

CORRELAÇÃO ENTRE O POSICIONAMENTO DOS PARAFUSOS PEDICULARES NO CORPO VERTEBRAL E SUA FORÇA DE ARRANCAMENTO

CORRELATION BETWEEN PEDICULAR SCREWS POSITIONING ON VERTEBRAL BODY AND ITS PULLOUT STRENGTH

LUCIANO MILLER REIS RODRIGUES¹, EDISON NOBURU FUJIKI², ADRIANO MASAYUKI YONEZAKI³, EDUARDO BARROS PUERTAS⁴, MARCELO WAJCHENBERG⁵, CARLO MILANI⁶

RESUMO

O objetivo foi estudar as alterações da força de fixação dos parafusos pediculares nos corpos vertebrais ao variar a angulação durante o reposicionamento. Foram utilizados 8 suínos, totalizando 40 vértebras lombares. Dividimos em 4 grupos de estudo. No primeiro grupo os parafusos foram colocados a 0° (zero graus), no segundo introduzidos, retirados e recolocados na mesma posição (zero graus), no terceiro houve uma variação da angulação de 14° no reposicionamento e no quarto uma variação da angulação inicial de 28 graus. Todos os parafusos foram testados quanto à força de arrancamento. No resultado o grupo I apresentou uma média de arrancamento de 146,85N; o grupo II uma média de arrancamento de 77,34N. O grupo III 97,75N. O grupo IV teve uma média de 110,02N. Isso mostrou a necessidade de evitar o reposicionamento dos parafusos devido a perda de força de fixação no corpo vertebral. Quando reposicionados recolocá-los em angulações as mais diferentes possíveis da inicial, comprometendo assim, o mínimo possível a fixação.

Descritores: Coluna vertebral; Parafuso pedicular; Biomecânica.

Citação: Rodrigues LMR, Fujiki EN, Yonezaki AM, Puertas EB, Wajchenberg M, Milani C. Correlação entre o posicionamento dos parafusos pediculares no corpo vertebral e sua força de arrancamento. *Acta Ortop Bras.* [periódico na Internet]. 2008; 16(4): 197-200. Disponível em URL: <http://www.scielo.br/aob>.

INTRODUÇÃO

Os parafusos pediculares têm sido largamente utilizados nas cirurgias da coluna vertebral. A força de fixação dos parafusos é determinada primariamente pelo seu formato e propriedade, assim como pela sua interface com o osso^(1,2). A falha de fixação pode ocorrer devido a vários fatores, tais como fratura do pedículo, osteoporose, micromovimentos, ou pseudoartrose^(3,4).

Muitos estudos têm sido feitos para responder a perguntas quanto ao tamanho, diâmetro e formato ideal do parafuso para diferentes tamanhos de pedículos⁽⁵⁻⁸⁾. A forma de preparação do pedículo para introdução dos parafusos pediculares também tem sido estudada⁽⁹⁾.

Na literatura também há estudos quanto ao melhor método a ser utilizado em cirurgias de revisão⁽⁹⁻¹³⁾, analisando a troca do parafuso por outro de diâmetro ou comprimento maior ou a utilização de fatores adjuvantes na fixação, como exemplo o metilmetacrilato⁽¹⁴⁾. Quando analisamos o ato cirúrgico notamos, algumas vezes, a necessidade de reposicionar alguns parafusos. Na literatura, há poucos estudos em relação à alteração na resistência dos parafusos pediculares nas vértebras, principalmente quando há

SUMMARY

The objective of this paper was to study pedicular screws fixation strength on vertebral bodies by varying its repositioning angle. For this Study, eight pigs were selected, making up a total of 40 lumbar vertebrae, which were divided into 4 study groups. In the first group, the screws were inserted at zero degree, and in the second group, they were inserted and reinserted at the same position, while in the third group, the screws were reinserted within a 14-degree range, and, in the fourth group, within a 28-degree range. All screws were tested for pullout strength. Group I presented a pullout average of 146.85N. Group II presented a pullout average of 77.34N. Group III had an average of 97.75N. Group IV had an average of 110.02. It was concluded that the procedure of replacing screws should be avoided. Should any repositioning is required, this should be performed by changing repositioning angles as much far from the first one as possible.

Keywords: Spine; Pedicle screws; Biomechanics.

Citation: Rodrigues LMR, Fujiki EN, Yonezaki AM, Puertas EB, Wajchenberg M, Milani C. Correlation between pedicular screws positioning on vertebral body And its pullout strength. *Acta Ortop Bras.* [serial on the Internet]. 2008; 16(4): 197-200. Available from URL: <http://www.scielo.br/aob>.

necessidade de alteração do posicionamento, muitas vezes necessária durante o ato cirúrgico. Isso foi o que motivou a realização deste estudo.

MATERIAIS E MÉTODOS

Para este estudo, foram selecionados 8 suínos da raça Landrace com peso e idade similares. Suas vértebras foram preparadas retirando todos os tecidos moles e separando-as individualmente. Utilizamos apenas as últimas cinco vértebras lombares no total de 40 vértebras.

Os parafusos utilizados foram de titânio ELI AL 4V, segundo norma ASTM F136, diâmetro 5,5mm, comprimento de 30mm. O comprimento do parafuso ocupava cerca de 80% do comprimento do corpo vertebral.

Dividimos as vértebras em 4 grupos de estudo:

Grupo 1 – composto por 10 vértebras onde os parafusos foram introduzidos a zero graus;

Grupo 2 – composto por 9 vértebras nas quais os parafusos introduzidos a zero graus, retirados e, após, recolocados na mesma angulação de zero graus;

Trabalho realizado na Disciplina de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina do ABC

Endereço para correspondência: Rua Tucumã, 199- São Paulo – Brasil- CEP 01455010 - E-mail : reis.rodrigues@uol.com.br

1. Coordenador do Grupo de Coluna da Faculdade de Medicina do ABC
2. Professor Adjunto da Disciplina de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina do ABC
3. Médico Assistente do Grupo de Coluna da Faculdade de Medicina do ABC
4. Professor Associado e Chefe do Grupo de Coluna da Universidade Federal de São Paulo.
5. Médico Assistente do Grupo de Coluna da Universidade Federal de São Paulo.
6. Professor Titular da Disciplina de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina do ABC

Trabalho recebido em 18/05/07 aprovado em 01/10/07

Grupo 3- composto por 9 vértebras. Os parafusos foram introduzidos inicialmente a 14 graus, retirados e, após, recolocados a zero graus;

Grupo 4- composto por 12 vértebras neste, os parafusos foram colocados inicialmente a 28 graus, retirados e recolocados a zero grau. As vértebras foram divididas aleatoriamente em 4 grupos de estudo. Todos os parafusos foram colocados pelo mesmo cirurgião, da mesma maneira, sendo a técnica padronizada e meticulosamente reproduzida. Apenas o pedículo esquerdo foi utilizado para a introdução dos parafusos.

Iniciamos a preparação dos pedículos, retirando uma porção da faceta e seu aplanamento. O trajeto do parafuso foi feito com um marcador do pedículo de 1cm de profundidade, após isso a colocação de um provador, com diâmetro de 3mm, até a metade do primeiro terço do corpo vertebral. Colocamos os parafusos, sob visão direta, respeitando o córtex do pedículo, e verificando durante todo o teste o rompimento da cortical do pedículo. A angulação foi determinada por meio de um guia externo fixo ao corpo vertebral, sendo que a marcação de zero graus do guia alinhava-se com o centro do pedículo. Todos os parafusos foram colocados e reposicionados, utilizando este angulador. No grupo III e IV, em que se testou a variação da angulação na força de arrancamento, os parafusos foram colocados inicialmente angulados e, após, reposicionados a zero graus como no grupo controle.

A força de arrancamento dos parafusos foi testada utilizando a máquina de ensaios universais, modelo INSTRON, pertencente ao centro de caracterização e desenvolvimento de materiais (CCDM) da Universidade Federal de São Carlos (Figura 1). Os resultados apontaram a carga necessária para a ruptura das paredes corticais e do osso esponjoso (secundariamente) das vértebras, e o conseqüente arrancamento do implante (Figura 2 A/B).

A fixação do parafuso na máquina foi através de um dispositivo rosqueado na porção superior do parafuso pedicular (rosca de adaptação da chave de inserção), e sua outra extremidade fixada à máquina de ensaios, permitindo que toda força de arrancamento exercida pelo aparelho fosse transmitida ao parafuso (Figura 3). Um outro dispositivo fixou a vértebra na base da máquina de ensaios garantindo que o modelo não se movesse durante a realização dos testes. O dispositivo permitiu também, a regulação transversal da orientação dos parafusos pediculares, garantindo o posicionamento vertical do dispositivo para fixação dos parafusos (essa orientação vertical é importante para não ocorrer a dispersão das forças vetoriais de arrancamento).



Figura 1 - Máquina universal de ensaio para teste da força de arrancamento dos parafusos pediculares.



Figura 2A - Vértebra com o parafuso pedicular antes do teste de arrancamento.



Figura 2B - Vértebra após o teste de arrancamento do parafuso, notando a ruptura das corticais.



Figura 3 - Dispositivo de fixação do parafuso na máquina de ensaio para o teste de arrancamento.

RESULTADOS

As vértebras foram divididas em 4 grupos sendo que 10 vértebras pertenceram ao grupo I, 9 ao grupo II, 9 ao grupo III e 12 ao grupo IV (Tabela 1).

O grupo I apresentou uma média de arrancamento de 146,85N com uma variação entre 131,81N e 165,93N; o grupo II apresentou uma média de arrancamento de 77,34N, com uma variação entre 67,28N e 85,85N. O grupo III teve uma média de 97,75N e uma variação de 88,55N e 105,24N. O grupo IV teve uma média de 110,02N, com uma variação entre 93,42N e 119,34N.

Tipo	Grupo I		Grupo II		Grupo III		Grupo IV	
	n	%	n	%	n	%	n	%
L1	4	40,0	1	11,1	1	11,1	2	16,7
L2	2	20,0	2	22,2	2	22,2	2	16,7
L3	1	10,0	2	22,2	3	33,3	2	16,7
L4	1	10,0	2	22,2	1	11,1	4	33,3
L5	2	20,0	2	22,2	2	22,2	2	16,7
Total	10	100,0	9	100,0	9	100,0	12	100,0

Tabela 1 - Distribuição dos tipos de vértebras utilizados nas amostras participantes do estudo.

Como demonstrado na Tabela 2, houve uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos experimentais quanto à média de carga de arrancamento dos parafusos pediculares nas vértebras animais ($p < 0,001$), onde todos os grupos mostraram diferenças significativas entre si na ordem de valores de médias: Grupo I > Grupo IV > Grupo III > Grupo II (Figura 4). O grupo controle apresentou uma força de arrancamento muito superior que os demais grupos. Os grupos III e IV tiveram uma maior proximidade de resultados, mas também com uma diferença estatística representativa quando comparados. O grupo II mostrou-se com uma menor força de arrancamento evidenciando que a recolocação na mesma angulação diminuiu substancialmente a força dos parafusos na vértebra.

Grupo	Carga (Kgf)					n
	Média	d.p.	Mediana	Mínimo	Máximo	
I	146,85	11,67	143,91	131,81	165,93	10
II	77,34	5,67	78,68	67,28	85,85	9
III	97,75	5,68	98,72	88,55	105,24	9
IV	110,02	7,44	110,16	93,42	119,34	12

Análise de Variância: $p < 0,001^*$

Tabela 2 - Distribuição dos valores da força de arrancamento nos diversos grupos do estudo

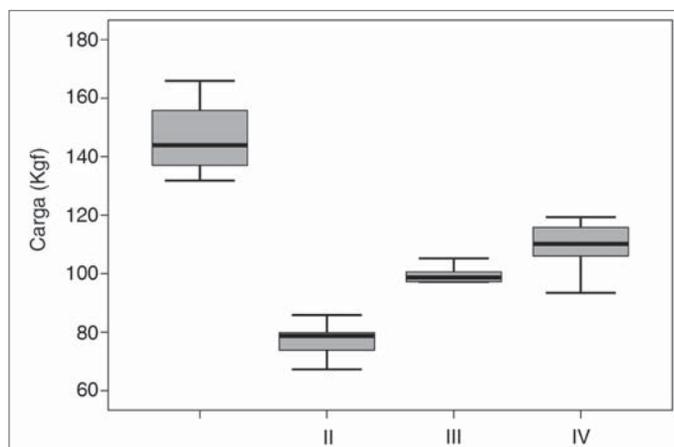


Figura 4 - Comparações múltiplas de Bonferroni: I > IV > III > II

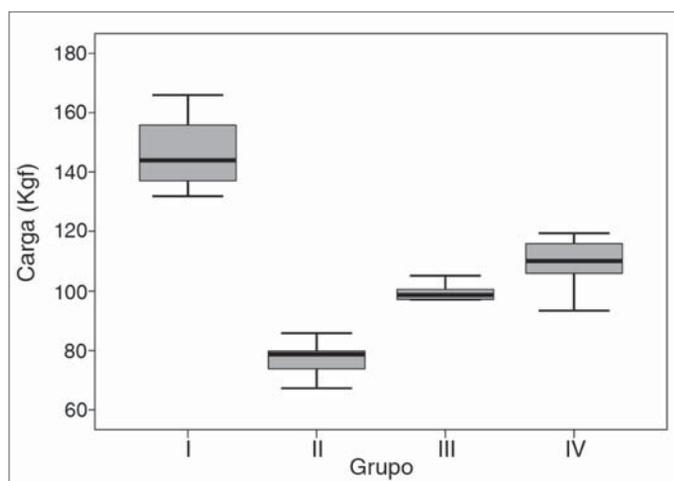


Figura 5 - Comparações múltiplas de Bonferroni: I > IV > III > II

DISCUSSÃO

Diferentes estudos mostram que a força que o parafuso apresenta, após ser colocado na vértebra, varia de acordo com a interface

do implante com o osso⁽¹⁵⁾. Isso leva em consideração o parafuso pedicular e a vértebra.

O diâmetro é o principal fator na estabilidade relacionado aos parafusos, sendo a relação diâmetro do pedículo e o parafuso extremamente importante⁽¹⁶⁾. O formato (cônico ou cilíndrico), comprimento, e o tipo de rosca tem uma importância menor na força de apreensão^(2,12).

As diferentes densidades ósseas entre as vértebras altera a resistência de fixação vertebral⁽¹⁷⁾. Também na mesma vértebra encontramos variação da densidade óssea nas diferentes porções do corpo vertebral comumente encontrada em vértebras de humanos⁽¹⁸⁾, porém esta variação não é constatada em modelos sintéticos e pouco encontrada em modelos animais. Em razão disso utilizamos vértebras de suínos, limitando a interindividualidade entre elas, muito importante no estudo, pois durante a variação angular necessitamos que haja uma densidade óssea mais homogênea entre as vértebras e suas diferentes porções tornando os resultados mais precisos. Salienta-se o fato que as vértebras lombares de suínos apresentam uma largura dos pedículos mais homogênea, diferente dos humanos onde há um aumento na direção cranicaudal⁽¹⁹⁾.

O posicionamento dos parafusos em direção cefálica ou caudal não influi na força de arrancamento⁽⁹⁾ mas sob carga cíclica notou um aumento de estresse nos parafusos introduzidos em direção cefálica⁽²⁰⁾. Neste estudo direcionamos os parafusos angulados caudalmente, seguindo as orientações da melhor construção biomecânica, para após reposicionarmos paralelos ao platô vertebral. A diferença em relação aos estudos anteriores foi que não testamos os implantes angulados, esta foi somente a primeira posição fixada antes do reposicionamento a zero graus.

O uso de fatores adjuvantes como o metilmetacrilato, para aumentar a força de apreensão dos parafusos em cirurgia de revisão e em pacientes osteoporóticos⁽¹⁴⁾, mostrando ser uma boa alternativa para aumentar a resistência da fixação, mas sempre com o risco de extravasamento do cimento para o canal vertebral. A associação da mudança de angulação na colocação dos parafusos nestas cirurgias pode ser uma alternativa, necessitando estudos comparativos entre as diferentes técnicas em revisão e as possíveis associações.

Devido ao maior diâmetro do pedículo das vértebras de suínos por nós utilizados neste trabalho, deveríamos usar parafusos mais largos para ocorrer o contato dos parafusos com o osso esponjoso e cortical⁽¹⁹⁾. No presente estudo foi evitado o contato com o osso cortical utilizando parafusos de diâmetro menores, pois não saberíamos o quanto o contato com este influenciaria os resultados.

No grupo II de nosso estudo houve uma diminuição importante na força de arrancamento, em torno de 47,33%, apesar de esperarmos que não houvesse alteração significativa já que colocamos o mesmo parafuso. Isso é devido a alteração do torque na reinserção dos parafusos demonstrado em estudos anteriores uma diminuição da força em torno de 34%⁽¹²⁾.

Quando alterada a angulação na recolocação dos parafusos houve uma menor perda da força de arrancamento, à medida que ocorre maior quantidade de osso ao redor do parafuso, enfraquecendo menos a interface entre o implante e o osso ao redor, e consequentemente reduzindo menos a resistência ao arrancamento dos implantes. Este estudo sugere que em cirurgias de revisão se altere o trajeto de colocação dos parafusos, e não apenas utilizem parafusos de maior diâmetro ou comprimento, com o objetivo de conseguir a maior fixação dos implantes.

CONCLUSÃO

O reposicionamento dos parafusos pediculares deve ser evitada. No caso em que o reposicionamento é necessário, deve ser realizado com a mudança do ângulo de reposicionamento. O aumento da ângulo de reposicionamento é recomendado.

REFERÊNCIAS

1. Zdeblick TA, Kunz D, McCabe R. Pedicle screw pullout strength. *Spine*. 1993; 18: 1673-6.
2. Serkan I, Ferrara L, McLain R. Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque. *Spine J*. 2004; 4: 513-8.
3. McAfee PC, Weiland DJ, Carlow JJ. Survivorship analysis of pedicle spinal instrumentation. *Spine*. 1991; 16: 422-7.
4. McLain R, Sparling E, Benson D. Early failure of short-segment pedicle instrumentation for thoracolumbar fractures: a preliminary report. *J Bone Joint Surg Am*. 1993; 75: 162-7.
5. Law M, Tencer AF, Anderson PA. Caudo-Cephalad loading of pedicle screws: mechanisms of loosening and methods of augmentation. *Spine*. 1993; 16: 2438-43.
6. 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: 139-45.
7. Kwok AW, Finkelstein JA, Hearn TC, Hu RW. Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screws in cadaveric bone. *Spine* 1996; 21:2429-34.
8. Mummaneni PV, Haddock SM, Liebschner MA, Keaveny TM, Rosenberg WS. Biomechanical evaluation of a double-threaded pedicle screw in elderly vertebrae. *J Spinal Disord*. 2002; 15: 64-8.
9. Skinner R, Maybee J, Transfeldt E, Venter R, Chalmers W. Experimental pull-out testing and comparison of variables in transpedicular screw fixation. A biomechanical study. *Spine*. 1990; 15: 195-201.
10. Wittenberg RH, Lee KS, Shea M, White AA, 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.
11. McLain RF, Fry MF, Moseley TA, Sharkey NA. Lumbar pedicle screw salvage. Pull-out testing of three different pedicle screw designs. *J Spinal Disord*. 1995; 8: 62-8.
12. Polly DW, Orchowiski JR, Ellenbogen RG. Revision pedicle screws: bigger, longer, shims what is the best. *Spine*. 1998; 23: 1374-9.
13. Klein AS, Glassman SD, Dimar JR, Voor MJ. Evaluation of the fixation and strength of a rescue revision pedicle screw. *J Spinal Disord*. 2002; 15:100-4.
14. Yerby SA, Thon E, McLain RF. Revision of failed pedicle screws using hydroxyapatite cement, a biomechanical analysis. *Spine*. 1998; 23: 1657-61.
15. Hadjipavlou AG, Nicodemus CL, Hamdan FA, Simmons JW, Pope MH. Correlation of bone equivalent mineral density to pull-out resistance of triangulated pedicle screw construct. *J Spinal Disord*. 1997; 10: 12-9.
16. McKinley TO, McLain R, Yerby SA, Smith TS. The effect of pedicle morphometry on pedicle screw loading. *Spine*. 1997; 22: 246-52.
17. Soshi S, Shiba R, Kondo H, Murota K. An experimental study on transpedicular screw fixation in relation to osteoporosis of lumbar spine. *Spine*. 1991; 16: 1335-41.
18. Hirano T, Hasegawa K, Takahashi HE, Hara T, Washio T, Sugiura T et al. Structural characteristics of pedicle and its role in screw stability. *Spine*. 1997; 22: 2504-10.
19. Dath R, Ebinesan AD, Porter KM., Miles AW. *Clinical biomechanics* 2007; 22: 607-13.
20. Youssef JA, McKinley TO, Yerby AS, McLain RF. Characteristics of pedicle screw loading- effect of sagittal insertion angle on intrapedicular bedding moments. *Spine*. 1999; 24: 1077-83.