

ΖΩΙΚΑ ΚΑΙ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΜΟΝΤΕΛΑ ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΤΗΣ ΣΠΟΝΔΥΛΙΚΗΣ ΣΤΗΛΗΣ

Β. ΠΟΛΥΖΩΗΣ

Είναι εντυπωσιακά μεγάλος ο αριθμός των πειραμάτων που έχουν εκτελεστεί παγκοσμίως με πειραματόζωα για την εμβιομηχανική μελέτη της ΣΣ. Επίσης, εντυπωσιακός είναι και ο αριθμός των πειραμάτων που βασίζονται σε μοντέλα πεπερασμένων στοιχείων, ειδικά τα τελευταία χρόνια με την ισχυροποίηση και ευρύτατη διάδοση των ηλεκτρονικών υπολογιστών.

ΖΩΙΚΑ ΜΟΝΤΕΛΑ

Τα ζωικά μοντέλα χωρίζονται στις εξής μεγάλες κατηγορίες:

A) Μοντέλα για τη μελέτη της αστάθειας της ΣΣ και την αντιμετώπιση της.

B) Μοντέλα για τη μελέτη της σπονδυλοδεσίας (spinal fusion).

Γ) Μοντέλα για τη συμπίεση του ΝΜ προσομοιάζοντα οξείες και χρόνιες πιέσεις.

Δ) Μοντέλα για τη μελέτη της δυναμικής ανακατασκευής της ΣΣ.

Ε) Μοντέλα για τη μελέτη της δημιουργίας και αποκατάστασης της σκολίωσης.

A) Μοντέλα για τη μελέτη της αστάθειας της ΣΣ και την αντιμετώπιση της

Υπάρχουν ζωικά μοντέλα πρωματικά και εν ζωή¹. Τα συχνότερα ζωικά in vivo μοντέλα για τη μελέτη τεχνικών αποκατάστασης της αστάθειας της ΣΣ είναι το κουνέλι², ο χοίρος^{3,4}, το πρόβατο⁵ και ο σκύλος⁶. Το βόειο μοντέλο όπως και αυτό του σκύλου και του προβάτου είναι τα κυρίως χρησιμοποιούμενα για την πρόσθια και οπίσθια αστάθεια και αποκατάσταση της θωρακικής μοίρας της ΣΣ. Ο σκύλος χρησιμοποιείται κυρίως λόγω του εύκολου μετεγχειρητικού χειρισμού και της δυνατότητας χρήσης συμβατικών υλικών σπονδυλοσύνθεσης⁷. Ο αλπικός τράγος θεωρείται το καλύτερο μοντέλο για την αυχενική αστάθεια λόγω της εύκολης προσπέλασης, του κοντινού με το ανθρώπινο μεγέθους, της γεωμετρίας του σπονδυλικού σώματος, των μεγάλων δίσκων και του εύκολου μετεγχειρητικού χειρισμού⁸. Ο χοίρος θεωρείται ιδανικό μοντέλο για τη μελέτη του μυϊκού στοιχείου της αστάθειας της ΣΣ σε σχέση με την κατά Panjabi ουδέτερη ζώνη⁹.

Σε ότι αφορά τα πρωματικά μοντέλα δεν είναι δυνατή η μελέτη των βιολογικών παραγόντων σε σχέση με τις τεχνικές αντιμετώπισης αστάθειας, ενώ στα εν ζωή μοντέλα είναι δυνατή, όπως π.χ. η μελέτη του remodeling και της κινητικότητας.

Τα κυριότερα πρωματικά ζωικά μοντέλα για την εμβιομηχανική μελέτη της αστάθειας της ΣΣ είναι ο σκύλος¹⁰ (πειράματα με αφαίρεση πλευροσπονδυλικών αρθρώσεων), το μοσχάρι¹¹ (για τη μελέτη της αστάθειας της ΟΜΣΣ σε πειραματόζωα με πρόσθιο και μέσο προκλητό έλλειμμα), ο χοίρος¹² (πειράματα με τεχνητή βλάβη στο μεσακάνθιο σύνδεσμο,

σωματεκτομή οσφυϊκών σπονδύλων και αντιμετώπιση με δομικά μοσχεύματα και υλικά οστεοσύνθεσης), το πρόβατο¹³, ακόμα και το δελφίνι¹⁴.

Η χρήση του βόειου μοντέλου είναι η πιο διαδεδομένη σε ότι αφορά τα πωματικά μοντέλα και ειδικά στην αποσταθεροποίηση και αποκατάσταση της ΟΜΣΣ¹, ενώ το χοίρειο μοντέλο μαζί πάλι με το βόειο είναι τα κυρίως χρησιμοποιούμενα για την αυχενική αστάθεια¹.

Β) Μοντέλα για τη μελέτη της σπονδυλοδεσίας (spinal fusion)

Πολυάριθμα πειραματόζωα έχουν χρησιμοποιηθεί όσον αφορά τη μελέτη της σπονδυλοδεσίας (spinal fusion).

Συχνά προτιμάται ο σκύλος που είναι αρκετά μεγάλο ζώο (εύκολη τοποθέτηση υλικών) και που έχει επάρκεια λαγονίου μοσχεύματος⁷ αλλά και το κουνέλι², λόγω κόστους και επάρκειας λαγονίου μοσχεύματος επίσης. Το πρόβατο, ο τράγος και ο σκύλος⁸ είναι τα κυριότερα μοντέλα για πρόσθια σπονδυλοδεσία, κυρίως λόγω μεγάλων σπονδυλικών σωμάτων και δίσκων, που επιτρέπουν εύκολη τοποθέτηση υλικών και προθεμάτων.

Πολλές έρευνες, κυρίως τα τελευταία χρόνια, έχουν ασχοληθεί με βιολογικούς παράγοντες και το ρόλο τους στη σπονδυλοδεσία, όπως οι μορφογενετικές πρωτεΐνες¹⁵.

Όπως και σε όλα τα επίπεδα μελέτης της εμβιομηχανικής της ΣΣ, έτσι και στη μελέτη της σπονδυλοδεσίας η βιολογία και η εμβιομηχανική μελέτη των δίποδων πιθηκοειδών¹⁶ πλεονεκτεί.

Το υψηλότερο κόστος, ο εξαιρετικά απαιτητικός χειρουργικός χειρισμός και η νοσηρότητα, η οποία είναι περιορισμένη, δημιουργούν προβλήματα στη χρήση τέτοιων μοντέλων.

Γ) Μοντέλα για τη συμπίεση του ΝΜ προσομοιάζοντα οξείες και χρόνιες πιέσεις

Περνώντας στα μοντέλα για τη μελέτη της συμπίεσης του ΝΜ αυτά κατατάσσονται κατά Fehlings και Tator¹⁷ σε μοντέλα οξείας συμπίεσης (με δύναμη προοδευτικά αυξανόμενη και διάρκεια ίσης μικρότερης από 1 sec) και μοντέλα υποξείας και χρόνιας συμπίεσης.

Έχουν κατ'επανάληψη πραγματοποιηθεί πειράματα με τις γνωστές μεθόδους του αναπτυσσόμενου όγκου²¹, της προωθούμενης βίδας, της κεκλιμένης πλάκας και του προοδευτικού μπαλονιού σε μικρά και μεγάλα ζώα. Η τεχνική της προοδευτικά προωθούμενης βίδας προτιμάται σε μεγάλα ζώα¹⁸, όπως επίσης και το προοδευτικό μπαλόνι¹⁹. Η τεχνική της κεκλιμένης πλάκας εφαρμόζεται κυρίως σε μικρά ζώα²⁰. Σε όλα τα ζώα είναι δυνατή η μελέτη της αιματικής ροής. Η μελέτη των αποτελεσμάτων με μαγνητικό συντονισμό είναι ευκολότερη σε μεγάλα ζώα, όπως ε-

πίσης και τα προκλητά σωματοαισθητικά δυναμικά.

Δ) Μοντέλα για τη μελέτη της δυναμικής ανακατασκευής της ΣΣ

Περνώντας στην κατηγορία των μοντέλων για τη μελέτη της δυναμικής ανακατασκευής της ΣΣ ορισμένα από τα σημαντικότερα είναι τα παρακάτω: Ο Olson²² (1991) μεταμόσχευσε θωρακικές σπονδυλικές μονάδες Θ7-Θ9 για να μελετήσει την οστική αντοχή, την οποία βρήκε σημαντικά μειωμένη μετά από 18 μήνες. Ο Katsuura²³ (1994) χρησιμοποίησε σε κυνηγετικούς σκύλους παγωμένα αλλομοσχεύματα - σπονδυλικές μονάδες (το μόσχευμα ήταν ο δίσκος με τις άνω και κάτω σπονδυλικές μονάδες). Παρατήρησε 44% μείωση της μεταβολικής δραστηριότητας του δίσκου μετά 3 μήνες και μείωση του ύψους του μεσοσπονδύλιου διαστήματος.

Ο Matsuzaki²⁴ το (1996) μελέτησε διάφορες τεχνικές προετοιμασίας και αποθήκευσης του αλλομοσχευμάτων δίσκων και κατέληξε σε ευνοϊκότερη διατήρηση της λειτουργίας του δίσκου μετά από προοδευτική κατάψυξη και αποθήκευση σε υγρό άζωτο.

Ο Frick²⁵ το (1994) άλλαξε σε κυνηγετικούς σκύλους τον Ο3-Ο4 δίσκο και Ο4-Ο5 μεταξύ τους άμεσα και παρατήρησε ότι η σύνθεση πρωτεογλυκάνης δεν επηρεάστηκε στον ινώδη δακτύλιο, ενώ μειώθηκε στον πηκτοειδή πυρήνα. Ο Luk²⁶ (1997) χρησιμοποίησε δίποδο πίθηκο rhesus. Αφαίρεσε οσφυϊκό δίσκο μαζί με 1,5 κιλ. από τις άνω και κάτω τελικές πλάκες και επανατοποθέτησε τους δίσκους. Παρατήρησε πρώιμη μείωση σύνθεσης πρωτεογλυκάνης και στένωση του μεσοσπονδύλιου διαστήματος, που έτεινε να αποκατασταθεί με την πάροδο του χρόνου.

Σε ότι αφορά τα μοντέλα για τη μελέτη των τεχνητών εμφυτευμάτων, ο Hou²⁷ (1991) χρησιμοποίησε σιλικονούχο πρόθεση με όψιμη αποτυχία σε πίθηκους. Ο Vuono - Hawkins²⁸ χρησιμοποίησε σε σκύλο ειδικό πρόθεμα χωρίς πλήρη αφαίρεση του ινώδους δακτυλίου με εξωτερικό περίβλημα από υδροξυαπατίτη, με όχι τόσο καλά αποτελέσματα, παρά την ιδιαίτερα φιλόδοξη προσπάθεια με τεράστιο κόστος.

Ο Nakamura²⁹ (1997) έδειξε πάρα πολύ καλά αποτελέσματα με μια πρόθεση από 4 στρώματα. Η πρόθεση έχει πηκτοειδή πυρήνα, ινώδη δακτύλιο και περιέχει μια πολυβινυλοαλκοολούχο υδρογέλη, ενώ το εξωτερικό ήταν στρώμα τιτανίου. Ο συγγραφέας βρήκε τη συμπεριφορά της πρόθεσης πολύ κοντινή στη συμπεριφορά του ανθρώπινου δίσκου. Ο Kostuik³⁰ (1997) χρησιμοποίησε πρόθεση με ελατήριο με καλά μηχανικά αποτελέσματα, αλλά αυξημένο κίνδυνο από προϊόντα φθοράς λόγω του ελατηρίου.

Ε) Μοντέλα για τη μελέτη της δημιουργίας και αποκατάστασης της σκολίωσης

Σε ότι αφορά τη μελέτη της σκολίωσης η πειραματική σκολίωση μπορεί να είναι είτε αυτόματη είτε προκλητή με τους παρακάτω τρόπους: προγεννητικά αίτια, ακινητοποίηση, συστηματικές παρεμβάσεις, ανεπαρκής δίαιτα, τοπική βλάβη σε ιστούς κ.λπ. Πέραν της πρόκλησης της σκολίωσης πολλές μεγάλες έρευνες ασχολήθηκαν και με τη διόρθωση αυτής.

Σε αρκετά πειράματα έχουν δημιουργηθεί συνθήκες υποξίας, υποβιταμίνωσης ή συχνά έχουν γίνει ενέσεις ινσουλίνης κατά την κυοφορία ως συνθήκες προγεννητικές δυνάμενες να οδηγήσουν σε σκολίωση. Την ακινητοποίηση χρησιμοποίησε ως μέθοδο ο Nachlas. Τοποθετώντας αγκράφα από τη μια πλευρά διόρθωσε την προκληθείσα σκολίωση κάνοντας το ίδιο και από την αντίθετη³¹. Ο Dubouset κατάφερε να προκαλέσει σκολίωση διενεργώντας κωναριεκτομή³². Στην κωναριεκτομή του Dubouset αντιρρόπηση επέτυχε ο Deguchi με αφαίρεση πλευρών από το κοίλο³³, ενώ ο Sevastik αφαιρώντας τρία μεσοπλεύρια νεύρα διόρθωσε με βράχυνση πλευρών στο κοίλο³⁴. Αρκετοί ερευνητές ακόμη προκάλεσαν σκολίωση με επιφυσιοδέση σε χοίρο, με επιμήκυνση πλευρών σε κουνέλι, με αφαίρεση πλευρών σε κότα κ.λπ.

ΜΟΝΤΕΛΑ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

Τα μοντέλα πεπερασμένων στοιχείων για την εμβιομηχανική μελέτη της ΣΣ απαντούν στη βιβλιογραφία ταυτόχρονα σχεδόν με τη γέννηση των ηλεκτρονικών υπολογιστών με τους οποίους συνδέονται άρρηκτα και κατατάσσονται στις εξής κατηγορίες:

Α. Μοντέλα για τη μελέτη της κινηματικής.

Β. Μοντέλα για τη μελέτη της αστάθειας και σπονδυλοδεσίας.

Γ. Μοντέλα για τη μελέτη οστικών και εξωοστικών δομών στη σταθερότητα της ΣΣ κατά την άσκηση δυνάμεων (μύες, σύνδεσμοι, δίσκοι).

Δ. Μοντέλα για τη μελέτη και αξιολόγηση υλικών καθώς και επεμβάσεων διόρθωσης σκολίωσης.

Η πλειοψηφία των μοντέλων πεπερασμένων στοιχείων αφορά τις δύο τελευταίες κατηγορίες. Το μοντέλο των Sharma - Rodriguez³¹ μελετά το ρόλο των συνδέσμων και των σπονδυλοσπονδυλικών αρθρώσεων στη σταθερότητα της ΣΣ, ενώ αυτό των Lu - Hutton³² μελετά την αντοχή των μεσοσπονδυλικών δίσκων στην άσκηση δυνάμεων. Πρακτικά όλες οι επεμβάσεις με τα αντίστοιχα υλικά έχουν προσομοιωθεί με μοντέλα πεπερασμένων στοιχείων σήμερα. Η πρώτη προσομοίωση για αξιολόγηση χρονολογείται μόλις το 1993 για τη ράβδο Harrington³⁵. Γνωστά μοντέλα για τη μελέτη της κινηματικής είναι των Yoganandan - Pintar για την αυχενική μοίρα της ΣΣ και

των Kaigle - Holm για την οσφυϊκή μοίρα της ΣΣ. Αρκετά πρόσφατα ανακοινωμένο είναι το μοντέλο προσομοίωσης της αστάθειας και fusion των Goel και Pope³⁰.

Η κυριότερη αιτία σφαλμάτων στα μοντέλα πεπερασμένων στοιχείων είναι η ανεπαρκής προσομοίωση της in vivo κινηματικής τόσο οστικών και εξωοστικών δομών όσο και αρθρούμενων τμημάτων. Ο Ian Stokes έχει καταλήξει σε διαφορετικά συμπεράσματα με τη χρήση μοντέλων πεπερασμένων στοιχείων, μελετώντας το θώρακα από αυτά που έχουν βρει άλλοι ερευνητές σε ζωικά in vivo μοντέλα³⁵.

Η έρευνα είναι η καρδιά της προόδου για όλες τις επιστήμες και δε θα μπορούσε να ήταν διαφορετικά για την ιατρική και την ορθοπαιδική συγκεκριμένα. Η έρευνα περιλαμβάνει ένα τεράστιο κύκλο από ενέργειες και διαδικασίες, αλλά πάντα ξεκινά από ένα καυτό ερώτημα, που οδηγεί στην ανάπτυξη μιας ή περισσότερων υποθέσεων, οι οποίες πρέπει να εξεταστούν πειραματικά.

Τουλάχιστον μέχρι το προσεχές μέλλον είναι αδύνατη η υποκατάσταση των ζωικών μοντέλων. Η ισχύουσα ανά τον κόσμο νομοθεσία χρειάζεται συνεχή αναθεώρηση. Η εναλλακτική έρευνα μόνον όπου είναι απολύτως επαρκής πρέπει να προτιμάται από τη θυσία των πειραματόζωνων, ειδικά στο μέλλον.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Sandhu HS, Kanim LE, Girardi F, Frank P, Dawson C, Dawson EG. Animal models of spinal instability. *Animal Models in Orthopaedic Research* Springer-Verlag ISBN 0-8493-2115-8.
2. Stokes IAF, Counts DF, Frymoyer JW. Experimental instability in the rabbit lumbar spine. *Spine* 1989, 14:68.
3. Kaigle AM, Holm SH, Hansson TH. 1997 Volvo Award in biomechanical studies, TMKinematic behavior of the porcine lumbar spine : a chronic lesion model. *Spine* 1997, 22:2796.
4. Experimental instability of the lumbar spine. *Spine* 1995, 20:421.
5. Nagel DA, Kramers PC, Rahn BA, Cordey J, Perren SM. A paradigm of delayed union and nonunion in the lumbosacral joint: a study of motion and bone grafting of the lumbosacral spine in sheep. *Spine* 1991, 5:553.
6. Wood KB, Schendel MJ, Pashman RS, Butterman GR, Lewis JL, et al. In vivo analysis of canine intervertebral and facet motion. *Spine* 1992, 17:1180.
7. Schendel MJ, Dekutoski MB, Ogilvie JW, Olsewski JM, Wallace LJ. Kinematics of the canine lumbar intervertebral joint: an in vivo study before and after adjacent instrumentation. *Spine* 1995, 20:2555.
8. Zdeblick TA, Cooke ME, Wilson D, Kunz DN, McCabe R. Anterior cervical discectomy and fusion. A comparison of techniques in an animal study. *Spine* 1992, 17:S418.
9. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine, Part II neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord* 1992, 5:390.
10. Oda I, Abumi K, Duosai L, et al. Biomechanical role of the

- posterior elements, costovertebral joints and rib cage in the stability of the thoracic spine. *Spine* 1996, 21:1423.
11. An HS, Lim TH, You JW, Hong JH, et al. Biomechanical evaluation of anterior thoracolumbar spinal instrumentation. *Spine* 1995, 20:1979.
 12. Dickey JP, Bednar DA, Genevieve AD. New insight into the mechanics of the lumbar interspinous ligament. *Spine* 1996, 21:2720.
 13. Wilke HJ, Kettler A, Claes LE. Are sheep spines a valid biomechanical model for human spines? *Spine* 1997, 22:2365.
 14. Long JHJr, Pabst DA, Sheperd WR. Locomotor design of dolphin vertebral columns: bending mechanisms and morphology of *Delphinus Delphis*. *J Exp Biol* 1997, 200:65.
 15. Lovell TP, Dawson EG, Nilsson OS, Urist MR. Augmentation of spinal fusion with bone morphogenetic protein. *Clin Orthop* 1989, 243:266.
 16. Boden SD, Moscovitz PA, Morone MA, Toribitake Y. Video assisted lateral intertransverse process arthrodesis, validation of a new minimally invasive lumbar spinal fusion technique in the rabbit and nonhuman primate (rhesus) models. *Spine* 1996, 21:2689.
 17. Fehlings MG, Tator CH. A review of models of acute experimental spinal cord injury. *Spinal Cord Dysfunction: Assessment, Illis, L.S. Ed. Oxford University Press, Oxford, 1988, Chapter 1.*
 18. Hukuda S, Ogata M, Katuura A. Experimental study on acute aggravating factors of cervical spondylotic myelopathy. *Spine* 1988, 13:15.
 19. Tarlov IM. *Spinal Cord Compression Mechanism of paralysis and treatment.* Thomas, Springfield 1957.
 20. Bennett MH, McCallum JE. Experimental decompression of spinal cord. *Surg Neurol* 1977, 8:63.
 21. Coman DR, DeLong RP. The role of vertebral venous system in the metastasis of cancer to the spinal column. *Cancer* 1951, 610.
 22. Olson EJ, et al. Vertebral column allografts for the treatment of segmental spine defects. An experimental investigation in dogs. *Spine* 1991, 16:1081.
 23. Katsuura A, Hukuda S. Experimental study of intervertebral disc allografting in the dog. *Spine* 1994, 19:2426.
 24. Matsuzaki H, et al. Allografting intervertebral discs in dogs: a possible clinical application. *Spine* 1996, 21:178.
 25. Frick SL, Hanley EN. Lumbar intervertebral disc transfer. A canine study. *Spine* 1994, 19:1826.
 26. Luk KD, Ruan DK, Chow DH, Leong JC. Intervertebral disc autografting in a bipedal animal model. *Clin Orthop* 1997, 337:13.
 27. Hou TS, Tu KY, Xu YK et al. Lumbar intervertebral disc prosthesis. An experimental study. *Clin. Med. J (Eng)* 1991, 104:381.
 28. Vuono-Hawkins M et al. Mechanical evaluation of a canine intervertebral disc spacer: in situ and in vivo studies. *J Orthop Res* 1994, 12:119.
 29. Nakamura et al. Mechanical prosthesis of canine artificial intervertebral disc. *J Jpn Soc Clin Biomech* 1997, 18:437.
 30. Kostuik JP. Intervertebral disc replacement. Experimental study. *Clin Orthop* 1997, 337:27.
 31. Nachlas IW, Borden J. The cure of experimental scoliosis by directed growth control. *JBJS* 1951, 66A:24.
 32. Dubousset J, Queneau P, Thillard MJ. Experimental scoliosis induced by pineal and diencephalic lesions in young chickens. *Orthop Trans* 1983, 7:7.
 33. Deguchi M, Kawakami N, Kanemura T. Correction of scoliosis by rib resection in pinealectomised chickens. *J Spinal Disord* 1996, 9:207.
 34. Sevastik J, Agadir M, Sevastik B. Effects of rib elongation on the spine I. Distortion of the vertebral alignment in the rabbit. *Spine* 1990, 15:822.
 35. Goel VK, Pope MH. Biomechanics of Fusion and Stabilization. *Spine* 1995, 20:24S.
 36. Sharma M, Langrana NA, Rodriguez J. Role of Ligaments and Facets in Lumbar Spinal Stability. *Spine* 1995, 20(8): 887-900.
 37. Lu YM, Hutton WC, and Gharpuray VM. Do Bending, Twisting, and Diurnal Fluid Changes in the Disc Affect the Propensity to Prolapse? A Viscoelastic Finite Element Model. *Spine* 1996, 21(22):2570-2579.
 38. Lim TH, Eck JC, An HS, Hong JH, Ahn JY, You JW. Biomechanics of Transfixation in Pedicle Screw Instrumentation: *Spine* 1996, 21(19).
 39. Goel VK, Monroe BT, Gilbertson LG, Brinckmann P. Interlaminar Shear Stresses and Laminae Separation in a Disc: Finite Element Analysis of the L3-L4 Motion Segment Subjected to Axial Compressive Loads. *Spine* 1995, 20(6):689-698.
 40. Stokes IAF, Gardner-Morse M. Three-Dimensional Simulation Of Harrington Distraction Instrumentation For Surgical Correction Of Scoliosis. *Spine* 1993, 18(16):2457-2464.