

# Análise biomecânica de variáveis relacionadas à resistência ao arrancamento dos parafusos do sistema de fixação vertebral\*

## *Biomechanical analysis of the variables related to the pullout strength of screws in the vertebral fixation system*

RODRIGO CÉSAR ROSA<sup>1</sup>, PATRÍCIA SILVA<sup>1</sup>, ANTONIO CARLOS SHIMANO<sup>2</sup>, JOSÉ BATISTA VOLPON<sup>2</sup>, HELTON L.A. DEFINO<sup>2</sup>, PHILIP SCHLEICHER<sup>3</sup>, FRANK KANDZIORA<sup>3</sup>

### RESUMO

**Objetivo:** Observar a influência do diâmetro do orifício-piloto nos diferentes modos de preparo: sonda de ponta romba, sonda de ponta cortante e broca, com o propósito de avaliar o nível de resistência ao arrancamento de parafusos com diâmetro diverso. **Métodos:** Parafusos de 5, 6 e 7mm foram inseridos nos corpos de prova de osso bovino. O orifício-piloto foi confeccionado por meio de sonda de ponta romba, sonda de ponta cortante e broca. O diâmetro da perfuração foi menor, igual e maior do que o diâmetro interno do parafuso. Após a inserção dos implantes, nos três diferentes diâmetros para cada modo de preparo do orifício-pi-

loto, foram realizados os ensaios mecânicos de arrancamento. Os ensaios mecânicos realizados em máquina universal de ensaio *Emic*<sup>®</sup>, software *Tesc 3.13*, célula de carga de 2.000N, velocidade de aplicação de força de 2mm/min, pré-carga de 5N e tempo de acomodação de 10 segundos. A propriedade avaliada nos ensaios mecânicos foi a força máxima de arrancamento. **Resultados:** No grupo de parafusos de 5 e 6mm foi observado aumento na resistência ao arrancamento quando o diâmetro do orifício-piloto era menor que o diâmetro interno do parafuso em todos os modos de preparo (sonda de ponta romba, sonda de ponta cortante e broca). Não foi observada diferença estatística no grupo de parafusos de 7mm para todos os diâmetros de perfuração e modo de preparo do orifício-piloto. **Conclusão:** O diâmetro do orifício-piloto influencia a resistência ao arrancamento dos parafusos de sistema de fixação vertebral. A realização de orifício-piloto de diâmetro maior que o diâmetro interno do parafuso reduz a resistência ao arrancamento do implante, independente do modo de preparo do orifício-piloto.

**Descritores** – Coluna vertebral; Parafusos ósseos; Biomecânica; Procedimentos ortopédicos; Bovinos

### ABSTRACT

**Objective:** To observe the relevance of the pilot hole in the different manners of preparation: dull-tipped

\* Trabalho realizado no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo – USP – Ribeirão Preto (SP), Brasil, com apoio Fapesp e Capes-Probal. Este trabalho é parte da dissertação de Mestrado do primeiro autor.

1. Pós-graduando da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo-USP-Ribeirão Preto (SP), Brasil.
2. Professor do Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo-USP-Ribeirão Preto (SP), Brasil.
3. *Center for Musculoskeletal Surgery – Charité University Hospital* – Berlim-Alemanha.

**Endereço para correspondência:** Helton L.A. Defino, Rua Dornélia de Souza Mosca, 235, Jardim Canadá – 14024-120 – Ribeirão Preto (SP), Brasil. Tel.: (16) 3602-4593. E-mail: hldefin@fmrp.usp.br

Recebido em 12/9/07. Aprovado para publicação em 3/7/08.

Copyright RBO2008

probe, cutting-tip probe, and burr, for the purpose of evaluating the level of pullout strength of screws with different diameters. **Methods:** Screws of 5, 6, and 7 mm were inserted in the bovine bone test samples. The pilot hole was made with the dull-tipped probe, the cutting-tip probe, and burr. The perforation diameter was smaller, equal, and larger than the inner diameter of the screw. Mechanical pullout assays were performed in the three diameters for each manner of preparation of the pilot hole after inserting the implant. The mechanical assays were performed in an Emic®, Software Tesc 3.13 universal machine with load cell of 2000 N, load application speed of 2 mm/min, pre-load of 5 N, and accommodation time of 10 seconds. The property evaluated in the mechanical assays was the maximum pullout strength. **Results:** In the group with 5 mm and 6 mm screws, and increase was observed in the pullout strength when the pilot hole diameter was smaller than the inner diameter of the screw in all manners of preparation (dull-tipped probe, cutting-tip probe, and burr). No statistical difference was seen in the seven millimeter screw group for all perforation diameters and manners of preparing the pilot hole. **Conclusion:** The pilot hole diameter has an influence upon the pullout strength of the screws in the vertebral fixation system. The making of a pilot hole with diameter larger than the inner diameter of the screw reduces the pullout strength of the implant, irrespective of the manner of preparation of the pilot hole.

**Keywords** – Spine; Bone screws; Biomechanics; Orthopedic procedures; Cattle

## INTRODUÇÃO

Os implantes e sistemas de fixação são utilizados com frequência na moderna cirurgia da coluna vertebral, com a finalidade de proporcionar estabilidade ao segmento vertebral ou corrigir deformidades<sup>(1)</sup>.

Os parafusos atuam como ponto de ancoragem dos sistemas de fixação vertebral sobre os quais as forças de correção e neutralização são aplicadas<sup>(2-4)</sup>. O desempenho mecânico desses sistemas é altamente dependente da integridade e características biomecânicas do

sistema de fixação vertebral e da interface entre o implante e a vértebra<sup>(5-7)</sup>.

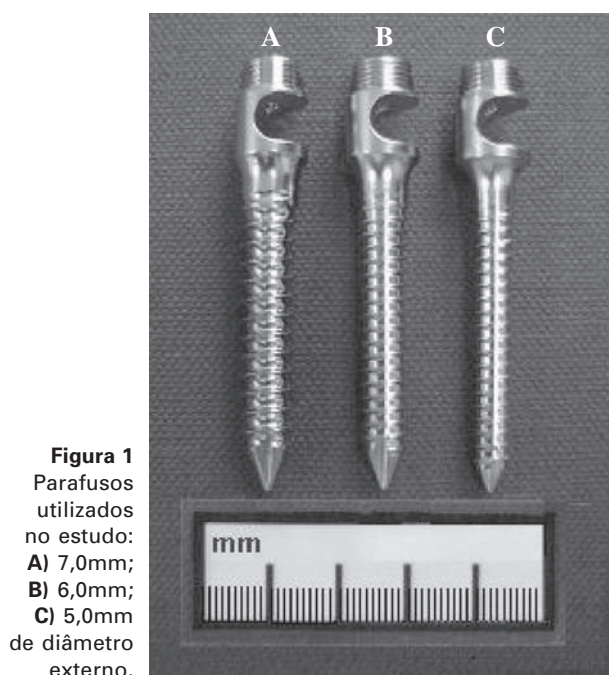
A falha na ancoragem do sistema de fixação pode estar relacionada com a falha mecânica do implante ou falha do tecido ósseo da vértebra<sup>(8)</sup>. O tipo de implante utilizado (desenho do parafuso, diâmetro externo, tamanho e profundidade da rosca) e a técnica de preparo do orifício-piloto (diâmetro, macheamento, tipo de perfuração) são outras variáveis que influenciam a ancoragem ou soltura dos implantes<sup>(9-11)</sup>. Desse modo, a interface osso-implante desempenha importante papel biomecânico na estabilidade do sistema de fixação vertebral e pode interferir no resultado final do tratamento<sup>(2-3,12)</sup>.

A realização do orifício-piloto é de fundamental importância para a colocação dos parafusos no interior do osso, pois estabelece as relações mecânicas imediatas entre o implante e o tecido ósseo<sup>(13-15)</sup>. O orifício-piloto pode ser realizado utilizando-se brocas, sondas ou curetas e seu diâmetro deve ser considerado em relação ao diâmetro interno do implante a ser utilizado<sup>(2,4)</sup>. 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<sup>(4,16-17)</sup>.

A influência do modo de preparo do orifício-piloto foi observada em experimentos anteriores, tendo sido verificado que a utilização da sonda no preparo do orifício-piloto aumentaria a resistência dos implantes ao arrancamento<sup>(1,18-22)</sup>. O objetivo do estudo realizado foi observar se o diâmetro do orifício-piloto em relação ao diâmetro interno do implante influencia a resistência ao arrancamento, considerando os diferentes modos de preparo utilizando sonda de ponta romba, sonda de ponta cortante e broca.

## MÉTODOS

No Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo – USP – Ribeirão Preto (LBFM-USP-RP) foi utilizado osso da região metafisária proximal da tíbia de boi, para a confecção dos corpos de prova cilíndricos com estrutura

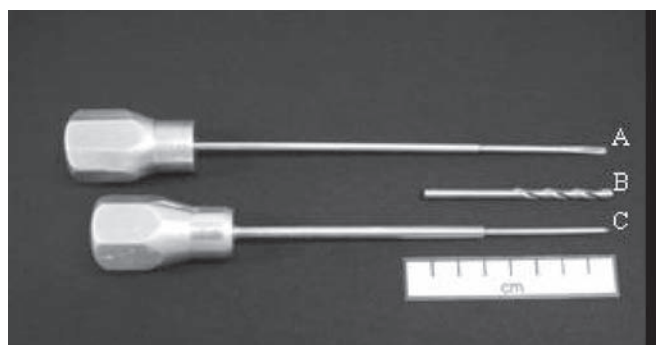


**Figura 1**  
Parafusos utilizados no estudo:  
A) 7,0mm;  
B) 6,0mm;  
C) 5,0mm de diâmetro externo.

de osso esponjoso com 17mm de espessura e 90mm de diâmetro.

Os corpos de prova foram armazenados sob congelamento à temperatura de  $-20^{\circ}\text{C}$ . Precedendo a realização dos ensaios, os ossos foram retirados do *freezer* e mantidos por 12 horas à temperatura de  $5^{\circ}\text{C}$  e, subsequente, por duas horas à temperatura ambiente para atingir o equilíbrio térmico e não alterar suas propriedades físicas.

Foram utilizados parafusos de 5, 6 e 7mm de diâmetro externo do sistema USS de fixação vertebral (figura 1). Os parafusos de 7mm apresentam maior passo e comprimento de rosca quando comparados com os de 5 e 6mm, que têm iguais passos e comprimentos de rosca. Os implantes foram fixados nos corpos de prova após a realização do orifício-piloto com três diferentes diâmetros utilizando sonda de ponta romba, sonda de ponta cortante e broca (figura 2). O diâmetro de perfuração do orifício-piloto foi menor, igual e maior que o diâmetro interno dos parafusos. Para introdução dos parafusos de 5mm de diâmetro externo (3,8mm de diâmetro interno), foram realizadas perfurações de 3,0mm; 3,8mm e 4,5mm de diâmetro. Para implantações dos parafusos de 6mm de diâmetro ex-



**Figura 2** – Instrumental utilizado para confecção do orifício-piloto. A) Sonda de ponta cortante; B) broca; e C) sonda de ponta romba.

terno (4,8mm de diâmetro interno) e 7mm (4,8mm de diâmetro interno), foram realizadas perfurações de 4,0mm; 4,8mm e 5,5mm de diâmetro.

O modelo experimental proposto para o estudo consistiu na confecção do orifício-piloto nos três diferentes diâmetros de inserção, no modo de preparo do orifício-piloto (sonda de ponta romba, sonda de ponta cortante e broca) e no ensaio mecânico de arrancamento. As perfurações foram realizadas com sonda de ponta romba, sonda de ponta cortante e broca, de acordo com o grupo experimental. Os parafusos foram inseridos no osso, transfixando-o e deixando expostos 10mm da sua extremidade distal. Desse modo, o número de rosca dos parafusos contidos nos corpos de prova foi constante e na extremidade distal – extremidade oposta à da cabeça do parafuso – foi aplicada a força selecionada para a realização dos ensaios mecânicos de resistência ao arrancamento (figura 3).

Os ensaios mecânicos de arrancamento foram realizados utilizando máquina universal de ensaio *Emic*<sup>®</sup>, *software Tesc 3.13* para análise dos resultados, tendo a célula de carga capacidade de 2.000N e velocidade de aplicação de força de 2mm/min. Em todos os ensaios mecânicos foram utilizados pré-carga de 5N e tempo de 10 segundos para a acomodação do sistema. A força máxima de arrancamento foi a propriedade avaliada nos ensaios mecânicos.

Os resultados da força máxima de arrancamento foram submetidos à análise estatística de normalidade para a determinação do comportamento dos dados. Para a comparação dos resultados entre os grupos experi-

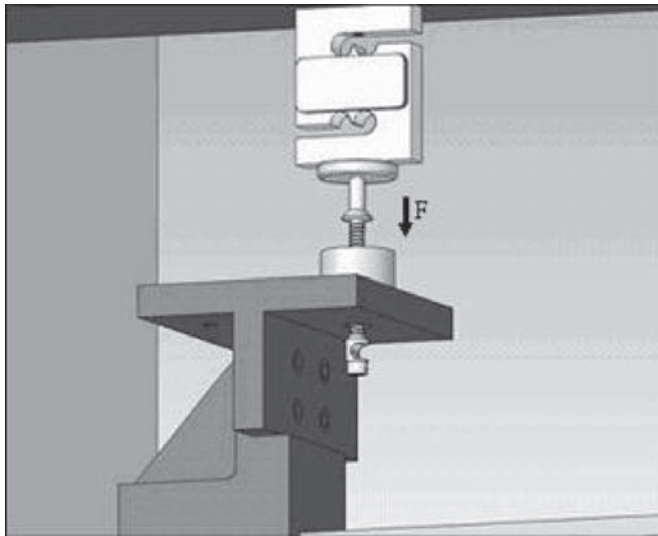


Figura 3 – Desenho da técnica utilizada para a realização do ensaio de resistência ao arrancamento

mentais, foi realizado o teste *one way* ANOVA. O teste de Tukey foi realizado nas comparações que apresentaram diferenças estatísticas. Foi estabelecido em todos os testes o nível de significância de 5% ( $p < 0,05$ ).

## RESULTADOS

**Força de arrancamento:** Os resultados da força máxima de arrancamento do grupo de parafusos de 5 e 6mm inseridos nos corpos de prova nos três diferentes diâmetros de perfuração e diferentes modo de preparo do orifício-piloto estão representados nas tabelas 1 e 2 e nas figuras 4 e 5.

O diâmetro do orifício-piloto influenciou na resistência ao arrancamento dos parafusos de 5 e 6mm. Foi observada diferença estatística entre os valores do menor diâmetro em relação aos demais, com exceção da perfuração com broca, na qual foi constatada diferença entre os valores do maior e menor diâmetro. Os resultados mostram que o diâmetro do orifício-piloto influenciou a resistência ao arrancamento em todos os modos de preparo. Os valores da diferença estatística entre os grupos experimentais dos parafusos de 5 e 6mm estão representados na tabela 3.

Os resultados da força máxima de arrancamento do grupo de parafusos de 7mm inseridos nos corpos de prova nos três diferentes diâmetros de perfuração para

TABELA 1

Valores de força máxima de arrancamento nos parafuso de 5mm. Os asteriscos indicam a diferença estatística entre os diâmetros de perfuração do orifício-piloto para cada modo de preparo

Modo de perfuração	Diâmetro do orifício-piloto (mm)	Força de arrancamento (N)	Desvio-padrão (N)	Amostra
Sonda de ponta	3,0	1.753,66 <sup>(*)</sup>	583,28	10
	3,8	1.178,81 <sup>(**)</sup>	398,21	10
	4,5	808,920 <sup>(**)</sup>	307,11	10
Sonda de ponta cortante	3,0	1.663,32 <sup>(*)</sup>	630,31	10
	3,8	965,02 <sup>(**)</sup>	235,54	10
	4,5	768,720 <sup>(**)</sup>	321,41	10
Broca	3,0	993,76 <sup>(*)</sup>	295,24	10
	3,8	817,940	266,36	10
	4,5	629,75 <sup>(**)</sup>	369,86	10

TABELA 2

Valores de força máxima de arrancamento nos parafuso de 6mm. Os asteriscos indicam a diferença estatística entre os diâmetros de perfuração do orifício-piloto para cada modo de preparo

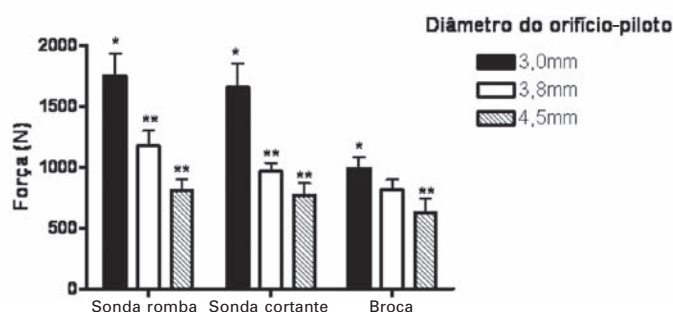
Perfuração	Diâmetro do orifício-piloto (mm)	Força de arrancamento (N)	Desvio-padrão (N)	Amostra
Sonda de ponta	4,0	1.637,43 <sup>(*)</sup>	494,26	10
	4,8	1.057,86 <sup>(**)</sup>	325,27	10
	5,5	1.011,21 <sup>(**)</sup>	370,62	10
Sonda de ponta cortante	4,0	1.408,27 <sup>(*)</sup>	552,78	10
	4,8	887,63 <sup>(**)</sup>	296,32	10
	5,5	869,82 <sup>(**)</sup>	354,42	10
Broca	4,0	1.018,00 <sup>(*)</sup>	309,80	10
	4,8	720,60	302,00	10
	5,5	667,00 <sup>(*)</sup>	318,00	10

cada modo de preparo do orifício-piloto estão representados na tabela 4 e na figura 6.

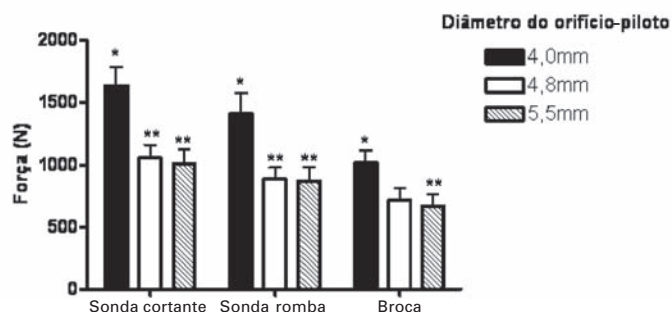
No grupo de parafusos de 7mm não foi observada diferença estatística entre os valores dos diferentes diâmetros do orifício-piloto em todos os modos de preparo.

## DISCUSSÃO

O desempenho mecânico do sistema de fixação vertebral é multifatorial, destacando-se a densidade mi-



**Figura 4** – Gráfico ilustrando os valores da força de arrancamento dos parafusos de 5mm inseridos nos três diâmetros do orifício-piloto para cada modo de preparo. Os asteriscos indicam a diferença estatística significativa entre os diâmetros do orifício-piloto para cada modo de preparo.



**Figura 5** – Gráfico ilustrando os valores da força de arrancamento dos parafusos de 6mm inseridos nos três diâmetros do orifício-piloto para cada modo de preparo. Os asteriscos indicam a diferença estatística significativa entre os diâmetros do orifício-piloto para cada modo de preparo.

**TABELA 3**  
Valores de significância ( $p$ ) da comparação da força máxima de arrancamento no grupo de parafusos de 5 e 6mm

Modo de preparo	Parafuso de 5mm Valores de $p$			Parafuso de 6mm Valores de $p$		
	< vs >	< vs =	= vs >	< vs >	< vs =	= vs >
Sonda de ponta romba	< 0,001	0,020	0,170	0,005	0,009	0,964
Sonda de ponta cortante	< 0,001	0,003	0,571	0,020	0,025	0,995
Broca	0,039	0,433	0,385	0,014	> 0,05	> 0,05

Legenda: < vs >: comparação entre o diâmetro maior e o menor; < vs =: comparação entre o diâmetro menor e igual; = vs >: comparação entre o diâmetro igual e maior.

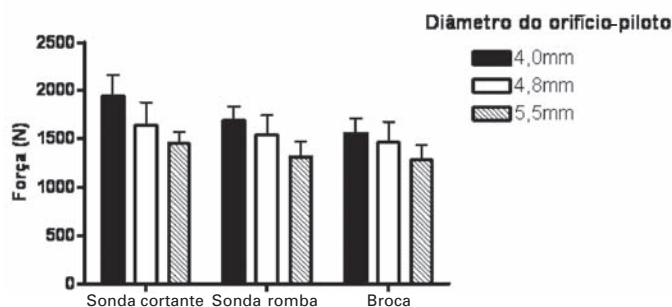
**TABELA 4**  
Valores de força máxima de arrancamento nos parafusos de 7mm

Perfuração	Diâmetro do orifício-piloto (mm)	Força de arrancamento (N)	Desvio-padrão (N)	Amostra
Sonda de ponta romba	4,0	1.935,71	712,43	10
	4,8	1.638,96	742,84	10
	5,5	1.446,55	392,02	10
Sonda de ponta cortante	4,0	1.685,01	473,70	10
	4,8	1.537,39	641,29	10
	5,5	1.317,37	499,58	10
Broca	4,0	1.558,01	482,31	10
	4,8	1.459,95	675,90	10
	5,5	1.283,37	464,40	10

neral óssea, o diâmetro externo, o diâmetro da rosca e o preparo do orifício-piloto dentre os inúmeros fatores que podem influenciar<sup>(11-12,23)</sup>.

O modo de preparo do orifício-piloto influencia na resistência ao arrancamento dos implantes, tendo sido observado que a utilização de sondas para sua confecção aumenta a resistência ao arrancamento dos implantes<sup>(24)</sup>. No entanto, a influência da utilização de sondas é mais marcante nos ossos com baixa densidade mineral óssea e não foi observada nos ossos com alta densidade mineral óssea<sup>(15,20-21)</sup>.

Os resultados obtidos neste estudo corroboram a importância do modo de preparo do orifício-piloto na resistência ao arrancamento dos implantes. Foram ob-



**Figura 6** – Gráfico ilustrando a força de arrancamento dos parafusos de 7mm inseridos nos três diâmetros do orifício-piloto para cada modo de preparo.

servados, no grupo dos parafusos com 5 e 6mm de diâmetro externo, maiores valores com a utilização de sondas em relação aos com o uso de brocas. No entan-

to, esse não foi o alvo do estudo, sendo possível observar a influência do diâmetro do orifício-piloto em todos os modos de preparo. Os resultados observados no grupo dos parafusos de 5 e 6mm mostraram que, independente do modo de preparo do orifício, utilizando sondas ou brocas, o diâmetro do orifício-piloto em relação ao diâmetro interno do parafuso também participa na resistência ao arrancamento do implante.

A obtenção da maior resistência ao arrancamento dos parafusos está relacionada com a combinação de dois parâmetros durante a realização do orifício-piloto. A confecção do orifício-piloto com sonda, apesar de proporcionar maior compactação do tecido ósseo adjacente, aumentando a resistência ao arrancamento<sup>(16)</sup>, pode perder sua influência se o diâmetro do orifício-piloto for igual ou menor que o diâmetro interno do parafuso.

A perfuração do orifício-piloto com broca diminuiu a resistência ao arrancamento dos parafusos. Esse fenômeno estaria relacionado com a remoção do tecido ósseo durante a perfuração do orifício-piloto, ao contrário do que ocorre com a compressão do tecido ósseo ao redor das paredes do orifício-piloto com a utilização da sonda<sup>(16)</sup>. Esse fato explica o comportamento distinto do orifício-piloto preparado com broca, na qual a diferença foi observada somente entre os valores extremos do orifício-piloto utilizado no estudo.

A característica multifatorial da resistência ao arrancamento dos implantes pode ser observada nos resultados do grupo de parafusos de 7mm. Nesse grupo apesar de os implantes possuírem o mesmo diâmetro interno dos parafusos de 6mm, o desempenho em relação à resistência ao arrancamento foi diferente devido ao desenho e à geometria da sua rosca. As características da rosca permitem o armazenamento de maior volume de osso entre os seus passos, condição que aumenta a resistência ao arrancamento<sup>(12,25)</sup>.

A confecção do orifício-piloto influencia a resistência ao arrancamento dos implantes; seu diâmetro e modo de preparo devem ser considerados. Dentre essas variáveis, o orifício-piloto é a única que depende da atitude do cirurgião no momento da realização do procedimento cirúrgico, de modo que a atenção aos parâmetros apresentados neste estudo (diâmetro do

orifício-piloto e seu modo de preparo) pode influenciar o desempenho biomecânico do sistema de fixação vertebral e os resultados finais do tratamento realizado.

## CONCLUSÃO

A estabilização biomecânica do sistema de fixação vertebral está diretamente relacionada com o diâmetro do orifício-piloto em relação ao diâmetro interno do implante e seu modo de preparo. Entretanto, as características do implante, desenho e geometria da rosca também influenciam esses parâmetros. A confecção do orifício-piloto com menor diâmetro que o diâmetro interno do parafuso aumenta a resistência ao arrancamento. Os parâmetros modo de preparo do orifício-piloto e características do implante influenciam seu desempenho biomecânico.

## REFERÊNCIAS

1. Defino HL, Scarparo P. Fractures of thoracolumbar spine: monosegmental fixation. *Injury*. 2005;36 Suppl 2:B90-7.
2. Brantley AG, Mayfield JK, Koeneman JB, Clark KR. The effects of pedicle screw fit. An in vitro study. *Spine*. 1994; 19(15):1752-8.
3. Hirano T, Hasegawa K, Takahashi HE, Uchiyama S, Hara T, Washio T, et al. Structural characteristics of the pedicle and its role in screw stability. *Spine*. 1997;22(21):2504-9; discussion 2510.
4. Kuhn A, Mc Iff T, Cordey J, Baumgart FW, Rahn BA. Bone deformation by thread-cutting and thread-forming cortex screws. *Injury*. 1995;26 Suppl 1:A12-20.
5. Chen PQ, Lin SJ, Wu SS, So H. Mechanical performance of the new posterior spinal implant: effect of materials, connecting plate, and pedicle screw design. *Spine*. 2003;28(9):881-6; discussion 887.
6. Chen SI, Lin RM, Chang CH. Biomechanical investigation of pedicle screw-vertebrae complex: a finite element approach using bonded and contact interface conditions. *Med Eng Phys*. 2003;25(4):275-82.
7. Kostuik JP, Munting E, Valdevit A. Biomechanical analysis of screw load sharing in pedicle fixation of the lumbar spine. *J Spinal Disord*. 1994;7(5):394-401.
8. Law M, Tencer AF, Anderson PA. Caudo-cephalad loading of pedicle screws: mechanisms of loosening and methods of augmentation. *Spine*. 1993;18(16):2438-43.
9. Hsu CC, Chao CK, Wang JL, Hou SM, Tsai YT, Lin J. Increase of pullout strength of spinal pedicle screws with conical core: biomechanical tests and finite element analyses. *J Orthop Res*. 2005;23(4):788-94.

10. Lill CA, Schneider E, Goldhahn J, Haslemann A, Zeifang F. Mechanical performance of cylindrical and dual core pedicle screws in calf and human vertebrae. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2006;126(10):686-94.
11. Zdeblick TA, Kunz DN, Cooke ME, McCabe R. Pedicle screw pullout strength. Correlation with insertional torque. *Spine.* 1993;18(12):1673-6.
12. Coe JD, Warden KE, Herzig MA, McAfee PC. Influence of bone mineral density on the fixation of thoracolumbar implants. A comparative study of transpedicular screws, laminar hooks, and spinous process wires. *Spine.* 1990;15(9):902-7.
13. Silva VC, Barbosa SV, Campos BP, Campos BP. Análise histológica do osso peiimplantar após o preparo por brocas ou compactando por expansores ósseos. *Rev Bras Implant.* 2004;11(42):113-8.
14. Soshi S, Shiba R, Kondo H, Murota K. An experimental study on transpedicular screw fixation in relation to osteoporosis of the lumbar spine. *Spine.* 1991;16(11):1335-41.
15. Wittenberg RH, Lee KS, Shea M, White AA 3rd, Hayes WC. Effect of screw diameter, insertion technique, and bone cement augmentation of pedicular screw fixation strength. *Clin Orthop Relat Res.* 1993;(296):278-87.
16. Oktenoglu BT, Ferrara LA, Andalkar N, Ozer AF, Sarioglu AC, Benzel EC. Effects of hole preparation on screw pullout resistance and insertional torque: a biomechanical study. *J Neurosurg.* 2001;94(1 Suppl):91-6.
17. Hafer TR, Felmy W, Baruch H, Devlin V, Welin D, O'Brien M, et al. The contribution of the three columns of the spine to rotational stability. A biomechanical model. *Spine.* 1989;14(7):663-9.
18. Abshire BB, McLain RF, Valdevit A, Kambic HE. Characteristics of pullout failure in conical and cylindrical pedicle screws after full insertion and back-out. *Spine J.* 2001;1(6):408-14.
19. Barber JW, Boden SD, Ganey T, Hutton WC. Biomechanical study of lumbar pedicle screws: does convergence affect axial pullout strength? *J Spinal Disord.* 1998;11(3):215-20.
20. Carmouche JJ, Molinari RW, Gerlinger T, Devine J, Patience T. Effects of pilot hole preparation technique on pedicle screw fixation in different regions of the osteoporotic thoracic and lumbar spine. *J Neurosurg Spine.* 2005;3(5):364-70.
21. Daftari TK, Horton WC, Hutton WC. Correlations between screw hole preparation, torque of insertion, and pullout strength for spinal screws. *J Spinal Disord.* 1994;7(2):139-45.
22. Defino HLA, Wichr CRG, Shimano AC, Kandziora F. Influência do diâmetro do orifício-piloto na resistência ao arrancamento dos parafusos do corpo vertebral. *Acta Ortop Bras.* 2007;15(2):76-9.
23. Krag MH, Beynon BD, Pope MH, DeCoster TA. Depth of insertion of transpedicular vertebral screws into human vertebrae: effect upon screw-vertebra interface strength. *J Spinal Disord.* 1988;1(4):287-94.
24. Moran JM, Berg WS, Berry JL, Geiger JM, Steffee AD. Transpedicular screw fixation. *J Orthop Res.* 1989;7(1):107-14.
25. Kwok AW, Finkelstein JA, Woodside T, Hearn TC, Hu RW. Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screws in cadaveric bone. *Spine.* 1996;21(21):2429-34.