

ΔΙΑΥΧΕΝΙΚΟΙ ΚΟΧΛΙΕΣ ΔΙΑΤΕΙΝΟΜΕΝΟΥ ΑΚΡΟΥ

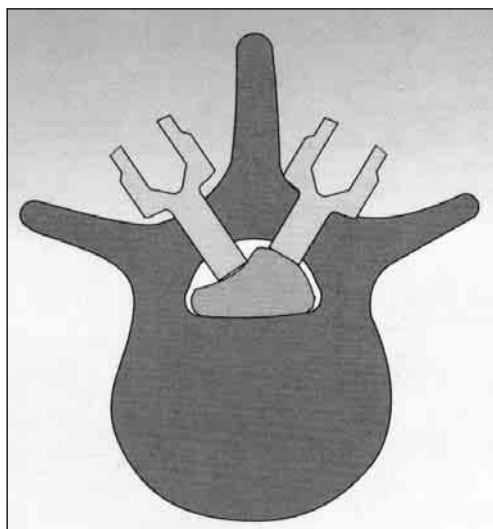
Γ.Α. ΜΑΧΑΙΡΑΣ
Δ. ΜΠΑΛΤΑΣ
Κ. ΚΑΤΕΡΟΣ

Από τις αρχές του 20ου αιώνα η σταθεροποίηση της σπονδυλικής στήλης και η σπονδυλοδεσία χρησιμοποιούνται για την αντιμετώπιση πλήθους παθήσεων της σπονδυλικής στήλης, όπως κατάγματα, όγκοι, σπονδυλολίσηση, εκφύλιση του μεσοσπονδύλιου δίσκου κ.ά.^{1,6,9,13,14,27,32}. Λόγω της δυσκολίας στην επίτευξη σταθερής σπονδυλοδεσίας, έχουν κατά καιρούς χρησιμοποιηθεί διάφορα συστήματα εσωτερικής σταθεροποίησης της σπονδυλικής στήλης, με σκοπό την ακινητοποίησή της, μέχρι να επιτευχθεί η σπονδυλοδεσία. Αρχικά, η στερέωση στους σπονδύλους γινόταν μέσω των περιπετάλιων αγκίστρων. Από τα μέσα του 20ου αιώνα άρχισε η χρήση των διαυχενικών βιδών, οι οποίες είναι πλέον η βάση κάθε συστήματος σπονδυλοδεσίας.

Ο πρώτος που χρησιμοποίησε βίδες στη σπονδυλική στήλη ήταν ο King⁹, το 1944. Ο Boucher¹ το 1959 περιέγραψε για πρώτη φορά τη χρήση βιδών δια μέσου του αυχένα του σπονδύλου για την επίτευξη σπονδυλοδεσίας. Ο Roy Camille²² θεωρείται υπεύθυνος για την τελειοποίηση και την ευρεία διάδοση της χρήσης των διαυχενικών βιδών.

Ο αυχένας των σπονδύλων αποτελείται από έναν ελλειπτικό κύλινδρο φλοιώδους οστού, ο οποίος περιβάλλει ένα λεπτό τμήμα σπογγώδους οστού. Η διάμετρος του αυχένα αυξάνει βαθμιαία από την αυχενική στην ιερή μοίρα της σπονδυλικής στήλης, με μέση διάμετρο μεταξύ 7,1-7,7 mm στο επίπεδο Θ12 και 9,2-15 mm στο επίπεδο Ο5²². Στις γυναίκες, η μέση διάμετρος είναι, γενικά, μικρότερη. Ο αυχένας των σπονδύλων θεωρείται το πιο ισχυρό σημείο συγκράτησης στη σπονδυλική στήλη. Ο Steffe²⁸ περιγράφει τον αυχένα ως τον πυρήνα ισχύος M (force nucleus) του σπονδύλου. Μέσω του αυχένα γίνεται η μεταφορά των φορτίων από τα πρόσθια στα οπίσθια σπονδυλικά στοιχεία. Με τη χρήση των διαυχενικών βιδών μπορεί να επιτευχθεί έλεγχος της κινητικότητας και των τριών κολόνων και να γίνει τρισδιάστατη σταθεροποίηση σε κάθε σπονδυλικό επίπεδο. Με αυτό τον τρόπο, η σταθεροποίηση της σπονδυλικής στήλης μπορεί να επιτευχθεί με τη συμμετοχή μικρότερου αριθμού σπονδύλων από ό,τι με τα συμβατικά συστήματα τύπου Harrington ή Luke. Έτσι, διατηρούνται ανέπαφα περισσότερα σπονδυλικά επίπεδα και αποφεύγονται οι εκτεταμένες αποκολλήσεις μαλακών μορίων, με τα πλεονεκτήματα που αυτό συνεπάγεται. Επίσης, σε αντίθεση με τα περιπετάλια άγκιστρα και σύρματα, οι διαυχενικές βίδες δεν περιορίζουν τη διάμετρο του νωτιαίου σωλήνα¹¹ (εικόνα 1).

Η χρήση των συστημάτων διαυχενικών βιδών απαιτεί χειρουργό εξοικειωμένο με τα συστήματα αυτά, καθώς και άριστη γνώση της ανατομίας της περιοχής. Έχουν αναφερθεί πολλές περιπτώσεις λανθασμένης τοποθέτησής τους. Η είσοδος της βίδας μέσα στο νωτιαίο σωλήνα μπορεί να αποτελέσει μεγάλο κίνδυνο για τη σκληρή μήνιγγα, το νωτιαίο μυελό και την ιππουρίδα²³. Η έξοδος των βιδών διαμέσου του κατώτερου έσω τοιχώματος του αυχένα μπορεί να προκαλέσει βλάβη στην αναδυόμενη νευρική ρίζα που εφάπτεται με το



Εικόνα 1.

Μείωση του εύρους του σπονδυλικού σωλήνα από τη χρήση περιπεταλίων αγκίστρων.

κατώτερο έσω όριο του αυχένα. Η διείσδυση μέσω του πρόσθιου φλοιού του σπονδυλικού σώματος μπορεί να προκαλέσει βλάβη των μεγάλων αγγείων, είτε απευθείας είτε λόγω της μεταγενέστερης διάβρωσης των αγγείων από προστριβή με τις προέχουσες σπείρες. Ιδιαίτερης επικινδυνότητας είναι η περιοχή αριστερά, άνωθεν του Ο2 σπονδύλου, λόγω της γειπνιάσεως με την κοιλιακή αορτή.

Πολλές έρευνες έχουν γίνει για να μελετηθούν οι παράγοντες που επηρεάζουν τη σταθερότητα τοποθέτησης των βιδών και κατ' επέκταση τη σταθερότητα της σπονδυλοδεσίας^{10,28,36}. Η απλούστερη και σημαντικότερη παράμετρος, από κλινική άποψη, είναι η δύναμη που απαιτείται για την απόσυρση του σημείου επαφής βίδας οστού (pull-out strength). Η δύναμη απόσυρσης έχει βρεθεί ότι έχει άμεση σχέση με τα μηχανικά χαρακτηριστικά της βίδας, όπως το είδος (κυλινδρικού ή κωνικού σχήματος), το μήκος της, η εξωτερική και εσωτερική διάμετρος, το βήμα και το βάθος του σπειράματος^{2,8,12,15,16,18,21,25,26,28,35}. Παράγοντες όπως ο τρόπος εισαγωγής της βίδας, η γωνία εισαγωγής, η μη χρήση σπειραματοκόφτη, η χρήση τρυπανιού μόνο στα αρχικά στάδια και η αποφυγή παλινδρόμησης επηρεάζουν σημαντικά τη δύναμη απόσυρσης^{5,10,26,29,30,31}. Η αφαίρεση και η επανατοποθέτηση της βίδας, κατά τη διάρκεια επεμβάσεων αναθεώρησης, ελαττώνει επίσης πολύ την αρχική σταθερότητα της στερέωσης, επιφέροντας μεγάλη μείωση της δύναμης απόσυρσης^{20,21}. Τέλος, από τους πιο σημαντικούς παράγοντες σταθερότητας είναι η ποιότητα του παρακείμενου σπογγώδους οστού.

Έχει αποδειχθεί ότι το οστεοπορωτικό οστό συντελεί στη μικρή σταθερότητα της βίδας με χαμηλή δύναμη απόσυρσης, με αποτέλεσμα την πρώιμη χαλάρωσή της και την αποτυχία της σπονδυλοδεσίας^{5,7,19,24,36}.

Για να επιτευχθεί η μέγιστη δυνατή σταθερότητα της διααυχενικής βίδας και της σπονδυλοδεσίας σε οστεοπο-



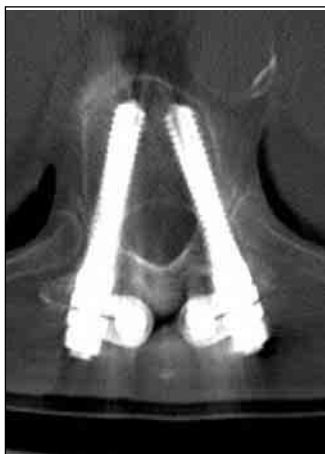
Εικόνα 2. Διααυχενική βίδα διατεινόμενη άκρου.



Εικόνα 3. Σταθεροποίηση κατάγματος Ο1 σε ηλικιωμένο ασθενή με χρήση διααυχενικών βιδών διατεινόμενου άκρου.

ρωτικούς ασθενείς και σε ασθενείς που υποβάλλονται σε επεμβάσεις αναθεώρησης έχουν χρησιμοποιηθεί διάφοροι τρόποι. Αυτοί περιλαμβάνουν την αύξηση της διαμέτρου και του μήκους της βίδας, τη χρήση ακρυλικού τσιμέντου γύρω από τη βίδα, όπως επίσης και τη χρήση πακτωμένων οστικών μοσχευμάτων^{17,18,21,31,33}. Η χρήση βίδας μεγάλης διαμέτρου, καθώς και η αύξηση του μήκους της φαίνεται ότι επιφέρουν σημαντική βελτίωση της δύναμης απόσυρσης (pull out strength). Η χρήση του ακρυλικού τσιμέντου υπό πίεση γύρω από τη βίδα αυξάνει τη δύναμη απόσυρσης σημαντικά, κατά 96%^{20,34,36}.

Οι λύσεις όμως αυτές δεν είναι άμοιρες επιπλοκών. Η τοποθέτηση βίδας, μεγάλης διαμέτρου σε σχέση με τη διάμετρο του αυχένα, μπορεί να προκαλέσει πλαστική παραμόρφωση ή και κάταγμα του αυχένα του σπονδύλου, με συνέπεια νευρική βλάβη. Η χρήση βιδών μεγάλου μήκους ενέχει τον κίνδυνο διάτρησης του πρόσθιου φλοιού του σπονδύλου, με αποτέλεσμα αγγειακή βλάβη. Η χρήση του ακρυλικού τσιμέντου εμφανίζει κινδύνους διεγχειρητικά, λόγω της θερμικής βλάβης των νευρικών στοιχείων της περιοχής, και δημιουργεί μεγάλες τεχνικές δυσκολίες στην αφαίρεσή του σε περίπτωση επανεγχείρησης. Η χρήση πακτωμένων οστικών μοσχευμάτων, υπό



Εικόνα 4. Μετεγχειρητική μαγνητική τομογραφία βιδών διατεινόμενου άκρου τοποθετημένων σε σπόνδυλο της ΘΜΣΣ.



Εικόνα 5. Οι βίδες προς μελέτη. Η διάμετρος του τελικού τμήματος της βίδας διατεινόμενου άκρου αυξάνεται κατά 2 mm μέσω ενός δεύτερου εσωτερικού κοχλίου.



Εικόνα 6. Ακτινογραφία ανθρώπινου σπονδύλου δεικνύουσα τις προς μελέτη διαυκενικές βίδες τοποθετημένες μέσω των αντίστοιχων αυχένων του σπονδύλου.

τη μορφή είτε αυτομοσχευμάτων είτε άλλομοσχευμάτων είτε των νεοτέρων συνθετικών μοσχευμάτων, μέσα στην οπή της βίδας, έχει αποδειχθεί ότι δεν επιφέρει βελτίωση της δύναμης απόσυρσης^{8,19,20,21}.

Λόγω της ευρείας πλέον χρήσης των διαυκενικών βιδών και της αύξησης του μέσου όρου ηλικίας των ασθενών που υποβάλλονται σε επεμβάσεις σπονδυλοδεσίας, η κακή ποιότητα του οστού, είτε λόγω της προϋπάρχουσας οστεοπόρωσης είτε λόγω προηγηθείσας επέμβασης σπονδυλοδεσίας, είναι ένας από τους κύριους παράγοντες μηχανικής αποτυχίας των σύγχρονων συστημάτων. Οι έρευνες έχουν στραφεί στη δημιουργία νέων υλικών, “φιλικών” προς το οστεοπορωτικό οστό, καθώς και στη σχεδίαση νέων μηχανισμών, οι οποίοι θα επιτρέψουν την καλύτερη αγκυροβολήση των υλικών σε οστά με μειωμένη μηχανική αντοχή.

Στο πλαίσιο αυτό, δημιουργήθηκε μια νέας σχεδίασης βίδα, με σκοπό να βελτιώσει τη στερέωσή της σε οστά μειωμένης μηχανικής αντοχής, μέσω ενός ειδικού μηχανισμού διεγχειρητικής αύξησης της διαμέτρου του πρόσθιου άκρου της, χωρίς όμως την αντίστοιχη αύξηση της διαμέτρου του διαυκενικού τμήματός της (διαυκενική βίδα διατεινόμενου άκρου - Expansive Pedicle Screw) (εικόνα 2). Η βίδα αυτή είναι κυλινδρικού σχήματος, με εξωτερική διάμετρο 7 mm και εσωτερική 2,5 mm. Φέρει διαχωριστικές αύλακες κατά τα πρόσθια 2/3 αυτής. Με αυτό τον τρόπο, δημιουργούνται τέσσερα περύγια, τα οποία μέσω μιας δεύτερης εσωτερικής βίδας ανοίγουν και αυξάνουν τη διάμετρο του πρόσθιου τμήματος κατά 2 mm περίπου.

Αυτή η αύξηση συμβαίνει στο τμήμα της βίδας που βρί-

σκεται μέσα στο σπονδυλικό σώμα, χωρίς να επηρεάζεται το διαυκενικό τμήμα. Κατ’ αυτό τον τρόπο αποφεύγεται η πλαστική παραμόρφωση και το πιθανό κάταγμα του αυχένα κατά την εισαγωγή της βίδας. Με το άνοιγμα των περυγίων επιτυγχάνεται ταυτόχρονα η συμπίεση του σπογγώδους οστού στην περιοχή επαφής βίδας-οστού, δημιουργώντας έτσι καλύτερο υπόστρωμα για τη συγκράτηση της βίδας (εικόνες 3, 4). Το τμήμα της βίδας που είναι εντός του αυχένα δε φέρει αυλακώσεις, με αποτέλεσμα να έχει υψηλή αντοχή στις καμπτικές παραμορφώσεις που είναι έντονες στο σημείο του αυχένα.

ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΣΥΓΚΡΙΣΗΣ ΤΗΣ ΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΣΥΡΣΗΣ (PULL-OUT STRENGTH) ΜΕΤΑΞΥ ΚΩΝΙΚΩΝ ΒΙΔΩΝ ΚΑΙ ΒΙΔΩΝ ΔΙΑΤΕΙΝΟΜΕΝΟΥ ΑΚΡΟΥ⁴

Ανθρώπινοι κατεψυγμένοι σπόνδυλοι χρησιμοποιήθηκαν για τη σύγκριση της δύναμης απόσυρσης μεταξύ βιδών διατεινόμενου άκρου (expansive pedicle screw) και διαυκενικών κωνικών βιδών, τοποθετημένων χωρίς τη χρήση σπειραματοκόφτη (conical self tapping pedicle screw), εξωτερικής διαμέτρου 6,35 mm (εικόνα 5). Όλοι οι σπόνδυλοι ήταν χαμηλής οστικής πυκνότητας, με μέσο όρο BMD $0.62 \pm 0.44 \text{ gr/cm}^2$. Σε κάθε σπόνδυλο τοποθετήθηκε από μία διαυκενική βίδα διατεινόμενου άκρου και μία κωνική βίδα (εικόνα 6).

Υπήρξε περαιτέρω ταξινόμηση των σπονδύλων σε 2 ομάδες, ανάλογα με την οστική τους πυκνότητα, ώστε να μελετηθεί ξεχωριστά η συμπεριφορά της βίδας σε οστά ελαττωμένης και σε οστά φυσιολογικής οστικής πυκνό-

τητας. Στο τέλος της μελέτης βρέθηκε ότι οι βίδες διατεινόμενου άκρου παρουσίασαν αυξημένη δύναμη απόσυρσης κατά 20% στο σύνολο των δειγμάτων. Στην ομάδα, όμως, των σπονδύλων με χαμηλή BMD η αύξηση της δύναμης απόσυρσης ήταν 50% (πίνακας 1).

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑ

Η βίδα διατεινόμενου άκρου είναι μια χρήσιμη προσθήκη στη φαρέτρα του σύγχρονου χειρουργού της σπονδυλικής στήλης. Η εμβιομηχανική της και οι συγκριτικές εργαστηριακές μελέτες επιβεβαιώνουν τη λογική του σχεδιασμού της με την αύξηση της δύναμης απόσυρσης. Αυτό είναι ιδιαίτερα εμφανές σε οστά μειωμένης αντοχής, όπως τα οστεοπορωτικά οστά, ή εκεί που έχει προηγηθεί άλλη προηγούμενη επέμβαση. Θα χρειασθούν, όμως, οι απαραίτητες κλινικές μελέτες για να επιβεβαιωθεί η χρησιμότητα αυτού του είδους της βίδας και για να καθιερωθεί η χρήση της στη χειρουργική της σπονδυλικής στήλης.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Boucher HH. A method of spinal fusion. *J Bone Joint Surg* 1959, 41 B:248-259.
2. Chapman JR, Harrington RM, Lee KM, et al. Factors affecting the pullout strength of cancellous bone screws. *J Biomech Eng* 1996, 118:391-398.
3. 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* 1997, 9:902-907.
4. Cook DS, Salked LS, Whitecloud ST, Barbera J. Biomechanical evaluation and preliminary clinical experience with an expansive pedicle screw design. *Spine* 2000, 13:230-236.
5. Daftari TK, Horton WC, Hutton WC. Correlations between screw hole preparation, torque of insertion, and pullout strength for spinal screws. *J Spinal Disord* 1994, 7:139-145.
6. Graham CE. Lumbosacral fusion using internal fixation with a spinous process for the graft. *Clin Orthop* 1984, 140:72-77.
7. Halvorson TL, Kelly LA, Whitecloud TS, and Cook SD. Transpedicular screw pullout strengths in normal and osteoporotic human spines. *Trans Orthop Res Soc* 1991, 16:24.
8. Halvorson TL, Kelley LA, Thomas KA, Whitecloud TS, Cook SD. Effects of bone mineral density on pedicle screw fixation. *Spine* 1994, 19:2415-2420.
9. King D. Internal fixation for lumbo-sacral fusion. *Am J Surg* 1944, 66:357.
10. 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* 1989, 1:287-294.
11. Krag MH, Johnson CC, Van Hal ME, Haugh LD, Grobler LJ. Hole preparation techniques for transpedicle screws. Effect on pull-out strength from human cadaveric vertebrae. *Spine*

Πίνακας 1.

Μέση δύναμη απόσυρσης (Newton)	Οστεοπορωτικό οστό (BMD 0.28 ± 0.12)	Φυσιολογικό οστό (BMD 0.95 ± 0.34)
Self-tapping βίδα	206N	330N
Βίδα διατεινόμενου άκρου	307N	419N
Μεταβολή της δύναμης απόσυρσης	+49%	+28%

- 1991, 16:181-184.
12. 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, 21:2429-2434.
13. Louis R. Fusion of the lumbar and sacral spine by internal fixation with screw plates. *Clin Orthop* 1986, 203:18-33.
14. Luque E. Interpeduncular segmental fixation. *Clin Orthop Rel Res* 1986, 203:54-59.
15. McLain RF, Fry MF, Mosely TA, Sharkey NA. Lumbar pedicle screw salvage: Lumbar pedicle screw salvage: pullout testing of three different pedicle screw designs. *J Spinal Disord* 1995, 8:62-68.
16. Moran JM, Berg WS, Berry JL, Geiger JM, Steffee AD. Transpedicular screw fixation. *J Orthop Rel Res* 1989, 7:107-114.
17. Misenhimer GR, Peek RD, Wiltse LL, Rothman SLG, Widell EH. Anatomic analysis of pedicle cortical and cancellous diameter as related to screw size. *Spine* 1989, 14:367-372.
18. Nunamaker DM, Perren SM. Force measurements in screw fixation. *J Biomech* 1976, 203:54-57.
19. Okuyama K, Sato K, Abe E, et al. Stability of transpedicle screwing for the osteoporotic spine: in vitro study of the mechanical stability. *Spine* 1993, 18:2240-2245.
20. Pfeifer BA, Krag MH, Johnson C. Repair of failed transpedicle screw fixation: A biomechanical study. *Spine* 1993, 18:350-353.
21. Polly DW, Orchowski JR, Ellenbogen RG. Revision pedicle screws: Bigger, longer shims - what is best? *Spine* 1998, 12:1374-1375.
22. Roy-Camille R, Saillant G, Mazel C. Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. *Clin Orthop Rel Res* 1986, 203:7-17.
23. Sapkas G, Ppadakis SA, Stathakopoulos DP, Tsarouchas J, Kyrtzoulis J. Complications associated with pedicle screw fixation in thoracic, lumbar and sacral segments of the spine. *Acta Orthop Hell* 1998.
24. Sell P, Collins M, Dove J. Pedicle screws: axial pull-out strength in the lumbar spine. *Spine* 1988, 13:1075-1076.
25. Skinner R, Maybee J, Transfeldt E, Venter R, Chalmers W. Experimental pullout testing and comparison of variables in transpedicular screw fixation: a biomechanical study. *Spine* 1990, 15:195-201.
26. Smith SS, Abitbol JJ, Carlson GD, et al. The effects of depth of penetration, screw orientation, and bone density on sacral

- screw fixation. *Spine* 1993, 18:1006-1010.
27. Stauffer ES. Internal fixation of fractures of the thoracolumbar spine. *J Bone Joint Surg* 1986, 66A:1136-1138.
 28. Steffee AD, Biscup RS, Stikowski DJ. Segmental spine plates with pedicle screw fixation. *Clin Orthop* 1986, 203:45-53.
 29. Swartz DE, Wittenberg RH, Shea M, White AA, Hayes WC. Physical and mechanical properties of calf lumbosacral trabecular bone. *J Biomech* 1991, 24:1059-1068.
 30. Tencer AF, Hampton D, Eddy S. Biomechanical properties of threaded inserts for lumbar interbody spinal fusion. *Spine* 1995, 20:2408-2414.
 31. Vangsness CT, Carter DR, Frankel VH. In vitro evaluation of the loosening characteristics of self-tapped and nonself-tapped cortical bone screws. *Clin Orthop Rel Res* 1981, 157:279-286.
 32. Wilste L. A review of TMStabilization of the lower thoracic and lumbar spine with external fixation by FP Magerl, MD. *Clin Orthop* 1986, 203:63-66.
 33. Wittenberg RH, Shea M, Swartz DE, et al. Importance of bone mineral density in instrumented spine fusions. *Spine* 1991, 16:647-652.
 34. 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 Rel Res* 1993, 296:278-287.
 35. Zdeblick TA, Kunz DN, Cooke ME, McCabe R. Pedicle screw pullout strength. Correlation with insertional torque. *Spine* 1993, 18:1673-1676.
 36. Zindrick MR, Wilste LL, Widell EH, et al. A biomechanical study of intrapenduncular screw fixation in the lumbosacral spine. *Clin Orthop* 1986, 203:99-112.