

Η ΑΝΤΟΧΗ ΣΤΗ ΣΥΜΠΙΕΣΗ ΤΩΝ ΜΕΣΟΣΠΟΝΔΥΛΙΩΝ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΩΝ ΣΤΗΝ ΟΣΦΥΪΚΗ ΜΟΙΡΑ ΤΗΣ ΣΠΟΝΔΥΛΙΚΗΣ ΣΤΗΛΗΣ

Π. ΚΑΤΩΝΗΣ
Α. ΑΛΙΓΙΖΑΚΗΣ

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

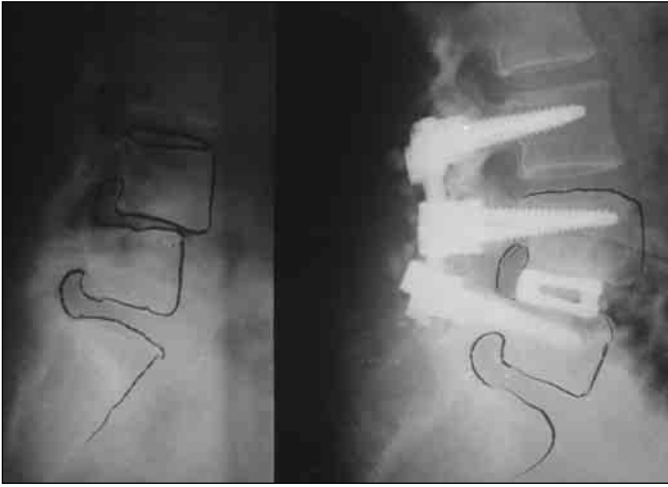
Τα οπίσθια οσφυϊκά μεσοσπονδύλια εμφυτεύματα (ΟΟΜΕ) χρησιμοποιήθηκαν για πρώτη φορά από τους Jaslow και συν.¹² και Cloward και συν.⁶. Η θεωρητική βάση έγκειται στην αποκατάσταση της μηχανικής σταθερότητας της σπονδυλικής στήλης με τη σπονδυλοδεσία, στη διατήρηση του αρχικού ύψους του μεσοσπονδυλίου δίσκου και στην αύξηση του εύρους του μεσοσπονδυλίου τρήματος με τη χρήση των ΟΟΜΕ.

Οι Lin και συν.¹⁷ αναφέρουν τέσσερις εμβιομηχανικές αρχές για την επίτευξη της πώρωσης της σπονδυλοδεσίας: 1) διατήρηση της ακεραιότητας του οπίσθιου τμήματος της κινητικής μονάδας, 2) μερική διατήρηση του φλοιού της τελικής κινητικής πλάκας, 3) προσπάθεια αφαίρεσης του μεγαλύτερου μέρους του μεσοσπονδυλίου δίσκου και ειδικά του ηκτοειδούς πυρήνα, για την αποφυγή μελλοντικής οσφυαλγίας και 4) χρήση ικανής ποσότητας φλοιώδους οστικού μοσχεύματος¹⁵. Οι μεταβλητές αυτές επηρεάζουν το κλινικό αποτέλεσμα των ΟΟΜΕ και ερμηνεύουν το μεγάλο εύρος των αναφερόμενων ποσοστών πώρωσης της σπονδυλοδεσίας που κυμαίνεται μεταξύ 65%-96%, με ή χωρίς τη χρήση υλικών σταθεροποίησης⁹.

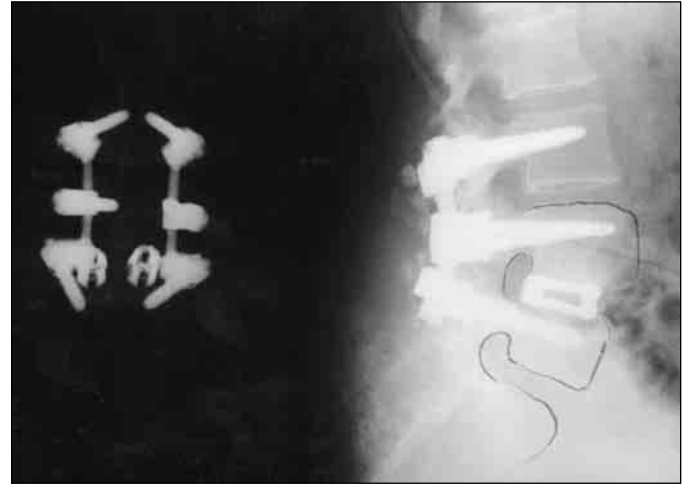
Οι πρώτοι που διεξήγαγαν κλινικές μελέτες με τα ΟΟΜΕ ήταν οι Brantigan Steffee και συν.², οι οποίοι ανέφεραν ποσοστό επιτυχίας της πώρωσης 100% σε 28 ασθενείς που είχαν χειρουργηθεί με ΟΟΜΕ και οπισθοπλάγια σπονδυλοδεσία με διαυχενικές βίδες. Οι Tullberg και συν.²¹ αναφέρουν ποσοστό επιτυχίας της πώρωσης με τα ίδια υλικά 86% και διατήρηση του ύψους του δίσκου μετά από ένα χρόνο σχεδόν σε όλους τους ασθενείς (εκτός από ένα). Τα ποσοστά επιτυχίας της πώρωσης με τη χρήση των ΟΟΜΕ, χωρίς όμως τη χρήση υλικών σταθεροποίησης, κυμαίνονται από 83% - 100%¹⁴. Δεν αναφέρεται, όμως, η αλλαγή στο ύψος του μεσοσπονδυλίου δίσκου, διότι έχει μετρηθεί με ακτινογραφίες μειωμένης διαγνωστικής αξίας².

ΜΕΙΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΤΩΝ ΟΟΜΕ

Τα μειονεκτήματα των ΟΟΜΕ που εμπόδισαν την ευρεία χρήση τους είναι: α) οι τεχνικές δυσκολίες για την τοποθέτησή τους και β) οι πιθανές επιπλοκές της επέμβασης^{16,22}. Κλινικές μελέτες έδειξαν ότι μετά την τοποθέτηση των ΟΟΜΕ με μόσχευμα, το ύψος του μεσοσπονδυλίου δίσκου επιστρέφει ή είναι ακόμη μικρότερο από τα προεγχειρητικά επίπεδα. Αυτές οι μεταβολές συμβαίνουν ανεξάρτητα από τη χρήση ή μη υλικών σπονδυλοδεσίας και δεν έχουν σχέση με το είδος του μοσχεύματος που χρησιμοποιείται⁷. Οι πιθανές αιτίες της απώλειας ύψους του δίσκου είναι η εμβύθιση του μοσχεύματος μέσα στο σώμα του σπονδύλου ή η κατάρρευση του μοσχεύματος.



Εικόνα 1. Αριστερά διακρίνεται η πλάγια ακτινογραφία της ΟΜΣΣ που δείχνει την εκφυλιστική σπονδυλολύση O4-O5. Δεξιά φαίνεται η ίδια ΟΜΣΣ μετά τη διαυκενική σταθεροποίηση στο O3-O5 επίπεδο με την τοποθέτηση δύο μεσοσπονδύλιων εμφυτευμάτων.



Εικόνα 2. Αριστερά διακρίνεται η προσθιοπίσθια ακτινογραφία της σπονδυλοδεσίας O3-O5 με τα δύο μεσοσπονδύλια εμφυτεύματα. Δεξιά απεικονίζεται η πλάγια σπονδυλοδεσία με τα εμφυτεύματα.

Είναι γνωστό ότι τα αλλομοσχεύματα παρουσιάζουν 50% απώλεια της αρχικής συμπιεστικής τους αντοχής στους 6 μήνες μετά το χειρουργείο και παραμένουν στην κατάσταση αυτή για άλλους 6 μήνες⁴.

Για την αποφυγή των παραπάνω προβλημάτων, τα τελευταία χρόνια έχουν σχεδιαστεί διάφοροι τύποι μεσοσπονδύλιων εμφυτευμάτων, πρόσθιων και οπίσθιων, που παρέχουν την αναγκαία μηχανική υποστήριξη στα επίπεδα της σπονδυλοδεσίας. Παράλληλα, το αυτόλογο οστικό μόσχευμα που τοποθετείται μέσα στα μεσοσπονδύλια εμφυτεύματα συμβάλλει στην πώρωση της σπονδυλοδεσίας^{1,3}.

ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΤΩΝ ΟΟΜΕ

Παρά το αυξημένο κλινικό ενδιαφέρον και τη μεγάλη χρήση των ΟΟΜΕ, έχουν γίνει λίγες μελέτες για την εμβιομηχανική τους συμπεριφορά. Όταν τοποθετούνται τα ΟΟΜΕ, πρέπει να λαμβάνονται υπόψη δύο εμβιομηχανικές παράμετροι: α) η αντοχή στη συμπίεση της επιφάνειας επαφής σπονδύλου - ΟΟΜΕ και β) οι τρισδιάστατες μεταβολές που προκαλούνται στην ευκαμψία της σπονδυλικής στήλης με την εισαγωγή των μεσοσπονδύλιων εμφυτευμάτων.

Οι Jost και συν.¹³ μελέτησαν την αντοχή του ΟΟΜΕ στη συμπίεση. Αυτή η εμβιομηχανική παράμετρος αναδεικνύει έμμεσα τους παράγοντες που σχετίζονται με τη διατήρηση του ύψους του μεσοσπονδύλιου δίσκου. Οι μελέτες σε πειραματόζωα, λόγω της ανωριμότητας των τελικών σπονδυλικών πλακών και της στήριξης που παρέχουν αυτές οι πλάκες στα ΟΟΜΕ, πιθανόν να δείχνουν

σημαντικές διαφορές σε σχέση με τους ανθρώπους. Οι Closkey και συν.⁵ διαπίστωσαν σε πτωματικό μοντέλο της θωρακικής μοίρας της σπονδυλικής στήλης, ότι η επιφάνεια που πρέπει να είναι καλυμμένη για να μην υποχωρήσει το μόσχευμα πρέπει να αντιστοιχεί τουλάχιστο στο 30% της τελικής σπονδυλικής πλάκας. Παρόμοια αποτελέσματα ανέφεραν οι Brantigan και συν.³ για την οσφυϊκή μοίρα, χρησιμοποιώντας ΟΟΜΕ από ίνες άνθρακα και μόσχευμα.

Μία άλλη σημαντική παράμετρος που πρέπει να μελετηθεί είναι η επίδραση της οστικής πυκνότητας του σπονδυλικού σώματος στη συμπιεστική αντοχή των ΟΟΜΕ.

Οι Jost και συν.¹³ σύγκριναν τη βιομηχανική συμπεριφορά 3 διαφορετικών ΟΟΜΕ στην αξονική φόρτιση. Κάθε ένα από τα 3 ΟΟΜΕ είχε διαφορετικό μηχανικό τρόπο διάτασης και διατήρησης του ύψους του μεσοσπονδύλιου δίσκου. Επίσης, μελετήθηκε η επίδραση της οστικής πυκνότητας και η προσθήκη υλικού οπίσθιας σπονδυλοδεσίας στη διατήρηση του ύψους. Χρησιμοποιήθηκαν τριάντα έξι πτωματικές σπονδυλικές κινητικές μονάδες από το O1 έως το O2 (πίνακας 1). Πριν το πείραμα διεξήχθη διπλή μέτρηση της οστικής πυκνότητας του κάθε σπονδύλου χωριστά με διπλή δέσμη φωτονίων (DEXA). Το κάθε μεσοσπονδύλιο εμφύτευμα χρησιμοποιήθηκε σε 12 σπονδυλικές κινητικές μονάδες, οι 6 με υλικό οπισθοπλάγιας σπονδυλοδεσίας και οι άλλες 6 χωρίς υλικό. Τα είδη των ΟΟΜΕ ήταν: α) ειδικά διαμορφωμένο για προσαρμογή στη σπονδυλική πλάκα μεσοσπονδύλιο εμφύτευμα από τιτάνιο (Stratec Medical), β) εμφύτευμα από ίνες άνθρακα σχήματος ορθογώνιου παραλληλόγραμμου (Brantigan, Acromed), και γ) βιδωτό κυλινδρι-

κό εμφύτευμα από τιτάνιο (Ray TFC, Surgical Dynamics). Τα επίπεδα που τοποθετήθηκαν τα εμφυτεύματα αναφέρονται στον πίνακα 2.

Σε κάθε σπονδυλικό επίπεδο εισήχθησαν δύο εμφυτεύματα με οπίσθια προσπέλαση και αφαίρεση των έσω αρθρικών αποφύσεων. Αυτές χρησιμοποιήθηκαν ως οστικό μόσχευμα και τοποθετήθηκαν μέσα στα ΟΟΜΕ. Η προετοιμασία της τελικής σπονδυλικής πλάκας έγινε με μεγάλη προσοχή, ώστε να διατηρηθεί η ακεραιότητά της. Η οπισθοπλάγια σπονδυλοδεσία διεξήχθη με το ίδιο σύστημα διαυχενικής σταθεροποίησης για όλα τα ΟΟΜΕ (εικόνας 1, 2).

Η αξονική φόρτιση μετρήθηκε με το μηχανήμα Instron 1270 και η αξονική μετατόπιση ήταν 0.4 mm/sec. Η συμπίεση συνεχιζόταν έως την εμφανή αποτυχία της επιφάνειας επαφής εμφυτεύματος - οστού (υποχώρηση της σπονδυλικής επιφάνειας) και η μετατόπιση μετρήθηκε με τη βοήθεια ειδικού οπτικοηλεκτρικού συστήματος σήμανσης. Η μέγιστη ελαστική παραμόρφωση σε όλες τις τελικές σπονδυλικές πλάκες κυμάνθηκε από 0.5 - 1.0 mm. Το όριο μετατόπισης των 3 mm ήταν κλινικά σημαντικό για τον υπολογισμό της αντοχής της σπονδυλικής πλάκας. Η δύναμη της αξονικής φόρτισης, στην οποία υποχώρησε η τελική σπονδυλική πλάκα, κυμάνθηκε από 1700 N ως 9000 N, με μέσο όρο τα 5000 N και για τα 3 εμφυτεύματα, ενώ ως αποτυχία της πλάκας χαρακτηρίστηκε η εμφάνιση κατάγματος των σπονδυλικών σωμάτων. Το όριο φόρτισης για την υποχώρηση των 3 mm και για τα 3 μεσοσπονδύλια εμφυτεύματα ήταν κατά μέσο όρο τα 2000 N (800-3700 N).

Το σχήμα των εμφυτευμάτων δεν επηρέασε την αντοχή στη συμπίεση, αν και το ΟΟΜΕ τύπου Ray, λόγω κατασκευής, πάντα βυθίζεται λίγο στη σπονδυλική πλάκα²⁰. Αυτό αποδεικνύει ότι ο συνδυασμός εμφυτεύματος και προετοιμασίας της τελικής σπονδυλικής πλάκας δεν επηρεάζει την αντοχή της επιφάνειας επαφής ΟΟΜΕ και σπονδύλου. Η παρουσία του υλικού οπίσθιας σπονδυλοδεσίας, σύμφωνα με τους Lund και συν.^{18,19}, αυξάνει τη σταθερότητα της οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης μετά την τοποθέτηση των ΟΟΜΕ. Οι Edwards και

συν.⁸ όμως, έδειξαν ότι οι διαυχενικές βίδες της οπισθοπλάγιας σπονδυλοδεσίας δεν μεταφέρουν τα φορτία που ασκούνται στην πρόσθια κολώνα όπου βρίσκονται τα ΟΟΜΕ και συνεπώς, δεν επηρεάζουν την αντοχή των εμφυτευμάτων στη συμπίεση. Τα ευρήματα αυτά συμφωνούν με τη παρούσα μελέτη των Jost και συν.¹³, οι οποίοι δεν βρήκαν διαφορά στην αντοχή των εμφυτευμάτων είτε υπήρχε υλικό σπονδυλοδεσίας είτε όχι.

Οι Gill και συν.¹⁰ ανέφεραν ότι για μια επιτυχημένη σπονδυλοδεσία στην οσφυϊκή μοίρα πρέπει το 50-80% της επιφάνειας του σπονδυλικού σώματος να καλυφθεί από μόσχευμα. Σε αυτή τη μελέτη τα τρία είδη εμφυτευμάτων έδειξαν την ίδια περίπου αντοχή στη συμπίεση, ανεξάρτητα από την επιφάνεια επαφής.

Επίσης, παρατηρήθηκε ότι όσο πιο μεγάλη είναι η οστική πυκνότητα, τόσο μεγαλύτερη πρέπει να είναι η αξονική συμπίεση για την αποτυχία της τελικής σπονδυλικής πλάκας. Το ίδιο συνέβαινε όταν η αξονική φόρτιση έφτανε το όριο μετατόπισης των 3 mm (όριο που αντιστοιχεί και στις in vivo αξονικές φορτίσεις). Είναι γνωστό ότι η υποχώρηση του φλοιού κατά 3 mm σε κατάγμα του σπονδυλικού σώματος με φυσιολογικό BMD, μειώνει την αντοχή του σπονδύλου στα φορτία συμπίεσης¹¹.

Τα μειονεκτήματα αυτής της μελέτης είναι ότι: α) αφορά μόνο την άμεση μετεγχειρητική συμπεριφορά των ΟΟΜΕ στη συμπίεση και όχι τη μακροπρόθεσμη, β) το διαθέσιμο υλικό ήταν λιγοστό, με αποτέλεσμα η στατιστική ανάλυση να υστερεί.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Το σχήμα των ΟΟΜΕ δεν επηρεάζει την αντοχή τους.

Η αύξηση της αντοχής της σπονδυλικής στήλης στη συμπίεση με το συνδυασμό ΟΟΜΕ και οπίσθιας σπονδυλοδεσίας με υλικό αποτελεί σημείο αμφισβήτησης, καθώς οι Jost και συν.¹³ υποστηρίζουν ότι δεν αυξάνει, ενώ οι Lund και συν.¹⁹ υποστηρίζουν το αντίθετο.

Η τεχνική της τοποθέτησης των ΟΟΜΕ και η καλή προετοιμασία της τελικής κινητικής πλάκας δε φαίνεται να παίζει σημαντικό ρόλο στην in vitro μετεγχειρητική αντο-

Πίνακας 1. Η κατανομή των σπονδυλικών επιπέδων.

Σπονδυλικές Κινητικές Μονάδες	Αριθμός
01-02	1
02-03	14
03-04	4
04-05	15
05-11	2

Πίνακας 2. Τα ΟΟΜΕ ανά κινητικό επίπεδο.

Σπονδυλική Κινητική Μονάδα	Αριθμός ΟΟΜΕ
01-02	1
02-03	14
03-04	15
05-11	1

χή των εμφυτευμάτων στην αξονική συμπίεση.

Η άμεση σχέση της BMD με την εμφάνιση κατάγματος και με την παρεκτόπιση των 3 mm μετά από αξονική φόρτιση δείχνει ότι η φυσιολογική πυκνότητα της οστικής μάζας του σπονδύλου αποτελεί την εγγύηση για τη διατήρηση της αντοχής των ΟΟΜΕ στη συμπίεση. Η προεγχειρητική μέτρηση της BMD μπορεί να αποτελέσει έναν προγνωστικό δείκτη για την επιτυχή τοποθέτηση των εμφυτευμάτων.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Bagby G. Arthrodesis by the distraction-compression method using a stainless steel implant. *Orthopaedics* 1988, 11:931-934.
2. Brantigan JW, Steffee AD. A carbon fiber implant to aid interbody fusion. Two-year clinical results in the first 26 patients. *Spine* 1993, 18:2106-2117.
3. Brantigan JW, Steffee AD, Geiger J. A carbon fiber implant to aid interbody lumbar fusion: mechanical testing. *Spine* 1991, 16:277-282.
4. Bright RW, Burchardt H. The biomechanical properties of preserved bone grafts. In: Friedlaender GE, Mankin JH, Sell KW (eds) *bone allografts: biology, banking, and clinical applications*. Little Brown, Boston, pp 241-246.
5. Closkey RF, Parsons JR, Lee KC, Blaskin MF, Zimmermann MC. Mechanics of interbody spinal fusion. Analysis of critical bone graft area. *Spine* 1993, 18:1011-1015.
6. Cloward RB. The treatment of ruptured intervertebral discs by vertebral body fusion. *J Neurosurg* 1953, 10:154-168.
7. Dennis S, Watkins R, Landaker S, Dillin W, Springer D. Comparison of disk space heights after anterior lumbar interbody fusion. *Spine* 1989, 14:876-878.
8. Edwards AG, McNally DS, Mulholland RS, Goodship AE. The effects of posterior fixation on internal intervertebral disk mechanics. *J Bone Joint Surg [Br]* 1997, 79:154-160.
9. Enker P, Steffee AD. Posterior lumbar interbody fusion. In: Marguiles JY, et al (eds) *Lumbosacral and spinopelvic fixation*. Lippincott-Raven, Philadelphia 1996, 507-527.
10. Gill K. Introduction to interbody fusion. In: Lin MP, Gill K (eds). *Lumbar interbody fusion*. Rockville, Aspen, Maryland 1989, 3-7.
11. Hansson T, Roos B. The relation between bone mineral content, experimental compression fractures, and disc degeneration in lumbar vertebrae. *Spine* 1981, 6:147-153.
12. Jaslow IA. Intercorporal bone graft in spinal fusion after disc removal. *Surg Gyn Obstet* 1946, 82:215-218.
13. Jost B, Crompton PA, Lund T, Oxland TR, Lippuner K, Jaeger Ph, Nolte LP. Compressive strength of interbody cages in the lumbar spine: the effect of cage shape, posterior instrumentation and bone density. *Eur Spine J* 1998, 7:132-141.
14. Kuslich SD, Dowdle JD, Sherman J. The BAK interbody fusion system: comparison of anterior and posterior results from a multicenter prospective clinical study. *Proceedings of the North American Spine Society Annual Meeting, Washington, DC* 1995, 170-171.
15. Lee CK, Vessa P, Lee JK. Chronic disabling low back pain syndrome caused by internal disc derangements - the results of disc excision and posterior lumbar interbody fusion. *Spine* 1995, 20:356-361.
16. Lin PM. Posterior lumbar interbody fusion technique: complications and pitfalls. *Clin Orthop* 1985, 193:90-102.
17. Lin PM, Cautilli RA, Joyce MF. Posterior lumbar interbody fusion. *Clin Orthop* 1983, 180:154-168.
18. Lund T, Oxland TP, Jost B, Crompton P, Grassmann S, Etter C, Nolte LP. Interbody cage stabilisation in the lumbar spine: a biomechanical evaluation of cage design, posterior instrumentation and bone density. *Proceedings of the International society for the study of the Lumbar Spine Annual Meeting, Burlington, Vermont* 1996, 105.
19. Lund T, Oxland TP, Jost B, Crompton P, Grassmann S, Etter C, Nolte LP. Interbody cage stabilisation in the lumbar spine. *J Bone Joint Surg* 1998, 80(2):351-359.
20. Ray CD. Threaded titanium cages for lumbar interbody fusions. *Spine* 1997, 22:667-680.
21. Tullberg T, Brandt B. Fusion rate and radiographic evaluation of PLIF with carbon fiber implants. Presented at the Seventh International Conference on Lumbar Fusion and Stabilization, 25-28 Oct 1995, Budapest.
22. Wetzel FT, LaRocca H. The failed posterior lumbar interbody fusion. *Spine* 1991, 16:839-845.