

ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΤΩΝ ΠΡΟΣΘΙΩΝ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΩΝ ΤΗΣ ΣΤΑΘΕΡΟΠΟΙΗΜΕΝΗΣ ΣΣ

Με την ευγενή παραχώρηση του αρχείου του κ. Σάπκα

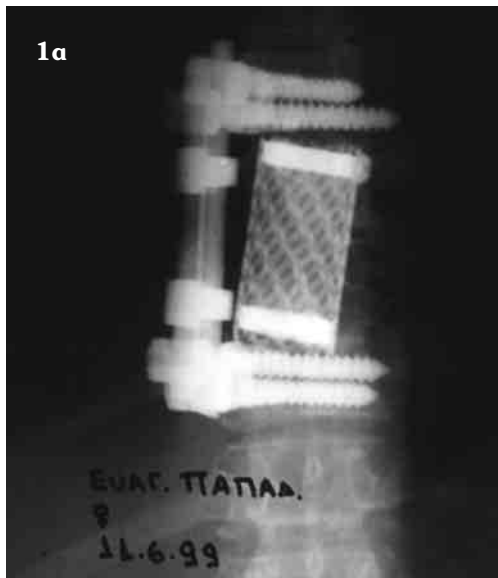
**Σ. ΧΑΤΖΗΔΗΜΗΤΡΙΑΔΗΣ
Ε. ΣΤΥΛΙΑΝΕΣΗ**

Στη θωρακοοσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης χρησιμοποιούνται συχνά πρόσθια μεσοσπονδύλια εμφυτεύματα για την αποκατάσταση της σταθερότητας, λόγω ελλειμμάτων της πρόσθιας και μέσης κολώνας. Η εμβιομηχανική σταθερότητα της χειρουργικής κατασκευής μπορεί να ποικίλλει ευρέως, εξαρτώμενη από τον τύπο των πρόσθιων εμφυτευμάτων. Έχουν γίνει κατά καιρούς εμβιομηχανικές μελέτες, με σκοπό τη σύγκριση της σταθερότητας των διαφόρων τύπων εμφυτευμάτων. Τα εμφυτεύματα που χρησιμοποιούνται είναι το ΡΜΜΑ, το οστικό μόσχευμα τριών φλοιών από το λαγόνιο οστό, οι μεταλλικοί κλωβοί τιτανίου Harms, ένας μεγάλος ή συνδυασμός δύο μικρών κλωβών.

Σημαντικά πλεονεκτήματα έχουν επιτευχθεί στα συστήματα σπονδυλοδεσίας τις τελευταίες δεκαετίες. Πρόσφατα, η οπίσθια σταθεροποίηση με τη χρήση διαυχενικών κοχλιών, καθώς και η πρόσθια σταθεροποίηση με αντίστοιχα πρόσθια συστήματα σπονδυλοδεσίας έχουν χρησιμοποιηθεί επιτυχώς για τη χειρουργική θεραπεία διαφόρων παθήσεων της σπονδυλικής στήλης. Οι εμβιομηχανικές μελέτες που έχουν γίνει μέχρι σήμερα, έχουν δείξει ότι η στροφική σταθερότητα της σπονδυλοδεμένης οσφυϊκής μοίρας της ΣΣ κατά την αξονική περιστροφή δεν μπορεί να επιτευχθεί ικανοποιητικά ακόμα και με τα πιο άκαμπτα συστήματα σπονδυλοδεσίας, ενώ επιτυγχάνεται η μείωση της κάμψης - έκτασης και της πλάγιας κλίσης αυτής^{1,9,11,13,16}. Η στροφική σταθερότητα της ΣΣ η οποία έχει σταθεροποιηθεί με άκαμπτα συστήματα σπονδυλοδεσίας, μπορεί να ενισχυθεί με τη χρήση μεσοσπονδύλιων εμφυτευμάτων, κυρίως όταν το έλλειμμα της πρόσθιας κολώνας είναι σημαντικό^{1,14}.

Η σωματεκτομή σπονδύλων συχνά πραγματοποιείται σε ασαθή εκρηκτικά κατάγματα, όγκους, φλεγμονώδεις αλλοιώσεις ή δυσμορφίες της ΣΣ που καταστρέφουν την αρχιτεκτονική των δύο κολόνων, της πρόσθιας και της μέσης. Μετά τη σωματεκτομή, είναι αναγκαία η αποκατάσταση του ελλείμματος της πρόσθιας και μέσης κολώνας με την προσθήκη πρόσθιων μεσοσπονδύλιων εμφυτευμάτων με συμπληρωματική ή όχι οπίσθια σταθεροποίηση. Η αποκατάσταση των πρόσθιων στοιχείων μπορεί να επιτευχθεί χρησιμοποιώντας ποικίλα εμφυτεύσιμα υλικά όπως είναι τα σπρηκτική φλοιώδη οστικά μόσχευμα, το ΡΜΜΑ και μεταλλικοί κλωβοί τιτανίου. Ο τύπος του εμφυτεύσιμου υλικού έχει άμεση επίδραση στην εμβιομηχανική συμπεριφορά, όσον αφορά τη σταθερότητα σε στατικές και δυναμικές συνθήκες καταπόνησης των ανατομικών στοιχείων της ΣΣ. Περιορισμένος αριθμός αναφορών ανευρίσκεται στη βιβλιογραφία σχετικά με την επίδραση των πρόσθιων εμφυτευμάτων στην εμβιομηχανική συμπεριφορά της σταθεροποιημένης σπονδυλικής στήλης σε αξονική περιστροφή (εικόνα 1).

Οι μελέτες των εμβιομηχανικών ιδιοτήτων των πρόσθιων εμφυτευμάτων στις καταπονήσεις της σταθεροποιημένης μετά σωματεκτομή ΣΣ πραγματοποιούνται σε βόεια μοντέλα λόγω της μεγάλης ανατομικής ομοιότητάς τους με την ανθρώπινη ΣΣ, όσον αφορά την οσφυ-



Εικόνα 1. Μετεχειρτητικές ακτινογραφίες (α) προσθιοπίσθια και (β) πλάγια, ασθενούς που υπεβλήθη σε σωματεκτομή των Θ8 και Θ9 σπονδύλων λόγω προσβολής τους από φυματίωση (TBC). Η αποκατάσταση των σπονδυλικών σωμάτων έγινε από κλωβό τιτανίου Harms με οστικά μοσχεύματα. Η σταθεροποίηση του κλωβού στα επίπεδα Θ7 - Θ10 της ΘΜΣΣ, έγινε με σύστημα πρόσθιας σπονδυλοδεσίας Kaneda από τους σπονδύλους Θ7 έως τον Θ10.

ϊκή μοίρα^{8,15}.

Το PMMA (πολυμεθακρυλικό τσιμέντο) τοποθετείται ως πρόσθιο μεσοσπονδύλιο εμφύτευμα σε σωματεκτομές σπονδυλικών σωμάτων που πραγματοποιούνται σε περιπτώσεις κακοήθους νεοπλασίας της πρόσθιας και μέσης κολώνας, με συμπληρωματική πρόσθια ή και οπίσθια σταθεροποίηση της σπονδυλικής στήλης, όπου το προσδοκίμο επιβίωσης των ασθενών είναι μικρό. Τα σπυρηνικά φλοιώδη οστικά μοσχεύματα από το λαγόνιο οστό, από την περόνη ή τις πλευρές, αυτόλογα ή ετερόλογα, θεωρούνται ιδανικά για την υποκατάσταση των σπονδυλικών σωμάτων, (όταν συνδυάζονται με πρόσθια ή και οπίσθια σταθεροποίηση), για την επίτευξη στέρεης σπονδυλοδεσίας. Οι κλωβοί Harms θεωρούνται ως εναλλακτική λύση εμφυτευμάτων υποκατάστασης των σπονδυλικών σωμάτων, αντί της χρήσης των οστικών μοσχευμάτων. Οι μεταλλικοί κλωβοί τιτανίου Harms διατίθενται σε διάφορα μεγέθη, όσον α-

φορά τις διαστάσεις τους, και γεμίζονται συνήθως με οστικά μοσχεύματα για την υποκατάσταση των σπονδυλικών σωμάτων σε σωματεκτομές λόγω κατάγματος, φλεγμονής ή καλοήθους εξεργασίας, ενώ γεμίζονται με PMMA σε περιπτώσεις κακοήθους εξεργασίας (εικόνα 2).

Τα συμπεράσματα που διεξάγονται από τις μελέτες καθιστούν ανώτερο εμπιομηχανικά τον κλωβό τιτανίου για την επίτευξη σταθερότητας της ΣΣ, σε στατικές φορτίσεις και δυναμικές καταπονήσεις αξονικής περιστροφής, κάμψης - έκτασης και πλάγιας κλίσης αυτής¹⁷.

Σε περίπτωση συνδυασμού πρόσθιου εμφυτεύματος και οπίσθιας σπονδυλοδεσίας, ελαχιστοποιείται η δύναμη απόσυρσης των διαυχενικών κοχλίων (pull out strength). Είναι αξιοσημείωτο ότι η σταθεροποιημένη ΣΣ με πρόσθιο εμφύτευμα και οπίσθιους κοχλίες και ράβδους θεωρείται πιο σταθερή κατά την επιβολή φορτίων σε έκταση, ακόμη περισσότερο όταν οι ράβδοι αυτές είναι συνδεδεμένες με



Εικόνα 2. α. Μετεχειρτητική πλάγια ακτινογραφία ασθενούς που υπεβλήθη σε σωματεκτομή των Θ11 και Θ12 σπονδύλων λόγω προσβολής τους από σάρκωμα Ewing. Η υποκατάσταση των σπονδυλικών σωμάτων έγινε από κλωβό τιτανίου Harms με τσιμέντο, και η σταθεροποίηση αυτού, με σύστημα πρόσθιας σπονδυλοδεσίας Kaneda. Στον ίδιο χρόνο ακολούθησε οπίσθια πλάγια σταθεροποίηση και σπονδυλοδεσία της Θ.Ο.Μ.Σ.Σ με σύστημα διαυχενικών κοχλίων και ράβδων οπίσθιας σταθεροποίησης Μ.Ο.Σ.Σ. Μ.Ι.Α.Μ.Ι.

β. Μετεχειρτητική πλάγια ακτινογραφία ασθενούς που υπεβλήθη σε σωματεκτομή του Ο3 σπονδύλου λόγω μεταστατικού αδενοκαρκινώματος. Η υποκατάσταση του σπονδύλου έγινε με κλωβό Harms και τσιμέντο με πρόσθια σταθεροποίηση δια του συστήματος Kaneda. Στον ίδιο χρόνο πραγματοποιήθηκε οπισθοπλάγια σταθεροποίηση και σπονδυλοδεσία της Ο.Μ.Σ.Σ. με σύστημα διαυχενικών κοχλίων και ράβδων Μ.Ο.Σ.Σ. Μ.Ι.Α.Μ.Ι.

Εικόνα 3. Μετεχειρτητική πλάγια ακτινογραφία ασθενούς που υπεβλήθη σε σωματεκτομή του Ο3 σπονδύλου λόγω εκρηκτικού κατάγματος. Η υποκατάσταση του σπονδυλικού σώματος έγινε από κλωβό τιτανίου Harms με οστικά μόσχευματα και η σταθεροποίηση του κλωβού έγινε από πλάκα τύπου Z (Z plate) από τους σπονδύλους Ο2 έως τον Ο4. Στον ίδιο χρόνο πραγματοποιήθηκε οπισθοπλάγια σταθεροποίηση και σπονδυλοδεσία δια διαυχενικών κοχλιών και ραβδών, με το σύστημα C.D. HORIZON.



εγκάρσια συνδετικά στοιχεία (cross - links). Οι οπίσθιες ράβδοι ενισχύουν την αντοχή των οπίσθιων στοιχείων, ενώ το πρόσθιο εμφύτευμα εμποδίζει τη διάσταση της πρόσθιας κολώνας, αποτρέποντας την καθίζηση της μεσαίας κολώνας (εικόνα 3).

Όσον αφορά τη στήριξη του μεσοσπονδύλιου εμφυτεύματος με πρόσθιο σύστημα σπονδυλοδεσίας, η σταθερότητα της κατασκευής σε δοκιμασία έκτασης της ΣΣ επιτυγχάνεται από τη σκληρότητα του άκαμπτου συστήματος της πρόσθιας σπονδυλοδεσίας. Στην αντίσταση της κατασκευής σε δοκιμασίες έκτασης συνεισφέρουν οι ακέραιες οπίσθιες μεσοσπονδύλιες διαρθρώσεις (facets).

Τα σύγχρονα συστήματα πρόσθιας ή οπίσθιας σπονδυλοδεσίας αντιστέκονται αποτελεσματικά στην προσθιοπίσθια κάμψη - έκταση και πλάγια κλίση της ΣΣ, σε συνδυασμό με πρόσθιο οστικό φλοιώδες μόσχευμα ή PMMA, αλλά δεν εξασφαλίζουν τη στροφική σταθερότητα σε αξονική περιστροφή της ΣΣ^{1,10}. Παρόλο που αυτή η διαφορά στατιστικά δεν είναι σημαντική, το οστικό μόσχευμα λαγόνιου και το PMMA προσδίδουν μεγαλύτερη σταθερότητα σε αξονική περιστροφή της ΣΣ όταν συνδυάζονται με οπίσθια σταθεροποίηση από ότι με πρόσθια.

Ο μεταλλικός κλωβός τιτανίου είναι ανώτερος εμβιομηχανικά στην εξασφάλιση στροφικής σταθερότητας της ΣΣ σε αξονική περιστροφή, όταν ενισχύεται με πρόσθια ή οπίσθια σπονδυλοδεσία, σε σύγκριση με το οστικό σπινθηρικό φλοιώδες μόσχευμα ή το PMMA¹⁷. Πρόσφατες μελέτες υποστηρίζουν ότι ο κλωβός τιτανίου Harms, όταν συνδυάζεται με πρόσθιο σύστημα σπονδυλοδεσίας TSRH, προσδίδει μεγαλύτερη ακαμψία σε στρέψη και προσθιο-

πίσθια κάμψη - έκταση τόσο κατά τον οβελιαίο όσο και κατά το μετωπιαίο άξονα κίνησης, ανεξάρτητα εάν η σταθεροποίηση της ΣΣ συμπληρώνεται από οπίσθια σπονδυλοδεσία⁴.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. An HS, Lim TH, You JW et al. Biomechanical evaluation of anterior thoracolumbar spinal instrumentation. *Spine* 1995, 20:1979-83.
2. Dewald RL, Bridwell KH, Prodromow C, Rodis MF. Reconstructive spinal surgery as palliation for metastatic malignancies of the spine. *Spine* 1985, 10:21-6.
3. Goe JD, Watden KE, Herzig MA, McAfee PC. Influence of bone mineral density on the fixation of thoracolumbar implants. A comparative study of transpedicular screw, laminar hooks, and spinous process wires. *Spine* 1990, 15:902-7.
4. Heller JG, Zdeblick TA, Kunz DA, McCabe R, Cooke ME. Spinal instrumentation for metastatic disease: In vitro biomechanical analysis. *J Spinal Disord* 1993, 6:17-22.
5. Kaneda K, Abumi K, Fujiya M. Burst fractures with neurologic deficits of the thoracolumbar-lumbar spine: Results of anterior decompression and stabilization with anterior instrumentation. *Spine* 1984, 9:788-95.
6. Kostuik JP, Matsusaki H. Anterior stabilization, instrumentation, and decompression for post-traumatic kyphosis. *Spine* 1989, 14:379-93.
7. Kostuik JP. Anterior fixation for burst fractures of the thoracic and lumbar spine with or without neurological involvement. *Spine* 1988, 13:286-93.
8. Lim TH, An HS, Evanich C, Hasanoglu C, Wilson C. Effect of bone mineral density on the pull-out strength of the vertebral screw. *J Spinal Disord* 1995, 8:121-5.
9. Lim TH, Eck Hong JH, et al. Biomechanical evaluation of anterior and posterior fixations in an unstable calf spine model. *Spine* 1997, 22:261-6.
10. Lim TH, Eck JC, An HS, et al. Biomechanics of transfixation in pedicle screw instrumentation. *Spine* 1996, 21:2224-9.
11. Mann KA, McGowan DP, Fredrickson BE, Falahee M, Yuan HA. A biomechanical investigation of short segment spinal fixation for burst fractures with varying degree of posterior disruption. *Spine* 1990, 15:470-8.
12. O'Neil J, Gardner V, Armstrong G. Treatment of tumors of the thoracic and lumbar spinal column. *Clin Orthop Rel Res* 1986, 227:103-12.
13. Panjabi MM, Abumi K, Duranceau J, Crisco JJ. Biomechanical evaluation of spinal fixation devices. II. Stability provided by eight internal fixation devices. *Spine* 1988, 13:1135-40.
14. Slosar PJ, Patwardhan AG, Lorenz M, Havey R, Sartoni M. Instability of the lumbar burst fracture and limitations of transpedicular instrumentation. *Spine* 1995, 20:1452-61.
15. Wittemberg RH, Shea M, Swartz DE, et al. Importance of bone mineral density in instrumented spine fusion. *Spine* 1991, 16:647-52.
16. Zdeblick TA, Warden KE, Zou M et al. Anterior spinal fixators. A biomechanical in vitro study. *Spine* 1993, 18:513-7.
17. Sang-Wook Lee, Tae-Hong Lim, Jae-Won You, Howard SAn. Biomechanical Effect of Anterior Grafting Devices on the Rotational Stability of Spinal Constructs. *J Spinal Disorders* 2000, 13(2): 150-155.