

Análisis biomecánico de variables relacionadas con la resistencia al arrancamiento de tornillos del sistema de fijación vertebral

Dr. Rodrigo César Rosa*, Dra. Patrícia Silva*, Dr. Antonio Carlos Shimano**, Dr. José Batista Volpon**, Dr. Philipp Schleicher***
Dr. Frank Kandziora***, Dr. Helton L. A. Defino**

* Facultad de Medicina, Universidad de San Paulo (USP), Ribeirão Preto (SP), Brasil.

** Docente, Departamento de Biomecánica, Medicina y Rehabilitación del Aparato Locomotor, Facultad de Medicina, Universidad de San Paulo (USP), Ribeirão Preto (SP), Brasil.

*** Center for Musculoskeletal Surgery, Charité University Hospital, Berlin, Germany.

Trabajo realizado en el Laboratorio de Bioingeniería de la Facultad de Medicina de la Universidad de San Paulo (USP), Ribeirão Preto (SP), Brasil, con el apoyo de FAPESP y CAPES-PROBRAL.

Correspondencia:

Dr. Helton L. A. Defino, Rua Dornélia de Souza Mosca, 235, Jardim Canadá 14024120, Ribeirão Preto (SP), Brasil.

Telefax: (16) 3602-4593

hldefin@fmrp.usp.br

Fecha de recepción: febrero 02 de 2008

Fecha de aceptación: marzo 27 de 2008

Resumen

Objetivo: observar la influencia del diámetro del orificio piloto en los diferentes modos de preparación (punzón de punta roma, punzón de punta cortante y broca).

Materiales y métodos: tornillos de seis, cinco y siete milímetros fueron colocados en los cuerpos de prueba de hueso bovino. El orificio piloto fue realizado por medio de punzón de punta roma, punzón de punta cortante y broca. El diámetro de perforación fue menor, igual y mayor que el diámetro interno del tornillo. Después de colocar los implantes, en los tres diferentes diámetros para cada modo de preparación del orificio piloto, fueron realizados los ensayos mecánicos de arrancamiento. Los ensayos mecánicos fueron realizados en una máquina universal de ensayo Emic®, Software Tesc 3.13, con una célula de carga de 2000 N, una velocidad de aplicación de fuerza de 2 mm/min, una precarga de 5 N y un tiempo de acomodación de 10 segundos. La propiedad evaluada en los ensayos mecánicos fue la fuerza máxima de arrancamiento.

Resultados: en el grupo de tornillos de cinco y seis milímetros se observó un aumento en la resistencia al arrancamiento cuando el diámetro del orificio era menor que el diámetro interno del tornillo en todos los modos de preparación (punzón de punta roma, punzón de punta cortante y broca). No se observaron diferencias estadísticas en el grupo de tornillos de siete milímetros con ninguno de los diámetros de perforación y modos de preparación del orificio piloto.

Conclusiones: el diámetro del orificio piloto influye en la resistencia al arrancamiento de los tornillos del sistema de fijación vertebral. La realización de un orificio piloto de un diámetro mayor que el diámetro interno del tornillo reduce la resistencia al arrancamiento del implante, independiente del modo de preparación del orificio piloto.

Palabras clave: columna vertebral, ganchos óseos, biomecánica, fuerza de arrancamiento.

Abstract

Objective: to study the effect of the preparation of pilothole in the pullout strength of vertebral system screws. The goal was to demonstrate that the diameter of the pilot hole can be an additional parameter on the preparation of the hole.

Methods: screws of five, six and seven millimeter were inserted into cancellous bovine bone test bodies. The pilot holes were made with drills or probe (sharp and blunt tip), of a smaller, equal or wider diameter than the internal screw diameter. The mechanical assays of screw pullout resistance were performed using an Emic® universal testing machine and the Tesc 3.13 software was used for data analysis. Load cells with a capacity of 2000 N were used and the rate of force application was 2 mm/min. We evaluated the maximum force of pullout screws.

Results: we observed an increase in the pull out resistance in the groups of screws of five and six millimeters when the diameter of the pilot hole was smaller than the internal diameter of the screw, in all preparation ways (probe and drill). In the group of seven millimeter diameter screws we didn't observed statistically significant differences.

Conclusions: the diameter of the pilot hole influences the pullout resistance of vertebral system screws. The accomplishment of a pilot hole larger than the internal diameter of the screw decreases the pullout resistance of the implants, independent of its way of preparation.

Key words: spine, bone screws, biomechanics, pullout strength.

Introducción

Los implantes y sistemas de fijación son utilizados con frecuencia en la cirugía moderna de la columna vertebral, con la finalidad de proporcionar estabilidad al segmento vertebral o corregir deformidades (1).

Los tornillos actúan como punto de anclaje de los sistemas de fijación vertebral sobre los cuales se aplican las fuerzas de corrección y neutralización (2, 3, 4). El desempeño mecánico de estos sistemas es altamente dependiente de la integridad y características biomecánicas del sistema de fijación vertebral y de la interfase entre el implante y la vértebra (5, 6, 7).

La falla en el anclaje del sistema de fijación puede estar relacionada con la falla mecánica del implante o la falla del tejido óseo de la vértebra (8). El tipo de implante utilizado (diseño del tornillo, diámetro externo, tamaño y profundidad de la rosca) y la técnica de preparación del orificio piloto (diámetro, paso de rosca, tipo de perforación) son otras variables que influyen en el anclaje o el aflojamiento de los implantes (9, 10, 11). De este modo, la interfase hueso-implante desempeña un importante papel biomecánico en la estabilidad del sistema de fijación vertebral y puede interferir en el resultado final del tratamiento (2, 3, 12).

La preparación del orificio piloto es de fundamental importancia para la colocación de los tornillos en el interior del hueso, pues establece las relaciones mecánicas inmediatas entre el implante y el tejido óseo (13, 14, 15). El orificio piloto puede ser realizado utilizando brocas, punzones o curetas y su diámetro debe ser considerado en relación con el diámetro interno del implante (2, 4). Las dos variables, modo de preparación y diámetro del orificio piloto, son de gran importancia en la aplicación de los componentes del anclaje de los sistemas de fijación vertebral, pues pueden interferir directamente en la sustentación del sistema de fijación vertebral (4, 16, 17).

La influencia del modo de preparación del orificio piloto fue observada en experimentos anteriores que mostraron que la utilización de la sonda en la preparación del orificio piloto puede aumentar la resistencia de los implantes al arrancamiento (1, 18, 19, 20, 21, 22). El objetivo de este estudio fue observar si el diámetro del orificio piloto en relación con el diámetro interno del implante influye en la resistencia al arrancamiento, considerando los diferentes modos de preparación y utilizando sonda de punta roma, sonda de punta cortante y broca.

Materiales y métodos

Se utilizó hueso bovino de la región metafisiaria proximal de la tibia para la confección de cuerpos de prueba cilíndricos de hueso esponjoso de 17 mm de ancho y 90 mm de diámetro.

Los cuerpos de prueba fueron almacenados bajo congelación a una temperatura de -20°C . Antes de la realización de los ensayos, los huesos se retiraron del refrigerador y fueron mantenidos por 12 horas a una temperatura de 5°C y, posteriormente, por 2 horas a temperatura ambiente, para conseguir un equilibrio térmico y no alterar las propiedades físicas del hueso.

Se utilizaron tornillos de cinco, seis y siete milímetros de diámetro externo del sistema USS de fijación vertebral (figura 1). Los tornillos de siete milímetros presentaron mayor paso y longitud de rosca comparados con los tornillos de cinco y seis milímetros, que presentaron el mismo paso y longitud de rosca. Los implantes fueron fijados en los cuerpos de prueba después de realizar el orificio piloto con tres diferentes diámetros utilizando punzón de punta roma, punzón de punta cortante y broca (figura 2). El diámetro de perforación del orificio piloto era menor, igual o mayor que el diámetro interno de los tornillos. Para los tornillos de cinco milímetros de diámetro externo (3,8 mm de diámetro interno) se realizaron perforaciones de 3,0 mm, 3,8 mm y 4,5 mm de diámetro. Para los tornillos de seis milímetros de diámetro externo (4,8 mm de diámetro interno) se realizaron perforaciones de 4,0 mm, 4,8 mm y 5 mm de diámetro.



Figura 1. Fotografía de los tornillos utilizados en el estudio.

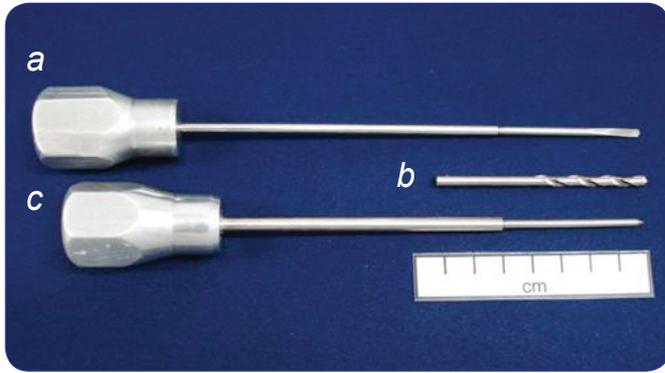


Figura 2. Fotografía del instrumental utilizado para la preparación del orificio piloto. a) Punzón de punta cortante. b) Broca. c) Punzón de punta roma.

El modelo experimental propuesto para el estudio consistió en la realización del orificio piloto en los tres diferentes diámetros de introducción y modos de preparación del orificio piloto (punzón de punta roma, punzón de punta cortante y broca) seguido del ensayo mecánico de arrancamiento. Las perforaciones fueron realizadas con punzón de punta roma, punzón de punta cortante y broca de acuerdo con el grupo experimental. Los tornillos fueron insertados en el hueso, traspasándolo y dejando expuestos 10 mm de su extremidad distal. De este modo, el número de roscas de los tornillos contenidos en los cuerpos de prueba fueron constantes y la fuerza para la realización de los ensayos mecánicos de arrancamiento fue aplicada en la extremidad distal expuesta del tornillo.

Los ensayos mecánicos de arrancamiento fueron realizados utilizando una máquina universal de ensayo Emic®, el Software Tesc 3.13 para el análisis de los resultados, una célula de carga con capacidad de 2000 N y con una velocidad de aplicación de fuerza de 2 mm/min. En todos los ensayos mecánicos se utilizó una precarga de 5 N y un tiempo de acomodación del sistema de 10 segundos. La fuerza máxima de arrancamiento fue la propiedad evaluada en los ensayos mecánicos.

Los resultados de la fuerza máxima de arrancamiento fueron sometidos al análisis estadístico de normalidad para la determinación del comportamiento de los datos. Para la comparación de los resultados entre los grupos experimentales fue realizada la prueba One Way ANOVA. La prueba de Tukey fue realizada en las comparaciones que presentaron diferencias estadísticas. Se estableció en todas las pruebas un nivel de significancia del 5% ($p < 0,05$).

Resultados

Los resultados de la fuerza máxima de arrancamiento del grupo de tornillos de cinco y seis milímetros colocados en los cuerpos de

prueba con tres diámetros diferentes de perforación y diferentes modos de preparación del orificio piloto se muestran en las tablas 1 y 2, y en las figuras 3 y 4.

Tabla 1. Valores de la fuerza máxima de arrancamiento en los tornillos de cinco milímetros. Los asteriscos indican la diferencia estadística entre los diámetros de perforación del orificio piloto para cada modo de preparación.

Modo de preparación	Diámetro del orificio piloto (mm)	Fuerza de arrancamiento (N)	Desviación estándar (N)	Muestra
Punzón de punta roma	3,0	1753,66 (*)	583,28	10
	3,8	1178,81 (**)	398,21	10
	4,5	808,920 (**)	307,11	10
Punzón de punta cortante	3,0	1663,32 (*)	630,31	10
	3,8	965,02 (**)	235,54	10
	4,5	768,720 (**)	321,41	10
Broca	3,0	993,76 (*)	295,24	10
	3,8	817,940	266,36	10
	4,5	629,75 (**)	369,86	10

Tabla 2. Valores de la fuerza máxima de arrancamiento en los tornillos de seis milímetros. Los asteriscos indican la diferencia estadística entre los diámetros de perforación del orificio piloto para cada modo de preparación.

Modo de preparación	Diámetro del orificio piloto (mm)	Fuerza de arrancamiento (N)	Desviación estándar (N)	Muestra
Punzón de punta roma	4,0	1637,43 (*)	494,26	10
	4,8	1057,86 (**)	325,27	10
	5,5	1011,21 (**)	370,62	10
Punzón de punta cortante	4,0	1408,27 (*)	552,78	10
	4,8	887,63 (**)	296,32	10
	5,5	869,82 (**)	354,42	10
Broca	4,0	1018,00 (*)	309,80	10
	4,8	720,60	302,00	10
	5,5	667,00 (*)	318,00	10

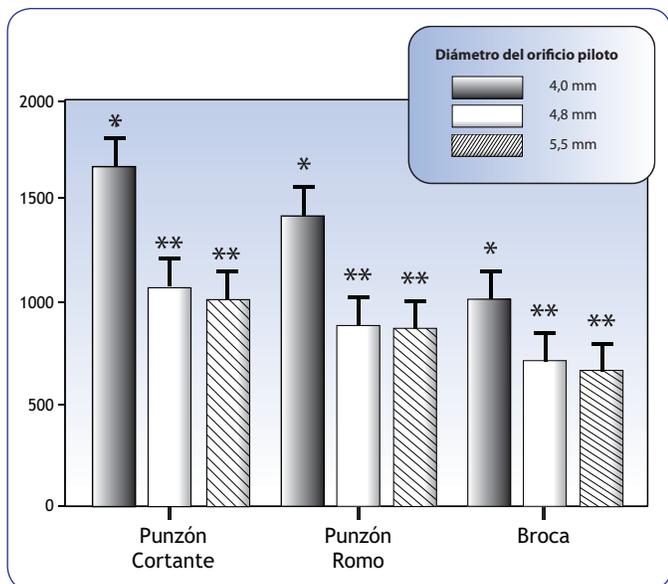


Figura 3. Gráfica que ilustra los valores de la fuerza de arrancamiento de los tornillos de cinco milímetros colocados en los tres diámetros del orificio piloto para cada modo de preparación. Los asteriscos indican una diferencia estadística significativa entre los diámetros del orificio piloto para cada modo de preparación.

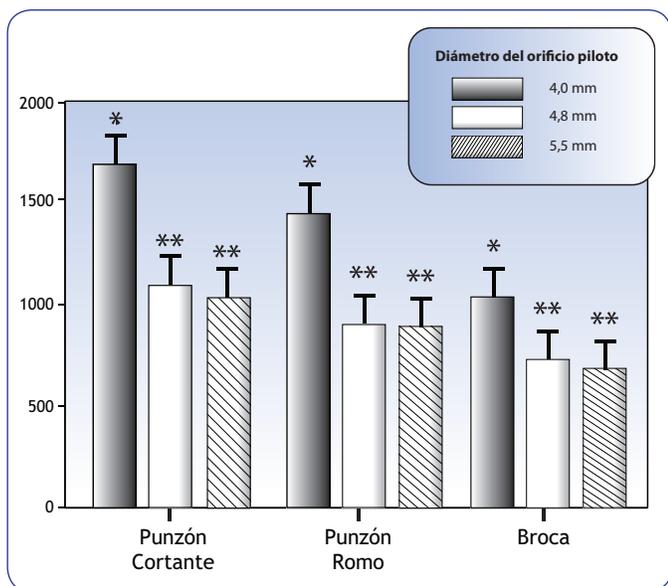


Figura 4. Gráfica que ilustra los valores de la fuerza de arrancamiento de los tornillos de seis milímetros colocados en los tres diámetros del orificio piloto para cada modo de preparación. Los asteriscos indican una diferencia estadística significativa entre los diámetros del orificio piloto para cada modo de preparación.

El diámetro del orificio piloto influyó en la resistencia al arrancamiento de los tornillos de cinco y seis milímetros. Se observaron diferencias estadísticas entre los valores de menor diámetro en relación con los demás, con excepción de la perforación con broca, en la

cual se observó una diferencia entre los valores de mayor y menor diámetro. Los resultados muestran que el diámetro del orificio piloto influye en la resistencia al arrancamiento en todos los modos de preparación. Los valores de las diferencias estadísticas entre los grupos experimentales de tornillos de cinco y seis milímetros se presentan en la tabla 3.

Tabla 3. Valores de significancia (p) de la comparación de la fuerza máxima de arrancamiento en el grupo de tornillos de cinco y seis milímetros según el modo de preparación.

Modo de preparación	Valores de p para el tornillo de 5 mm			Valores de p para el tornillo de 6 mm		
	< vs >*	< vs †	= vs ‡	< vs >	< vs =	= vs >
Punzón de punta roma	< 0,001	0,020	0,170	0,005	0,009	0,964
Punzón de punta 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

* Comparación entre el diámetro menor y el mayor
 † Comparación entre el diámetro menor y el igual
 ‡ Comparación entre el diámetro igual y mayor

Los resultados de la fuerza máxima de arrancamiento del grupo de tornillos de siete milímetros colocados en los cuerpos de prueba en los tres diferentes diámetros de perforación para cada modo de preparación del orificio piloto se muestran en la tabla 4 y en la figura 5.

Tabla 4. Valores de la fuerza máxima de arrancamiento en los tornillos de siete milímetros.

Modo de preparación	Diámetro del orificio piloto (mm)	Fuerza de arrancamiento (N)	Desviación estándar (N)	Muestra
Punzón de punta roma	4,0	1935,71	712,43	10
	4,8	1638,96	742,84	10
	5,5	1446,55	392,02	10
Punzón de punta cortante	4,0	1685,01	473,70	10
	4,8	1537,39	641,29	10
	5,5	1317,37	499,58	10
Broca	4,0	1558,01	482,31	10
	4,8	1459,95	675,90	10
	5,5	1283,37	464,40	10

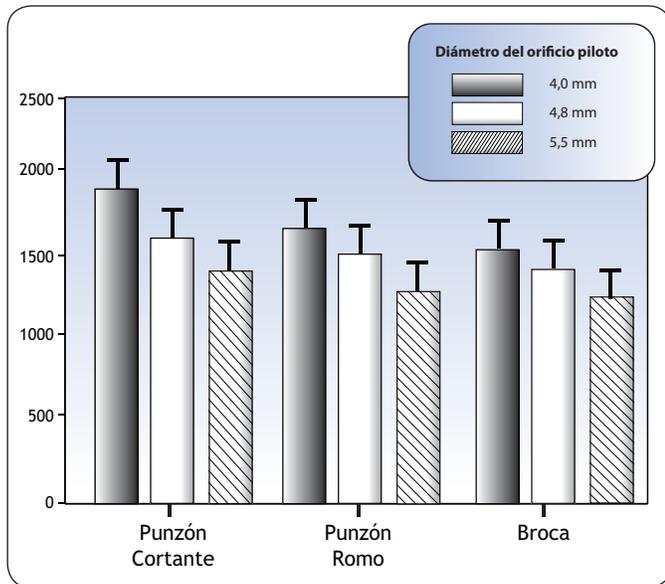


Figura 5. Gráfica que ilustra la fuerza de arrancamiento de los tornillos de siete milímetros colocados en los tres diámetros del orificio piloto para cada modo de preparación.

En el grupo de tornillos de siete milímetros no se observaron diferencias estadísticas entre los valores de los diferentes diámetros del orificio piloto en todos los modos de preparación.

Discusión

El desempeño mecánico del sistema de fijación vertebral es multifactorial, destacándose la densidad mineral ósea, el diámetro externo, el diámetro de la rosca y la preparación del orificio piloto entre los innumerables factores que pueden influir (11, 12, 23).

El modo de preparación del orificio piloto influye en la resistencia al arrancamiento de los implantes; se ha observado que la utilización de punzones para su preparación aumenta la resistencia al arrancamiento de los implantes (24). Sin embargo, la influencia de la utilización de punzones sería más marcada en los huesos con baja densidad mineral ósea que en los huesos con alta densidad mineral ósea (15, 20, 21).

Los resultados obtenidos en este estudio confirman la importancia del modo de preparación del orificio piloto en la resistencia al arrancamiento de los implantes. En los grupos de tornillos de cinco y seis milímetros de diámetro externo se encontraron valores de resistencia mayores con la utilización de sondas en relación con los valores encontrados con la utilización de brocas. Sin embargo, este no fue el objetivo del estudio que pretendió mostrar la influencia del diámetro del orificio piloto en todos los modos de preparación. Los resultados observados en el grupo de tornillos de cinco y seis

milímetros mostraron que, independiente del modo de preparación del orificio, utilizando sondas o brocas, el diámetro del orificio piloto en relación con el diámetro interno del tornillo también participa en la resistencia al arrancamiento del implante.

La obtención de una mayor resistencia al arrancamiento de los tornillos está relacionada con la combinación de dos parámetros durante la realización del orificio piloto. La realización del orificio piloto con punzón, a pesar de proporcionar una mayor compactación del tejido óseo adyacente y de aumentar la resistencia al arrancamiento (16), puede perder su influencia con un diámetro del orificio piloto igual o menor que el diámetro interno del tornillo.

La perforación del orificio piloto con broca redujo la resistencia de arrancamiento de los tornillos. Este fenómeno estaría relacionado con la remoción del tejido óseo durante la perforación del orificio piloto al contrario de lo que ocurre con la compresión del tejido óseo alrededor de las paredes del orificio piloto con la utilización de punzón (16). Este hecho explica el comportamiento distinto del orificio piloto preparado con broca en el cual la diferencia fue observada solamente entre los valores extremos.

La característica multifactorial de resistencia al arrancamiento de los implantes puede ser observada en los resultados del grupo de tornillos de siete milímetros. En este grupo, a pesar de que los implantes poseen el mismo diámetro interno de los tornillos de seis milímetros, el desempeño en relación con la resistencia al arrancamiento fue diferente debido al diseño y geometría de su rosca. Las características de la rosca permitieron el almacenamiento de mayor volumen de hueso entre los pasos de rosca lo que aumentaría la resistencia al arrancamiento (12, 25).

La preparación del orificio piloto influye en la resistencia al arrancamiento de los implantes, por lo que su diámetro y modo de preparación deben ser considerados. Dentro de estas variables, el orificio piloto es la única que depende de la actitud del cirujano en el momento de la realización del procedimiento quirúrgico, de modo que la atención a los parámetros presentados en este estudio (diámetro del orificio piloto y su modo de preparación) puede influir en el desempeño biomecánico del sistema de fijación vertebral y en los resultados finales del tratamiento realizado.

Conclusiones

La estabilización biomecánica del sistema de fijación vertebral está directamente relacionada con el diámetro del orificio piloto en relación con el diámetro interno del implante y su modo de preparación. Entretanto, las características del implante, el diseño

y la geometría de la rosca, pueden influir en estos parámetros. La confección de un orificio piloto con un diámetro menor que el diámetro interno del tornillo aumenta la resistencia al arranque y tanto el modo de preparación del orificio piloto como las características del implante pueden influir en su desempeño biomecánico.

Agradecimientos

Los autores agradecen al Dr. Juan Javier Moreira Moreira por la traducción del artículo a la lengua española.

Referencias bibliográficas

1. Defino HL, Scarparo P. Fractures of thoracolumbar spine: monosegmental fixation. *Injury* 2005; 36 Suppl 2: B90-B97.
2. Brantley AG, Mayfield JK, Koeneman JB, Clark KR. The effects of pedicle screw fit. An in vitro study. *Spine* 1994; 19(15): 1752-1758.
3. Hirano T, Hasegawa K, Takahashi HE, Uchiyama S, Hara T, Washio T, Sugiyama T, Yokaichiya M, Ikeda M. Structural characteristics of the pedicle and its role in screw stability. *Spine* 1997; 22(21): 2504-2509.
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: S-A12-S-A20.
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): 881-886.
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): 275-282.
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): 2438-2443.
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): 788-794.
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): 686-694.
11. Zdeblick TA, Kunz DN, Cooke ME, McCabe R. Pedicle screw pullout strength. Correlation with insertional torque. *Spine* 1993; 18(12): 1673-1676.
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): 902-907.
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): 113-118.
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): 1335-1341.
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): 278-287.
16. Öktenoglu BT, Ferrara LA, Andalkar N, Özer 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): 91-96.
17. Haher TR, Felmy W, Baruch H, Devlin V, Welin D, O'Brien M, Ahmad J, Valenza J, Parish S. The contribution of the three columns of the spine to rotational stability. A biomechanical model. *Spine* 1989; 14(7): 663-669.
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* 2001; 1(6): 408-414.
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): 215-220.
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): 364-370.
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): 139-145.
22. Defino HLA, Wich CRH, Shimano AC, Kandziara F. Influência do diâmetro do orificio piloto na resistência ao arrancamento dos parafusos do corpo vertebral. *Acta Ortop Bras* 2007; 15(2): 76-79.
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): 287-294.
24. Moran JM, Berg WS, Berry JL, Geiger JM, Steffee AD. Transpedicular screw fixation. *J Orthop Res* 1989; 7(1): 107-114.
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): 2429-2434.