

## ΡΟΠΗ ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗΣ ΚΑΙ ΔΥΝΑΜΗ ΑΠΟΣΥΡΣΗΣ ΚΥΛΙΝΔΡΙΚΩΝ ΚΑΙ ΚΩΝΙΚΩΝ ΔΙΑΥΧΕΝΙΚΩΝ ΒΙΔΩΝ

Κ. ΚΑΤΕΡΟΣ  
Γ. ΚΟΥΝΤΗΣ  
Γ.Α. ΜΑΧΑΙΡΑΣ  
Δ. ΜΠΑΛΤΑΣ

### ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η εσωτερική οστεοσύνθεση εμφανίστηκε πριν από αρκετές δεκαετίες επιλύοντας σοβαρά ορθοπαιδικά προβλήματα. Η πρώτη αναφορά για τη χρησιμοποίηση συστημάτων εσωτερικής σπονδυλοδεσίας έγινε από τον King το 1948. Ο King χρησιμοποίησε βραχείες βίδες διαμέσου των οπίσθιων σπονδυλοσπονδυλικών διαθρώσεων για την ακινητοποίηση των οπίσθιων σπονδυλικών στοιχείων<sup>6</sup>.

Τη δεκαετία του 1970, σε μια προσπάθεια αύξησης της αποτελεσματικότητας της χρήσης των σπονδυλικών συστημάτων για την επιτυχή σπονδυλοδεσία της ΟΙΜΣΣ, η χρήση διαυχενικών βιδών παγκοσμίως αρχίζει να γίνεται αποδεκτή. Το 1976, ο Roy-Camille παρουσιάζει την πρώτη εμπειριστατωμένη εργασία με τη χρήση διαυχενικών βιδών και πλακών στην περιοχή της ΟΜΣΣ και της ΟΙΜΣΣ<sup>11</sup>. Το παραπάνω άρθρο των Roy-Camille και συν. αποτελεί την πλέον τυπική αναφορά για τη χρήση των οσφυϊκών διαυχενικών βιδών και αναφέρει ένα υψηλό ποσοστό πάρωσης της σπονδυλοδεσίας με τον τρόπο αυτό.

Οι Steffee και συν το 1986, αναφέρονται για πρώτη φορά στη χρήση διαυχενικών βιδών σε συνδυασμό με πλάκες. Τα αποτελέσματα της επιτυχούς σπονδυλοδεσίας ανέρχονται σε ποσοστό 90%<sup>13</sup>.

Το 1994, από τον MacMillan παρουσιάζεται η χρήση του συστήματος Cortel-Dubousset, ένας συνδυασμός διαυχενικών βιδών, ράβδων και αγκίστρων για τη σπονδυλοδεσία της ΟΙΜΣΣ. Τα αποτελέσματα πάρωσης της περιοχής είναι αρκετά υψηλά (94%)<sup>8</sup>.

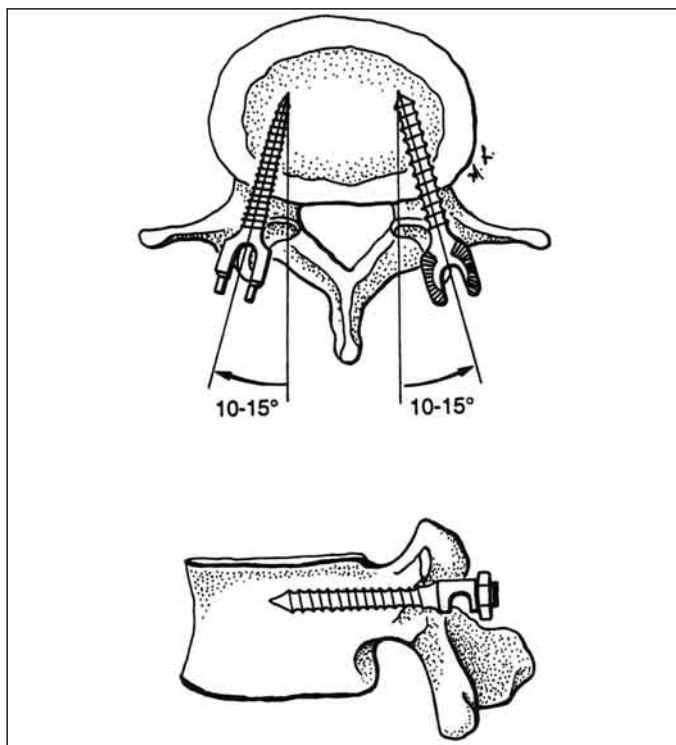
Η διαυχενική βίδα ανέδειξε την οπίσθια σπονδυλοδεσία σε αξιόπιστη και ευέλικτη μέθοδο, προσφέροντας μεγάλη δυνατότητα ελέγχου της κινητικότητας και των τριών κολώνων της σπονδυλικής στήλης, με όλα τα πλεονεκτήματα που αυτό συνεπάγεται (εικόνα 1).

Η ευρεία, λοιπόν, χρήση των διαυχενικών βιδών οδήγησε σε εκτεταμένες συζητήσεις που αφορούν τις βασικές αρχές, όπως ενδείξεις και αντενδείξεις, μεθόδους τοποθέτησης, επιπλοκές της μεθόδου, αλλά και επιμέρους παραμέτρους που θα βελτιώσουν τα κλινικά αποτελέσματα ή και θα μειώσουν τις πιθανές επιπλοκές.

Ένα μεγάλο μέρος αυτών των ερευνών επικεντρώθηκε στη μελέτη των επιμέρους χαρακτηριστικών του κοχλία:

Α. Κεφαλή: Η κεφαλή του κοχλία εμποδίζει την περαιτέρω μετακίνησή του κατά την κοχλίωση, όταν έρθει σε επαφή με την υποκείμενη επιφάνεια. Μετά από την επαφή αυτή αναπτύσσονται κάθετες συμπιεστικές δυνάμεις μεταξύ της κεφαλής και της επιφάνειας των σπειραμάτων που βρίσκονται απέναντι από την κεφαλή.

Β. Διάμετρος της βίδας: Η εξωτερική διάμετρος της βίδας κατέχει σημαντικό ρόλο στη συγκρατημένη ισχύ και όσο μεγαλύτερη είναι αυτή, τόσο μεγαλύτερη είναι και η συγκρατητική ισχύς<sup>15</sup>. Δεδομένου δε ότι η αντοχή του κοχλία είναι ανάλογη του κύβου της διαμέ-



**Εικόνα 1.** Τρόπος τοποθέτησης διαυχενικών βιδών.

τρού του στελέχους του, πρέπει να χρησιμοποιούνται κοχλίες με το ευρύτερο δυνατό στέλεχος που επιτρέπει η τοπική οστική ανατομία.

Γ. Μήκος της βίδας: Το μήκος της βίδας είναι ένας σημαντικός παράγοντας για τη συγκρατητική ισχύ της και μάλιστα όχι ανεξάρτητος αλλά σε συνδυασμό με τη διάμετρό της. Εκείνο που πρέπει να λαμβάνεται υπόψη είναι το επί % βάθος εισχώρησης της βίδας (penetration depth). Υπάρχουν εργασίες που φαινομενικά αντικρούονται μεταξύ τους ως προς το μήκος της βίδας. Συγκεκριμένα, οι Zindrick και συν. διαπίστωσαν ότι δεν υπάρχει διαφορά στις δυνάμεις εξελκυσμού της βίδας σε διαφορετικά βάθη εισχώρησης, ακόμη και μεταξύ 50% και 100%<sup>17</sup>. Αντίθετα, οι Krag και συν. θεωρούν ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά της συγκρατητικής δύναμης σε βάθος εισχώρησης 50% και 80%<sup>7</sup>. Η διχογνωμία οφείλεται μάλλον στις διαφορετικές μεθόδους ελέγχου, που συγκεκριμένα ήταν φορτία εξελκυσμού κατά μήκος του άξονα της βίδας στην πρώτη περίπτωση, ενώ στη δεύτερη περίπτωση αφορούσαν κυκλικές καταπονήσεις κάμψης (bending moments). Η γνώση και των δύο φορτίσεων είναι απαραίτητη, διότι αντιπροσωπεύουν καταστάσεις που αντιμετωπίζονται και στην πραγματικότητα, π.χ. τα φορτία εξελκυσμού αναπτύσσονται στη βίδα σε περίπτωση ανάταξης της σπονδυλολίθσησης, ενώ τα φορτία κάμψης είναι φορτία που φέρει η βίδα in vivo, όταν το σύστημα σπονδυλοδεσίας έχει εφαρμοστεί στην τελική του μορφή. Σε μη οστεοπορωτικό οστό, το μήκος της βίδας

είναι σημαντικός παράγοντας σταθερότητας (fixation stiffness), όταν η πληρότητα του αυχένα από τη βίδα είναι μεγαλύτερη του 70%. Αλλά και η υψηλή πληρότητα του αυχένα αυξάνει τη σταθερότητα, όταν το βάθος εισχώρησης της βίδας είναι μεγαλύτερο από 80%<sup>2</sup>.

Δ. Διάμετρος, βάθος και βήμα σπειράματος: Ενώ η αντοχή του κοχλίου στη θραύση εξαρτάται από τη διάμετρο του στελέχους του, η αντίσταση στον εξελκυσμό και την αποκοκλίωση εξαρτάται από τη διάμετρο και το βάθος του σπειράματος. Ένας βασικός νόμος της εμβιομηχανικής των κοχλίων αναφέρει ότι η αντοχή στον εξελκυσμό είναι ανάλογη του όγκου που παρεμβάλλεται στην εγκοπή του σπειράματος. Το σχήμα της βίδας είναι, επίσης, ένας παράγοντας που διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στην εμβιομηχανική συμπεριφορά του κοχλίου.

Δύο είναι τα ερωτήματα που θα αναλύσουμε και στα οποία θα προσπαθήσουμε να δώσουμε μία απάντηση.

α) Η ροπή τοποθέτησης μιας βίδας αποτελεί αξιόπιστο δείκτη για να κρίνουμε το μέγεθος της δύναμης απόσυρσης;

β) Μπορεί το σχήμα μιας βίδας να παίζει ρόλο στη ροπή τοποθέτησης και στη δύναμη απόσυρσης;

## ΡΟΠΗ ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗΣ ΔΥΝΑΜΗ ΑΠΟΣΥΡΣΗΣ

Ως ροπή τοποθέτησης ορίζεται η μέγιστη τιμή που εμφανίζεται κατά την τελευταία στροφή της βίδας. Ένας βιδολόγος με δυναμόμετρο κατά την εισχώρηση της βίδας θα μπορούσε να μετρήσει τη ροπή εισβίβασης και αντικαθιστώντας τα γνωστά μεγέθη στο μαθηματικό τύπο:

$$P = \frac{\Delta}{1,9623 - 0,699\Delta}$$

P=ροπή και Δ=δύναμη εξελκυσμού,

θα μπορούσε να υπολογίσει τη δύναμη εξελκυσμού για κάθε βίδα.

Όσον αφορά τη σχέση μεταξύ ροπής τοποθέτησης και δύναμης απόσυρσης τα αποτελέσματα των μέχρι τώρα εργασιών είναι αντιφατικά.

Οι Daftari και συν., βασισμένοι στα αποτελέσματα πειραματικών μελετών που έγιναν σε πωματικές ΣΣ, συμπέραναν ότι η δύναμη απόσυρσης σχετίζεται απόλυτα με τη ροπή τοποθέτησης<sup>4</sup>.

Οι Zdeblick και συν. προχωρώντας ακόμα περισσότερο, ορίζουν και την ελάχιστη τιμή της ροπής τοποθέτησης, μικρότερη της οποίας συνεπάγεται χαλάρωση στην έπαρση βίδας-οστού<sup>16</sup>.

Άλλοι ερευνητές αναφέρουν άκρως αντίθετα αποτελέσματα, ότι δηλαδή δεν υπάρχει συνάρτηση μεταξύ της ροπής τοποθέτησης και της δύναμης απόσυρσης<sup>1,3,14</sup>. Προτείνουν δε ότι η δύναμη απόσυρσης συναρτάται με με-

γέθη όπως:

1. Η ποιότητα του οστού (φυσιολογικό ή οστεοπορωτικό).
2. Η σχέση της διαμέτρου του αυχένα και της βίδας.
3. Η συμμετοχή του προσθίου σπονδυλικού φλοιού στην οστεοσύνθεση.
4. Ο τρόπος προετοιμασίας και η διάμετρος της οπής τοποθέτησης της βίδας.

Όσον αφορά στο δεύτερο ερώτημα και συγκεκριμένα στο ρόλο που διαδραματίζει το σχήμα της βίδας στη ροπή τοποθέτησης και στη δύναμη απόσυρσης, η απάντηση εξάγεται από τη διεθνή βιβλιογραφία, που υποστηρίζει ότι:

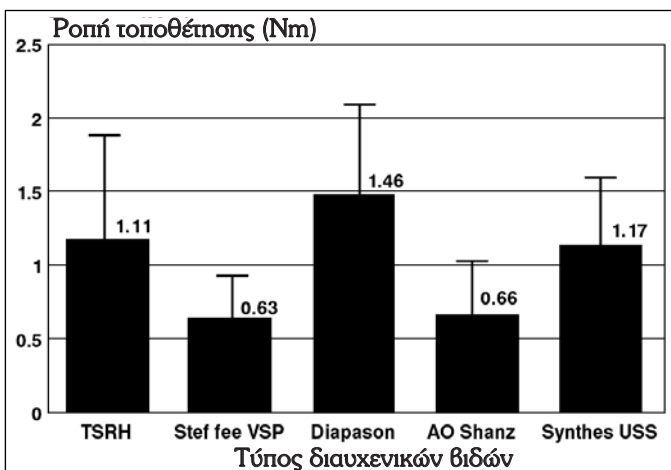
α) Οι κωνικές βίδες εκτοπίζουν λιγότερο σπογγώδες οστό από τον αυχένα από ό,τι οι κυλινδρικές.

β) Οι κωνικές βίδες συμπιέζουν το σπογγώδες οστό προς τα τοιχώματα του αυχένα, χωρίς να τον λεπταίνουν, και συγχρόνως δημιουργούν καλύτερο υπόστρωμα για τη συγκράτηση της βίδας μέσα στο οστό, αντίθετα με τις κυλινδρικές οι οποίες ωθούν το εκτοπιζόμενο οστό από τον αυχένα στο σώμα του σπονδύλου εξασθενίζοντας το πρώτο<sup>5</sup>.

γ) Το σχήμα του σπονδυλικού αυχένα είναι ανατομικά πιο συμβατό με το σχήμα των κωνικών βιδών, μειώνοντας έτσι τις πιθανότητες πλαστικής παραμόρφωσης και κατάγματος του αυχένα στο ύψος του ισθμού<sup>10,12</sup>.

Στην εξαγωγή των προαναφερθέντων συμπερασμάτων σημαντικό ρόλο έπαιξε η πειραματική μελέτη των Kwok και συν. από το Πανεπιστήμιο του Toronto<sup>1</sup>.

Συγκεκριμένα, οι ερευνητές τοποθέτησαν 4 διαφορετικής διαμέτρου κυλινδρικές διαυχνικές βίδες (TSRH, Synthes USS, Steffee VSP, AO Schanz) και μία κωνικού τύπου διαυχνική βίδα (Diapason) σε ανθρώπινες κατεψυγμένες μονάδες και εξέτασαν την πιθανή σχέση μεταξύ της ροπής τοποθέτησης και της δύναμης απόσυρσης,



**Εικόνα 3.** Συγκριτικό διάγραμμα ροπής τοποθέτησης μεταξύ κωνικών και κυλινδρικών διαυχνικών βιδών.

καθώς και την επίδραση του σχήματος των βιδών στα προαναφερθέντα μεγέθη (εικόνες 2-4).

Τα συμπεράσματα στα οποία κατέληξαν οι συγγραφείς είναι τα εξής:

α) Οι ροπές τοποθέτησης είναι μεγαλύτερες στις κωνικές παρά στις κυλινδρικές βίδες.

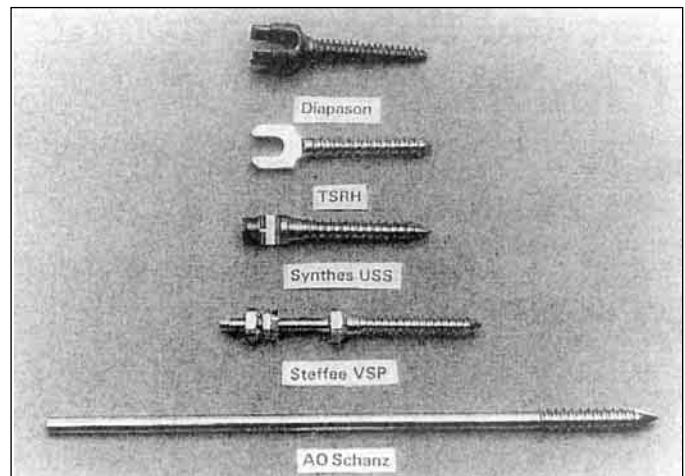
β) Οι δυνάμεις απόσυρσης δε διαφέρουν στις κωνικές ή στις κυλινδρικές βίδες.

γ) Οι βίδες με το ίδιο σχήμα αλλά με διαφορετικές διαμέτρους παρουσιάζουν διαφορές όσον αφορά στη δύναμη απόσυρσης.

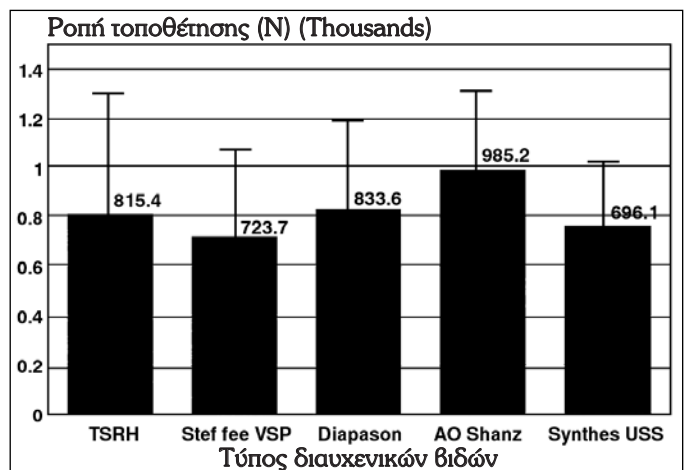
δ) Δεν υπάρχει άμεση σχέση μεταξύ της ροπής τοποθέτησης και της δύναμης απόσυρσης.

Μία άλλη πειραματική μελέτη του Memorial Medical Center του Long Beach της Καλιφόρνια<sup>2</sup>, εξετάζοντας την ανατομία του σπονδυλικού αυχένα σε σχέση με τη διάμετρο της βίδας, απέδειξε ότι :

1. Ο σπονδυλικός αυχένας είναι κώνος με λεπτό φλοιώδες τοίχωμα.



**Εικόνα 2.** Κωνικές και κυλινδρικές βίδες.



**Εικόνα 4.** Συγκριτικό διάγραμμα δύναμης απόσυρσης μεταξύ κωνικών και κυλινδρικών διαυχνικών βιδών.

2. Εάν η διάμετρος της βίδας ξεπεράσει το 80% της εξωτερικής διαμέτρου του αυχένα, τότε προκαλείται πλαστική παραμόρφωση και κίνδυνος κατάγματος ή έκρηξη του ισθμού.

## ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑ

Αρκετοί είναι οι παράγοντες που επηρεάζουν την εμβιομηχανική συμπεριφορά των διαυχενικών βιδών. Ένας από αυτούς τους παράγοντες αφορά ένα επιμέρους χαρακτηριστικό της αρχιτεκτονικής της βίδας, και συγκεκριμένα το σχήμα της (κωνικό ή κυλινδρικό).

Με βάση τη διεθνή εμπειρία και την κλινική παρατήρηση μπορούμε να συμπεράνουμε ότι :

α) Οι κωνικές βίδες δημιουργούν υψηλότερες ροπές τοποθέτησης σε σχέση με τις κυλινδρικές, ενώ αντίθετα οι δυνάμεις απόσυρσης δε διαφέρουν στις κωνικές ή στις κυλινδρικές βίδες.

β) Οι κωνικές βίδες είναι εξίσου ανθεκτικές με τις κυλινδρικές στην αντιμετώπιση φορτίων κάθετων και στροφικών.

γ) Οι ροπές αποτελούν κριτήριο που μαζί με άλλες παραμέτρους βοηθούν στην πρόβλεψη της αντοχής μιας διαυχενικής βίδας.

Μελλοντικές έρευνες με τα ίδια ή και διαφορετικά υλικά θα βοηθήσουν στη βελτίωση της προόδου της οστεοσύνθεσης της σπονδυλικής στήλης.

## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Amy WL, Kwok, et al. Insertional Torque and Pull-out Strengths of Conical and Cylindrical Pedicle Screws in Cadaveric Bone. *Spine* 1996, 21:2429-2434.
2. Brantley AGU, Mayfield KJ, Koeneman BJ, Clark RK. The effects of pedicle screw fit. An in vitro study. *Spine* 1994, 19(15):1752-1758.
3. Carlson GD, Abitbol JJ, Anderson DR, et al. Screw fixation in the Human Sacrum; An in vitro study of the biomechanics of fixation. *Spine* 1992, 17(Suppl):S196-203.
4. Daftari TK, Horton WC, Hutton WC. Correlations between screw hole preparation, torque of insertions and pull-out strength for spinal screws. *J Spinal Disord* 1994, 7:139-145.
5. Hlawa M, Lee AJC, Ling RSM, Vangala SS. The shear strength of trabecular bone from the femur, and some factors affecting the shear strength of the cement-bone interface. *Arch Orthop Trauma Surg* 1978, 92:19-30.
6. King D. Internal fixation for lumbosacral fusion. *J Bone Joint Surg* 1948, 30A:556-565.
7. Krag MH, Beynon BD, Pope MH. Depth of insertion of transpedicular vertebral unscrews into human vertebrae: effect upon screw-vertebra interface strength. *J Spinal Disord* 1989, 1:287-294.
8. MacMillan M, Sybert GW, Petty W. Review of experience using Harrington spinal instrumentation in lumbosacral fusions. *Complications in Orthopaedics* 1988, 3:125-129.
9. Michael R, Zindrick, et al. A Biomechanical Study of Intrapeduncular Screw Fixation in the Lumbosacral Spine. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1986, 203:99-112.
10. Misenhimer GR, Peek RD, Wiltse LL, Rothman SLG, Widell EH Jr. Anatomic analysis of pedicle cortical and cancellous diameter as related to screw size. *Spine* 1989, 14:367-372.
11. Roy-Camille R, Saillant G, Berteaux D, Salgado V. Osteosynthesis of thoracolumbar spine fractures with metal plates screwed through the vertebral pedicles. *Reconstr Surg Traumatol* 1976, 15:2.
12. Sjostrom L, Jacobsson O, Karlstrom G, Pech P, Rauschnig W. CT Analysis of pedicles and screw tracts after implant removal in thoracolumbar fractures. *J Spinal Disord* 1993, 6:225-231.
13. Steffee AD, Biscup RS, Sitkowski DJ. Segmental spine plates with pedicle screw fixation. *Clin Orthop* 1986, 203:45-55.
14. Yamagata M, Kitahara H, Minami S, et al. Mechanical stability of the pedicle screw fixation systems for the lumbar spine. *Spine* 1992, 17(Suppl):S51-54.
15. Willett K, Hearn TC, Cuncins AV. Biomechanical testing of new design for Schantz pedicle screws. *J Orthop Trauma* 1993, 7:375-378.
16. Zdeblick TA, Kunz DN, Cooke ME, McCabe R. Pedicle screw pull-out strength-Correlation with insertional torque. *Spine* 1993, 18(12):1673-1676.
17. Zindrick MR, Wiltse LL, Doornick A, et al. Analysis of the morphometric characteristics of the thoracic and lumbar pedicles. *Spine* 1987, 12:160-166.