associado ao princípio de distração, como o instrumental de Harrington juntamente com fios de cerclagem. Outra variação do instrumental de Luque foi à modificação de hastes em L para retângulos, o que facilitou o manuseio durante as cirurgias principalmente em casos de fraturas de coluna.

Em meados dos anos oitenta, surgiu um novo conceito no tratamento de escolioses por meio de derrotação, com a utilização do instrumental de Cotrel-Dubousset que consiste de hastes ancoradas em ganchos sublaminares, ganchos pediculares e ganchos de processo transversos (COTREL; DUBOUSSET, 1984; COTREL; DUBOUSSET; GUILLAUMAT, 1988). Logo em seguida ganharam importância os instrumentais de última geração envolvendo parafusos pediculares (sistema de Cotrel-Dubousset, ISOLA, PWB, Roe-Gazimski, sistema Texas-Scottish Rite Hospital, instrumental de Zielke, sistema Moss-Miami, sistema universal AO, Steffee, etc). O reconhecimento no meio cirúrgico levou alguns anos, mas a utilização de parafusos pediculares começou no início de década de sessenta por Roy-Camille (ROY-CAMILLE; SAILLANT; MAZEL, 1986).

Além de Roy-Camille, outros autores como Louis, Steffee, Luque, Aebi (AEBI, et al., 1986; AEBI, et al., 1987; LOUIS, 1986; LUQUE, 1986; STEFFEE; BISCUP; SITTKOWSKI, 1986) ajudaram a popularizar o sistema de fixação pedicular, assim como Dick que introduziu o princípio do “fixador interno” (DICK, 1985).

Esses implantes se popularizaram por oferecer segurança aos cirurgiões, possibilidade de instrumentação tridimensional, obviamente mais rígida, oferecimento de estabilidade imediata, melhor correção das deformidades no plano frontal e sagital, e resultaram em menor perda de correção das deformidades, quando comparado a instrumentais previamente utilizados, conforme descrito pelos autores Luque (1986); Louis (1986); Kinnard et al. (1986); Aebi et al. (1987); Ruland et al. (1991); Suk et al. (1995); Defino e Rodriguez-Fuentes (1998); Liljenqvist et al. (2002); Glaser et al. (2003); Korovessis et al. (2004); Erickson et al. (2004); Defino e Scarparo (2005); Adjei et al. (2006); Toyone et al. (2006).

1.2 Tipos de implantes

Os sistemas de fixação vertebral são constituídos por diferentes componentes: componentes de ancoragem (parafusos, ganchos, fios de cerclagem), componentes longitudinais (hastes, placas), conectores transversais e acessórios (arruelas e porcas).

Os componentes de ancoragem podem ser do tipo penetrante (parafusos) e não penetrante (ganchos e fios de cerclagem). Atuam como ponto de ancoragem dos sistemas de fixação nas vértebras, sobre as quais as forças de correção ou de neutralização são aplicadas. A ancoragem ou sustentação dos sistemas de fixação por meio dos parafusos ancorados sobre as vértebras é de fundamental importância para o desempenho das funções mecânicas dos implantes aplicados na coluna vertebral. A falha na ancoragem do sistema de fixação pode estar relacionada com a falha mecânica do implante ou falha do tecido ósseo da vértebra (BROWN et al., 1998; CHEN et al., 2003; CHEN; LIN; CHANG, 2003; CUNNINGHAM et al., 1993; HACKENBERG; LINK; LILJENQVIST, 2002; HILEBRAND et al., 1996; HUME et al., 1996; KOSTUIK; MUNTING; VALDEVIT, 1994; LIM et al., 2001; LYNN et al., 1997; ODGERS et al., 1996; STANFORD et al., 2004; VOOR et al., 1997). Como exemplo mais freqüente, em termos de tecido ósseo vertebral, há a osteoporose. O material utilizado na fabricação do parafuso é o aço inoxidável e o titânio, que apresentam alto índice de biocompatibilidade tecidual (BÜHLER et al., 1998; PASCUAL et al., 1992; PERREN, 1993; PERREN; MATHYS; POHLER, 2002; SIMMONS; MEGUID; PILLIAR, 2001; SUN et al., 1999).

1.3 Parafusos

Os parafusos são considerados implantes do tipo penetrante e possuem diferentes partes: cabeça, diâmetro externo, diâmetro interno, rosca, passo de rosca e diâmetro do corpo (Figura 1). O diâmetro externo é o maior diâmetro entre as bordas externas das roscas do parafuso. O diâmetro interno é o diâmetro do corpo do parafuso sobre o qual as roscas estão fixadas. O diâmetro do corpo do parafuso é o diâmetro da porção do parafuso que não apresenta rosca. Em alguns implantes o diâmetro interno é igual ao diâmetro do corpo do parafuso, mas isso não ocorre em todos os implantes. Os parafusos são, de modo geral, classificados em parafusos do tipo cortical ou esponjoso, de acordo com o tipo da rosca e o diâmetro interno (BECHTOLD;

KYLE; PERREN, 2000; MAZZOCCA et al., 2003; SCHATZKER, 1993). Os parafusos do tipo cortical apresentam rosca de menor diâmetro, menor distância entre os passos de rosca e maior diâmetro interno. Os parafusos de tipo esponjoso apresentam roscas maiores, maior distância entre os passos de rosca e menor diâmetro interno (Figura 1).

Figura 1. Desenho ilustrando as principais partes do parafuso do tipo esponjoso e cortical. (BROWNER et al., 2000)

Os parafusos têm a capacidade de resistir às forças de cisalhamento, encurvamento e arrancamento (Figura 2). Essas propriedades mecânicas dos parafusos estão relacionadas com suas dimensões e geometria e também com a qualidade do tecido ósseo em que são implantados (BENZEL, 2001). O desenho da rosca do parafuso pode ser diferente para cada tipo de osso, e embora a tensão ao arrancamento do parafuso se processe de modo diferente em cada tipo de rosca como se pode ver na Figura 3, parece não haver diferença na força de arrancamento entre

os diferentes desenhos de rosca (KORANYI et al., 1970; DIEHL et al.⁷, 1974 apud KRAG, 1996). A resistência do implante ao arrancamento está relacionada com a quantidade de filete de rosca em contato com o tecido ósseo, assim como o número de roscas por unidade de comprimento aumenta a resistência ao arrancamento em virtude do aumento do atrito proporcionado (BENZEL, 2001; KRAG, 1996; MAZZOCA et al., 2003).

Figura 2. O arrancamento é afetado pelo diâmetro maior **D**; a força de inclinação é afetada pelo diâmetro menor **d** (KRAG, 1996)

Figura 3. Desenho ilustrando os tipos de rosca dos parafusos e a relação com a aplicação das forças sobre a rosca (BROWNER et al., 2000)

⁷ DIEHL, K; HANSER, U.; HORT, W.; MITTELMEIER, H. Biomechanische untersuchungen ucer die maximalen vorspannkkräfte der knochenschrauben in verschiedenen knochenabschnitten. **Acta Orthop. Unfallchir.**, v. 80, p. 98, 1974.

Para a colocação dos parafusos no interior do osso, a realização do orifício piloto é de fundamental importância, pois estabelece as relações mecânicas entre o implante e o tecido ósseo. A técnica de perfuração depende do tipo de osso (cortical ou esponjoso) e do tipo de parafuso utilizado (HUGHES; JORDAN, 1973; SCHATZKER, 1993; UHTHOFF, 1973).

Os parafusos do tipo cortical necessitam do macheamento ou preparo do local de implantação das roscas do parafuso, enquanto que o macheamento não tem sido recomendado para os parafusos do tipo esponjoso. Para evitar a não realização dessa etapa técnica de preparo do local de implantação dos parafusos (“macheamento”), foram desenvolvidos os parafusos denominados “auto-macheantes”, que foram desenhados para cortar e preparar o tecido ósseo na implantação das suas roscas (SCHATZKER, 1993; VANGSNESS et al., 1981). Apresentam uma superfície cortante na extremidade, como consequência da sua forma e desenho especial, que permitem o corte do local de implantação das suas roscas, sem necessidade do macheamento prévio (Figura 4).

Figura 4. Desenho ilustrando as diferenças entre os parafusos auto-macheantes e não auto-macheantes e os tipos de forças que são produzidas no tecido ósseo ao seu redor (BROWNER et al., 2000)

As relações do tecido ósseo ao redor dos parafusos e as variáveis que podem interferir nas suas propriedades mecânicas como a resistência ao arrancamento, forças de cisalhamento ou encurvamento foram muito estudadas para os parafusos do tipo cortical ou esponjoso utilizados nas fixações do esqueleto apendicular (BROWNER, 2000; MÜLLER et al., 1993; NUNAMAKER; PERREN, 1976; SCHATZKER; SANDERSON; MURNAGHAN; 1975; SCHATZKER; TILE, 1994; VANGSNES et al., 1981). No entanto, no âmbito dos implantes utilizados na cirurgia da coluna vertebral há escassos estudos considerando as variáveis relacionadas com o preparo do orifício piloto. Adicionalmente, inúmeras questões relacionadas à técnica de colocação dos parafusos utilizados nos sistemas de fixação vertebral ainda permanecem sem resposta.

1.4 Anatomia do pedículo

Existem certas implicações anatômicas que devem ser respeitadas, como também a técnica de implantação dos instrumentos deve ser padronizada para que menos variáveis aleatórias possam prejudicar a instrumentação. Peculiaridades anatômicas e suas variações fazem da instrumentação pedicular um constante desafio aos cirurgiões. É importante ter conhecimento das diferenças entre os níveis vertebrais, entre as raças, idade do paciente, afecção envolvida, ângulo do eixo do pedículo em relação ao plano sagital e axial, distância das estruturas nervosas, diâmetros e tamanho dos pedículos e distância entre os pedículos direito e esquerdo de uma mesma vértebra (ATTAR et al., 2001; BERRY et al., 1987; CINOTTI et al., 1999; EBRAHEIN et al., 1996; EBRAHEIN et al., 1997; ESSES; BEDNAR, 1990; FERREE, 1992; GILBERTT; WINTER, 2005; INCEOGLU et al., 2005; KIM et al., 1994; KIM et al., 2004; KOTHE et al., 1996; KRAG et al., 1988; MAUAD FILHO, 1996; MITRA; DATIR; JADHAV, 2002; PANJABI et al., 1997; PARENT et al., 2004; POTTER et al., 2004; ROBERTSON et al., 1998; SCOLES et al., 1988; VACCARO et al., 1995a; WHITECLOUD et al., 1989; ZINDRICK et al., 1987). Uma técnica mal aplicada pode desfavorecer a evolução da cirurgia em longo prazo (CINCOTI et al., 1999; DEVIREN et al., 2005; ESSES et al., 1993; GERTZBEIN; ROBINS, 1990; HILEBRAND et al., 1996; JUTTE; CASTELEIN, 2002; KIM et al., 2005; MATTHIAS; HEINE, 1986; SMORGICK et al., 2005; VACCARO et al., 1995b; WEINSTEIN et al., 1992; ZINDRICK et al., 1986).

O ponto de entrada do parafuso é defendido de modo diferente entre os autores. Roy-Camille et al. (1986) determinaram esse ponto um milímetro abaixo da faceta articular, na interseção de uma linha horizontal passando pelo meio do processo transverso e outra vertical passando pelo meio da articulação imediatamente superior; Magerl, 1984, definiu o ponto como a interseção da linha que passa pelo meio do processo transverso e outra linha que tangencia lateralmente à faceta articular superior; Luque (1986) descreveu a facetectomia para localizar o pedículo; Weinstein et al. (1988), preconizaram a entrada lateralmente à faceta articular e na base da superfície articular superior, com os parafusos confluindo para o plano mediano da vértebra; Krag et al (1989) defenderam a técnica semelhante à técnica de Magerl e Weinstein, porém o ponto de entrada localizado um pouco mais caudal, sendo na linha vertical tangencial à faceta articular, cruzando com outra linha horizontal que passa no terço inferior do processo transverso. Dessa forma, pode-se angular a ponta do parafuso cranialmente, que passa rente à placa terminal, como pode ser observado na Figura 5 (Krag, 1996).

Figura 5. Ilustração mostrando as técnicas de implantação do parafuso pedicular: A) técnica de Roy-Camille; B) técnica descrita por Magerl e também por Weinstein; C) técnica preconizada por Krag; D) detalhe do ponto de entrada do parafuso segundo a técnica de Roy-Camille (X) e (●) segundo a técnica de Weinstein (KABINS, 1996)

Pela técnica de Roy-Camille et al. (1986), os parafusos ficam praticamente paralelos entre si, enquanto que na técnica de Magerl (1984) e Weinstein et al. (1988) a orientação converge para o plano médio-sagital. Assim, o parafuso a ser implantado pode atingir maior comprimento, além de permitir a triangulação do sistema, que proporciona maior estabilidade (BARBER et al., 1998; BENZEL, 2001; HADJIPAVLOU et al., 1997; KRAG et al, 1986). A triangulação dos parafusos proporciona maior estoque de osso sob a área de influência do parafuso, aumentando a força de resistência contra o arrancamento (Figura 6).

Figura 6. Ilustração do efeito de triangulação dos parafusos, demonstrando o estoque ósseo que proporciona maior ancoragem ao sistema (BENZEL, 2001)

Se maximizar o potencial de risco na implantação do parafuso pedicular e considerar as variações anatômicas dos pedículos vertebrais, as cirurgias deveriam ser meticulosamente planejadas com exames de imagem pré-operatórios ou executadas com sistema de navegação (BERLEMANN et al., 1997; KALFA et al, 1995; KAMIMURA et al., 1999; LIM et al., 2005; NOLTE et al., 1995; WU et al., 1991). Apesar das complicações intra-operatórias, os trabalhos que apresentam esses fatos não se aparentam tão tenebrosos, porque apesar da lesão pedicular não tiveram repercussão clínica importante. Steinman et al., 1993, fizeram estudo em cadáveres inserindo parafusos nos pedículos baseados em intensificador de imagem e observaram

problemas em 11% dos parafusos implantados; Esses et al., 1993, revisaram casos cirúrgicos e encontraram 27,3% de complicações; Sim et al., 1993 encontraram 8% de parafusos ultrapassando as corticais do pedículo; Kalfa et al., 1995, citaram que o comprometimento pedicular segundo literatura varia de 21 a 31%; Farber et al., 1995, estudaram a fixação pedicular com critérios radiográficos e tomográficos e averiguaram que a violação da cortical pedicular foi muito freqüente e a tomografia cinco vezes mais efetiva que a radiografia para detectar tais acometimentos; Vaccaro et al. (1995b) observaram lesão em pedículos torácicos num total de 41%; Xu et al. (1998) compararam a técnica de Roy-Camille com laminectomia aberta, notando 55% de comprometimento da cortical pedicular na técnica de Roy-Camille, contra 15% com laminectomia. A manutenção da integridade do pedículo vertebral deve ser um dos principais objetivos do cirurgião que pretende instrumentar uma coluna. Além de diminuir os riscos de lesões existe o fator estabilidade, que segundo Kothe et al. (1997), a falta de integridade do pedículo acarreta diminuição da estabilidade do sistema.

A interação do parafuso com a reserva óssea do pedículo e do corpo vertebral é fator de extrema importância e pode determinar o sucesso ou falha da cirurgia (GEORGE et al., 1991; KRAG et al., 1989a; KRAG et al., 1989b; SIM, 1993; WEINSTEIN et al., 1992). George et al. (1991) verificaram que pedículos que tiveram comprometimento da parede cortical perdem a capacidade de fixação em 11%. Krag et al. (1986) relataram que a interface parafuso-osso é fator limitante para estabilização do implante. Essa interface não deve ser menosprezada, afinal o pedículo não é uma estrutura de osso cortical com pequena quantidade de osso esponjoso como relatado por Roy-Camille et al (1986). Misenhimer et al. (1989) notaram lesão pedicular quando o parafuso ultrapassa 80% de seu diâmetro; Hirano et al. (1998) descreveram que o parafuso causa lesão quando atinge 70% do diâmetro do pedículo. Quando o parafuso atinge a parede cortical do pedículo ocorre lesão do pedículo (DEFINO; VENDRAME, 2001), portanto o parafuso pedicular tem sua ancoragem basicamente em osso trabecular (esponjoso)⁸ e dessa maneira a técnica de implantação do parafuso deve considerar esse fato.

Hirano et al. (1997) descreveram que em seus ensaios observaram que 60% da força de arrancamento dependia do pedículo, portanto a estabilização do parafuso depende mais do pedículo do que do corpo vertebral, mesmo ponto de vista defendido por Chiba et al. (1996). A

⁸ Concordância de denominação anátomo-histológica: osso cortical e osso trabecular; osso compacto e esponjoso.

integridade do pedículo vertebral é importante para preservar a qualidade da fixação e principalmente para cirurgias que utilizam cimento ósseo como artifício de melhora da ancoragem (COOK et al., 2004; HERNIGOU; DUPARE, 1996; MILCAN et al., 2005; RENNER et al., 2004; ROHMILLER et al., 2002; SARZIER; EVANS; CAHILL, 2002; SOSCHI et al., 1991; TOYONE et al., 2006; WITTENBERG et al., 1993).

1.5 Orifício piloto

A aplicação do parafuso na coluna vertebral requer o preparo do local no interior da vértebra, em que o implante será colocado, denominado orifício piloto. Seu preparo consiste na produção de um espaço no interior do local anatômico da vértebra selecionado para a colocação do implante que poderá ser o pedículo, o corpo vertebral, o processo transversal ou o maciço articular. O orifício piloto no pedículo vertebral pode ser realizado com brocas, sondas ou curetas e o seu diâmetro deve ser considerado em relação ao diâmetro do implante a ser utilizado (BANTA et al.⁹, 1987 apud MISENHIMER et al., 1989; EDWARDS¹⁰, 1986 apud MAGERL, 1996; LAVASTE¹¹, 1980 apud MAGERL, 1996; LUQUE, 1986; MAGERL, 1984; ROY-CAMILLE et al., 1986; STEFFEE et al., 1986). As duas variáveis: modo de preparo e diâmetro do orifício piloto são de grande importância na aplicação dos componentes de ancoragem dos sistemas de fixação vertebral, pois podem interferir diretamente na sustentação do sistema de fixação vertebral (FERGUSON et al., 1990; MAZZOCA et al., 2003; MORAN et al., 1989; OKTENOGU et al., 2001; SKINNER et al., 1990).

⁹ BANTA, C. J.; KING, A. G.; DABBEZIES, E. J.; D'AMBROSIA, R. Direct management of effective pedicle diameter. Presented at the Annual Meeting of the North American Spine Society, Banff, Alberta, Canada, jun. 1987.

¹⁰ EDWARDS, C. C. spinal screw fixation of the lumbar and sacral spine> early results treating the first 50 cases. Proceedings of the 21st Annual Meeting of the Scoliosis Research Society, p. 99, 1986.

¹¹ LAVASTE, F. Biomechanique du rachis dorso-lombaire. **Deuxieme Journees d'orthopedie de la Pitie**, p. 19-23, 1980.

1.6 Sonda

Instrumento utilizado para perfuração manual de orifício piloto na coluna vertebral, fornecendo controle de profundidade e alinhamento (MORAN et al., 1989).

1.7 Broca

A broca é fundamental para implantação de um parafuso cortical e o desenho de sua ponta exerce o aspecto relevante nesse processo. Ponta afilada evita o deslocamento e determina o eixo de corte para uma perfuração mais exata. Pontas em forma de formão com sulcos helicoidais em cada um dos lados do ápice dirigem e removem os fragmentos de osso do orifício. Falhas na remoção dos detritos ósseos poderão causar desvio da broca, diminuindo a precisão da perfuração e promovendo alargamento do orifício (MAZZOCA et al., 2003; SCHATZKER, 1993).

1.8 Macho de rosca

O macho é um instrumento destinado a cortar o osso ao redor do orifício, correspondendo ao passo (distância entre os fios de corte) do parafuso, portanto é mais afiado que a rosca do parafuso e possui um mecanismo de retirada de detritos ósseos, impedindo que eles se acumulem e ocluam as estrias. Seu perfil é exatamente o perfil da rosca do parafuso. O processo de macheamento facilita a inserção e aprofundamento no osso. Permite que o torque aplicado no parafuso seja usado para geração de força compressiva, em vez de dissipação da força pelo processo de fricção e aprofundamento do passo de rosca.

Defino e Rodriguez-Fuentes (1997) publicaram a implantação de parafuso pedicular usando macho canulado especialmente desenvolvido. Primeiramente o pedículo era perfurado com fio de Kirschner de 2,0 mm, sobre o qual era introduzido o macho canulado, posteriormente o parafuso inserido, ainda com orientação do fio de Kirschner, proporcionando segurança e facilidade na inserção.

O macheamento, além de remover os fragmentos ósseos, ocasionalmente pode alargar o buraco. Esse alargamento em osso cortical não diminui a força de ancoragem do parafuso, mas em osso esponjoso e osteoporótico, isso pode ocorrer (SCHATZKER, 1993).

1.9 Interface parafuso-osso

Com o advento do parafuso e seu emprego cada vez mais rotineiro, alguns problemas decorrentes do instrumental se tornaram presentes, como a quebra e a soltura dos parafusos em função da sobrecarga imposta a esses implantes (GLASER et al., 2003; HUME et al., 1996; OKUYAMA et al., 2000;), bem como a má técnica empregada na sua implantação e o mau posicionamento do parafuso (DEFINO, 2002). Trabalho publicado por Kinnard et al. (1986) descreveu aumento de cifose no período pós-operatório em torno de dez graus, em cerca de um quarto dos pacientes. Krag et al. (1989a) questionaram se o ponto responsável pela perda de correção teria acontecido entre placa e parafuso ou entre parafuso e osso. Weinstein et al. (1992) atribuiu que as falhas na fixação pedicular se devem à técnica imprópria de implantação, tais como mau posicionamento do parafuso, quebra do pedículo, tamanho e comprimento inadequado do parafuso. Considerando esses fatos surge o interesse de avaliar o modo de implantação do parafuso pedicular, a fim de determinar qual seria a melhor forma de executar essa tarefa. Assim sendo, o cirurgião pode aprimorar a técnica, ciente de qual modo pode minimizar o índice de falhas no período pós-operatório (LEHMAN et al., 2004).

O estudo das falhas envolvendo fixação dos implantes vem ganhando estímulo, mas um dos desafios do trabalho é o conhecimento sobre a interface parafuso-osso, sobre a qual a literatura não é suficientemente esclarecedora (ABSHIRE et al., 2001; ALDINI et al., 2002; BURNEY et al., 2005; CARBONE; TORTOLANI; QUARTARARO, 2003; CINOTTI et al., 1999; KOO, 2004; KOTHE et al., 1997; LOWE et al., 2002; MIZUNO et al., 2005; MORINI et al., 1996; MORINI et al., 2001; MYLES et al., 1999; SANDEN et al., 2001; SANDEN; OLERUD; LARSON, 2001; SUK et al., 2001; WHANG; VACCARO, 2006; YILDIRIM et al., 2006). Na própria radiografia, vez ou outra é possível se observar um halo de reabsorção óssea (radiotransparência Figura 7) ao redor do parafuso, indicando sinal de soltura (SCHATZKER; HORNER; SUMNER-SMITH, 1975a).

Figura 7. Ilustração do parafuso pedicular implantado com halo de rádio-transparência ao seu redor, indicando soltura: a) radiografia; b) tomografia computadorizada

Estudos de morfologia dos pedículos vertebrais, porcentagem da área ocupada pelos implantes nos pedículos, utilização de técnicas distintas de perfuração, sempre visando ao aperfeiçoamento da técnica cirúrgica são temas importantes no estágio atual da cirurgia da coluna (EBRAHEIN et al., 1996; EBRAHEIN et al., 1997; FOGEL et al., 2003; HELLER; SHUSTER; HUTTON, 1999; HUSTED et al., 2004; LEHMAN et al., 2003; LEHMAN; KUKLO, 2003; McKINLEY et al., 1997; WHANG; VACCARO, 2006; ZINDRICK et al., 1987). Bühler et al. (1998) relataram que parafusos de titânio requerem maior energia na inserção do que parafusos de aço, em virtude da superfície mais áspera do titânio e isto favorece a integração na interface. Todo conhecimento desfrutado atualmente pela literatura parece não responder aos questionamentos: 1) o modo de preparo do orifício piloto influencia as propriedades mecânicas dos parafusos utilizados nos sistemas de fixação vertebral? 2) qual tipo de orifício proporciona maior firmeza ao parafuso? 3) o macheamento do orifício fornece vantagem para a ancoragem do parafuso? 4) o diâmetro do orifício tem importância para a ancoragem? 5) o orifício piloto menor que o diâmetro interno do parafuso, levaria ao parafuso causar maior lesão óssea ao redor do orifício e por sua vez esta lesão enfraqueceria a ancoragem do parafuso?

Para responder estas questões, foi decidido testar orifícios perfurados com sonda e orifícios perfurados com broca. Também deve ser observado o efeito do macheamento em relação ao não macheamento, e o efeito do diâmetro do orifício piloto em relação ao diâmetro interno do implante. A eficiência dos implantes será avaliada por meio das propriedades mecânicas relacionadas com a sua resistência ao arrancamento e o estudo histológico do tecido ósseo ao redor do implante.

2 OBJETIVOS

O objetivo do trabalho é o estudo de algumas variáveis relacionadas à implantação do parafuso na coluna vertebral. Os parâmetros avaliados são diâmetro do orifício piloto em relação ao diâmetro interno do parafuso, tipo de perfuração (sonda ou broca) em relação ao diâmetro interno do parafuso e o efeito do macheamento do orifício piloto. A influência dessas variáveis mencionadas foi estudada por meio de ensaios mecânicos para verificar a resistência ao arrancamento dos implantes, e também por meio de estudo histológico para observar as alterações do osso ao redor dos implantes.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizados no estudo corpos de prova de poliuretano, madeira e vértebras lombares de cadáveres humanos.

Os corpos de prova de madeira e poliuretano foram utilizados para ensaios mecânicos de arrancamento e para isso foram confeccionados em blocos e tiveram suas espessuras padronizadas. A espessura do corpo de prova para cada tipo de material foi determinada após a realização de estudo piloto e estava relacionada com a praticidade no manuseio dos corpos de prova e dos ensaios de arrancamento dos implantes.

Os corpos de prova de poliuretano (poliuretano expandido, que constitui na mistura de isocianato com polioli, densidade de 40 Kg/m³) possuíam 27,0 mm de espessura e os de madeira (espécie *Simarouba amara*, popularmente conhecida como “caixeta ou marupá”, originária da floresta amazônica) possuíam 13,0 mm de espessura.

As vértebras lombares humanas (L₃, L₄ e L₅) foram utilizadas apenas no estudo histológico em microscopia de luz comum e microscopia eletrônica de varredura. Essas vértebras foram removidas durante necropsia de cadáveres masculinos de 51 e 60 anos de idade. Foram conservadas em freezer à temperatura de – 20° C, e descongeladas em temperatura ambiente para a realização do experimento. Todas essas etapas do trabalho foram devidamente autorizadas pela Comissão de Ética do Hospital das Clínicas da FMRP-USP.

Parafusos pediculares de aço inoxidável do sistema USIS (Ulrich®) com 6,0 mm de diâmetro externo e 3,5 mm de diâmetro interno, com passo de rosca (distância entre as roscas) de 3,0 mm e parafusos de aço inoxidável do sistema USS (Synthes®) com 5,0 mm; 6,0 mm e 7,0 mm de diâmetro externo, todos com 5,5 cm de comprimento, foram utilizados no estudo. Os parafusos do sistema USS com diâmetro externo de 5,0 mm possuíam 3,8 mm de diâmetro interno e passo de rosca 1,5 mm, os parafusos de 6,0 mm possuíam diâmetro interno de 4,8 mm e passo de rosca 1,5 mm e o parafuso de 7,0 mm de diâmetro externo possuíam 4,8 mm de diâmetro interno e passo de rosca 2,1 mm. O parafuso USIS possui ponta arredondada (romba), enquanto os parafusos USS possuem pontas afiladas e auto-macheantes. Todos os parafusos utilizados eram de rosca total (Figura 8).

Os orifícios pilotos foram realizados por meio de sondas ou brocas, tendo sido também considerado a relação entre o diâmetro da perfuração e o diâmetro interno do parafuso utilizado, e a influência do macheamento do orifício piloto como variáveis do estudo. As perfurações com

sondas eram feitas manuais, enquanto as perfurações com brocas eram feitas em perfuratriz de bancada a uma velocidade de 455 rpm.

Após a realização do orifício piloto os parafusos de um mesmo comprimento eram colocados nos corpos de prova, transfixando-os e com a ponta saliente em 1,5 cm. Desse modo o número de rosca dos parafusos contidos nos corpos de prova era o mesmo (corpos de prova de mesma espessura), e a ponta do parafuso era utilizada para a aplicação da força nos ensaios mecânicos de resistência ao arrancamento (Figura 9).

Figura 8. Parafusos utilizados para o experimento. Na foto a) parafuso USS (Ulrich®) de 6,0 mm de diâmetro externo e diâmetro interno de 3,5 mm. Na foto b) parafusos USS (Synthes®) de 5,0 mm de diâmetro externo e diâmetro interno de 3,8 mm; parafuso USS 6,0 mm de diâmetro externo e diâmetro interno 4,8; e parafuso USS 7,0 mm de diâmetro externo com diâmetro interno de 4,8 mm, respectivamente de baixo para cima

Figura 9. Representação esquemática do posicionamento do corpo de prova e parafuso na base de apoio da máquina universal de ensaios mecânicos. O parafuso de rosca total até a base da cabeça era introduzido no corpo de prova. O parafuso implantado no corpo de prova era acomodado de cabeça para baixo, sua ponta era apoiada em um orifício na cabeça de um parafuso maior acoplado à célula de carga para evitar escorregamento. O parafuso acoplado à célula de carga exercia força de cima para baixo empurrando o parafuso de teste

O estudo foi dividido em etapas e a sequência das etapas foi determinada pelos resultados obtidos.

3.1 Sequência das etapas

3.1.1 Primeira etapa

Ensaio de arrancamento com parafuso USIS (Ulrich®).

Na primeira etapa do estudo foram utilizados parafusos do sistema USIS com 6,0 mm de diâmetro externo e 3,5 mm de diâmetro interno. Os parafusos foram implantados em corpos de prova de madeira e poliuretano.

O modo de preparação do orifício piloto foi realizado por meio de broca ou sonda, ambas com diâmetro de 3,5 mm, que correspondia ao diâmetro interno do parafuso utilizado.

Foram estabelecidos três grupos experimentais de acordo com o modo de preparação do orifício piloto: grupo I - perfuração com sonda de 3,5 mm, grupo II - perfuração com broca de 3,5 mm e grupo III - perfuração com broca de 3,5 mm e macheamento do orifício piloto.

Os corpos de prova com os respectivos implantes foram submetidos a ensaios mecânicos realizados em máquina universal de ensaios (modelo EMIC®, Brasil, ligada a computador e célula de carga de 200 Kgf) para a avaliação da resistência ao arrancamento dos implantes. O ensaio mecânico para a avaliação da resistência ao arrancamento foi realizado por meio de instalação de carga axial ao longo do eixo do parafuso a partir de sua extremidade, a uma velocidade constante de 2,0 mm/min. A espessura do corpo de prova foi padronizada para cada material (madeira, 13,0 mm e poliuretano, 27,0 mm) e o arrancamento do parafuso era feito por meio de força compressiva, empurrando-o através de sua ponta.

O resultado dos ensaios era interpretado por programa de computador que fornecia o gráfico da curva de arrancamento e os valores numéricos aferidos (Figura 10). A propriedade mecânica avaliada foi a força máxima oferecida pelo parafuso ao arrancamento.

Figura 10. Gráfico ilustrando os arrancamentos Força $\times$ Deformação, fornecido pelo computador acoplado à Máquina Universal de Ensaio Mecânicos

O resumo esquemático de todo processo do trabalho desempenhado na primeira etapa pode ser conferido na Figura 11, apresentada a seguir.

Figura 11. Modelo experimental da primeira etapa do estudo com parafusos do sistema USIS, em que foi avaliada a influência do tipo da realização do orifício piloto e a influência do macheamento

3.1.2 Segunda etapa

Estudo histológico das técnicas de implantação do parafuso USIS (Ulrich®).

Na segunda etapa do estudo os parafusos do sistema USIS foram implantados nos pedículos das vértebras lombares humanas pela técnica de Magerl (MAGERL, 1984). Foram utilizadas seis vértebras lombares humanas (L₃, L₄ e L₅), tendo sido repetido duas vezes as

técnicas de preparo do orifício mencionadas (sonda 3,5 mm; broca 3,5 mm e broca 3,5 mm com macheamento). O material preparado com vértebra humana foi estudado por meio da microscopia de luz e metade desse material foi estudado por meio da microscopia eletrônica de varredura.

O material selecionado para o estudo da microscopia de luz foi submetido à descalcificação após a remoção dos implantes, processado da maneira habitual para a confecção de cortes histológicos de 7μ , e corados com a hematoxilina-eosina. Foram realizados cortes mais espessos (7μ) que os habituais (5μ) com a finalidade da preservação das trabéculas e melhor visualização. Foram realizados cortes transversais e seriados ao longo do eixo dos orifícios e com intervalos de dez cortes entre eles, perfazendo um total de seis lâminas para cada peça, oferecendo boa representatividade ao longo do orifício. Desse modo, foram preparadas dezoito lâminas pertencentes às vértebras lombares humanas.

A metodologia estabelecida para o estudo do tecido ósseo ao redor dos implantes por meio da histologia de luz foi baseada no estudo morfométrico das trabéculas ósseas. Para o estudo histológico as lâminas foram fotografadas com objetiva 35x de aumento e as fotos foram impressas com aumento de 15x. Essas fotos com aumento de 525x em relação ao corte da lâmina original foram analisadas no Mini-Mop®, Alemanha, do Departamento de Biologia Celular e Molecular e Bioagentes Patogênicos da FMRP-USP (Figura 12). Por esse método foram estabelecidas e estudadas zonas de osso esponjoso (ao redor do orifício e distante do orifício) e comparadas entre si por meio do estudo morfométrico. As medidas obtidas eram depois convertidas para a escala real, dividindo-se o valor obtido pelo valor do aumento total.

A fotografia foi padronizada em área do parafuso (Ap) que corresponde ao orifício do parafuso; a zona de osso localizada ao redor da área do parafuso, delimitada em 1,0 cm em toda circunferência, onde se evidenciou maior número de fragmentos ósseos foi denominada de área de fragmentação (Af); a área restante de osso do campo fotografado, além do limite de 1,0 cm foi denominada de área de osso intacto (Ai). A figura em estudo era fixada sobre uma prancha de captação do Mini-Mop. Com a utilização de um sensor de captação (“caneta” do Mini-Mop) era demarcada a margem de cada figura geométrica e o aparelho fornecia área, diâmetro e perímetro dessa figura. Portanto obteve-se: o diâmetro mínimo do orifício do parafuso; área do parafuso (Ap); área de fragmentos (Af); área de osso intacto (Ai); porcentagem de osso na área de fragmentos; porcentagem de osso na área de osso intacto; e índice de fragmentação. A

porcentagem de osso da área de fragmentos era calculada somando-se a área de cada trabécula óssea existente na área de fragmentos e em seguida calculado o valor percentual desse osso ocupando a área de fragmentos, o mesmo foi feito na área de osso intacto. Finalmente foi obtido o índice de fragmentação que consiste na divisão da porcentagem de osso da área de fragmentos pela porcentagem de osso da área de osso intacto. A área de osso intacto (A_i) serviu também como controle das observações conferidas ao redor do orifício do parafuso (Figura 13). As lâminas foram preparadas no Laboratório de Oncopatologia Experimental da FMRP-USP e o estudo no Mini-Mop foi realizado no Laboratório do Departamento de Biologia Celular e Molecular e Bioagentes Patogênicos da FMRP-USP.

Figura 12. Foto a) apresenta o Mini-Mop®, Alemanha, acoplado ao computador, utilizado no estudo histológico das fotografias das lâminas; foto b) em detalhe: 1- sensor “caneta”, 2- plataforma de captação, 3- leitor digital, 4- Mini-Mop®

Figura 13. As imagens (fotos a e b) ilustram lâminas de peças humanas, onde se podem ver a Área do parafuso (Ap), Área de interligação dos fragmentos (Af), Área de osso intacto (Ai) e diâmetro mínimo do orifício que alojou o parafuso (d). Na área de interligação dos fragmentos estão localizados os fragmentos ósseos, que sofreram alguma alteração no processo de inserção do parafuso

Os materiais selecionados para o estudo por meio da microscopia eletrônica de varredura, que consistiam de vértebras humanas, com os parafusos implantados, foram submetidos a cortes no sentido longitudinal dos parafusos. Foram preparados para essa modalidade de estudo microscópico, cubos de osso de 8,0 mm deixando a face com o parafuso implantado e cortado ao meio voltada para cima, onde foi analisada a relação do tecido ósseo ao redor dos implantes (Figura 14). A avaliação do tecido ósseo ao redor dos implantes foi qualitativa, considerando-se a integridade e o espaçamento entre as trabéculas ósseas.

O material foi preparado de acordo com as técnicas padronizadas, que consiste na desidratação, secagem e pulverização em ouro e a seguir analisados no microscópio eletrônico de varredura do Laboratório de Microscopia Eletrônica do Departamento de Biologia Celular e Molecular e Bioagentes Patogênicos da FMRP-USP.

Figura 14. Fotografias das peças em processo de preparação para o estudo na microscopia eletrônica de varredura: foto a) bloco ósseo com o corte axial do parafuso; foto b) bloco de osso após ter sido realizado o corte longitudinal do parafuso

O resumo esquemático de todo processo do trabalho desempenhado na segunda etapa pode ser visto na Figura 15.

Figura 15. Esquema do estudo histológico realizado com a utilização dos parafusos do sistema USIS implantados nas vértebras lombares humanas

3.1.3 Terceira etapa

Ensaio de arrancamento com parafusos USS (Synthes®).

Na terceira etapa do estudo a influência do tipo da perfuração (broca ou sonda) e do diâmetro do orifício piloto na resistência ao arrancamento foram estudadas utilizando os parafusos do sistema USS de 5,0; 6,0 e 7,0 mm de diâmetro externo. Foram utilizados como corpos de prova madeira e poliuretano, sobre os quais os parafusos foram inseridos e submetidos a ensaios de arrancamento utilizando-se máquina universal de ensaios. Devido às características da sonda do sistema USS e dos corpos de prova, não foi possível a utilização de sondas para o preparo dos orifícios na madeira, tendo sido utilizada somente a broca nos corpos de prova de madeira.

O diâmetro do orifício piloto foi diretamente relacionado com o diâmetro interno do parafuso, tendo sido realizado com valores abaixo, iguais e acima dos valores do diâmetro interno.

Os parafusos de 5,0 mm de diâmetro externo possuem diâmetro interno de 3,8 mm e foram realizados orifícios de 3,2 mm, 3,8 mm, 4,0 mm, 4,5 mm e 4,8 mm.

Os parafusos de 6,0 mm de diâmetro externo possuem diâmetro interno de 4,8 mm e foram realizados orifícios de 4,0 mm, 4,5 mm, 4,8 mm, 5,0 mm e 5,5 mm.

Os parafusos de 7,0 mm de diâmetro externo possuem diâmetro interno de 4,8 mm e foram realizados orifícios de 4,0 mm, 4,8 mm, 5,0 mm, 5,5 mm, 6,0 mm e 6,5 mm.

Os parafusos foram implantados por meio da técnica habitual e, a seguir, foram realizados os ensaios mecânicos de resistência ao arrancamento. A propriedade mecânica avaliada nestes ensaios foi a força máxima oferecida pelo parafuso na resistência ao arrancamento.

O resumo esquemático de todo processo do trabalho desempenhado na terceira etapa pode ser conferido na Figura 16 apresentada na página seguinte.

Figura 16. Esquema da terceira etapa do estudo na qual foi realizado estudo da resistência ao arrancamento do parafuso USS em diferentes corpos de prova

3.1.4 Quarta etapa

Estudo histológico das técnicas de implantação do parafuso USS (Synthes®).

Na quarta etapa do estudo parafusos do sistema USS 7,0 mm de diâmetro externo e 4,8 mm de diâmetro interno foram implantados nos pedículos das vértebras lombares humanas pela técnica de Magerl (MAGERL, 1984). Os parâmetros em estudo foram os diferentes diâmetros do orifício piloto em relação ao diâmetro interno do parafuso. Foram utilizadas seis vértebras lombares humanas, tendo sido repetida duas vezes as técnicas de preparo do orifício mencionadas (broca 4,0 mm; broca 4,8 mm e broca 6,0 mm). Metade desse material foi estudada por meio da microscopia de luz e a outra metade por meio da microscopia eletrônica de varredura. O estudo na microscopia eletrônica não teve sequência no estudo, porque durante a técnica de preparo deste material, o parafuso se desencaixava do bloco de osso, dificultando o corte e o preparo das peças. A Figura 17 apresenta o resumo esquemático desta etapa.

Figura 17. Esquema do estudo histológico realizado na quarta etapa com a utilização dos parafusos do sistema USS implantados nas vértebras lombares humanas. Microscopia de varredura não foi possível realizar por problemas técnicos

3.2 Análise estatística

Testes estatísticos paramétricos (ANOVA e ANOVA *two-way*) e não paramétricos (Kruskal-Wallis) aplicados para análise dos resultados obtidos em cada uma das etapas do trabalho.

3.2.1 Primeira etapa: arrancamento com parafuso USIS

Madeira: Teste de ANOVA para detectar se há diferença estatística, adotado como nível de significância $p \leq 0,05$; para determinar onde ocorre a diferença entre as técnicas, foi aplicado o teste de *post hoc* de Bonferroni.

Poliuretano: Teste de ANOVA para detectar se há diferença estatística, adotado como nível de significância $p \leq 0,05$; para determinar onde ocorre a diferença entre as técnicas foi utilizado o teste de *post hoc* de Bonferroni.

3.2.2 Segunda etapa: análise histológica das técnicas de inserção do parafuso USIS

Fotos das lâminas de vértebras humanas observadas na microscopia de luz: utilizado teste não paramétrico de Kruskal-Wallis, devido ao pequeno tamanho das amostras, adotado como nível de significância $p \leq 0,05$; para determinar onde ocorre a diferença utilizou-se o teste de *post hoc* de Dunn.

3.2.3 Terceira etapa: arrancamento com parafuso USS

Madeira: Teste de ANOVA para detectar se há diferença estatística, adotado como nível de significância $p \leq 0,05$; para determinar onde ocorre a diferença entre as técnicas utilizou-se o teste de *post hoc* de Bonferroni. Para representar a natureza do fenômeno entre Força máxima x Diâmetro foi aplicado o ajuste da relação linear e/ou da relação quadrática.

Relação linear é a tendência do fenômeno se expressar por meio de uma reta: $y = ax + b$.

Relação quadrática é a tendência se expressar por uma curva: $y = ax^2 + bx + c$.

Poliuretano: Teste de ANOVA *two-way* para detectar se há diferença estatística, adotado como nível de significância $p \leq 0,05$; para determinar onde ocorre a diferença foi aplicada a técnica de formação de contrastes. Para representar a interação entre Força máxima $\times$ Diâmetro foi aplicado o ajuste da relação linear e/ou da relação quadrática.

3.2.4 Quarta etapa: análise histológica das técnicas de implantação do parafuso USS

Fotos das lâminas de vértebras humanas observadas na microscopia de luz: teste não paramétrico de Kruskal-Wallis em função do pequeno tamanho das amostras. Quando houve diferença estatística, foi utilizado o teste de *post hoc* de Dunn, para determinar onde ocorre a diferença.

4 RESULTADOS

4.1 Primeira etapa (testes de arrancamento com parafuso USIS)

Os valores obtidos nos ensaios mecânicos, considerando-se a média dos valores da força máxima de arrancamento dos implantes nos diferentes corpos de prova, estão representados nas Tabelas 1, e 2.

No grupo I (perfuração por meio de sonda de 3,5mm) a média dos valores da força máxima de arrancamento dos implantes foi de $942,6 \pm 50,13$ (N) nos corpos de prova de madeira e $73,45 \pm 5,91$ (N) nos corpos de prova de poliuretano.

No grupo II (perfuração com broca de 3,5 mm) a média dos valores da força máxima de arrancamento dos implantes foi de $848,2 \pm 81,28$ (N) nos corpos de prova de madeira e $63,96 \pm 1,52$ (N) nos corpos de prova de poliuretano.

No grupo III (perfuração com broca de 3,5 mm seguida de macheamento do orifício piloto) a média dos valores da força máxima de arrancamento dos implantes foi de $883,2 \pm 85,5$ (N) nos corpos de prova de madeira e $62,24 \pm 3,33$ (N) nos corpos de prova de poliuretano.

A comparação dos valores observados para o arrancamento dos implantes, considerando o modo de preparo do orifício piloto e os diferentes corpos de prova (madeira e poliuretano) está representada nas Tabelas 1 e 2 e nas Figuras 18 e 19.

Nos corpos de prova de madeira foi observado que a força máxima de arrancamento dos implantes foi maior no grupo I (perfuração com sonda de 3,5 mm) e apresentou diferença estatística, segundo o teste de ANOVA ($p = 0,03$) entre o grupo II (perfuração com broca de 3,5 mm). No entanto, não foi observada diferença estatística entre o grupo I (perfuração com sonda de 3,5 mm) e grupo o III (perfuração com broca de 3,5 mm seguida de macheamento). Não foi também observada diferença estatística entre os valores do grupo II e III.

Nos corpos de prova de poliuretano foi observado que a força máxima de arrancamento dos implantes foi maior no grupo I (perfuração com sonda de 3,5 mm) e foi observada diferença estatística segundo o teste de ANOVA ($p < 0,001$) entre o grupo I e os grupos II e III, cujos valores não apresentaram diferença estatística significativa.

Tabela 1 - Valores da força máxima de arrancamento dos implantes nos corpos de prova de madeira.

	Força Máxima media (N)	Desvio padrão	Coefficiente de variação (%)	Número de testes realizados
Sonda 3,5 mm	942,6	50,1	5,3	10
Broca 3,5 sem macheamento	848,2	81,3	9,6	10
Broca 3,5 com macheamento	883,2	85,5	9,7	10

Tabela 2 - Valores da força máxima de arrancamento dos implantes nos corpos de prova de poliuretano

	Força Máxima média (N)	Desvio padrão	Coefficiente de variação (%)	Número de testes realizados
Sonda 3,5	73,4	5,9	8,0	10
Broca 3,5 sem macheamento	63,9	1,5	2,4	10
Broca 3,5 com macheamento	62,2	3,3	5,4	10

Figura 18. Gráfico ilustrando os valores da força de arrancamento do parafuso USIS e os diferentes modos de perfuração do orifício piloto nos corpos de prova de madeira. As letras acima das barras indicam diferença significativa

Figura 19. Gráfico ilustrando os valores da força de arrancamento do parafuso USIS e os diferentes modos de perfuração do orifício piloto nos corpos de prova de poliuretano. As letras acima das barras indicam diferença significativa

4.2 Segunda etapa

4.2.1 Análise histológica em microscopia de luz – parafuso USIS

As fotografias das lâminas processadas de vértebras lombares humanas, implantadas com parafuso USIS, estudadas no Mini-Mop, demonstraram um aumento do diâmetro mínimo dos orifícios realizados com broca, em relação aos orifícios realizados com sonda (Figura 20).

A análise estatística realizada pelo teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis, adotado como nível de significância $p \leq 0,05$, determinou $p = 0,006$ para o Diâmetro mínimo, demonstrando que há diferença significativa. Pelo teste de *post hoc* de Dunn verificou-se que sonda possui valores significativamente inferiores aos de broca com e sem macheamento.

Foi observado também que na periferia do orifício ocorre concentração maior de trabéculas ósseas do que em áreas mais distantes ao orifício (consideradas normais), isso tanto para orifícios realizados com sonda como para os orifícios feitos com broca. O índice de fragmentação foi menor nos orifícios realizados com sonda. Pela análise estatística encontrou-se $p = 0,02$, portanto há diferença significativa, sendo que a sonda possui valores significativamente inferiores aos de broca com e sem macheamento.

Na Tabela 3 estão os valores das medidas obtidos pelo Mini-Mop, em vértebras humanas. Na Figura 21 está a representação gráfica dos valores médios do diâmetro mínimo nas três técnicas estudadas e na Figura 22 a representação gráfica da média dos índices de fragmentação nas três técnicas.

Tabela 3 - Vértébras humanas instrumentadas com parafuso USIS (Ulrich), analisadas no Mini-Mop, onde se verificaram os valores demonstrados na tabela

Meio de perfuração	Idade do doador (anos)	Diâmetro mínimo (mm)	Porcentagem de osso área de fragmento	Porcentagem de osso área intacta	Índice de fragmentação
Sonda	60	3,29	22,91	16,93	1,35
		4,12	19,11	18,01	1,06
		3,63	22,61	16,68	1,36
	51	5,42	25,62	18,03	1,42
		4,87	18,54	14,20	1,31
		5,82	25,99	14,94	1,74
Broca sem macheamento	60	7,08	13,84	6,73	2,06
		6,69	17,74	8,35	2,12
		6,00	14,54	8,80	1,65
	51	5,85	22,78	11,37	2,00
		5,34	16,50	11,09	1,49
		5,32	17,43	9,68	1,80
Broca com macheamento	60	6,87	9,14	6,63	1,38
		6,14	14,16	9,05	1,56
		6,38	13,94	3,76	3,71
	51	6,35	17,50	9,02	1,94
		6,62	16,18	7,71	2,10
		6,73	13,08	7,73	1,69

Figura 20. Fotografia de lâmina de coluna lombar humana submetida à implantação do parafuso USIS, com objetiva de aumento de 35x e preparada para o estudo no Mini-Mop, com ampliação de 15x (Ai = área de osso intacto; Ap = Área do parafuso; Af = Área de fragmentos; d = Diâmetro mínimo)

Figura 21. Ilustração gráfica dos valores médios do diâmetro mínimo nas três técnicas de perfuração do orifício do parafuso (sonda, broca sem macheamento, broca com macheamento) nas fotos das lâminas de peças humanas observadas no Mini-Mop. As letras acima das barras indicam diferença significativa

Figura 22. Ilustração gráfica dos índices de fragmentação em cada uma das técnicas empregadas para abertura do orifício do parafuso (sonda, broca sem macheamento, broca com macheamento), nas fotos das lâminas de peças humanas observadas no Mini-Mop. As letras acima das barras indicam diferença significativa

4.2.2 Análise histológica em microscopia eletrônica de varredura – parafuso USIS

A observação das peças de vértebras, com parafusos USIS implantados, permitiu constatar que nas peças cujos orifícios foram perfurados com sonda, ocorre menor lesão de trabéculas ósseas ao redor do orifício, e também ocorre maior compactação das trabéculas ósseas ao redor do parafuso (Figura 23 de humano). No caso de orifícios realizados com broca ocorre maior número de fraturas das trabéculas ósseas e uma menor compactação entre os fragmentos ósseos (Figura 24 de humano). Conseqüentemente, o parafuso mostra-se ancorado em estrutura óssea mais compacta com a técnica de perfuração com sonda. .

Com relação ao efeito do macheamento ou não do orifício realizado com broca, não se constatou alguma diferença entre as técnicas, em decorrência disso as documentações fotográficas seguintes não estão especificando a fato.

Figura 23. Peça de coluna humana, com parafuso USIS cortado longitudinalmente. Nesta peça o parafuso foi implantado em orifício perfurado com sonda. Pode-se ver na foto a) com 35x de aumento, a aglomeração das trabéculas ósseas entre as roscas do parafuso, enquanto as trabéculas mais abaixo das roscas encontram-se intactas, com espaçamento entre uma trabécula óssea e outra. Na foto b), mesma foto com maior aumento (75x)

Figura 24. Fotos de vértebra humana com parafuso USIS implantado em orifício realizado com broca. Nota-se entre as linhas de rosca do parafuso cominuição das trabéculas ósseas. Pode-se também observar que as trabéculas ósseas não se encontram aglomeradas (compactadas), existem lacunas entre elas

4.3 Terceira etapa (testes de arrancamento em parafusos USS)

Os resultados serão apresentados considerando-se o diâmetro do parafuso utilizado, o tipo da perfuração e a natureza do corpo de prova.

4.3.1 Parafuso USS 5 mm de diâmetro externo

4.3.1.1 Arrancamento do parafuso USS 5,0 mm na madeira

Os resultados relacionados com a utilização do parafuso de 5,0 mm nos corpos de prova de madeira estão representados na Tabela 4. Foi observado que a média dos valores da força máxima de arrancamento diminuía à medida que o diâmetro da perfuração aumentava (Figura 25). Considerando-se o diâmetro da perfuração correspondente ao diâmetro interno do parafuso (3,8 mm), observou-se que a utilização de brocas com diâmetros maiores que o diâmetro interno do parafuso apresentaram diminuição dos valores da força máxima de arrancamento, sendo observada diferença estatisticamente significativa entre os valores (teste de ANOVA, $p < 0,001$). A interação Força máxima $\times$ Diâmetro foi ajustada pela relação linear (Força máxima = $1809 - 274,83 \times \text{Diâmetro}$, com $p < 0,001$ e $R^2 = 70,1\%$) e relação quadrática (Força máxima = $-1928,50 + 1969,50 \times \text{Diâmetro} - 256,02 \times \text{Diâmetro}^2$, com $p < 0,001$ e $R^2 = 81,0\%$), que se mostraram significativas (Figuras 26 e 27).

Tabela 4 - Valores da força máxima de arrancamento dos parafusos de 5,0 mm aplicados nos corpos de prova de madeira e com a perfuração do orifício piloto realizada com brocas. Asterisco representa a presença de diferença estatística em relação ao valor correspondente do diâmetro interno do parafuso.

Diâmetro da broca (mm)	Força Máxima média (N)	Desvio padrão	Coefficiente de variação (%)	Número de testes realizados
3,2	875,4	62,6	7,1	10
3,8	848,4	75,2	8,9	10
4,5	*746,7	64,3	8,6	10
4,8	*524,7	84,8	13,1	10

Figura 25. Gráfico ilustrando os valores da força máxima de arrancamento dos parafusos de 5,0 mm e os diferentes diâmetros das brocas utilizadas na perfuração nos corpos de prova de madeira. O asterisco (*) indica diferença estatística significativa em relação aos valores da perfuração de 3,8 mm, que corresponde ao valor do diâmetro interno do parafuso. O diâmetro sublinhado corresponde ao diâmetro interno do parafuso

Figura 26. Relação linear entre força máxima de arrancamento e diâmetro do orifício nos ensaios com parafuso USS 5,0 mm implantado na madeira ($R^2 = 70,1\%$)

Figura 27. Relação quadrática entre força máxima de arrancamento e diâmetro do orifício nos ensaios com parafuso USS 5,0 mm implantado na madeira ($R^2 = 81,0\%$)

4.3.1.2 Arrancamento do parafuso USS 5,0 mm no poliuretano

4.3.1.2.1 Orifício perfurado com sonda

Os resultados relacionados com a aplicação do parafuso USS de 5,0 mm de diâmetro externo nos corpos de prova de poliuretano, em orifícios realizados com sonda estão representados na Tabela 5.

Considerando-se os valores do diâmetro da perfuração do orifício piloto em relação ao diâmetro interno do parafuso (3,8 mm), e considerando-se a realização do orifício piloto com sondas, foi observado aumento da força máxima de arrancamento com a diminuição do diâmetro da perfuração; e diminuição da força máxima de arrancamento com o aumento do diâmetro perfuração (Figura 28). A análise estatística mostrou que o aumento e a redução da força máxima de arrancamento foram significantes em relação aos valores observados com o diâmetro da alma do parafuso (ANOVA *two-way*, $p < 0,001$). O ajuste linear (Força máxima = $99,72 - 15,19 \times$ Diâmetro, com $p < 0,001$ e $R^2 = 95,6\%$) que mostra a natureza do fenômeno Força máxima $\times$ Diâmetro está representado na Figura 29.

4.3.1.2.2 Orifício perfurado com broca

Os resultados relacionados com a aplicação do parafuso USS de 5,0 mm de diâmetro externo nos corpos de prova de poliuretano, em orifícios realizados com broca estão representados na Tabela 6.

Os valores observados com a realização do orifício piloto com brocas também apresentaram aumento da força máxima de arrancamento com a utilização de brocas com diâmetro inferior ao diâmetro interno do parafuso; e redução da força máxima de arrancamento com o aumento do diâmetro da broca em relação ao diâmetro interno. As diferenças foram estatisticamente significativas (ANOVA *two-way*, $p < 0,001$) para o aumento e redução da força máxima de arrancamento (Figura 30). O ajuste linear (Força máxima = $135,71 - 28,26 \times$ Diâmetro, com $p < 0,001$ e $R^2 = 97,9\%$) que mostra a tendência do fenômeno Força máxima $\times$ Diâmetro está representado na Figura 31.

4.3.1.2.3 Comparação entre sonda e broca

A comparação dos valores da força máxima de arrancamento, considerando o tipo da perfuração realizada (sonda e broca) mostrou que os valores referentes à perfuração com sonda foram superiores com relação aos valores do grupo das brocas. A análise estatística por meio da análise de variância (ANOVA *two-way*), mostrou que houve diferença estatisticamente significativa somente para os valores dos orifícios iguais ou acima do diâmetro interno do parafuso, veja Tabela 7.

Tabela 5 - Valores da força máxima de arrancamento dos parafusos de 5,0 mm aplicados nos corpos de prova de poliuretano e com a perfuração do orifício piloto realizada com sondas. Asterisco representa a presença de diferença estatística em relação ao valor correspondente do diâmetro mínimo do parafuso

Diâmetro da sonda (mm)	Força máxima média (N)	Desvio padrão	Coeficiente de variação (%)	Número de testes realizados
3,2	*53,2	1,9	3,5	10
3,8	44,0	1,8	4,2	10
4,5	*30,5	2,3	7,6	10
4,8	*26,7	2,0	7,6	10

Tabela 6 - Valores da força máxima de arrancamento dos parafusos de 5,0 mm aplicados nos corpos de prova de poliuretano e com a perfuração do orifício piloto realizada com brocas. Asterisco representa a presença de diferença estatística em relação ao valor correspondente do diâmetro mínimo do parafuso

Diâmetro da broca (mm)	Força Máxima média (N)	Desvio padrão	Coeficiente de variação (%)	Número de testes realizados
3,2	*50,2	3,8	7,6	10
3,8	30,2	2,6	8,5	10
4,5	*6,1	1,5	24,3	10
4,8	*1,2	0,3	27,5	10

Tabela 7 - Apresenta os valores médios da força máxima de arrancamento e o desvio padrão para sonda e broca em cada diâmetro estudado (parafuso USS 5,0 mm - poliuretano). Asterisco representa a presença de diferença estatística em relação ao valor correspondente do diâmetro mínimo do parafuso

	Diâmetro (mm)			
	3,2	3,8	4,5	4,8
Sonda	*53,21 ±1,86	44,01 ±1,84	*30,48 ±2,30	*26,70 ±2,02
Broca	*50,24 ±3,81	30,23 ±2,58	*6,12 ±1,49	*1,18 ±0,32

Figura 28. Gráfico ilustrando os valores da força de arrancamento dos parafusos de 5,0 mm aplicados no poliuretano e o com a perfuração realizada com sondas. O asterisco (*) indica diferença estatística significativa em relação aos valores da perfuração de 3,8 mm, que corresponde ao diâmetro interno do parafuso. O diâmetro sublinhado corresponde ao diâmetro interno do parafuso

Figura 29. Relação linear entre força máxima de arrancamento e diâmetro do orifício nos ensaios com parafuso USS 5,0 mm implantado no poliuretano, em orifícios perfurados com sonda ($R^2 = 95,6\%$)

Figura 30. Gráfico ilustrando os valores da força de arrancamento dos parafusos de 5,0 mm aplicados no poliuretano e o com a perfuração realizada com brocas. O asterisco (*) indica diferença estatística significativa em relação aos valores da perfuração de 3,8 mm, que corresponde ao diâmetro interno do parafuso. O diâmetro sublinhado corresponde ao diâmetro interno do parafuso

Figura 31. Relação linear entre força máxima de arrancamento e diâmetro do orifício nos ensaios com parafuso USS 5,0 mm implantado no poliuretano, em orifícios perfurados com broca ($R^2 = 97,9\%$)

4.3.2 Parafuso USS 6,0 mm de diâmetro externo

4.3.2.1 Arrancamento do parafuso USS 6,0 mm na madeira

Os resultados relacionados com a utilização do parafuso de 6,0 mm nos corpos de prova de madeira estão representados na Tabela 8. Não foi possível a realização da perfuração por meio de sonda nos corpos de prova de madeira.

Foi observado que a média dos valores da força máxima de arrancamento aumentava à medida que o diâmetro da perfuração diminuía. A diferença foi estatisticamente significativa entre a perfuração de 4,0 mm de diâmetro e a perfuração de 4,8 mm que corresponde ao diâmetro interno do parafuso (teste de ANOVA, $p < 0,001$; pelo teste *post hoc* de Bonferroni determinou-se os pontos de diferença). Apesar de ter sido observada diferença entre os diâmetros de 4,5 mm e o diâmetro correspondente ao diâmetro interno do parafuso, essa diferença não foi estatisticamente significativa. A média da força máxima de arrancamento diminuía à medida que o diâmetro da perfuração aumentava. Foi observada diferença estatisticamente significativa entre a perfuração de 5,5 mm e o diâmetro interno do parafuso (4,8 mm), veja Figura 32. A relação linear (Força máxima = $2133,92 - 267,54 \times \text{Diâmetro}$, com $p < 0,001$ e $R^2 = 75,6\%$) que mostra a tendência do fenômeno Força máxima $\times$ Diâmetro está representado na Figura 33.

Tabela 8 – Valores da força máxima de arrancamento dos parafusos de 6,0 mm aplicados nos corpos de prova de madeira. Asterisco representa a presença de diferença estatística em relação ao valor correspondente do diâmetro mínimo do parafuso

Diâmetro da broca (mm)	Força Máxima média (N)	Desvio padrão	Coefficiente de variação (%)	Número de testes realizados
4,0	*1047,0	95,4	9,1	10
4,5	935,7	92,6	9,9	10
4,8	868,1	66,8	7,7	10
5,0	809,8	65,9	8,1	10
5,5	*641,7	65,5	10,2	10

Figura 32. Gráfico ilustrando a força máxima de arrancamento dos parafusos de 6,0 mm inseridos nos corpos de prova de madeira e com a perfuração realizada com brocas. O asterisco (*) indica diferença estatística significativa em relação ao valor do diâmetro correspondente ao diâmetro interno do parafuso (4,8mm). O diâmetro sublinhado corresponde ao diâmetro interno do parafuso

Figura 33. Relação linear entre força máxima de arrancamento e diâmetro do orifício nos ensaios com parafuso USS 5,0 mm implantado na madeira ($R^2 = 75,6\%$)

4.3.2.2 Arrancamento do parafuso USS 6,0 mm no poliuretano

4.3.2.2.1 Orifício perfurado com sonda

Os resultados relacionados com a aplicação dos parafusos de 6,0 mm nos corpos de prova de poliuretano, em orifícios realizados com sonda estão ilustrados na Tabela 9. Foi observada também a tendência de aumento da força máxima de arrancamento com a diminuição do diâmetro da perfuração em relação ao diâmetro interno e redução com o seu aumento. No grupo da perfuração realizada com sonda foi observada diferença estatisticamente significativa (teste ANOVA *two-way*, $p < 0,001$) somente com os valores extremos da perfuração (4,0 mm e 5,5 mm) em relação ao diâmetro interno do parafuso (4,8 mm). Nos demais valores das perfurações foi observada diferença seguindo a tendência descrita, mas sem apresentar diferença estatística (Figura 34). O ajuste linear (Força máxima = $148,52 - 19,29 \times \text{Diâmetro}$, com $p < 0,001$ e $R^2 = 83,7\%$) que mostra a tendência do fenômeno Força máxima $\times$ Diâmetro está representado na Figura 35.

4.3.2.2.2 Orifício perfurado com broca

Os resultados relacionados com a aplicação dos parafusos de 6,0 mm nos corpos de prova de poliuretano, em orifícios perfurados com broca estão ilustrados na Tabela 10.

No grupo da perfuração com a broca foi observada diferença estatística (teste ANOVA *two-way*, $p < 0,001$) entre todos os valores da perfuração em relação ao diâmetro interno do implante (4,8 mm). Na Figura 36 estão ilustrados os valores médios da força máxima. O ajuste linear (Força máxima = $206,76 - 35,43 \times \text{Diâmetro}$, com $p < 0,001$ e $R^2 = 94,3\%$) que mostra a tendência do fenômeno Força máxima $\times$ Diâmetro está representado na Figura 37.

4.3.2.2.3 Comparação entre sonda e broca

A comparação dos valores da força máxima de arrancamento, considerando o tipo da perfuração realizada (sonda e broca) mostrou que os valores referentes à perfuração com sonda foram superiores com relação aos valores do grupo das brocas. A análise estatística por meio da

análise de variância (ANOVA *two-way*, $p < 0,001$), mostrou que houve diferença estatisticamente significativa com exceção da perfuração de 4,0 mm (Tabela 11).

Tabela 9 – Valores da força máxima de arrancamento dos parafusos de 6,0 mm aplicados nos corpos de prova de poliuretano e com a perfuração do orifício piloto realizada com sondas. Asterisco representa a presença de diferença estatística em relação ao valor correspondente do diâmetro mínimo do parafuso

Diâmetro da sonda (mm)	Força Máxima média (N)	Desvio padrão	Coeficiente de variação (%)	Número de testes realizados
4,0	*71,4	4,9	6,9	10
4,5	58,4	2,8	4,8	10
4,8	57,4	3,4	5,9	10
5,0	56,7	2,1	3,7	10
5,5	*39,7	2,2	5,6	10

Tabela 10 – Valores da força máxima de arrancamento dos parafusos de 6,0 mm aplicados nos corpos de prova de poliuretano e com a perfuração do orifício piloto realizada com brocas. Asterisco representa a presença de diferença estatística em relação ao valor correspondente do diâmetro mínimo do parafuso

Diâmetro da broca (mm)	Força Máxima média (N)	Desvio padrão	Coeficiente de variação (%)	Número de testes realizados
4,0	*63,7	5,7	8,9	10
4,5	*49,4	3,4	6,9	10
4,8	39,8	3,7	9,2	10
5,0	*24,9	1,5	5,9	10
5,5	*12,7	1,6	12,4	10

Tabela 11 - Apresenta valores máximos médios e os desvios padrão da força de arrancamento em cada diâmetro de sonda e broca. Asterisco representa a presença de diferença estatística em relação ao valor correspondente do diâmetro mínimo do parafuso

	Diâmetro (mm)				
	4,0	4,5	4,8	5,0	5,5
Sonda	*71,38 ±4,98	58,35 ±2,80	57,42 ±3,38	56,73 ±2,11	*39,68 ±2,24
Broca	*63,71 ±5,72	*49,45 ±3,44	39,82 ±3,67	*24,85 ±1,49	*12,65 ±1,57

Figura 34. Gráfico ilustrando a força máxima de arrancamento dos parafusos de 6,0 mm inseridos no poliuretano e com as perfurações realizadas com sondas. O asterisco (*) indica diferença estatística significativa em relação à sonda de mesmo diâmetro que o diâmetro interno do parafuso (4,8 mm). O diâmetro sublinhado corresponde ao diâmetro interno do parafuso

Figura 35. Relação linear entre força máxima de arrancamento e diâmetro do orifício nos ensaios com parafuso USS 6,0 mm implantado no poliuretano, em orifícios perfurados com sonda ($R^2 = 83,7\%$)

Figura 36. Gráfico ilustrando a força máxima de arrancamento dos parafusos de 6,0 mm inseridos no poliuretano e com as perfurações realizadas com brocas. O asterisco (*) indica diferença estatística significativa em relação à perfuração igual ao diâmetro interno do parafuso (4,8 mm). O diâmetro sublinhado corresponde ao diâmetro interno do parafuso

Figura 37. Relação linear entre a força máxima de arrancamento e diâmetro do orifício nos ensaios com parafuso USS 6,0 mm implantado no poliuretano, em orifícios perfurados com broca ($R^2 = 94,3 \%$)

4.3.3 Parafuso USS 7,0 mm de diâmetro externo

4.3.3.1 Arrancamento do parafuso USS 7,0 mm na madeira

Os resultados relacionados com a aplicação dos parafusos de 7,0 mm nos corpos de prova de madeira estão ilustrados na Tabela 12. Foi observada tendência de aumento da força máxima de arrancamento com a diminuição do diâmetro da perfuração em relação ao diâmetro interno do parafuso; e redução da força máxima com o aumento do diâmetro do orifício piloto. Foi observada diferença estatisticamente significativa (teste de ANOVA, $p < 0,001$; e teste *post hoc* de Bonferroni para determinar onde se encontra a diferença) para os valores 5,5 mm; 6,0 mm e 6,5 mm, ou seja, maiores que o diâmetro interno do parafuso (4,8 mm). Não foi observada diferença estatística para os valores de perfuração abaixo do valor do diâmetro interno do parafuso (4,8 mm). Na Figura 38 pode-se verificar a ocorrência descrita. O ajuste linear (Força máxima = $1666,27 - 123,28 \times \text{Diâmetro}$, com $p < 0,001$ e $R^2 = 58,7\%$) que mostra a tendência da natureza do fenômeno Força máxima $\times$ Diâmetro está representado na Figura 39.

Tabela 12 - Ensaio com parafuso USS 7,0 mm de diâmetro externo e 4,8 mm de diâmetro interno, na madeira. Asterisco representa a presença de diferença estatística em relação ao valor correspondente do diâmetro mínimo do parafuso

Diâmetro da broca (mm)	Força Máxima média (N)	Desvio padrão	Coefficiente de variação (%)	Número de testes realizados
4,0	1134,0	90,2	7,9	10
4,8	1096,0	84,7	7,7	10
5,0	1094,0	73,7	6,7	10
5,5	1004,0	71,1	7,1	10
6,0	*890,5	94,9	10,7	10
6,5	861,9	80,8	9,4	10

Figura 38. Gráfico ilustrando a força máxima de arrancamento dos parafusos de 7,0 mm inseridos na madeira e com as perfurações realizadas com brocas. O asterisco (*) indica diferença estatística significativa em relação ao diâmetro interno do parafuso (4,8 mm). O diâmetro sublinhado corresponde ao diâmetro interno do parafuso

Figura 39. Relação linear entre a força máxima de arrancamento e diâmetro do orifício nos ensaios com parafuso USS 7,0 mm implantado na madeira ($R^2 = 58,7\%$)

4.3.3.2 Arrancamento do parafuso USS 7,0 mm no poliuretano

4.3.3.2.1 Orifício perfurado com sonda

Os resultados relacionados com a aplicação dos parafusos de 7,0 mm nos corpos de prova de poliuretano, em orifícios perfurados com sonda estão ilustrados na Tabela 13. Foi observada, também, tendência de aumento da força máxima de arrancamento com a diminuição do diâmetro da perfuração, em relação ao diâmetro interno e redução com o seu aumento (Figura 40). Considerando o valor do diâmetro interno do parafuso (4,8 mm), não foi constatada diferença significativa com perfurações abaixo deste valor. Nos valores acima de 5,5 mm foi verificada diferença significativa (ANOVA *two-way*, $p < 0,001$).

O ajuste linear (Força máxima = $118,42 - 8,08 \times \text{Diâmetro}$, com $p < 0,001$ e $R^2 = 77,7\%$) que traduz a tendência da natureza do fenômeno está representado na Figura 41; e o ajuste quadrático (Força máxima = $66,43 + 12,12 \times \text{Diâmetro} - 1,91 \times \text{Diâmetro}^2$, com $p < 0,001$ e $R^2 = 80,9\%$) também representa a relação entre diâmetro do orifício e força máxima está representado na Figura 42.

4.3.3.2.2 Orifício perfurado com broca

Os resultados relacionados com a aplicação dos parafusos de 7,0 mm nos corpos de prova de poliuretano, perfurados com broca estão ilustrados na Tabela 14.

No grupo da perfuração com a broca foi observada diferença estatística (ANOVA *two-way*, $p < 0,001$) entre todos os valores da perfuração, em relação ao diâmetro interno do implante (4,8 mm), como se pode ver na Figura 43.

O ajuste linear (Força máxima = $220,20 - 29,24 \times \text{Diâmetro}$, com $p < 0,001$ e $R^2 = 90,1\%$) que representa a relação entre diâmetro do orifício e força máxima está apresentado na Figura 44; e o ajuste quadrático (Força máxima = $-60,86 + 72,92 \times \text{Diâmetro} - 9,67 \times \text{Diâmetro}^2$, com $p < 0,001$ e $R^2 = 97,4\%$) também representando a relação entre diâmetro e força está apresentado na Figura 45.

4.3.3.2.3 Comparação entre sonda e broca

Considerando o tipo da perfuração realizada (sonda e broca) mostrou que os valores referentes à perfuração com sonda foram superiores com relação aos valores do grupo das brocas. A análise estatística por meio da análise de variância (ANOVA two-way), mostrou que no grupo da sonda não houve diferença significativa entre as perfurações inferiores ao diâmetro interno do parafuso (4,8 mm) e houve diferença estatisticamente significativa nos valores acima de 5,5 mm. No grupo das perfurações com broca houve diferença significativa em todos os diâmetros da perfuração abaixo e acima do diâmetro interno, veja nas Tabelas 13, 14 e 15.

Tabela 13 – Valores da força máxima de arrancamento dos parafusos de 7,0 mm aplicados nos corpos de prova de poliuretano e com a perfuração do orifício piloto realizada com sondas. Asterisco representa a presença de diferença estatística em relação ao valor correspondente do diâmetro mínimo do parafuso

Diâmetro da sonda (mm)	Força Máxima média (N)	Desvio padrão	Coeficiente de variação (%)	Número de testes realizados
4,0	*84,1	3,5	4,1	10
4,8	81,5	4,9	6,1	10
5,0	78,9	2,7	3,4	10
5,5	*74,6	3,4	4,6	10
6,5	*64,6	1,9	2,9	10

Tabela 14 – Valores da força máxima de arrancamento dos parafusos de 7,0 mm aplicados nos corpos de prova de poliuretano e com a perfuração do orifício piloto realizada com brocas. Asterisco representa a presença de diferença estatística em relação ao valor correspondente do diâmetro mínimo do parafuso

Diâmetro da broca (mm)	Força Máxima média (N)	Desvio padrão	Coeficiente de variação (%)	Número de testes realizados
4,0	*74,7	2,5	3,3	10
4,8	70,9	4,4	6,2	10
5,0	*61,6	3,6	5,8	10
5,5	*43,9	3,4	7,7	10
6,5	*5,5	1,3	23,0	10

Tabela 15 - Valores médios da força máxima exigida para arrancamento dos parafusos nos diferentes diâmetros de sondas e brocas. Asterisco representa a presença de diferença estatística em relação ao valor correspondente do diâmetro mínimo do parafuso

	Diâmetro (mm)				
	4,0	4,8	5,0	5,5	6,5
Sonda	*84,05 ±3,45	81,53 ±4,96	78,97 ±2,69	*74,61±3,43	*64,60 ±1,90
Broca	*74,72 ±2,46	70,97 ±4,42	*61,56 ±3,57	*43,92 ±3,36	*5,51 ±1,27

Figura 40. Gráfico ilustrando os valores da força de arrancamento dos parafusos de 7,0 mm aplicados no poliuretano e com a perfuração realizada com sondas. O asterisco (*) indica diferença estatística significativa em relação ao diâmetro correspondente ao diâmetro interno do parafuso (4,8mm). O diâmetro sublinhado corresponde ao diâmetro interno do parafuso

Figura 41. Relação linear entre a força máxima de arrancamento e diâmetro do orifício nos ensaios com parafuso USS 7,0 mm implantado no poliuretano, em orifícios perfurados com sonda ($R^2 = 77,7\%$)

Figura 42. Relação quadrática que mostra a relação entre a força máxima de arrancamento e diâmetro do orifício nos ensaios com parafuso USS 7,0 mm implantado no poliuretano, em orifícios perfurados com sonda ($R^2 = 97,4\%$)

Figura 43. Gráfico ilustrando os valores da força de arrancamento dos parafusos de 7,0 mm aplicados no poliuretano e com a perfuração realizada com brocas. O asterisco (*) indica diferença estatística significativa em relação ao diâmetro da broca que corresponde ao diâmetro interno do parafuso (4,8 mm). O diâmetro sublinhado corresponde ao diâmetro interno do parafuso

Figura 44. Relação linear entre força máxima de arrancamento e diâmetro do orifício nos ensaios com parafuso USS 7,0 mm implantado no poliuretano, em orifícios perfurados com broca ($R^2 = 90,1\%$)

Figura 45. Relação quadrática entre força máxima de arrancamento e diâmetro do orifício nos ensaios com parafuso USS 7,0 mm implantado no poliuretano, em orifícios perfurados com broca ($R^2 = 97,4\%$)

4.4 Quarta etapa (análise histológica em microscopia de luz - parafuso USS 7,0 mm)

As fotografias das lâminas processadas de vértebras lombares (Figura 46), implantadas com parafuso USS de 7,0 mm de diâmetro, estudadas no Mini-Mop, demonstraram um aumento do diâmetro mínimo dos orifícios à medida que aumenta o diâmetro da broca. A análise estatística feita pelo teste não paramétrico de Kruskal-Wallis (escolhido devido ao pequeno tamanho amostral), adotando nível de significância $p \leq 0,05$, observou-se com relação ao diâmetro mínimo $p = 0,001$, portanto há diferença significativa. Para determinar onde ocorre a diferença, foi utilizado o teste de *post hoc* de Dunn e verificou-se que broca 4,0 mm tem diâmetro mínimo significativamente menor que broca 4,8 e 6,0, mas não há diferença significativa entre 4,8 e 6,0 (Figura 47). Os valores estão apresentados na Tabela 16.

Com relação ao índice de fragmentação, foi determinado valor de $p = 0,14$, portanto não há diferença significativa, entre as brocas (Figura 48).

Figura 46. Lâmina de coluna humana submetida à implantação com parafuso USS de 7,0 mm e preparada para estudo no Mini-Mop (Ap = área do parafuso; Af = área de fragmentos; Ai = Área de osso intacta; d = diâmetro mínimo)

Tabela 16 - Vértexes humanas instrumentadas com parafuso USS de 7,0 mm, analisadas no Mini-Mop, onde se verificaram os valores demonstrados na tabela

Meio de perfuração	Idade do doador (anos)	Diâmetro mínimo (mm)	Porcentagem de osso área de fragmento	Porcentagem de osso área intacta	Índice de fragmentação
Broca 4,0	60	7,17	14,37	10,80	1,33
		6,86	16,27	15,10	1,08
		6,91	12,26	14,57	0,84
	51	6,50	17,16	19,61	0,88
		5,54	25,52	19,98	1,28
		5,82	23,70	18,64	1,27
Broca 4,8	60	8,30	9,52	8,12	1,17
		8,75	14,43	7,74	1,86
		8,85	12,48	11,04	1,13
	51	7,99	16,72	9,72	1,72
		8,01	15,20	11,58	1,31
		7,72	20,36	9,64	2,11
Broca 6,0	60	9,03	14,65	13,54	1,08
		9,37	15,61	15,09	1,03
		9,20	15,13	14,32	1,57
	51	9,00	19,38	10,54	1,84
		8,81	13,81	13,26	1,04
		8,02	14,48	11,17	1,30

Figura 47. Ilustra o valor médio do diâmetro mínimo do orifício para cada broca nas fotos das lâminas de peças humanas observadas no Mini-Mop. As letras sobre as barras indicam presença ou ausência de diferença significativa

Figura 48. Ilustra o valor médio do índice de fragmentação para cada uma das brocas utilizadas, nas fotos das lâminas de peças humanas observadas no Mini-Mop

4.5 Resumo dos testes estatísticos do arrancamento com parafuso USS

Os resultados das análises estatísticas dos testes de arrancamento dos parafusos USS estão apresentados de forma resumida nas Tabelas 17 e 18.

Tabela 17 – Apresenta os testes realizados por cada parafuso USS, em orifício feito por sonda, em cada corpo de prova e onde foi verificada diferença estatística (*) em relação ao diâmetro interno do parafuso. A demarcação colorida representa onde foram realizados os testes

parafuso	corpo de prova	diâmetro da sonda (mm)								
		3,2	3,8	4	4,5	4,8	5	5,5	6	6,5
5mm	poliuretano	*			*	*				
6mm	poliuretano			*				*		
7mm	poliuretano							*		*

Tabela 18 – Apresenta os testes realizados por cada parafuso USS, em orifício feito por broca, em cada corpo de prova e onde foi verificada diferença estatística (*) em relação ao diâmetro interno do parafuso. A demarcação colorida representa onde foram realizados os testes

parafuso	corpo de prova	diâmetro da broca (mm)								
		3,2	3,8	4	4,5	4,8	5	5,5	6	6,5
5 mm	madeira			*	*					
	poliuretano	*			*	*				
6mm	madeira			*				*		
	poliuretano			*	*		*	*		
7mm	madeira								*	*
	poliuretano						*	*		*

5 DISCUSSÃO

5.1 Discussão metodológica

5.1.1 Aspectos morfométricos do parafuso

Na prática clínica, os parafusos são utilizados para fixar e neutralizar forças de cisalhamento, ou seja, forças perpendiculares ao seu eixo, que é uma das principais exigências no esqueleto apendicular. No caso do parafuso pedicular essa biomecânica é bem diferente (EDWARDS; YUAN, 1996; LOWERY; HARMS, 1996).

Basicamente, o parafuso é composto por cabeça, corpo e ponta, mas estes segmentos apresentam variações conforme a finalidade e princípios para os quais foram desenvolvidos. A correspondência clínica do seu desempenho é uma incógnita, porque a literatura nem sempre responde com respostas claras a respeito do seu funcionamento.

O parafuso possui dois diâmetros, o diâmetro externo promove aumento no torque de inserção e na força de arrancamento, enquanto o diâmetro interno é o fator determinante na resistência do parafuso em relação à força de envergamento e de cisalhamento e também, determina o diâmetro da broca a ser usada para perfurar o orifício piloto. No parafuso pedicular a atuação das forças é diversificada porque a coluna apresenta movimento nos três planos e o formato do parafuso pode não estar apropriado para resistir a essa exigência biomecânica.

Conforme os protocolos dos fabricantes, cada material segue suas regras de instrumentação. Como são diversos os materiais comercializados e disponíveis no mercado, as técnicas de implantação de um material para o outro trazem alterações. Certamente, as regras de osteossínteses devem ser respeitadas para que o processo de consolidação se desenvolva em condições favoráveis. Principalmente em cirurgia de coluna existe grande diversidade de materiais e os ortopedistas aplicam a técnica com a qual sentem se mais familiarizados (DEFINO, 2002; DEFINO; RODRIGUEZ-FUENTES, 1997; FOGEL et al., 2003; GRAUER et al., 2004; Krag et al., 1986; LEHMAN et al., 2003; LEHMAN et al., 2004; LUQUE, 1986; MAGERL, 1984; MYLES et al., 1999; ROY-CAMILLE; SAILLANT; MAZEL, 1986; WEINSTEIN et al., 1988; WU et al., 1991). Portanto, não existe protocolo único a ser seguido, como também não se conhece bem o que acontece na interface do osso com o parafuso, em cada tipo diferente de técnica aplicada. Apesar da diversidade de parafusos, suas implantações deveriam ser baseadas em um entendimento de suas bases morfométricas (BENZEL, 2001;

HUGHES; JORDAN, 1972; KUHN et al., 1995; MAZZOCA et al., 2003; SCHATZKER, 1993; UHTHOFF, 1973).

A evolução na cirurgia de coluna nas últimas décadas foi em virtude das vantagens apresentadas pelo sistema de fixação pedicular frente aos implantes antecessores (KOROVESSIS et al., 2004; LILJENQVIST et al., 2002; RULAND et al., 1991; SUK et al., 1995). Apesar das vantagens, suas complicações se mostram sempre mais presentes devido à grande utilização (CHEN et al., 2003; CHEN; LIN; CHANG, 2003; CUNNINGHAM et al., 1993; HACKENBERG; LINK; LILJENQVIST, 2002; KOSTUIK; MUNTING; HILEBRAND et al., 1996; LIM et al., 2001; LYNN et al., 1997; STANFORD et al., 2004; VALDEVIT, 1994; VOOR et al., 1997). A interface entre implante e osso pode ser o fator de sucesso ou falha da cirurgia. Isso pode estar vinculado ao desenvolvimento de um implante apropriado, como também ao modo de sua inserção no osso.

O propósito ao qual foi desenvolvido o parafuso pedicular parece bem estabelecido, mas não está claro o padrão de parafuso ao tipo de osso, como parafusos corticais (osso cortical) e esponjosos (osso esponjoso). O parafuso pedicular atravessa o pedículo e adentra o corpo vertebral e existem diversos desenhos de implante em uso cirúrgico executando essa função. O aspecto anatômico das trabéculas do osso esponjoso do pedículo e do corpo vertebral não é exatamente o mesmo, portanto esse conflito anatômico-funcional permanece um entrave, mas pode ser o caminho para o desenvolvimento do implante adequado, como já existe no mercado parafuso com diâmetro interno cônico, de início menor e aumento progressivo. O próprio filete de rosca do parafuso apresenta variação para cada tipo de osso a fim de proporcionar melhor acomodação da camada de osso na interface (BROWNER et al., 2000).

A literatura apresenta estudos explorando a capacidade de fixação de parafuso expansível (COOK et al., 2000; COOK et al., 2004; LEI; WU, 2005; RASSI-NETO; SHIMANO, 2002), como também a comparação de parafusos fixos e poliaxiais (STANFORD et al., 2004). Novos estudos certamente encontrarão a definição de qual tipo de implante deva ser o mais apropriado para se usar na coluna vertebral.

5.1.2 Princípios de inserção do parafuso

A ancoragem do parafuso na vértebra e sua resistência mecânica ao arrancamento são influenciadas por vários fatores como a qualidade do tecido ósseo (osteoporose), preparo do orifício piloto (diâmetro da perfuração, profundidade e macheamento), desenho e diâmetro do implante utilizado (DAFTARI; HORTON; HUTTON, 1994; DEFINO; RODRIGUEZ-FUENTES, 1997; BARBER et al., 1998; DEFINO; VENDRAME, 2001; ABSHIRE et al., 2001; DEFINO, 2002). O osso cortical é mais rígido e a perfuração do orifício piloto de diâmetro menor que o diâmetro interno do parafuso provoca microfraturas no osso adjacente e compromete a qualidade da fixação. Em face disso, o orifício piloto é realizado com o diâmetro ligeiramente maior que o diâmetro interno do parafuso. Também se utiliza o macho de rosca e os parafusos corticais possuem altura da rosca menor e menor distância entre os passos da rosca e maior diâmetro interno (BENZEL, 2001; HUGHES; JORDAN, 1972; KUHN et al., 1995; MAZZOCA et al., 2003; SCHATZKER, 1993; UHTHOFF, 1973). O estresse gerado no osso adjacente ao parafuso do tipo cortical é proporcional ao excesso do diâmetro do implante em relação ao orifício piloto, e não deve exceder a 0, 5% para evitar as microfraturas (KUHN et al., 1995).

O osso esponjoso possui menor rigidez em relação ao osso cortical e cavidades devido ao arranjo das trabéculas. A introdução do parafuso no osso esponjoso provoca a compressão do osso adjacente, aumenta a sua densidade e a resistência ao arrancamento do parafuso (BENZEL, 2001; OKTENOGU et al., 2001). Devido a essas características os parafusos esponjosos possuem rosca de maior tamanho, maior distância entre os passos de rosca e menor diâmetro interno (BENZEL, 2001; MAZZOCA et al., 2003).

A ancoragem do parafuso pedicular se deve a diversos fatores que não estão bem esclarecidos, há estudo demonstrando que ocorre enfraquecimento da fixação quando a parede cortical posterior é removida durante a inserção do parafuso (DAFTARI; HORTON; HUTTON, 1994). Krag et al., (1996) e Krag et al., (1989a) mostraram que, quanto maior a profundidade, melhor a ancoragem do parafuso pedicular. Outros estudos descreveram que a ancoragem depende mais do pedículo do que do osso esponjoso do corpo vertebral, logo o rompimento do pedículo enfraquece a fixação (CHIBA et al., 1996; HIRANO et al., 1997; KOTHE et al., 1997; LEHMAN; KUKLO, 2003; ZINDRICK et Al., 1986). Existe relação do comportamento do

pedículo em relação ao diâmetro do parafuso e quando ela é desrespeitada há dano ao pedículo (DEFINO; VENDRAME, 2001; HIRANO et al., 1998; MISENHIMER et al., 1989). Respeitando essa relação entre pedículo e implante é importante considerar o diâmetro do orifício piloto em relação ao diâmetro interno do parafuso. Desse modo, a inserção de parafuso com o diâmetro do orifício piloto menor que o diâmetro interno do parafuso provoca maior compactação do osso esponjoso e reforça a interface entre o osso e o implante e aumenta a resistência ao arrancamento do implante (KUHN et al., 1995; OKTENOGU et al., 2001). No entanto, o efeito biológico ou biomecânico tardio dessas microfraturas que são produzidas ao redor dos implantes ainda não são conhecidos. Os resultados observados em nossos ensaios confirmam a hipótese de que a compactação do osso esponjoso ao redor dos parafusos pediculares aumenta a resistência ao arrancamento dos implantes nos diferentes corpos de prova e esses resultados servem de alerta para a consideração do diâmetro do orifício piloto em relação ao diâmetro do implante durante a utilização dessa modalidade de fixação vertebral.

A literatura que aborda esse tema apresenta resultados não concordantes existindo relatos de estudo experimentais nos quais não foi observada a influência do orifício piloto na resistência ao arrancamento, mas da influência do diâmetro da cortical externa (DAFTARI; HORTON; HUTTON, 1994).

O afilamento da broca utilizada para fazer o orifício piloto exerce um papel no sentido de não lesar o osso que irá ancorar o parafuso, bem como a remoção dos detritos de osso deve ser de forma adequada, quando se trata de osso cortical. O processo de macheamento completa a tarefa iniciada pela broca, remove detritos e abre caminho para os filetes do parafuso. Isso é bem favorável no osso cortical (MAZZOCA et al., 2003), mas no osso esponjoso e osteoporótico, parece não ser muito convincente, bem como a utilização de brocas que, nestes casos, pode ser considerado muito agressivo.

Segundo Hugles e Jordan (1972), a inserção do parafuso envolve aplicação de carga. Esta carga aplicada axialmente no eixo do parafuso promove um efeito compressivo, mas na prática, ocorre dissipação de forças que causam angulação ao eixo do parafuso, levando a estresse de inclinação e cisalhamento. Isto pode promover lesões no leito do implante, favorecendo a soltura. Um parafuso mal implantado também pode ser sobrecarregado e sofrer ação de forças indesejáveis.

5.1.3 Propriedades mecânicas do parafuso

O desenvolvimento do parafuso de osteossíntese tem seu fundamento básico em fixar e neutralizar forças. As propriedades mecânicas do parafuso podem ser definidas pela sua resistência. As características morfológicas do parafuso estão relacionadas com a capacidade do parafuso em resistir forças adversas. O formato das roscas determina o tipo de parafuso e sua capacidade de ancoragem e neutralização das mais variadas forças. O diâmetro interno resiste a forças flexoras e torcionais e é responsável pela neutralização de forças de cisalhamento. O módulo de flexão (R) do parafuso representa sua resistência contra forças de envergamento onde: $R = (\pi \cdot d^3) / 32$, d representa o diâmetro interno do parafuso.

O diâmetro externo é responsável pela resistência ao arrancamento sob cargas axiais, assim quanto maior o diâmetro externo do parafuso maior será a força necessária para fazer o arrancamento do parafuso (FERGUSON et al., 1990; NUNAMAKER; PERREN, 1976; SCHATZKER; SANDERSON; MURNAGHAN, 1975; SKINNER et al., 1990; WILLETT; HEARN; CUNCINS, 1993; ZINDRICK et al., 1986). Outros fatores além do parafuso também interferem na resistência ao arrancamento, como tipo de implante, quantidade e qualidade do osso onde o parafuso se encontra ancorado.

Essa capacidade de resistência à qual o parafuso foi designado pode ser prejudicada com a má utilização do parafuso, ou por uma técnica inadequada de implantação. Parafuso não auto-macheante (auto-cortante) exige um orifício pré-macheado, enquanto que o parafuso auto-macheante tem a capacidade de penetrar no orifício e fazer sua própria rosca. Schatzker (1993) descreveu que em osso cortical o orifício piloto deve ser ligeiramente maior que o diâmetro interno do parafuso não auto-macheante, enquanto no parafuso auto-macheante o orifício deve ser ainda maior. Isso está relacionado com o estresse radial sofrido pelo osso ao redor do parafuso (KUHN et al., 1995). Schatzker et al. (1975) demonstraram que parafuso auto-macheante pode ser removido e reinserido sem enfraquecer sua pegada no osso, desde que seja cuidadosamente reinserido, sem danificar as linhas de corte previamente estabelecidas. Portanto qualquer que seja o tipo de parafuso e a qualidade do osso, a técnica deve ser respeitada a fim de não prejudicar a resistência que o parafuso deve oferecer à instrumentação.

5.1.4 Interface implante-osso

Alguns fatores influenciam na interface implante-osso, dentre os quais pode-se citar: 1) superfície de contato; 2) tipo de penetração do implante; 3) aperto oferecido pelo implante; 4) conformação da superfície de contato; e 5) osteo-integração (BENZEL, 2001).

1) Superfície de contato: quanto maior a área de contato entre o implante e o osso, mais efetiva é a resistência do implante a cargas axiais. A força axial recebida pelo implante é distribuída ao longo de toda superfície de contato, portanto se a superfície for grande, menor será a carga recebida por unidade de área.

2) Tipo de penetração: a) implantes que não impõem resistência ao arrancamento (prego, pinos, grampos, fios, hastes); b) implantes que impõem resistência ao arrancamento (parafusos).

3) Aperto do implante ao osso: diferentemente do parafuso, ganchos e fios de cerclagem apresentam contato com superfície de osso cortical, portanto, podem ser proveitosos em osso osteoporótico. Os inconvenientes são que os fios de cerclagem podem rasgar o osso e os ganchos soltarem. O gancho mal colocado pode rasgar o osso de apoio, se estiver muito apertado e tendo que suportar grande braço de alavanca. A combinação de ganchos e parafusos pode ser vantajosa em osso osteoporótico.

4) Conformação da superfície de contato: polimetilmetacrilato e hidroxiapatita podem ser usados para aumentar a superfície de contato entre implante e osso (ALDINI et al., 2002; MORINI et al., 1996; RENNER et al., 2004; ROHMILLER et al., 2002; SANDEN et al., 2001; YILDIRIM et al., 2006; ZINDRICK et al., 1986). O inconveniente é que o cimento, não promove adesão ao osso e a soltura entre osso e cimento é comum. A utilização do metilmetacrilato no orifício do parafuso deve ser feita sob pressão porque o cimento penetra no interstício do osso funcionando como se fosse um aumento do diâmetro do parafuso. Quando o cimento é utilizado sem pressurização o cimento não penetra no interstício, aglomerando ao redor do parafuso e isso diminui sua eficácia. Alguns cirurgiões têm usado lascas de osso para preencher o orifício e aumentar a adesão do parafuso (HERNIGOU; DUPARE, 1996).

5) Osteointegração: alguns implantes têm maior capacidade de osteointegração. Titânio tem boa capacidade de osteointegração em função da biocompatibilidade com o osso (MATHYS; POHLER, 2002; PERREN; SIMMONS; MEGUID; PILLIAR, 2001; SUN, et al., 1999). Quando ocorre osteointegração a fixação se torna maior porque ocorre transferência de cargas entre as

partes. Isto reduz a concentração de pontos de estresse localizado. Estudos têm evidenciado que o uso de hidroxiapatita aumenta a osteointegração (ALDINI et al., 2002; MORINI et al., 1996; MORINI et al., 2001; SANDEN et al., 2001; SANDEN; OLERUD; LARSON, 2001; YILDIRIM et al., 2006). Uma boa osteointegração também depende da técnica aplicada e da imobilidade pós-cirúrgica nas primeiras semanas (UHTHOFF, 1973).

5.1.5 Escolha do material

Foram utilizados dois tipos diferentes de parafusos de fixação vertebral, que diferem pela proporção entre os diâmetros interno e externo, distância entre o passo de rosca e o tipo de ponta (parafuso USIS e parafuso USS).

O parafuso USIS de 6,0 mm de diâmetro externo e 3,5 mm de diâmetro interno. Permitiu que fosse testado o tipo de perfuração (sonda e broca), e o efeito do macheamento em relação ao não macheamento, por apresentar no seu material um macho de rosca.

O parafuso USS foi empregado por se tratar de um dos materiais mais seguros e versáteis de se usar em instrumentação vertebral, e trata-se de implante com grande aceitação entre os cirurgiões de coluna. Nesse implante foi testado o tipo de perfuração por sonda e broca e a variação do diâmetro do orifício piloto em relação ao diâmetro interno do parafuso.

As vértebras humanas representam a realidade das condições cirúrgicas, mas por ordens técnicas como os trâmites legais e as dificuldades que envolvem sua aquisição, foram utilizadas apenas em parte do estudo.

O modelo experimental utilizado merece algumas considerações: devido às limitações da utilização de vértebras humanas, como dificuldade na obtenção e manuseio das peças anatômicas e densidade heterogênea, os corpos de prova de madeira e poliuretano, foram satisfatórios seguindo a tendência dos estudos realizados nessa área (DAFTARI; HORTON; HUTTON, 1994; HSU et al., 2005). A utilização desse tipo de corpos de prova permite a colocação dos parafusos em materiais homogêneos com um padrão de matriz uniforme (HSU et al., 2005; OKTENOGU et al., 2001; PFEIFFER et al., 1996), além de ser material de fácil aquisição. A metodologia aqui aplicada e os materiais escolhidos tornaram o trabalho prático e reproduzível.

Dois tipos diferentes de material foram escolhidos para realização dos ensaios mecânicos para observar e entender o comportamento do parafuso nos diferentes meios. Procuramos

material de fácil manuseio e ao mesmo tempo com propriedades físicas diferentes para responder as dúvidas em relação ao comportamento do parafuso em relação à técnica de sua implantação. Essas características permitem observar o comportamento do parafuso em meios diferentes e com diferentes modos de implantação.

Uma solução prática desenvolvida nesse trabalho para obter as informações sobre o arrancamento foi a padronização da espessura dos corpos de prova (madeira 13,0 mm e poliuretano 27,0 mm) e a realização do arrancamento do parafuso transpassado em toda espessura do material, por meio de força compressiva através de sua ponta.

A espessura dos corpos de prova foi padronizada de modo a não provocar dano no parafuso ou no corpo de prova. Foram utilizadas espessuras diferentes para cada tipo de material devido à resistência oferecida nos arrancamentos, como exemplo madeira poderia oferecer resistência tão grande que poderia romper em vez de arrancar.

Outra finalidade em utilizar diferentes corpos de prova e tipos de implante foi para investigar a questão: teria o parafuso capacidade de ocasionar lesão nas áreas adjacentes ao longo do leito de sua acomodação e, por sua vez, essa quantidade de lesão seria suficiente para enfraquecer a ancoragem do parafuso, quando ele era introduzido em orifícios perfurados por brocas ou sondas de menor diâmetro que seu diâmetro interno?

5.1.6 Ensaios mecânicos

Os ensaios realizados avaliaram simplesmente a resistência ao arrancamento dos parafusos após a aplicação de força axial, condição que não corresponde àquela da aplicação das cargas fisiológicas cíclicas sobre os implantes, com a aplicação de momentos flexores. No entanto, essa foi a maneira mais simples e prática de estudar uma das variáveis relacionadas com a resistência ao arrancamento dos parafusos, que é complexa e está relacionada a muitos fatores diretamente relacionados com a qualidade do tecido ósseo e características dos implantes (BENZEL, 2001; DAFTARI; HORTON; HUTTON; 1994).

O arrancamento do parafuso é um método difundido na literatura e uma forma de demonstrar objetivamente a resistência do parafuso à carga axial (KWOK et al., 1996; PFEIFFER et al., 1996; VANGSNESS et al., 1981). O gráfico traçado num ensaio de tração, pela própria máquina de ensaios por meio de leituras sucessivas de deformação e carga crescentes,

tem como abscissas as deformações, e como ordenadas às cargas (SOUZA, 1974). A máquina universal de ensaios mostra o resultado graficamente expressando a relação entre força e deformação. A força máxima aferida mostra o ponto máximo de resistência do parafuso e a deflexão o deslizamento do parafuso no corpo de prova. Os ensaios podem não reproduzir cargas fisiológicas, mas servem para comparar diferentes parafusos, bem como modos diferentes de implantação (HAJE, 2004). A força máxima aferida pela célula de carga representa de forma direta, objetiva e simples, a capacidade de ancoragem do parafuso, servindo claramente como comparação entre as técnicas propostas ao estudo.

A resistência do parafuso ao arrancamento sofre influência do diâmetro do parafuso, do comprimento do parafuso, da qualidade do osso e do modo de preparo do orifício piloto (HITCHON et al., 2003; KRAG et al., 1989a; LEHMAN et al., 2003). A resistência ao arrancamento do parafuso pode ser influenciada pelo torque durante a inserção do parafuso, alguns trabalhos sustentam essa hipótese (CARMOUCH et al., 2005; DAFTARI; HORTON; HSU et al., 2005; HUTTON, 1994; LUK et al., 2005), porém, Inceoglu, Ferrara e McLain (2004) relataram em seu estudo que não houve correlação direta entre um parâmetro e outro.

O modo de realização dos ensaios mecânicos pode afetar os resultados da avaliação da resistência ao arrancamento, bem como o modo da fixação do corpo de prova e a aplicação da força para a realização do ensaio são variáveis importantes (PFEIFFER et al., 1996). A aplicação da força sobre a extremidade dos implantes facilitou a realização dos testes com relação à fixação dos corpos de prova e foi possível contornar muitos problemas com a realização desse tipo de ensaio (PFEIFFER et al., 1996).

Em vários modelos de experimentos testados verificamos que o arrancamento do parafuso poderia ser influenciado por uma série de erros, decorrentes por falhas no modo de fixação do corpo de prova, bem como na retirada do parafuso. Por isso foi decidido fazer o arrancamento empurrando, em vez de puxar o parafuso. Desse modo, eliminaram-se fatores como a profundidade de inserção do parafuso, uma vez que o parafuso é transfixado de modo ortogonal no corpo de prova que era padronizado na mesma espessura. O corpo de prova com o parafuso era apenas apoiado em uma base com um orifício em que o parafuso testado podia excursionar livremente. Para evitar escorregamento do parafuso e do corpo de prova e evitar decomposição de forças durante os ensaios, a ponta do parafuso de teste era encaixada em um pequeno orifício na cabeça de um parafuso maior acoplado à célula de carga.

Outro fator de influência nos resultados é o cuidado com a perfuração dos orifícios, pois mesmo utilizando-se perfuratriz de bancada, foi observado que um pequeno desalinhamento do eixo da perfuratriz, ou broca mal afiada produzia resultados incompatíveis. Portanto houve o cuidado de regular o alinhamento do eixo, bem como observar se as brocas estavam com cortes afiados, porque a broca mal afiada provoca um furo mais alargado.

As perfurações dos corpos de prova com sondas foram feitas manualmente com o cuidado de perfurar o orifício ortogonal ao corpo de prova. As perfurações e implantações dos parafusos na madeira foram exaustivas. Para implantar o parafuso USIS utilizamos um artifício, que foi o afilamento da extremidade da sonda (3,5 mm), caso contrário não teria sido possível. No parafuso USS que foi comparada à relação do orifício piloto em relação ao diâmetro interno, exigindo diversas sondas o mesmo não foi feito na madeira pela dificuldade na perfuração, tornando quase impossível a perfuração manual com sondas de diversos diâmetros, mesmo que se fizesse o afilamento de todas as pontas.

Apesar dos inúmeros parâmetros serem mencionados na resistência ao arrancamento dos implantes, não tem sido enfatizado o diâmetro interno do implante (ABSHIRE et al., 2001; BÜHLER et al., 1998; CARMOUCHE et al., 2005; DAFTARI; HORTON; HUTTON; 1994; SKINNER et al., 1990; ZDEBLICK et al., 1993), interesse abordado nesse estudo com a utilização dos parafusos USS. Daftari, Horton e Hutton (1994) alegaram que o aumento no torque de inserção aumenta a força de arrancamento, mas a tensão maior se deve ao ponto de entrada do parafuso, que diz respeito à parede cortical posterior, portanto há que se tomar cuidado para evitar alargamento do orifício de entrada, porque isso enfraqueceria a ancoragem delegando a força de fixação apenas ao leito de osso esponjoso que é relativamente fraco.

5.2 Discussão dos resultados

5.2.1 Ensaio de arrancamento do parafuso USIS

Nos ensaios realizados na primeira parte do estudo, utilizando parafuso USIS em madeira e poliuretano, foi verificado que a perfuração do orifício com sonda proporciona maior resistência contra a retirada do parafuso. Os resultados das análises estatísticas revelaram que o efeito da

perfuração com sonda tem resultado significativamente superior aos resultados das perfurações com broca. É importante notar que a literatura não mostra isso claramente, e poucos dados suportam o fato de que a perfuração com sonda oferece maior força ao arrancamento do que a perfuração com broca. Moran et al. (1989) relataram que a perfuração com sonda teria maior força de arrancamento do que a broca, enquanto que a maioria dos artigos encontrados refere que, praticamente, não há diferença significativa (GEORGE et al., 1991; GRAUER et al., 2004; WITTENBERG et al., 1993; ZDEBLICK et al., 1993).

O efeito do macheamento do orifício não mostrou ser significativamente superior ao não macheamento. No poliuretano ocorreu uma tendência dos resultados serem superiores em favor do não macheamento, mas, na madeira, foi o contrário: o macheamento proporcionou resistência discretamente aumentada em relação ao não macheamento. Pelos resultados, parece que o macheamento melhora a capacidade de fixação em meio mais compacto como osso cortical, enquanto em meio menos compacto como osso esponjoso parece que o não macheamento é mais vantajoso. Esse achado é reforçado por alguns achados de literatura (ABRAHÃO, SHIMANO, DEFINO, 2003; NUNAMARKER, PERREN, 1976; VANGSNESS et al., 1981) e conflitante com outros (CARMOUCHE et al., 2005; HALVORSON et al., 1994).

5.2.2 Análise histológica do parafuso USIS

5.2.2.1 Microscopia de luz

Para entender o que se processa a nível histológico da interface do osso com o parafuso, foi desenvolvida uma técnica original para o estudo. Dessa maneira possibilitou uma análise quantitativa e representativa de cada técnica aplicada no estudo. O conceito de interface pode ser observado com critérios científicos e comparado de modo objetivo.

O estudo histológico das vértebras humanas instrumentadas com parafuso USIS revelou que o diâmetro mínimo do orifício apresentou-se menor quando utilizado sonda para abertura do orifício piloto. A utilização de broca sem macheamento provoca aumento do diâmetro mínimo em relação à sonda, e a abertura com broca seguida de macheamento aumenta ainda mais o diâmetro mínimo do orifício. Os resultados estatísticos confirmam que a sonda alarga menos o

orifício piloto de maneira significativamente menor do que a broca. Esse achado do estudo pode ser explicado pela retirada dos detritos ósseos através dos sulcos helicoidais das brocas.

O índice de fragmentação teve o mesmo comportamento que o diâmetro mínimo. Sonda menor que broca sem macheamento, e broca com macheamento maior que ambas. A estatística demonstrou que o índice de fragmentação da sonda é significativamente inferior em relação aos grupos perfurados com broca.

5.2.2.2 Microscopia eletrônica de varredura

O estudo histológico por meio de microscopia eletrônica de varredura, possibilitou ver a intimidade do osso com o parafuso implantado, e as alterações pertinentes às técnicas de perfuração do orifício piloto de modo qualitativo.

Observou-se que a utilização de sonda para abertura do orifício do parafuso provoca menos fragmentação das trabéculas ósseas, causa maior compactação dessas trabéculas ao redor do orifício e certamente as espiras do parafuso encontram-se mais ancoradas. A perfuração com broca, em função do movimento giratório causa fragmentação das trabéculas ósseas, retira detritos ósseos com seus sulcos helicoidais e, conseqüentemente, os fragmentos ósseos restantes ficam menos compactados, fornecendo menor apoio às espiras do parafuso.

5.2.3 Ensaios de arrancamento do parafuso USS

Estudo mecânico da resistência contra a retirada do parafuso USS em madeira e poliuretano.

5.2.3.1 Parafuso USS 5,0 mm de diâmetro

5.2.3.1.1 Ensaios na madeira

Parafuso USS 5,0 mm implantados em madeira, em orifícios perfurados com brocas. A força de ancoragem do parafuso tende a diminuir à medida que se aumenta o diâmetro da broca que faz o orifício piloto. Considerando o diâmetro da perfuração em relação ao diâmetro interno

do parafuso, quando a abertura do orifício piloto era feita com broca de diâmetro inferior a esse diâmetro não houve diferença significativa. A diferença significativa ocorreu quando a broca de perfuração do orifício era maior que o diâmetro interno do parafuso. Portanto, o ponto crítico parece ter sido o diâmetro interno do parafuso. Os ajustes mostraram-se bastante significativos (linear: $R^2 = 70,1 \%$; quadrático: $R^2 = 81 \%$).

5.2.3.1.2 Ensaio no poliuretano

Parafuso USS 5,0 mm implantado no poliuretano, em orifícios perfurados com sondas e com brocas. Os resultados da análise estatística mostram que a sonda apresenta significativamente mais força de resistência contra a retirada do parafuso do que broca. Tomando-se referência pelo diâmetro correspondente ao diâmetro interno do parafuso, houve diferença significativa, tanto nos valores testados abaixo, como os valores testados acima desse diâmetro para sonda e para broca. Em outras palavras, o aumento do diâmetro da sonda ou da broca para abertura do orifício apresenta diminuição significativa na força de ancoragem. Os ajustes lineares de força máxima e diâmetro, tanto para sonda ($R^2 = 95,6 \%$) como para broca ($R^2 = 97,9 \%$) apresentaram-se bastante significativos.

5.2.3.2 Parafuso USS 6,0 mm de diâmetro

5.2.3.2.1 Ensaio na madeira

Parafuso USS 6,0 mm implantado em madeira em orifícios perfurados com brocas. Existe a tendência de diminuição da força máxima de arrancamento com o aumento do diâmetro da perfuração. Considerando o diâmetro interno do parafuso (4,8 mm) foi detectada diferença estatística com a broca 4,0 e 5,5 mm, mas não houve diferença significativa com a broca 4,5 e 5,0 mm. Os ajustes das análises de regressão foram bastante significativos, tanto o linear ($R^2 = 75,6 \%$), quanto o quadrático ($R^2 = 76,6 \%$).

5.2.3.2 Ensaios no poliuretano

Parafuso USS 6,0 mm implantado no poliuretano em orifício perfurado com sondas e com brocas. As sondas produziram valores de força de ancoragem significativamente superiores aos das brocas. A influência do diâmetro para perfuração do orifício é de importância significativa, principalmente para a broca, onde todos os diâmetros testados diferem entre si. No caso dos orifícios feitos com sonda, os diâmetros circunvizinhos ao diâmetro interno do parafuso (4,8 mm) não apresentaram diferença significativa (4,5 e 5,0 mm). Houve diferença significativa entre 4,0 e 4,8 mm, como também entre 4,8 e 5,5 mm, para sondas; no caso das brocas todos os diâmetros testados tiveram diferença significante. Portanto, a broca causa maior impacto quanto à mudança de um diâmetro a outro do que a sonda. Os ajustes lineares da força máxima $\times$ diâmetro, tanto para sonda ($R^2 = 83,7 \%$), como para broca ($R^2 = 94,3 \%$), mostram-se significantes.

5.2.3.3 Parafuso USS 7,0 mm de diâmetro

5.2.3.3.1 Ensaios na madeira

Parafuso USS de 7,0 mm de diâmetro externo implantado na madeira em orifícios perfurados com brocas. Existe a tendência da força máxima de arrancamento diminuir com o aumento do diâmetro da perfuração. Considerando o diâmetro interno do parafuso (4,8 mm), não foi demonstrada diferença significativa com valores inferiores, ou seja, broca 4,0 mm. Também não foi observada diferença significativa entre as brocas 4,8; 5,0 e 5,5 mm. Foi encontrada diferença significativa entre 4,8 e 6,0 mm, como também entre 4,8 e 6,5 mm. A relação Força Máxima $\times$ Diâmetro testada pelo ajuste linear, mostrou-se significativa $R^2 = 58,7 \%$.

5.2.3.3.2 Ensaios no poliuretano

Parafuso USS de 7,0 mm de diâmetro externo implantado no poliuretano em orifícios perfurados com sondas e com brocas. Sonda tem valores de força de arrancamento significativamente superiores aos valores de broca. À medida que se aumenta o diâmetro do instrumento de abertura do orifício piloto para o parafuso, ocorre uma diminuição na força de resistência do parafuso ao arrancamento. Considerando o diâmetro interno do parafuso (4,8 mm), no grupo dos orifícios perfurados com sonda não houve diferença significativa com a sonda 4,0 mm; como também com a sonda 5,0 mm. No grupo dos orifícios perfurados com broca não houve diferença para valores abaixo do diâmetro interno, mas para valores superiores houve diferença. Pode-se observar que o ponto crítico parece ter sido o diâmetro interno do parafuso, e mais uma vez, a broca causou maior impacto quanto à mudança de diâmetro do que sonda. A associação força máxima $\times$ diâmetro testada pelo ajuste linear e quadrático, mostrou-se significativa, tanto para sonda, como para broca.

5.3.2.4 Análise histológica do parafuso USS

Análise histológica das fotografias de lâminas de vértebras de coluna lombar humana submetidas à implantação com parafuso USS de 7,0 mm, com brocas de diâmetros diferentes, mostrou que o aumento do diâmetro da broca para abertura do orifício causa aumento no diâmetro mínimo do orifício deixado na lâmina. A análise estatística mostrou que a broca de 4,0 mm tem valores significativamente inferiores às brocas de 4,8 e 6,0 mm, mas não houve diferença significativa entre as duas últimas. O índice de fragmentação não se demonstrou com diferença significativa entre os três tipos de brocas.

5.3 Aplicação clínica.

As perfurações realizadas com sonda proporcionaram maior força de ancoragem aos parafusos (USIS e USS). O fato se repetiu nos dois diferentes materiais (madeira e poliuretano) e se justifica pela remoção dos detritos feita pela broca, conseqüentemente, o parafuso fica mais firmemente ancorado em meio mais compacto na periferia do leito perfurado com sonda. Nos

estudos histológicos foi oportuno verificar que a sonda causa menos dano ao tecido ósseo ao redor do parafuso favorecendo o contato do parafuso com o osso.

Os resultados obtidos contribuíram com informações até então não bem esclarecidas. A literatura não mostra vantagem significativa com relação ao tipo de perfuração do orifício piloto (GEORGE et al., 1991; GRAUER et al., 2004; OKTENOGU et al., 2001; WITTENBERG et al., 1993; ZDEBLICK et al., 1993). Uma ressalva a ser colocada quando se comparam resultados diz respeito à metodologia aplicada que certamente não foi a mesma em todos os trabalhos.

O macheamento não influenciou nos resultados verificados, fato que concorda com trabalhos publicados (ABRAHÃO; SHIMANO; DEFINO, 2003; NUNAMAKER; PERREN, 1976; VANGSNESS et al., 1981). Mas o assunto não é unânime, Carmouch et al. (2005) relataram que o macheamento diminui o torque de inserção e a força de arrancamento do parafuso. Halvorson et al. (1994) compararam o efeito do macheamento e a associação com ganchos para fixação em coluna osteoporótica e constataram que, o macheamento e a associação com ganchos, melhora a qualidade da fixação. Considerando as cirurgias de coluna como procedimentos extensos, com grande quantidade de instrumental e considerável sangramento, a utilização desse instrumento proporciona maior exposição ao paciente, aumentando os riscos, portanto seu uso parece não ser conveniente. A vantagem do macheamento se deve ao osso cortical, pois a função do macho de rosca é abrir a rosca ao redor do orifício piloto, facilitando a inserção do parafuso, e remover pequenos detritos, uma vez que o não macheamento provocaria microfraturas ao redor do parafuso.

A quantidade de osso entre as espiras do parafuso oferece suporte contra forças de arrancamento. Em osso cortical o volume de osso entre as espiras não exerce função relevante, porém em osso esponjoso quanto maior a quantidade de osso, maior a capacidade de ancoragem do parafuso. Mecanicamente, em osso cortical, a força axial sobre o eixo do parafuso promove o rompimento do osso ao nível do diâmetro externo do parafuso, portanto independe do volume de osso armazenado entre as espiras. No osso esponjoso, quanto maior a aglomeração de osso entre as espiras, maior o atrito na interface. Quando submetido a uma força axial, existe a tendência de expulsar o volume de osso para fora das espiras, por se tratar de osso de maior flexibilidade que o cortical. Se a compactação óssea for grande o suficiente, o processo de arrancamento poderá se fazer de modo semelhante ao fenômeno que ocorre no osso cortical.

Pelo que verificamos no estudo, o diâmetro da perfuração do orifício piloto parece ter importância na fixação vertebral, já que os ensaios mecânicos mostraram queda da força de arrancamento com o aumento do orifício piloto. Essa condição está relacionada com o estoque de osso que se faz ao redor do parafuso que é introduzido em orifício menor que seu diâmetro interno. Esse comportamento foi constatado nos três diâmetros de parafuso estudados (5,0; 6,0 e 7,0 mm) nos corpos de prova de madeira e poliuretano. Isso contradiz a hipótese levantada anteriormente de que um parafuso introduzido em orifício estreito pudesse provocar microfraturas enfraquecendo a ancoragem. Talvez essa hipótese possa ser verdadeira em estudo *in vivo*. Quando um parafuso entra em osso cortical sobre pressão em um orifício menor que seu diâmetro interno, provoca uma grande quantidade de microfraturas devido à energia aplicada na sua acomodação. Essas microfraturas podem sofrer necrose e reabsorção durante o processo de remodelação, fato que provocaria afrouxamento do parafuso. Será que o mesmo raciocínio não vale para o osso esponjoso? A resposta, não temos, isso abre caminho para novos experimentos em animais vivos. Pode-se testar a presença de micromovimentos sobre o implante e exames histológicos de osteointegração. Schatzker, Horne e Sumner-Smith (1975a) fizeram estudo e observaram que a mobilidade causava soltura do parafuso, os mesmos autores (SCHATZKER; HORNE; SUMNER-SMITH, 1975b) fizeram outro trabalho para observar se a compressão do parafuso sobre o osso causava necrose e reabsorção óssea, mas não foi encontrado esse tipo de reação.

Okuyama et al. (2000) questionaram se o torque de inserção do parafuso pode ter relação com a soltura e falha do parafuso pedicular. Constataram em estudo prospectivo de setenta e dois pacientes operados, com quase três anos de seguimento, que não houve diferença significativa no torque de inserção dos parafusos entre os pacientes que desenvolveram falha e os que não desenvolveram. Maior torque na introdução dos parafusos foi observado nos pacientes com maior densidade mineral óssea.

Do ponto de vista do estudo *in vitro* o arrancamento do parafuso implantado em orifício aberto por sonda teve maior força de arrancamento, portanto na prática clínica o uso de sonda pode ser mais vantajoso do que o uso de broca, e teria maior indicação, sonda com diâmetro inferior ao diâmetro interno do parafuso.

6 CONCLUSÕES

O modo de preparo do orifício piloto influencia a qualidade da ancoragem:

- a) O orifício perfurado com sonda oferece maior fixação ao parafuso.
- b) Orifício piloto perfurado com instrumento de menor diâmetro tende a apresentar maior fixação do parafuso, sendo que o ponto crítico é o diâmetro interno do parafuso.
- c) O macheamento do orifício piloto não influencia a fixação do parafuso.

REFERÊNCIAS

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

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

ADJEI, O. B.; FERGUSON, J. A. I.; PIGEON, R. G.; PESKIN, M. R. Transpedicular lumbar wedge resection osteotomy for fixed sagittal imbalance. **Spine**, Philadelphia, v. 31, n. 4, p. 485-92, feb. 2006.

AEBI, M.; ETTER, C.; KEHL, T.; THALGOTT, J. Stabilization of the thoracic and lumbar spine with the internal spinal skeletal fixation system. **Spine**, Philadelphia, v. 12, n. 6, jul. 1987.

AEBI, M.; ETTER, C.; KEHL, T.; THALGOTT, J. The internal skeletal fixation system: a new treatment of thoracolumbar fractures and other spinal disorders. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, Philadelphia, n. 227, p. 30-43, feb. 1988.

ALDINI, N.; FINI, M.; GIAVARESI, G.; GIARDINO, R.; GREGGI, T.; PASARINI, P. Pedicular fixation in the osteoporotic spine: a pilot in vivo study on long-term ovariectomized sheep. **J. Orthop. Res.**, Amsterdam, v. 20, n. 6, p. 1217-24, nov. 2002.

ATTAR, A.; UGUR, H. C.; UZ, A.; TEKDEMIR, I.; EGEMEN, N.; GENE, Y. Lumbar pedicle: surgical anatomic evaluation and relationships. **Eur. Spine J.**, Heidelberg, v. 10, n. 1, p. 10-5, feb. 2001.

BARBER, J. W.; BODEN, S. D.; GANEY, T.; HUTTON, W. C. Biomechanical study of lumbar pedicle screws: does convergence affect axial pullout strength? **J. Spinal Disord.**, New York, v. 11, n. 3, p. 215-20, jun. 1998.

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

BERLEMANN, U.; MONIN, D.; ARM, E.; NOLTE, L. P.; OZDOBA, C. Planning and insertion of pedicle screw with computer assistance. **J. Spinal Disord.**, New York, v. 10, n. 2, p. 117-24, apr. 1997.

BERRY, J. L.; MORAN, J. M.; BERG, W. S.; STEFFEE, A. D. A morphometric study of lumbar and select thoracic vertebrae. **Spine**, Philadelphia, v. 12, n. 4, p. 362-7, may 1987.

BOUCHER, H. H. A method of spinal fusion. **J. Bone Joint Surg. Am.**, Boston, v. 41-B, n. 2, p. 248-59, feb. 1959.

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

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

BROWNER, B. D.; JUPITER, J. B.; LEVINE, A. M.; TRAFTON, P. G. **Traumatismos do sistema musculoesquelético**. Barueri: Manole, 2000.

BUCK, J. E. Direct repair of the defect on spondylosistesis: preliminary report. **J. Bone Joint Surg. Br.**, London, v. 52, p. 432-7, 1970.

BÜHLER, D. W.; BERLEMANN, U.; OXLAND, T. R.; NOLTHE, L. P. Moments and forces during pedicle screw insertion: *in vitro* and *in vivo* measurements. **Spine**, Philadelphia, v. 23, n. 11, p. 1220-8, jun. 1998.

BURNEY, M. U.; MUKHERJEE, D. P.; OGDEN, A. L.; ROBINSON, E.; McCALL, R. E. A biomechanical study of posterior spinal instrumentation using pedicle screw with and without cross-links. **J. Spinal Disord. Tech.**, Hagerstown, v. 18, n. 4, p. 364-8, aug. 2005.

CARBONE, J. J.; TORTOLANI, J.; QUARTARARO, L. G. Fluoroscopically assisted pedicle screw fixation for thoracic and thoracolumbar injuries. **Spine**, Philadelphia, v. 28, n. 1, p. 91-7, jan. 2003.

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.**, Chicago, v. 3, n. 5, p. 364-70, nov. 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. **Med. Eng. Phys.**, Oxford, v. 25, n. 4, p. 275-82, may 2003.

CHEN, P. Q.; LIN, S. J.; WU, S. S.; SO, H. Mechanical performance of the new posterior spinal implant: effect of materials, connecting plate, and pedicle screw design. **Spine**, Philadelphia, v. 28, n. 9, p. 881-7, may 2003.

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

CINOTTI, G.; GUMINA, S.; RIPANI, M.; POSTACCHINI, F. Pedicle instrumentation in the thoracic spine: a morphometric and cadaveric study for placement of screw. **Spine**, Philadelphia, v. 24, n. 2, p. 114-9, jan. 1999.

COOK, S. D.; BARBERA, J.; RUBI, M.; SALKED, S. L.; WHITECLOUD, T. S. Lumbosacral fixation using expandable screws: an alternative in reoperation and osteoporosis. **Spine J.**, New York, v. 1, n. 2, mar. 2001.

COOK, S. D.; SALKED, S. L.; WHITECLOUD, T. S.; BARBERA, J. Biomechanical evaluation and preliminary clinical experience with an expansive pedicle screw design. **J. Spinal Disord.**, New York, v. 13, n. 3, p. 230-6, jun. 2000.

COOK, S. D.; SALKED, S. L.; STANLEY, T.; FACIANE, A.; MILLER, S. D. Biomechanical study of pedicle screw fixation in severely osteoporotic bone. **Spine J.**, New York, v. 4, n. 4, p. 402-8, jul. 2004.

CUNNINGHAM, B. W.; SEFTER, J. C.; SHONO, Y.; McAFEE, P. C. Static and cyclical biomechanical analysis of pedicle screw spinal constructs. **Spine**, Philadelphia, v. 18, n. 12, p. 1677-88, sep. 1993.

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

DEFINO, H. L. A. Ideas and technical innovation: a guide for the aligned perforation of vertebral pedicles. **Eur. Spine J.**, Heidelberg, v. 11, n. 2, p. 172-5, jan 2002.

DEFINO, H. L. A.; RODRIGUEZ-FUENTES, A. E. Fixação pedicular: método auxiliar para a colocação dos implantes. **Res. Ortop.**, Ribeirão Preto, v. 3, n. 10, p. 9-12, 1997.

DEFINO, H. L. A.; RODRIGUEZ-FUENTES, A. E. Treatment of fractures of the thoracolumbar spine by combined anteroposterior fixation using the Harms method. **Eur Spine J.**, Heidelberg, v. 7, n. 3, p. 187-94, jun. 1998.

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

DEFINO, H. L.; SCARPARO, P. Fractures of thoracolumbar spine: monosegmental fixation. **Injury**, Amsterdam, v. 36, suppl. 2, p. B90-7, jul. 2005.

DEVIREN, V.; ACAROGLU, E.; LEE, J.; FUJITA, M.; HU, S.; LENKE, L. G.; POLLY Jr, D. .; KUKLO, T. R.; O'BRIEN, M.; BRUMFIELD, D.; PUTTLITZ, C. M. Pedicle screw fixation of the thoracic spine: an *in vitro* biomechanical study on different configurations. **Spine**, Philadelphia, v. 30, n. 22, p. 2530-7, nov. 2005.

DICK, W. The "fixateur interne" as a versatile implant for spine surgery. **Spine**, Philadelphia, v. 12, n. 9, p. 882-900, nov. 1987.

DICK, W.; KLUGER, P.; MAGERL, F.; WÖRSDÖRFER, O.; ZÄCH, G. A new device for internal fixation of thoracolumbar and lumbar spine fractures: the "fixateur interne". **Paraplegia**, Edinburgh, v. 23, n. 4, p. 225-32, aug. 1985.

EBRAHEIN, N. A.; ROLLINS Jr, B. A.; XU, R.; YEASTING, R. A. Projection of the lumbar pedicle and its morphometric analysis. **Spine**, Philadelphia, v. 21, n. 11, p. 1296-300, jun. 1996.

EBRAHEIN, N. A.; XU, R.; AHMAD, M.; YEASTING, R. Projection of the thoracic pedicle and its morphometric analysis. **Spine**, Philadelphia, v. 22, n. 3, p. 233-8, feb. 1997.

EDWARDS, W. T.; YUAN, H. A. General considerations, evaluation and testing. In: Bridwell, K. H.; DeWALD, R. L.; HAMMERBERG, K. W.; LENKE, L. G.; LUBICKY, J. P.; MARDJETKO, S. M.; NEUWIRTH, M. L.; VOLLMER, D. G. **Spinal surgery**, 2^a ed., Philadelphia: Lippincott-Raven, v. 1, 1996, p. 141-54.

ERICKSON, M. A.; OLIVER, T.; BALDINI, T.; BACH, J. Biomechanical assessment of conventional unit rod fixation *versus* a unit rod pedicle screw construct: a human cadaver study. **Spine**, Philadelphia, v. 29, n. 12, p. 1314-9, jun. 2004.

ESSES, S. I.; SACHS, B. L.; DREYZIN, V. Complications associated with the technique of pedicle screw fixation a selected survey of ABS members. **Spine**, Philadelphia, v. 18, n. 15, p. 2231-9, nov. 1993.

FERGUSON, R. L.; ALLEN Jr, B. L.; TENCER, A. F. Biomechanical principles of spinal correction. In: COTLER, J. M.; COTLER, H. H. **Spinal fusion**. New York: Springer-Verlag, 1990. p. 45-58.

FERREE, B. A. Morphometric characteristics of pedicles of the immature spine. **Spine**, Philadelphia, v. 17, n. 8, p. 887-9, aug. 1992.

FOGEL, G. R.; REITMAN, C. A.; LIU, W.; ESSES, S. I. Physical characteristics of polyaxial-headed pedicle screw and biomechanical comparison of load with their failure. **Spine**, Philadelphia, v. 28, n. 5, p. 470-3, mar. 2003.

GILBERT, T. J. Jr; WINTER, R. B. Pedicle anatomy in a patient with severe early-onset scoliosis: can pedicle screw be safely inserted? **J. Spinal Disord Tech**, Hagerstown, v. 18, n. 4, p. 360-3, aug. 2005.

GLASER, J.; STANLEY, M.; SAYRE, H.; WOODY, J.; FOUND, E.; SPRATT, K. A 10-year follow-up evaluation of lumbar spine fusion with pedicle screw fixation. **Spine**, Philadelphia, v. 28, n. 13, p. 1390-5, jul. 2003.

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 pullout strength from human cadaveric vertebrae. **Spine**, Philadelphia, v. 16, n. 2, p. 181-4, feb. 1991.

GERTZBEIN, S. D.; ROBBINS, S. E. Accuracy of pedicular screw placement *in vivo*. **Spine**, Philadelphia, v. 15, n. 11, p. 11-4, jan. 1990.

GRAUER, J. N.; VACCARO, A. R.; BRUSOVANIK, G.; GIRARD, F. P.; SILVERI, C. P.; CAMMISA, F. P.; KWON, B. K.; BEINER, J. M.; ALBERT, T. J.; HILIBRAND, A. S.; SCUDERI, G. J. Evaluation of a novel pedicle probe for the placement of thoracic and lumbosacral pedicle screws. **J. Spinal Disord. Tech.**, Hagerstown, v. 17, n. 6, p. 492-7, dec. 2004.

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

HADJIPAVLOU, A. G.; NICODEMUS, C. L.; AL-HAMDAN, F. A.; SIMMONS, J. W.; POPE, M. Correlation of bone equivalent mineral density to pull-out resistance of triangulated pedicle screw construct. **J. Spinal Disord.**, New York, v. 10, n. 1, p. 12-19, feb. 1997.

HALVORSON, T. L.; KELLEY, L. A.; THOMAS, K. A.; WHITECLOUD, T. S.; COOK, S. D. Effects of bone mineral density on pedicle screw fixation. **Spine**, v. 19, n. 21, p. 2415-20, nov. 1994.

HARRINGTON, P. R. Harrington, P. R. Treatment of scoliosis: correction and internal fixation by spine instrumentation. **J. Bone Joint Surg. Am.**, Boston, v. 44-A, p. 591-610, 1962.

HARRINGTON, P. R.; DICKSON, J. H. Spinal instrumentation in the treatment of severe progressive spondylolisthesis. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, Philadelphia, n. 117, p. 157-63, jun. 1976.

HARRINGTON, P. R.; TULLOS, H. S. Reduction of severe spondylolisthesis in children. **South. Med. J.**, Birmingham, v. 62, n. 1, p. 1-7, jan. 1969.

HARRINGTON, P. R.; TULLOS, H. S. Spondylolisthesis in children: observations and surgical treatment. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, Philadelphia, n. 79, p. 75-84, sep. 1971.

HELLER, J. G.; SHUSTER, J. K.; HUTTON, W. C. Pedicle and transverse process screw of the upper thoracic spine: biomechanical comparison of loads to failure. **Spine**, Philadelphia, v. 24, n. 7, p. 654-8, apr. 1999.

HERNIGOU, P.; DUPARE, F. Rib graft or cement to enhance screw fixation in anterior vertebral bodies. **J. Spinal Disord.**, New York, v. 9, n. 4, p. 322-5, aug. 1996.

HILIBRAND, A. S.; MOORE, D. C.; GRAZIANO, G. P. The role of pediculolaminar fixation in compromised pedicle bone. **Spine**, Philadelphia, v. 21, n. 4, p. 445-51, feb. 1996.

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

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 strength of self-drilling and self-tapping anterior cervical screws. **Spine**, Philadelphia, v. 28, n. 1, p. 9-13, jan. 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.**, New York, v. 23, n. 4, p. 788-94, jul. 2005.

HUGHES, A. N.; JORDAN, B. A. The mechanical properties of surgical bone crews and some aspects of insertion practice. **Injury**, Toronto, v. 4, n. 1, p. 25-38, aug. 1972.

HUME, M.; CAPEN, D. A.; NELSON, R. W.; NAGELBERG, S.; THOMAS Jr, J. C. Outcome after Wiltse pedicle screw removal. **J. Spinal Disord.** New York, v. 9, n. 2, p.121-4, apr. 1996.

HUSTED, D. S.; HAIMS, A. H.; FAIRCHILD, T. A.; KERSHAW, T. S.; YUE, J. J. Morphometric comparison of the pedicle rib unit to pedicles in the thoracic spine. **Spine**, Philadelphia, v. 29, n. 2, p. 139-46, jan. 2004.

HUSTED, D. S.; YUE, J. J.; FAIRCHILD, T. A.; HAIMS, A. H. An extrapedicular approach to the placement of screw in the thoracic spine: an anatomic and radiographic assessment. **Spine**, Philadelphia, v. 28, n. 20, p. 2324-30, oct. 2003.

INCEOGLU, S.; BURGHARDT, A.; AKBAY, A.; MAJUMDAR, S.; McLAIN, R. F. Trabecular architecture of lumbar vertebral pedicle. **Spine**, Philadelphia, v. 30, n. 13, p. 1485-90, jul. 2005.

INCEOGLU, S.; FERRARA, L.; McCLAIN, R. F. Pedicle screw fixation strength: pullout *versus* insertional torque. **Spine J.**, New York, v. 4, n. 5, p. 513-8, sep. 2004.

JUTTE, P. C.; CASTELEIN, R. M. Complications of pedicle screws in lumbar and lumbosacral fusions in 105 consecutive primary operations. **Eur. Spine J.**, Heidelberg, v. 11, n. 6, p. 594-8, dec. 2002.

KABINS, M. B. Vertebral screw fixation. In: In: THALGOTT, J. S.; AEBI, M. **Manual of internal fixation of the spine: principles and techniques in spine surgery**. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1996, p. 43-63.

KAMIMURA, M.; EBARA, S.; TOHT, H.; TATEIWA, Y.; KINOSHITA, T.; TAKAOKA, K. Accurate pedicle screw insertion under the control of a computer-assisted image guiding system: laboratory test and clinical study. **J. Orthop. Sic.**, Tokyo, v. 4, n. 4, p. 197-206, jul. 1999.

KALFA, I. H.; KORMOS, D. W.; MURPHY, M. A.; McKENZIE, R. L.; BARNETT, G. H.; BELL, G. R.; STEINER, C. P.; TRIMBLE, M. B.; WEISENBERGER, J. P. Application of framelessstereotaxy to pedicle screw fixation of the spine. **J. Neurosurg.**, Virginia, v. 83, n. 4, p. 641-7, oct. 1995.

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

KIM, Y. J.; LENKE, L. G.; BRIDWELL, K. H.; CHO, Y. S.; RIEW, K. D. Free hand pedicle screw placement in the thoracic spine: is it safe? **Spine**, Philadelphia, v. 29, n. 3, p. 333-42, feb. 2004.

KIM, Y. J.; LENKE, L. G.; CHEH, G.; RIEW, D. K. Evaluation of pedicle screw placement in the deformed spine using intraoperative plain radiographs: a comparison with computerized tomography. **Spine**, Philadelphia, v. 30, n. 18, p. 2084-8, sep. 2005.

KING, D. Internal fixation for lumbosacral fusion. **J. Bone Joint Surg. Am.**, Boston, v. 30-A, n. 3, p. 560-5, mar. 1948.

KINNARD, P.; GHIBELY, A.; GORDON, D.; TRIAS, A.; BASORA, J. Roy-Camille plates in unstable spinal conditions: a preliminary report. **Spine**, Philadelphia, v. 11, n. 2, p. 131-5, mar. 1986.

KOO, S. **Avaliação histológica e morfométrica da bioatividade do pirofosfato de cálcio nas osteointegração dos implantes de titânio em coelhos**. 2004. 90 f. Dissertação (mestrado em ciências biológicas) – Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2004.

KORANYI, E.; BOWMAN, C. E.; KENECHT, C. D.; JANSSEN, M. Holding power of orthopaedic screws in bone. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, Philadelphia, n. 72, p. 283-6, sep. 1970.

KOROVESSIS, P.; BAIKOUSIS, A.; KOUREAS, G.; ZACHARATOS, S. Corrlative analysis of the results of surgical treatment of thoracolumbar injuries with long Texas Scottish Rite Hospital Construct: is the use of pedicle screw *versus* hooks advantageous in the lumbar spine? **J. Spinal Disord. Tech.**, Hagrestown, v. 17, n. 3, p. 195-205, jun. 2004.

KOSTUIK, J. P.; MUNTING, E.; VALDEVIT, A. Biomechanical analysis of screw load sharing in pedicle fixatios of lumbar spine. **J. Spinal Disord.** New York, v. 7, n. 5, p. 394-401, oct. 1994.

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

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

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

KRAG, M. H.; BEYNNON, B. D.; POPE, M. H.; DeCOSTER, T. A. Depth of insertion of transpedicular vertebral screws into human vertebrae: effect upon screw-vertebra interface strength. **J. Spinal Disord.** New York, v. 1, n. 4, p. 287-94, feb. 1989a.

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.**, Philadelphia, n. 203, p. 75-93, feb. 1986.

KRAG, M. H.; VAN HAL, M. E.; BEYNNON, B. D. Placement of transpedicular vertebral screws close to anterior vertebral cortex: description of methods. **Spine**, Philadelphia, v. 14, n. 8, p.879-83, aug. 1989b.

KRAG, M. H.; WEAVER, D. L.; BEYNNOM, B. D.; HAUGH, L. D. Morphometry of the thoracic and lumbar spine related to transpedicular screw placement for surgical spinal fixation. **Spine**, Philadelphia, v. 13, n1, p. 27-32, jan. 1988.

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

KWOK, A. W. L.; FINKELSTEIN, J. A.; WOODSIDE, T.; HEARN, T. C.; HU, R. W. Insertional torque and pullout strengths of conical and cylindrical pedicle screw in cadaveric bone. **Spine**, Philadelphia, v. 21, n. 21, p. 2429-34, nov. 1996.

LANGE, F. Support for the spondylitic spine by means of buried steel bars attached to the vertebrae. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, Philadelphia, n. 203, p. 3-6, feb. 1986.

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

LEHMAN, R. A.; POLLY, D. W.; KUKLO, T. R.; CUNNINGHAM, B.; KIRK, K. L.; BELMONT Jr, P. J. Straight-forward *versus* anatomic trajectory technique of thoracic pedicle

screw fixation: a biomechanical analysis. **Spine**, Philadelphia, v. 28, n. 18, p. 2058-65, sep. 2003.

LEHMAN, R. A.; POTTER, B. K.; KUKLO, T.R.; CHANG, A. S.; POLLY, D. W.; SHAWEN, S. B.; ORCHOWSKI, J. R. Probing for thoracic pedicle screw tract violation(s): is it valid? **J. Spinal Disord. Tech.**, Hagerstown, v. 17, n. 4, aug. 2004.

LEI, W.; WU, Z. X. Biomechanical evaluation of an expansive pedicle screw in calf vertebrae. **Chin. J. Traumatol.**, Chongqing, v. 8, n. 1, p. 39-45, feb. 2005.

LILJENQVIST, U.; LEPSIEN, U.; HAKENBERG, L.; NIEMEYER, T.; HALM, H. Comparative analysis of pedicle screw and hook instrumentation in posterior correction and fusion of idiopathic thoracic scoliosis. **Eur. Spine J.**, Brussels, v. 11, n. 4, p. 336-43, may 2002.

LIM, M. R.; GIRARD, F. P.; YOON, S. C.; HUANG, R. C.; CAMMISA Jr, F. P. Accuracy of computerized frameless stereotactic image-guided pedicle screw placement into previously fused lumbar spine. **Spine**, Philadelphia, v. 30, n. 15, p. 1793-8, aug. 2005.

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**, Philadelphia, v. 26, n. 22, p. 2498-503, nov. 2001.

LOUIS, R. Fusion of the lumbar and sacral spine by fixation with screw plates. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, Philadelphia, n. 203, p. 18-33, feb. 1986.

LOWE, T.; O'BRIEN, M.; SMITH, D.; FITZGERALD, D.; VRANEY, R.; EULE, J.; ALONGI, P. Central and juxta-endplate vertebral body screw placement. **Spine**, Philadelphia, v. 27, n. 4, p. 369-73, feb. 2002.

LOWERY, G.; HARMS, J. Principles of load sharing. In: Bridwell, K. H.; DeWALD, R. L.; HAMMERBERG, K. W.; LENKE, L. G.; LUBICKY, J. P.; MARDJETKO, S. M.; NEUWIRTH, M. L.; VOLLMER, D. G. **Spinal surgery**, 2^a ed., Philadelphia: Lippincott-Raven, v. 1, 1996, p. 155-66.

LUK, K. D. K.; ORTH, M.; CHEN, L.; LU, W. W. A stronger bicortical sacral pedicle screw fixation through the S1 endplate. **Spine**, Philadelphia, v. 30, n. 5, p. 525-9, mar. 2005.

LUQUE, E. R. The anatomic basis and development of segmental spine instrumentation: introduction to symposium. **Spine**, Philadelphia, v. 7, n. 3, p. 256-9, may 1982.

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

LYNN, G.; MUKHERJEE, D. P.; KRUSE, R. N.; SADASIVAN, K. K.; ALBRIGHT, J. A. Mechanical stability of thoracolumbar pedicle screw fixation: the effect of crosslinks. **Spine**, Philadelphia, v. 22, n. 14, p. 1568-73, jul. 1997.

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

MATTHIASS, H. H.; HEINE, J. The surgical reduction o spondylolisthesis. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, Philadelphia, n. 203, p. 34-44, feb. 1986.

MAUAD FILHO, J. **Estudo morfométrico das vértebras torácicas e lombares**. Ribeirão Preto, 1996. p. 84. Dissertação (Mestrado). Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

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, 2003, p. 195-249.

McKINLEY, T. O.; McLAIN, R. F.; YERBY, S. A.; SARIGUL-KLIJN, N.; SMITH, T. S. The effect of pedicle morphometry on pedicle screw loading: a synthetic model. **Spine**, Philadelphia, v. 22, n. 3, p. 246-52, feb. 1997.

MICHELE, A. A.; KRUEGER, F. J. Surgical approach to the vertebral body. **J. Bone Joint Surg. Am.**, Boston, v. 31-A, n. 4, p. 873-8, apr. 1949.

MILCAN, A.; AYAN, I.; ZREN, A.; SINMAZCELIK, YILMAZ, A.; ZEREN, M. KUYRTAR, F. Evaluation of cyanoacrylate augmentation of transpedicular screw pullout strength. **J. Spinal Disord. Tech.**, Hagerstown, v. 18, n. 6, p. 511-4, dec. 2005.

MITRA S. R.; DATIR, S. P.; JADHAV, S. O. Morphometric study of the lumbar pedicle in the indian population as related to pedicular screw fixation. **Spine**, Philadelphia, v. 27, n. 5, p. 453-9, mar. 2002.

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

MIZUNO, K.; SHINOMIYA, K.; NAKAI, O.; SHINDO, S.; OTANI, K. Intraoperative insertion torque of lumbar pedicle screw and postoperative radiographic evaluation: short-term observation. **J. Orthop. Sci.**, Tokyo, v. 10, n. 2, p. 137-44, mar. 2005.

MORAN, J. M.; BERG, W. S.; BERRY, J. L.; GEIGER, J. M.; STEFFEE, A. D. Transpedicular screw fixation. **J. Orthop. Res.**, New York, v. 7, n. 1, p. 107-14, jan. 1989.

MORONI, A.; FALDINI, C.; MARCHETTI, S.; MANCA, M.; CONSOLI, V.; GIANNINI, S. Improvement of the bone-pin interface strength in osteoporotic bone with use of hydroxyapatite-coated tapered external-fixation pins. **J. Bone Joint Surg. Am.**, Boston, v. 83-A, n. 5, p. 717-21, may 2001.

MORONI, A.; ORIENTI, L.; STEA, S.; VISENTIN, M. Improvement of the bone-pin interface with hydroxyapatite coating: an in vivo long-term experimental study. **J. Orthop. Trauma**, Philadelphia, v. 10, n. 4, p. 236-42, may 1996.

MÜLLER, M. E.; ALLGÖWER, M.; SCHNEIDER, R.; WILLENEGGER, H. **Manual de osteossíntese**: técnicas recomendadas pelos grupos AO-ASIF. 3ª ed., São Paulo: Manole, 1993.

MYLES, R. T.; FONG, B.; ESSES, S. I.; HIPPEL, J. A. Radiographic verification of pedicle screw pilot hole placement using Kirschner wires *versus* beaded wires. **Spine**, Philadelphia, v. 24, n. 5, p. 476-80, mar. 1999.

NOLTE, L. P.; ZAMORANO, L. J.; JIANG, Z.; WANG, Q.; LANGLITZ, F.; BERLERMANN, U. Image-guided insertion of transpedicular screws. **Spine**, Philadelphia, v. 20, n. 4, p. 497-500, feb. 1995.

NUNAMAKER, D. M.; PERREN, S. M. Force measurements in screw fixation. **J. Biomech.**, New York, v. 9, n. 11, p. 669-75, nov. 1976.

ODGERS, C. J.; VACCARO, A. R.; POLLACK, M. E.; COTLER, J. M. Accuracy of pedicle screw placement with the assistance of lateral plain radiography. **J. Spinal Disord.**, New York, v. 9, n. 4, p. 334-8, aug. 1996.

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.; SATO, K.; ABE, E.; INABA, H.; HIMADA, Y.; MURAI, H. Stability of transpedicle screwing for the osteoporotic spine. **Spine**, Philadelphia, v. 18, n. 15, p. 2240-5, nov. 1993.

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**, Philadelphia, v. 25, n. 7, p. 858-64, apr. 2000.

OLERUD, S.; KARLSTRÖM, G.; SJÖSTRÖM, L. Transpedicular fixation of thoracolumbar vertebral fractures. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, Philadelphia, n. 227, p. 44-51, feb. 1988.

OLERUD, S.; SJÖSTRÖM, L.; KARLSTRÖM, G.; HAMBERG, M. Spontaneous effect of increased stability of the lower lumbar spine in cases of severe chronic back pain: the answer of an external transpeduncular fixation test. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, Philadelphia, n. 203, feb. 1986.

PANJABI, M. M.; O'HOLLERAN, J. D.; CRISCO III, J. J.; KOTHE, R. Complexity of the thoracic spine pedicle anatomy. **Eur. Spine J.**, Heidelberg, v. 6, n. 1, p. 19-24, jan. 1997.

PARENT, S.; LABELLE, H.; SKALLI, W.; GUISE, J. Thoracic pedicle morphometry in vertebrae from scoliotic spines. **Spine**, Philadelphia, v. 29, n. 3, p. 239-48, feb. 2004.

PASCUAL, A.; TSUCAYAMA, D. T.; WICKLUND, B. H.; BECHTOLD, J. E.; MERRITT, K.; PETERSON, P. K.; GUSTILO, R. B. The effect of stainless steel, cobalt-cromium, titanium alloy, and titanium on the respiratory burst activity of human polymorphonuclear leukocytes. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, Philadelphia, n. 280, p. 281-8, jul. 1992.

PENNAL, G. F.; McDONALD, G. A.; DALLE, G. G. A method of spinal fusion using internal fixation. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, Philadelphia, n. 35, 86-94, july 1964.

PERREN, S. M. Aspectos básicos. In: MÜLLER, M. E.; ALLGÖWER, M.; SCHNEIDER, R.; WILLENEGGER, H. **Manual de osteossíntese**: técnicas recomendadas pelos grupos AO-ASIF. 3ª ed., São Paulo: Manole, 1993, p. 94-5.

PERREN, S. M.; MATHYS, R.; POHLER, O. Implantes e materiais na fixação de fraturas. In: COLTON, C. L.; DELL'OCA, A. F.; HOLZ, U.; KELLAM, J. F.; OCHSNER, P. E. **Princípios AO do tratamento de fraturas** (Ruedi, T. P.; Murphy, W. M.). Porto Alegre: ArtMed, 2002, p. 33-43.

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**, Philadelphia, v. 21, n. 9, p. 1037-44, may, 1996.

POTTER, B. K.; LEHMAN Jr., R. A.; KUKLO, T. R. Anatomy and biomechanics of thoracic pedicle screw instrumentation. **Curr. Opin. Orthop.**, Philadelphia, v. 15, p. 133-41, 2004.

RASSI-NETO, A.; SHIMANO, A. Biomechanical properties of expander compared with conventional screws. **J. Neurosurg**, Virginia, v. 97, n. 3, p. 346-9, oct. 2002.

RENNER, S. M.; LIM, T.H.; KIM, W. J.; KATOLIK, L.; AN, H. S.; ANDERSSON, G. B. J. Augmentation of pedicle screw fixation strength using an injectable calcium phosphate cement as a function of injection timing and method. **Spine**, Philadelphia, v. 29, n. 11, p. E212-6, jun. 2004.

ROBERTSON, P. A.; NOVOTNY, J. E.; GROBLER, L. L.; AGBAI, J. U. Reability of axial landmarks for pedicle screw placement in the lower lumbar spine. **Spine**, Philadelphia, v. 23, n. 1, p. 60-6, jan. 1998.

ROHMILLER, M. T.; SCHWALM, D.; GLATTES, R. C.; ELALAYLI, T. G.; SPENGLER, D. M. Evaluation of calcium sulfate paste for augmentation of lumbar pedicle screw pullout strength. **Spine J.**, New york, v. 2, n. 4, p. 255-60, jul. 2002.

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

RULAND, C. M.; McAFEE, P. C.; WARDEN, K. E.; CUNNINGHAM, B. W. Triangulation of pedicular instrumentation: a biomechanical analysis. **Spine**, Philadelphia, v. 16, n. 6S, p. S270-6, jun. 1991.

SANDÉN, B.; OLERUD, C.; JOHANSSON, C.; LARSSON, S. Improved bone-screw interface with hidroxyapatite coating: an in vivo study of loaded pedicle screws in sheep. **Spine**, Philadelphia, v. 26, n. 24, p. 2673-8, dec. 2001.

SANDÉN, B.; OLERUD, C.; LARSSON, S. Hydroxyapatite coating enhances fixation of loaded pedicle screw: a mechanical in vivo study in sheep. **Eur. Spine J.**, Heidelberg, v. 10, n. 4, p.334-9, aug. 2001.

SARZIER, J. S.; EVANS, A. J.; CAHILL, D. W. Increased pedicle screw pullout strength with vertebroplasty augmentation in osteoporotic spines. **J. Neurosurg.**, Chicago, v. 96, suppl. 3, p. 309-12, apr. 2002.

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

SCHATZKER, J.; HORNE, J. G.; SUMNER-SMITH, G. The effect of movement on the holding power of screws in bone. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, Philadelphia, n. 111, p. 257-62, sep. 1975a.

SCHATZKER, J.; HORNE, J. G.; SUMNER-SMITH, G. The reaction of cortical bone to compression by screw threads. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, Philadelphia, n. 111, p. 263-5, sep. 1975b.

SCHATZKER, J.; SANDERSON, R.; MURNAGHAN, J. P. The holding power of orthopedic screw in vivo. **Clin. Orthop.**, Philadelphia, n. 108, p. 115-26, may 1975.

SCHATZKER, J.; TILE, M. **Tratamento cirúrgico das fraturas**. São Paulo: Manole, 1994.

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

SENARAN, H.; YAZICI, M.; KARCAALTINCABA, M.; ALANAY, A.; ACAROGLU, E.; AKSOY, M. C.; ARIYÜREK, M.; SURAT, A. Lumbar pedicle morphology in the immature spine: a three-dimensional study using spiral computed tomography. **Spine**, Philadelphia, v. 27, n. 22, p. 2472-6, nov. 2002.

SIM, E. Location of transpedicular screw for fixation of lower thoracic and lumbar spine: computed tomography of 45 fractures cases. **Acta Orthop. Scand.**, Copenhagen, v. 64, n. 1, p. 28-32, feb. 1993.

SIMMONS, C. A.; MEGUID, S. A.; PILLIAR, R. M. Differences in osseointegration rate due to implant surface geometry can be explained by local tissue strains. **J. Orthop. Res.**, New York, v. 19, n. 2, p. 187-94, mar. 2001.

SKINNER, I. A.; MAYBEE, J.; TRANSFELDT, E.; VENTER, R.; CHALMERS, W. Experimental pullout testing and comparison of variables in transpedicular screw fixation: a biomechanical study. **Spine**, Philadelphia, v. 15, n. 3, p. 195-201, mar. 1990.

SMORGICK, Y.; MILLGRAM, M. A.; ANEKSTEIN, Y.; FLOMAN, Y.; MIROVSKY, Y. Accuracy and safety of thoracic pedicle screw placement in spinal deformities. **J. Spinal Disord. Tech.**, Hagerstown, v. 18, n. 6, p. 522-6, dec. 2005.

SNEDECOR, G. W.; COCHRAN, W. G. **Statistical methods**. 8ª ed., Ames: Iowa State University Press, 1989, 503 p.

SOSHI, S.; SHIBA, R.; KONDO, H.; MUROTA, K. Na experimental study on transpedicular screw fixation in relation to osteoporosis of the lumbar spine. **Spine**, Philadelphia, v. 16, n. 11, p. 1335-41, nov. 1991.

SOUZA, S. A. Ensaio de tração. In: SOUZA, S. A. **Ensaaios mecânicos de materiais metálicos**. São Paulo: Edgard Blücher Ltda, 1974, p. 3-16.

STANFORD, R. E.; LOEFLER, A. H.; STANFORD, P. M.; WALSH, W. R. Multiaxial pedicle screw designs: static and mechanical testing. **Spine**, Philadelphia, v. 29, n. 4, p. 367-75, feb. 2004.

STEFFEE, A. D.; BISCUP, R. S.; SITTKOWSKI, D. J. Segmental spine plates with pedicle screw fixation: a new internal fixation device for disorders of the lumbar and thorolumbar spine. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, Philadelphia, n. 203, p. 45-53, feb. 1986.

STEINMANN, J. C.; HERKOWITZ, H. N.; EL-KOMMOS, H.; WESOLOWSKI, D. P. Spinal pedicle fixation: confirmation of an image-based technique for screw placement. **Spine**, Philadelphia, v. 18, n. 13, p. 1856-61, oct. 1993.

SUK, S.; LEE, C. K.; KIM, W. J.; CHUNG, Y. J.; PARK, Y.B. Segmental pedicle screw fixation in the treatment of thoracic idiopathic scoliosis. **Spine**, Philadelphia, v. 20, n. 12, p. 1399-405, jun. 1995.

SUK, S.; KIM, W. J.; LEE, S. M.; KIM, J. H.; CHUNG, E. R. Thoracic pedicle screw fixation in spinal deformities: are they really safe? **Spine**, Philadelphia, v. 26, n. 18, p. 2949-57, sep. 2001.

SUN, C.; HUANG, G.; CHRISTENSEN, F. B.; DALSTRA, M.; OVERGAARD, S.; BUNGER, C. Mechanical and histological analysis of bone-pedicle screw interface *in vivo*: titanium *versus* stainless steel. **Chin. Med. J.**, China, v. 112, n. 5; p. 456-60. may 1999.

TOYONE, T.; TANAKA, T.; KATO, D.; KANEYAMA, R.; OTSUKA, M. The treatment of acute thoracolumbar burst fractures with transpedicular intracorporeal hydroxyapatite grafting following indirect reduction and pedicle screw fixation: a prospective study. **Spine**, Philadelphia, v. 31, n. 7, p. E208-14, apr. 2006.

UHTHOFF, H. K. Mechanical factors influencing the holding power of screws in compact bone. **J. Bone Joint Surg. Br.** London, v. 55B, n. 3, p. 633-9, aug. 1973.

VANGSNES Jr, C. T.; CARTER, D. R.; FRANKEL, V. H. *In vitro* evaluation of the loosening characteristics of self-tapped and non-selftapped cortical bone screws. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, Philadelphia, n. 157, p. 279-86, jun. 1981.

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

VACCARO, A. R.; RIZZOLO, S. J.; BALDERSTON, R.A.; ALLARDYCE, T. J.; GARFIN, S. R.; DOLINSKAS, C.; AN, H. S. Placement of pedicle screw in the thoracic spine: an anatomical and radiographic assessment (part II). **J. Bone Joint Surg. Am.**, Boston, v. 77-A, n. 8, p. 1200-6, aug. 1995b.

VOOR, M. J.; ROBERTS, C. S.; ROSE, S. M.; GLASSMAN, S. D. Biomechanics of in situ rod contouring of short-segment pedicle screw instrumentation in the thoracolumbar spine. **J. Spinal Disord.**, New York, v. 10, n. 2, p. 106-16, apr. 1997.

XU, R.; EBRAHEIN, N. A.; OU, Y.; YEASTING, R. A. Anatomic considerations of pedicle screw placement in the thoracic spine: Roy-Camille technique *versus* open-laminae technique. **Spine**, Philadelphia, v. 23, n. 9, p. 1065-8, may 1993.

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

WEINSTEIN, J. N.; RYDEVIK, B. L.; RAUSCHNING, W. Anatomic and technical considerations of pedicle screw fixation. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, Philadelphia, n. 284, p. 34-46, nov. 1992.

WHANG, P. G.; VACCARO, A. R. Spinal pedicle fixation revisited: the role of X-rays and other factors. **Spine**, Philadelphia, v. 31, n. 6, p. 717-21, mar. 2006.

WHITECLOUD, T. S.; SKALLEY, T. C.; COOK, S. P.; MORGAN, E. L. Roentgenographic measurement of pedicle screw penetration. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, Philadelphia, n. 248, p. 34-46, nov. 1989.

WILLETT, K.; HEARN, T. C.; CUNCINS, A. V. Biomechanical testing of a new design for schanz pedicle screws. **J. Orthop. Trauma**, Philadelphia, v. 7, n. 4, p. 375-80, may 1993.

WILTSE, L. L. The history of spinal disorders. In: FRYMOYER, J. W.; DUCKER, T. B.; HADLER, N. M.; KOSTUIK, J.P.; WEINSTEIN, J. N.; WHITECLOUD III, T. S. **The Adult Spine: principles and practice**, 2^a Ed., Philadelphia: Lippincott-Raven, 1997, p. 3-40.

WU, S. S.; LIANG, P. L.; PAI, W. M.; AU, M. K.; LIN, L. C. Spinal transpedicular drill guide: design and application. **J. Spinal disord.**, New York, v. 4, n. 1, p. 96-103, mar. 1991.

YEOM, J. S.; CHUNG, M. S.; LEE, C. K.; KIM, Y. ; KIM, N.; LEE, J. B. Evaluation of pedicle screw position on computerized tomography scans. **J. Neurosurg.**, Virginia, v. 98, n. 1, p. 104-9, jan 2003.

YILDIRIM, O. S.; AKSAKAL, B.; HANYALOGLU, S. C.; ERDOGAN, F.; OKUR, A. Hydroxyapatite dip coated and uncoated titanium poly-axial pedicle screws: an *in vivo* bovine model. **Spine**, Philadelphia, v. 31, n. 8, p. E215-20, apr. 2006.

ZDEBLICK, T. A.; KUNZ, D. N.; COOKE, M. E.; McCABE, R. Pedicle screw pullout strength. **Spine**, Philadelphia, v. 18, n. 12, p. 1673-76, sep. 1993.

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

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