

**Υλικά οστεοσύνθεσης της σπονδυλικής στήλης.
Αντοχή και εμβιομηχανική**

Γεώργιος Σ. Σάπκας (1)

Ανδρέας Φ. Μαυρογένης (1)

Ευανθία Α. Μητσιοκάπα (2)

Από την (1) Α΄ Ορθοπαιδική Κλινική του Πανεπιστημίου Αθηνών,
Νοσοκομείο ΑΤΤΙΚΟ, Αθήνα, και την (2) Κλινική Φυσικής Ιατρικής και
Αποκατάστασης, Θριάσιο Νοσοκομείο Ελευσίνας.

Εισαγωγή

Μεγάλος αριθμός εμφυτευμάτων, υλικών και συστημάτων εσωτερικής οστεοσύνθεσης και σπονδυλοδεσίας χρησιμοποιούνται σήμερα στη χειρουργική της σπονδυλικής στήλης για τη θεραπεία διαφόρων παθήσεων όπως οι εκφυλιστικές παθήσεις, οι κακώσεις, οι όγκοι και οι λοιμώξεις της σπονδυλικής στήλης. Τα περισσότερα από τα υλικά και εμφυτεύματα τα οποία χρησιμοποιούνται σήμερα δεν αποτελούν παρά μία παραλλαγή των ήδη γνωστών από παλαιότερα συστημάτων εσωτερικής οστεοσύνθεσης και σπονδυλοδεσίας. Ωστόσο, έχει ιδιαίτερη σημασία η γνώση, η κατανόηση της λειτουργίας και της εμβιομηχανικής και η αναγνώριση των πιθανών επιπλοκών από τη χρήση των υλικών αυτών.¹⁻¹⁵

Τα υλικά και εμφυτεύματα της σπονδυλικής στήλης διαφέρουν μεταξύ τους ως προς της σχεδίαση, τα υλικά κατασκευής, τα τμήματα του συστήματος και τη μέθοδο και τρόπο πρόσδεσης στη σπονδυλική στήλη. Οι χειρουργοί σπονδυλικής στήλης ενδιαφέρονται κυρίως για τον τρόπο με τον οποίο τα συστήματα αυτά είναι αποτελεσματικά για την επίτευξη συγκεκριμένων κλινικών στόχων όπως η επίτευξη και διατήρηση της ανάταξης, η αποσυμπίεση, η σταθεροποίηση και η πόρωση της σπονδυλοδεσίας. Γενικά, η σταθερή ή στατική οστεοσύνθεση και η πόρωση της σπονδυλοδεσίας είναι η κύρια παράμετρος ανάπτυξης και εξέλιξης των περισσότερων υλικών και εμφυτευμάτων σπονδυλικής στήλης όπως οι πλάκες, οι διαυχενικοί κοχλίες, οι ραβδοί και τα άγκιστρα. Αντίθετα, άλλα υλικά όπως οι τεχνητοί μεσοσπονδύλιοι δίσκοι, τα συνθετικά και βιολογικά εμφυτεύματα δίσκων και τα συστήματα ελαστικής ή δυναμικής εσωτερικής οστεοσύνθεσης και σπονδυλοδεσίας σχετίζονται με πρόοδο της πόρωσης μέσω της μείωσης των μειονεκτημάτων της σταθερής σπονδυλοδεσίας.¹³⁻¹⁵

Τα συστήματα εσωτερικής οστεοσύνθεσης και σπονδυλοδεσίας ασκούν και δέχονται μηχανικά φορτία κατά τη φόρτιση της σπονδυλικής στήλης. Συνεπώς, πολλά από τα προβλήματα τα οποία σχετίζονται με τη σχεδίαση και την κλινική εφαρμογή των συστημάτων αυτών είναι μηχανικής αιτιολογίας. Η συμβολή της εμβιομηχανικής στην αξιολόγηση των υλικών και εμφυτευμάτων σπονδυλικής στήλης είναι σημαντική. Τα αποτελέσματα των μελετών αυτών επέτρεψαν την ποσοτικοποίηση των παραμέτρων όπως η τάση και η παραμόρφωση στα υλικά και τις παρακείμενες δομές της σπονδυλικής στήλης, το οποίο επέτρεψε την κατανόηση της σχέσης μεταξύ των κλινικών μετεγχειρητικών παρατηρήσεων και της εμβιομηχανικής των υλικών και εμφυτευμάτων σπονδυλικής στήλης και τον καθορισμό πρωτοκόλλων και κριτηρίων για την αξιολόγηση και την κλινική εφαρμογή των συστημάτων αυτών.¹³

Ιστορική αναδρομή

Τα τελευταία χρόνια, οι τεχνικές σπονδυλοδεσίας έχουν εξελιχθεί σημαντικά και περιλαμβάνουν μία μεγάλη ποικιλία συστημάτων εσωτερικής οστεοσύνθεσης και σπονδυλοδεσίας με σκοπό την καλύτερη και μεγαλύτερη διόρθωση των παραμορφώσεων της σπονδυλικής στήλης, την αύξηση της σταθερότητας και την πρόοδο και εξασφάλιση της πώρωσης της σπονδυλοδεσίας. Με τον τρόπο αυτό, η επίπτωση της ψευδάρθρωσης έχει μειωθεί σε ποσοστά της τάξης του 5% έως 35%, το οποίο ωστόσο παραμένει υψηλό.¹⁶

Ο Harrington, με τη σχεδίαση των ραβδών και αγκίστρων θεωρείται ο πατέρας της σύγχρονης οπίσθιας σπονδυλοδεσίας στη χειρουργική της σπονδυλικής στήλης (Εικόνες 1 και 2).¹⁷ Ωστόσο, υπήρχαν αρκετές δυσκολίες στην αρχική εφαρμογή του συστήματος Harrington. Για

παράδειγμα, η επίτευξη σταθερής καθήλωσης των αγκίστρων στην κατώτερη οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης ήταν δυσχερής. Αργότερα, ο Luque εισήγαγε το μοντέλο της τμηματικής σπονδυλοδεσίας με ράβδους και υποπετάλια σύρματα, το οποίο αποδείχθηκε ιδιαίτερα χρήσιμο, αλλά όχι άμοιρο επιπλοκών.^{18,19} Στο σύστημα Luque, τα σύρματα τοποθετούνταν χωρίς ορατότητα με αυξημένο κίνδυνο κάκωσης του νωτιαίου μυελού και των νωτιαίων ριζών, ενώ στις περιπτώσεις στις οποίες είχε γίνει πεταλεκτομή δεν ήταν δυνατή η τοποθέτηση των συρμάτων.²⁰

Παρά τη μεγάλη ποικιλία υλικών όπως συνθετικά σύρματα και τεχνικών όπως η τοποθέτηση των συρμάτων δια των ακανθωδών και αρθρικών αποφύσεων τα οποία σχεδιάσθηκαν στη συνέχεια, τα συστήματα Harrington και Luque δεν αποδείχθηκαν απόλυτα αποτελεσματικά για την αποκατάσταση της οβελιαίας και μετωπιαίας θέσης της σπονδυλικής στήλης. Οι Cotrel και συνεργάτες εφάρμοσαν την τοποθέτηση αγκίστρων-κοχλιών σε πολλαπλά σπονδυλικά επίπεδα με σκοπό τη σταθερή σπονδυλοδεσία και τον έλεγχο της θέσης της σπονδυλικής στήλης σε πολλαπλά επίπεδα.²¹ Παρόλα αυτά, συστήματα όπως τα ανωτέρω δεν ήταν δυνατό να χρησιμοποιηθούν για τη σταθεροποίηση λίγων σπονδυλικών επιπέδων (βραχείες σπονδυλοδεσίες) όπως μετά από κακώσεις της σπονδυλικής στήλης.

Η ιδέα ότι ο αυχένας του σπονδυλικού τόξου είναι μία ισχυρή οστική ανατομική δομή οδήγησε στο σχεδιασμό και την κλινική εφαρμογή των διαυχενικών κοχλιών σε συνδυασμό με ράβδους ή πλάκες **(Εικόνες 3 και 4)**. Δεδομένου ότι τα συστήματα με διαυχενικούς κοχλίες δεν βασίζονται στα πέταλα και τις αρθρικές αποφύσεις των σπονδύλων για την καθήλωση στη σπονδυλική στήλη, είναι δυνατή η διατήρηση της κινητικότητας των παρακείμενων σπονδυλικών μονάδων, ενώ επιπλέον, μέσω των συστημάτων

αυτών μπορεί να εφαρμοσθούν δυνάμεις διατάσεως, συμπίεσης, λόρδωσης ή στροφής για διόρθωση της θέσης της σπονδυλικής στήλης ανάλογα με την εκάστοτε κλινική περίπτωση. Η κλινική εφαρμογή των συστημάτων με διαυχενικούς κοχλίες και ράβδους ή πλάκες οδήγησε, ωστόσο, στην ανακάλυψη πολλών προβλημάτων. Για παράδειγμα, οι άκαμπτες πλάκες και οι ράβδοι δεν ήταν δυνατό να καμφθούν ώστε να εφαρμόσουν καλύτερα στη σπονδυλική στήλη, ενώ επιπλέον, κλινικές μελέτες κατέληξαν σε αυξημένα ποσοστά αποτυχίας των υλικών και ψευδάρθρωσης όταν τα συστήματα αυτά χρησιμοποιήθηκαν για τη θεραπεία εκρηκτικών καταγμάτων της θωρακοσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης.²² Κόπωση και αποτυχία των υλικών, ιδιαίτερα των κοχλίων μπορεί να συμβεί εβδομάδες ή μήνες μετά τη χειρουργική επέμβαση, και παρατηρείται συχνότερα σε νέους ασθενείς με κακώσεις της σπονδυλικής στήλης λόγω μεγαλύτερης ισχύος και πυκνότητας των οστών συγκριτικά με τους μεγαλύτερους σε ηλικία ασθενείς. Χαλάρωση, προβολή ή μετατόπιση των υλικών λόγω μηχανικής ανεπάρκειας του οστού μπορεί επίσης να συμβεί, ιδιαίτερα σε ηλικιωμένους ασθενείς με ανεπαρκή και οστεοπορωτικά οστά ή λόγω κακής τεχνικής (Εικόνα 5). Για τη μείωση των προβλημάτων τα οποία σχετίζονται με τους διαυχενικούς κοχλίες προτάθηκε στη συνέχεια η ταυτόχρονη τοποθέτηση αγκίστρων στα πέταλα των σπονδυλικών τόξων, με σκοπό τη μείωση των φορτίων τα οποία ασκούνται στα σημεία επαφής των διαυχενικών κοχλίων με το οστό των σπονδύλων (Εικόνα 6).²²

Άλλα μειονεκτήματα των σταθερών συστημάτων σπονδυλοδεσίας με διαυχενικούς κοχλίες είναι ότι μπορεί να προκαλέσουν οστεοπενία λόγω αποφόρτισης των σπονδυλικών σωμάτων από τα υλικά και εκφύλιση των παρακείμενων υγιών σπονδυλικών μονάδων.²³⁻²⁷

Αν και η ιδανική ακαμψία ή ελαστικότητα των συστημάτων σπονδυλοδεσίας είναι πολύ δύσκολο αν όχι αδύνατο να προβλεφθεί, αναπτύχθηκαν στη συνέχεια διάφορα συστήματα οπίσθιας σπονδυλοδεσίας τα οποία είναι περισσότερο ελαστικά ή εύκαμπτα (συστήματα ελαστικής ή δυναμικής σπονδυλοδεσίας) (Εικόνες 7 και 8). Ο λόγος για τη σχεδίαση και κατασκευή των συστημάτων αυτών ήταν η ανάγκη μείωσης των ιατρογενών επιπλοκών από τη χρήση των άκαμπτων συστημάτων σπονδυλοδεσίας.^{28,29}

Διάφορες εμβιομηχανικές μελέτες έδειξαν ότι τα άκαμπτα συστήματα είναι περισσότερο αποτελεσματικά για τη σταθερότητα της εσωτερικής οστεοσύνθεσης στη σπονδυλική στήλη και την πρόωση της σπονδυλοδεσίας. Βασιζόμενοι στις μελέτες αυτές έγιναν προσπάθειες βιολογικής και εμβιομηχανικής κατασκευής υλικών και εμφυτευμάτων τα οποία αρχικά θα ήταν άκαμπτα ικανά ώστε να εξασφαλίσουν την σταθερότητα και να προάγουν την πρόωση, ενώ στη συνέχεια η ακαμψία τους θα μειωνόταν σταδιακά μέχρι πλήρους εξαφάνισης ώστε να μεταφέρονται φορτία στη σπονδυλική στήλη. Σε ένα τέτοιο μοντέλο, χρησιμοποιήθηκαν ροδέλες ιξωδοελαστικού πολυμερούς μεταξύ της πλάκας και του παξιμαδιού του κλασσικού κοχλία Steffee. Το μοντέλο αυτό παρείχε άμεση σταθερότητα της σπονδυλοδεσίας η οποία σταδιακά μειωνόταν λόγω της ιξωδοελαστικής ιδιότητας του πολυμερούς. Με τον τρόπο αυτό, σταδιακά περισσότερα φορτία ασκούνταν στα σπονδυλικά σώματα στο επίπεδο της σπονδυλοδεσίας και δεν παρατηρήθηκε το φαινόμενο της οστικής απορρόφησης λόγω αποφόρτισης (stress shielding).³⁰ Στην ίδια θεωρία βασίσθηκε και η κατασκευή και κλινική εφαρμογή των βιοαπορροφήσιμων υλικών στη χειρουργική της σπονδυλικής στήλης.^{31,32} Σήμερα, τέτοια συστήματα χρησιμοποιούνται συχνά. Ωστόσο, ούτε τα συστήματα αυτά στερούνται επιπλοκών, όπως είναι η έλλειψη μηχανικής

αντοχής σε δυνάμεις κάμψης και στροφής, και η παραγωγή προϊόντων φθοράς τα οποία μπορεί να οδηγήσουν σε χαλάρωση των υλικών και αποτυχία της οστεοσύνθεσης.

Διάφορα συστήματα πρόσθιας σπονδυλοδεσίας όπως το σύστημα σπονδυλοδεσίας Syracuse-I με πλάκα και κοχλίες και τα συστήματα σπονδυλοδεσίας Kaneda και Kostuik με πλάκα και ράβδους έχουν επίσης κατασκευασθεί και χρησιμοποιούνται στην κλινική πράξη (Εικόνες 9 έως 12).³³⁻³⁶ Τα συστήματα πρόσθιας σπονδυλοδεσίας έχουν το πλεονέκτημα ότι μπορεί να χρησιμοποιηθούν σε βραχείες σπονδυλοδεσίας λίγων σπονδυλικών επιπέδων.

Λόγω της μεγάλης ποικιλίας των υλικών και εμφυτευμάτων σπονδυλικής στήλης, είναι δύσκολο για το χειρουργό να επιλέξει το κατάλληλο υλικό για συγκεκριμένη πάθηση της σπονδυλικής στήλης. Για το λόγο αυτό, ο Laxer σχεδίασε ένα σύστημα σπονδυλοδεσίας το οποίο μπορεί το ίδιο να εφαρμοσθεί σε διάφορες παθήσεις της θωρακοσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης μέσω πρόσθιας ή οπίσθιας προσπέλασης.³⁷ Το σύστημα αυτό αποτελείται από ένα ρυθμιζόμενο κοχλία ανάλογα με την ευθυγράμμιση της σπονδυλικής στήλης στο αντίστοιχο επίπεδο, σε συνδυασμό με άγκιστρα και κοχλίες για τη μείωση των φορτίων στους κοχλίες στο σημείο επαφής των κοχλίων με το οστόν.

Συστήματα εσωτερικής οστεοσύνθεσης και σπονδυλοδεσίας.

Αυχενική μοίρα της σπονδυλικής στήλης

Πλάκες και ράβδοι πρόσθιας και οπίσθιας αυχενικής σπονδυλοδεσίας

Οι πλάκες και ράβδοι πρόσθιας και οι οπίσθιας αυχενικής σπονδυλοδεσίας χρησιμοποιούνται για τη θεραπεία κακώσεων, όγκων και

εκφυλιστικών ή φλεγμονωδών παθήσεων της αυχενικής μοίρας της σπονδυλικής στήλης (Εικόνα 13).³⁸⁻⁴⁶ Στις περισσότερες περιπτώσεις, οι πλάκες πρόσθιας αυχενικής σπονδυλοδεσίας εφαρμόζονται με μεσοσπονδύλια εμφυτεύματα (κυλίνδρους και κλωβούς) (Εικόνες 14 έως 17) και οστικά αυτομοσχεύματα ή αλλομοσχεύματα (Εικόνα 18) για υποστήριξη και επιτάχυνση της πώρωσης. Οι περισσότερο γνωστές τέτοιες πλάκες είναι οι πλάκες Caspar και Orion.⁴⁵ Οι πλάκες και ράβδοι πρόσθιας αυχενικής σπονδυλοδεσίας έχουν σχεδιασθεί προκειμένου να γεφυρώνουν 2 ή 3 σπονδυλικά επίπεδα καθηλούμενες με κοχλίες στο υποκείμενο και το υπερκείμενο επίπεδο της σπονδυλοδεσίας. Οι κοχλίες θα πρέπει να φέρονται δια του πρόσθιου φλοιού του σπονδυλικού σώματος και να σταθεροποιούνται χωρίς να διαπερνούν στον οπίσθιο φλοιό λόγω του κινδύνου κάκωσης του νωτιαίου μυελού. Επιπλέον, οι κοχλίες δεν θα πρέπει να διαπερνούν τις τελικές σπονδυλικές πλάκες του υποκείμενου και υπερκείμενου σπονδύλου από τις οποίες θα πρέπει ιδανικά να απέχουν τουλάχιστον 2 mm.⁴⁶

Με εξαίρεση τις κακώσεις της σπονδυλικής στήλης, οι πλάκες και ράβδοι οπίσθιας αυχενικής σπονδυλοδεσίας χρησιμοποιούνται λιγότερο συχνά από τις πλάκες πρόσθιας αυχενικής σπονδυλοδεσίας. Αντίθετα, στις περιπτώσεις οπίσθιας συμπίεσης του σπονδυλικού σωλήνα για την οποία απαιτείται αποσυμπίεση με εκτομή των οπίσθιων σπονδυλικών στοιχείων, η οπίσθια σταθεροποίηση με πλάκα και κοχλίες εξασφαλίζει στις περισσότερες περιπτώσεις σταθερότητα στην αυχενική μοίρα. Οι πλάκες και ράβδοι οπίσθιας αυχενικής σπονδυλοδεσίας περιορίζουν την κάμψη και την έκταση και προσδένονται στα σπονδυλικά ογκώματα με κοχλίες. Σήμερα, δύο κυρίως τύποι τέτοιων πλακών ή ράβδων χρησιμοποιούνται στην αυχενική μοίρα της σπονδυλικής στήλης: εκείνες οι οποίες προσδένονται με

κοχλίες στους αυχένες των σπονδυλικών τόξων και εκείνες οι οποίες προσδένονται με κοχλίες στα πλάγια ογκώματα των αυχενικών σπονδύλων. Οι διαυχενικοί κοχλίες προτιμούνται στον δεύτερο και έβδομο αυχενικό και τον πρώτο θωρακικό σπόνδυλο, ενώ στον τρίτο έως έκτο αυχενικό σπόνδυλο προτιμούνται οι κοχλίες στα πλάγια ογκώματα των σπονδύλων.⁴⁶

Οι πλάκες και οι ράβδοι αυχενικής σπονδυλοδεσίας συνήθως κατασκευάζονται από τιτάνιο ή κράματα κοβαλτίου, χρωμίου και μολυβδένιου, τα οποία χαρακτηρίζονται από μικρότερη φθορά συγκριτικά με το ατσάλι και επιτρέπουν την εκτέλεση μαγνητικής τομογραφίας. Ωστόσο, μπορεί να προκαλέσουν παράσιτα τα οποία περιορίζουν την ποιότητα της απεικόνισης.

Σύρματα οπίσθιας αυχενικής σπονδυλοδεσίας

Τα σύρματα για οπίσθια αυχενική σπονδυλοδεσία χρησιμοποιούνται σήμερα λιγότερο συχνά από την οστεοσύνθεση με πλάκες πρόσθιας αυχενικής σπονδυλοδεσίας (Εικόνες 19 και 20).⁴⁷ Τα σύρματα περιορίζουν σημαντικά την κάμψη, αλλά σχετίζονται με την εμφάνιση λιγότερων επιπλοκών συγκριτικά με τις πλάκες. Ωστόσο, δεν προστατεύουν από δυνάμεις στροφής της σπονδυλικής στήλης και δεν είναι αποτελεσματικά για την πρόσθια αποσυμπίεση του σπονδυλικού σωλήνα. Συνήθως χρησιμοποιείται σύρμα από ατσάλι διαμέτρου 20 gauge. Υπάρχουν διάφορες τεχνικές οπίσθιας σπονδυλοδεσίας με σύρματα, όπως η τοποθέτηση των συρμάτων κάτω ή πάνω από τα πέταλα των σπονδύλων και διαμέσω οπών στις αρθρώσεις και τις αποφύσεις των σπονδύλων. Η σπονδυλοδεσία με σύρματα συχνά ενισχύεται με αυτομοσχεύματα ή αλλομοσχεύματα για την πρόοδο και την ενίσχυση της σπονδυλοδεσίας.⁴⁶

Συστήματα σπονδυλοδεσίας του οδόντος

Τα κατάγματα τύπου 1 αφορούν την κορυφή του οδόντος, είναι σταθερά και συνήθως αντιμετωπίζονται με συντηρητικές μεθόδους όπως κρανιακή έλξη ή ακινητοποίηση σε κηδεμόνα τύπου halo. Τα κατάγματα τύπου 3 αφορούν το σώμα του δεύτερου αυχενικού σπονδύλου κάτω από τη βάση του οδόντος, και είναι επίσης σταθερά και πωρώνονται εύκολα. Τα κατάγματα τύπου 2 φέρονται εγκάρσια στη βάση του οδόντος και θεωρούνται ασταθή κατάγματα τα οποία συχνά δεν πωρώνονται με απλή εξωτερική σταθεροποίηση με κηδεμόνα τύπου halo. Στα κατάγματα αυτά, ιδιαίτερα όταν απαιτείται ανάταξη θα πρέπει να γίνει εσωτερική οστεοσύνθεση. Οπίσθια οστεοσύνθεση με σύρματα συχνά χρησιμοποιείται για την αντιμετώπιση των καταγμάτων τύπου 2 του οδόντος, καθώς επιτυγχάνει ικανοποιητική πόρωση του κατάγματος, αλλά περιορίζει τις κινήσεις στροφής του αυχένα. Για το λόγο αυτό, η οστεοσύνθεση των καταγμάτων του οδόντος μπορεί να γίνει με κοχλία συμπίεσεως, ο οποίος φέρεται κεφαλικά από το σώμα του άξονα, δια της γραμμής του κατάγματος στο σώμα του οδόντος.^{46,48,49}

Συστήματα εσωτερικής οστεοσύνθεσης και σπονδυλοδεσίας.

Θωρακική και οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης

Διάφορα συστήματα σπονδυλοδεσίας χρησιμοποιούνται για την αντιμετώπιση και τη διόρθωση σημαντικού βαθμού συγγενών παθήσεων της θωρακικής και της οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης όπως η σκολίωση, η κύφωση, η σπονδυλική στένωση και ο δυσραφισμός, εκφυλιστικών παθήσεων και κακώσεων από τροχαία ατυχήματα, πυροβόλα όπλα και καταδύσεις.^{21,46,50-62}

Συστήματα οπίσθιας σπονδυλοδεσίας

Η οπίσθια σπονδυλοδεσία προτιμάται της πρόσθιας σπονδυλοδεσίας στη θωρακική και την οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης καθώς επιτρέπει την ευκολότερη αποσυμπίεση και άμεση ορατότητα των νευρικών στοιχείων και του νωτιαίου μυελού (Εικόνες 21 έως 23).^{21,46,50-62} Επιπλέον, η οπίσθια προσπέλαση είναι περισσότερο εύκολη και ασφαλής συγκριτικά με την πρόσθια. Αντίθετα, στην αυχενική μοίρα της σπονδυλικής στήλης η οπίσθια σπονδυλοδεσία είναι συνήθως περιορισμένη διότι οι αυχενικοί σπόνδυλοι είναι μικρότεροι σε διαστάσεις, και τα υλικά σπονδυλοδεσίας τα οποία χρησιμοποιούνται στη θωρακική και την οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης έχουν σημαντικά μεγάλο όγκο και δεν είναι δυνατόν να εφαρμοσθούν στην αυχενική μοίρα της σπονδυλικής στήλης. Επίσης, από εμβιομηχανικής άποψης, η προστασία και σταθερότητα την οποία εξασφαλίζουν στη θωρακική και την οσφυϊκή μοίρα δεν είναι αναγκαίες στον αυχένα.

Οι σπονδυλοδεσίες στην οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης εφαρμόζονται για περισσότερο από 100 χρόνια. Αρχικά, οι διάφορες τεχνικές, οι οποίες συνεχίζουν να εφαρμόζονται και σήμερα, αφορούσαν μόνο την τοποθέτηση μοσχευμάτων τοπικά στην περιοχή της σπονδυλοδεσίας. Σήμερα, αποτελεί συνήθη χειρουργική πρακτική η ενίσχυση της οπίσθιας σπονδυλοδεσίας με υλικά εσωτερικής οστεοσύνθεσης της σπονδυλικής στήλης για άμεση σταθερότητα και αποκατάσταση των ασθενών, και οπισθοπλάγια τοποθέτηση αυτόλογων ή ετερόλογων οστικών μοσχευμάτων ή οστικών υποκαταστάτων για ενίσχυση και επιτάχυνση της πώρωσης. Τα οστικά μοσχεύματα πωρούνται σε χρόνο περίπου 4 έως 5 μήνες. Η πώρωση της σπονδυλοδεσίας θα εξασφαλίσει την

τελική σταθερότητα της σπονδυλικής στήλης. Εφόσον δεν επιτευχθεί ικανοποιητική πόρωση της σπονδυλοδεσίας, τα υλικά της σπονδυλοδεσίας δέχονται αυξημένα φορτία και τελικά σπάζουν ή χαλαρώνουν (αποτυχία υλικών).⁴⁶

Μία από τις πρώτες οπίσθιες σπονδυλοδεσίες είναι εκείνη του Luque η οποία περιλαμβάνει υποπετάλια σύρματα για την πρόσδεση ραβδών στη θωρακική και την οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης. Παρά το γεγονός ότι η τεχνική αυτή εξασφάλιζε πολύ σημαντική σταθερότητα της σπονδυλοδεσίας, σχετιζόταν με σχετικά αυξημένο κίνδυνο νευρολογικών επιπλοκών. Στην κλασική περιγραφή της τεχνικής από τον Luque, τα σύρματα τοποθετούνται τυφλά κάτω από τα πέταλα των σπονδύλων χωρίς ορατότητα του σπονδυλικού σωλήνα και των νωτιαίων ριζών. Για το λόγο αυτό, η τεχνική στη συνέχεια τροποποιήθηκε με την τοποθέτηση των συρμάτων στη βάση των ακανθωδών αποφύσεων. Άλλες τροποποιήσεις περιλαμβάνουν τη χρήση υποπετάλιων συρμάτων σε συνδυασμό με τετράγωνα συστήματα σπονδυλοδεσίας (Luque και Hartshill) ή μεταλλικά κομβία (οπίσθια σπονδυλοδεσία με σύρματα Wisconsin). Οι ράβδοι Harrington (χωρίς σπείραμα) και Knodt (με σπείραμα) φέρουν άγκιστρα (Εικόνες 1 και 2) και έχουν σχεδιασθεί για τη συμπίεση ή τη διάταση της σπονδυλικής στήλης (αναλόγως της φοράς τοποθέτησης των αγκίστρων) για την αντιμετώπιση κυρίως συγγενών παραμορφώσεων της σπονδυλικής στήλης όπως η εφηβική σκολίωση. Σε ορισμένες περιπτώσεις, όπως σε κατάγματα της σπονδυλικής στήλης από κακώσεις, όγκους ή λοιμώξεις, οι ράβδοι μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθούν για την σταθεροποίηση της σπονδυλικής στήλης με τμηματική σπονδυλοδεσία.⁴⁶

Οι ράβδοι θωρακο-οσφυϊκής σπονδυλοδεσίας σχετίζονται με υψηλά ποσοστά επιτυχίας και αποτελούν τα συχνότερα χρησιμοποιούμενα υλικά

σπονδυλοδεσίας. Ωστόσο, έχουν το μειονέκτημα των υποπετάλιων αγκίστρων τα οποία μπορεί να συμπιέσουν το σπονδυλικό σάκο ή να τραυματίσουν τις νωτιαίες ρίζες ή ακόμη και το νωτιαίο μυελό. Επιπλέον, στην οσφυϊκή μοίρα τείνουν να προκαλέσουν μείωση της φυσιολογικής οσφυϊκής λόρδωσης (σύνδρομο επίπεδης ράχης), το οποίο σχετίζεται με χρόνιο επίμονο πόνο. Για την αντιμετώπιση των προβλημάτων αυτών σχεδιάστηκαν τα συστήματα σπονδυλοδεσίας με διαυχενικούς κοχλίες, στα οποία οι κοχλίες φέρονται δια των αυχένων των σπονδυλικών τόξων στο σπονδυλικό σώμα. Οι κοχλίες συνδέονται μεταξύ τους με ράβδους ή πλάκες. Υπάρχουν πολλές παραλλαγές του μοντέλου αυτού και διάφορα διαθέσιμα συστήματα όπως το Steffee, Edwards, Roy Camille, και Cotrel-Dubousset. Το σύστημα σπονδυλοδεσίας Steffee αποτελεί ίσως το συχνότερα χρησιμοποιούμενο σύστημα, το οποίο περιλαμβάνει επίπεδες πλάκες με διαυχενικούς κοχλίες, ενώ το σύστημα Cotrel-Dubousset χρησιμοποιεί ράβδους.

Τα κακοήθη νεοπλάσματα, οι λοιμώξεις και τα κατάγματα μπορεί να προκαλέσουν την καταστροφή ενός ή περισσότερων σπονδυλικών σωμάτων. Στις περιπτώσεις αυτές, μπορεί να γίνει αφαίρεση ολόκληρου του σπονδυλικού σώματος (σπονδυλεκτομή), σε συνδυασμό με την τοποθέτηση οστικών μοσχευμάτων και μεσοσπονδύλιων κλωβών. Οι κλωβοί μπορεί να στηρίζονται ανεξάρτητα ή με εσωτερική οστεοσύνθεση με πλάγια, πρόσθια ή οπίσθια συστήματα σπονδυλοδεσίας. Οι κλωβοί συνήθως είναι κατασκευασμένοι από τιτάνιο το οποίο έχει μηχανικές ιδιότητες και αντοχή παραπλήσια του οστού, άριστη βιοσυμβατότητα, και προκαλεί λιγότερα απεικονιστικά παράσιτα στη μαγνητική τομογραφία συγκριτικά με τα υπόλοιπα μέταλλα όπως το ατσάλι. Οι σπονδυλικοί κλωβοί είναι διαθέσιμοι σε διάφορα σχήματα, αλλά γενικά έχουν σχήμα κυλινδρικό με οδοντώσεις

στα άκρα τους για την ενσφήνωση στο σπονδυλικό σώμα του υπερκείμενου και του υποκείμενου σπονδύλου. Στο εσωτερικό των κλωβών συνήθως τοποθετούνται οστικά μοσχεύματα για ενίσχυση της σπονδυλοδεσίας ή οστικό τσιμέντο για σταθερότητα. Μετά από σπονδυλεκτομή, μεταξύ των σπονδυλικών σωμάτων μπορεί να τοποθετηθούν αντί των μεσοσπονδύλιων κλωβών οστικά αυτομοσχεύματα ή αλλομοσχεύματα όπως ένα τεμάχιο θωρακικής πλευράς, περόνης ή αυτομοσχεύματος από τη λαγόνιο ακρολοφία σε συνδυασμό με πρόσθια σπονδυλοδεσία με πλάκα και κοχλίες. Μερικοί από τους συχνότερα χρησιμοποιούμενους κλωβούς στη θωρακική και την οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης είναι οι κλωβοί Bagby και Kuslich, οι κλωβοί Ray με σπείραμα, ο κλωβός Harms και ο κλωβός Brantigan ο οποίος έχει σχεδιαστεί για την τοποθέτηση δια οπίσθιας προσπέλασης ή με οπίσθια μεσοσπονδύλια οσφυϊκή σπονδυλοδεσία. Ο κλωβός Brantigan αποτελείται από υψηλής πυκνότητας ίνες άνθρακα και η τεχνική περιλαμβάνει την τοποθέτηση 2 κλωβών εκατέρωθεν της μέσης γραμμής στο μεσοσπονδύλιο διάστημα. Μεταξύ αυτών τοποθετούνται οστικά μοσχεύματα για ενίσχυση της σπονδυλοδεσίας και πώρωση. Οι κλωβοί αυτοί είναι ακτινοδιαπερατοί και ανιχνεύονται στις απλές ακτινογραφίες από την παρουσία ενός ακτινοσκιερού δείκτη στο εσωτερικό του κλωβού.

Συστήματα πρόσθιας σπονδυλοδεσίας

Τα συστήματα πρόσθιας σπονδυλοδεσίας είναι παρόμοια με εκείνα τα οποία χρησιμοποιούνται σε οπίσθιες σπονδυλοδεσίες και συνήθως περιλαμβάνουν πλάκες και κοχλίες (Εικόνες 24 έως 26).^{46,55-62} Η πρόσθια σπονδυλοδεσία εκτελείται συχνότερα στην αυχενική μοίρα της σπονδυλικής στήλης, ενώ είναι σχετικά σπάνια στη θωρακική και την οσφυϊκή μοίρα της

σπονδυλικής στήλης. Στις θέσεις αυτές, συνήθως χρησιμοποιείται για τη διόρθωση ή σταθεροποίηση σημαντικής παραμόρφωσης της σπονδυλικής στήλης σε κύφωση ή σκολίωση με διάταση του κοίλου ή συμπίεση του κυρτού της παραμόρφωσης από το σύστημα. Επίσης, τα συστήματα πρόσθιας σπονδυλοδεσίας είναι χρήσιμα για την αντιμετώπιση με πρόσθια προσπέλαση πρωτοπαθών ή μεταστατικών όγκων της σπονδυλικής στήλης.

Σπονδυλοπλαστική

Η σπονδυλοπλαστική είναι η διαδερμική έγχυση οστικού τσιμέντου στο σπονδυλικό σώμα προκειμένου για την ενίσχυση της αρχιτεκτονικής του σπονδύλου και τη σταθεροποίηση του σπονδυλικού κατάγματος. Η κύρια ένδειξη της σπονδυλοπλαστικής είναι η ανακούφιση από τον πόνο των ασθενών με συμπιεστικά σπονδυλικά κατάγματα λόγω οστεοπόρωσης ή λυτικών βλαβών των σπονδυλικών σωμάτων (Εικόνες 27 και 28).^{63,64} Η πρώτη περίπτωση διαδερμικής σπονδυλοπλαστικής με οστικό τσιμέντο αναφέρεται το 1985 από τους Gallibert και συνεργάτες για την αντιμετώπιση επιθετικών αιμαγγειωμάτων των σπονδυλικών σωμάτων.⁶⁵ Αργότερα, οι ενδείξεις της σπονδυλοπλαστικής επεκτάθηκαν στα συμπιεστικά σπονδυλικά κατάγματα λόγω οστεοπόρωσης, μυελώματος, μεταστατικών νεοπλασμάτων στη σπονδυλική στήλη, ανευρυσματικών οστικών κύστεων, λεμφωμάτων των σπονδυλικών σωμάτων, καθώς επίσης και σε ασθενείς με σπονδυλίτιδα Kümmell, έλκη κατακλίσεως και αποτυχία της συντηρητικής αγωγής. Σε ασθενείς με νευρολογική σημειολογία, η σπονδυλοπλαστική μπορεί να γίνει παράλληλα με ακτινοβολία.⁶⁵⁻⁷⁰

Η σπονδυλοπλαστική μπορεί να γίνει σε όλα τα επίπεδα της σπονδυλικής στήλης, από τον άτλαντα έως την οσφυϊκή μοίρα. Ωστόσο, η σπονδυλοπλαστική εκτελείται συχνότερα στη θωρακική και την οσφυϊκή

μοίρα της σπονδυλικής στήλης.^{65,70-72} Απόλυτες αντενδείξεις για σπονδυλοπλαστική αποτελούν τα επισκληρίδια αποστήματα, η σηψαιμία, η οστεομυελίτιδα, η σπονδυλοδισκίτιδα, οι διαταραχές της πήκτικότητας και η συμπτωματική συμπίεση του νωτιαίου μυελού στο επίπεδο του σπονδυλικού κατάγματος.^{66,73} Η προσπέλαση στο σπονδυλικό σώμα είναι παρόμοια με εκείνη της βιοψίας της σπονδυλικής στήλης, και αφορά σε οπισθοπλάγια διαυχενική προσπέλαση υπό καθοδήγηση με ακτινοσκόπιο ή αξονικό τομογράφο. Το τσιμέντο θα πρέπει να εγχέεται σε κλάσματα των 5 ml. Η έγχυση τσιμέντου σε υγρή φάση θα πρέπει να αποφεύγεται για τον κίνδυνο διαφυγής στο σπονδυλικό φλεβώδες πλέγμα ή το σπονδυλικό σωλήνα. Η πλήρωση του σπονδυλικού σώματος θεωρείται ιδανική όταν το τσιμέντο γεμίζει από την κορυφή έως τη βάση των πρόσθιων δύο τρίτων και κατά μήκος της μέσης γραμμής του σπονδυλικού σώματος χωρίς τη διαπίστωση διαφυγής. Μετεγχειρητικά, ο ασθενής παρακολουθείται για 2 περίπου ώρες και στη συνέχεια μπορεί να κινητοποιηθεί. Βάδιση με πλήρη φόρτιση επιτρέπεται περίπου 4-5 ώρες μετά την επέμβαση. Σε διάφορες σειρές, τα αποτελέσματα της σπονδυλοπλαστικής στην ανακούφιση από τον πόνο, την ικανότητα βάδισης και τη μείωση της χρήσης οπιοειδών αναλγητικών κυμαίνονται από 70 έως 97%.^{68,69} Επιπλέον, τα αποτελέσματα αυτά ήταν παρόμοια με εκείνα τα οποία έχουν αναφερθεί σε αντίστοιχους ασθενείς μετά από ακτινοθεραπεία και χειρουργική θεραπεία, ωστόσο με λιγότερες επιπλοκές και βραχύτερο χρόνο νοσηλείας.^{68,74-76} Οι κύριες επιπλοκές της σπονδυλοπλαστικής είναι η διαφυγή τσιμέντου στο σπονδυλικό σωλήνα, τα μεσοσπονδύλια τρήματα και το σπονδυλικό φλεβώδες πλέγμα η οποία μπορεί να οδηγήσει σε πίεση του νωτιαίου μυελού ή των νωτιαίων ριζών και νευρολογική σημειολογία, και σε μαζική πνευμονική εμβολή οστικού τσιμέντου (Εικόνα 29).⁷⁷⁻⁷⁹ Επιπλέον, η θερμότητα που παράγεται τοπικά

κατά την εξώθερμη αντίδραση από τον πολυμερισμό του οστικού τσιμέντου μπορεί να προκαλέσει μη αναστρέψιμες βλάβες στις παρακείμενες ευγενείς ανατομικές δομές της σπονδυλικής στήλης. Ωστόσο, οι παρασπονδυλικοί μύες και τα μαλακά μόρια, καθώς και το εγκεφαλονωτιαίο υγρό δρουν ως δεξαμενές απαγωγής της θερμότητας.^{64,80}

Κυφοπλαστική

Για την αποφυγή των επιπλοκών από διαφυγή του οστικού τσιμέντου, η χρήση ενός μπαλονιού για την ανύψωση και ενίσχυση του σπονδυλικού σώματος κατά την έγχυση του τσιμέντου οδήγησε στην εξέλιξη της κυφοπλαστικής.^{73,74,81} Υπάρχουν διαθέσιμα σήμερα διάφορα συστήματα κυφοπλαστικής (Εικόνες 30 και 31). Οι ενδείξεις και οι αντενδείξεις της κυφοπλαστικής είναι παρόμοιες με εκείνες της σπονδυλοπλαστικής. Κατεξοχήν, η κυφοπλαστική ενδείκνυται σε ασθενείς με σημαντική κύφωση (>20°) και διάσπαση του οπίσθιου σπονδυλικού φλοιού του σπονδυλικού σώματος. Παρά το γεγονός ότι ο ιδανικός χρόνος συντηρητικής αγωγής των οστεοπορωτικών σπονδυλικών καταγμάτων πριν την εκτέλεση κυφοπλαστικής δεν έχει πλήρως διευκρινισθεί, θεωρείται ότι όταν η κυφοπλαστική εκτελείται μέσα σε 1 μήνα από το σπονδυλικό κάταγμα είναι ευκολότερη η ανύψωση της τελικής σπονδυλικής πλάκας και η αποκατάσταση του ύψους του σπονδυλικού σώματος συγκριτικά με τις περιπτώσεις στις οποίες η επέμβαση γίνει αρκετούς μήνες μετά το κάταγμα.^{64,81}

Τα αποτελέσματα της κυφοπλαστικής είναι παρόμοια με εκείνα της σπονδυλοπλαστικής, με 80% έως 90% των ασθενών να αναφέρουν σημαντική ανακούφιση από τον πόνο και αύξηση της κινητικότητας, καθώς επίσης και αποκατάσταση του σπονδυλικού ύψους και της οβελιαίας θέσης

της σπονδυλικής στήλης στο επίπεδο του κατάγματος.^{73,74,82} Επιπλέον, οι επιπλοκές της κυφοπλαστικής είναι σπανιότερες από εκείνες της σπονδυλοπλαστικής, πιθανώς λόγω του μικρότερου κινδύνου διαφυγής οστικού τσιμέντου.^{64,73,74,79,82,83}

Συστήματα ελαστικής ή δυναμικής σπονδυλοδεσίας

Η σπονδυλοδεσία δεν είναι φυσιολογική κατάσταση διότι καταργεί πλήρως την κινητικότητα των σπονδυλικών μονάδων, οδηγώντας σε αυξημένα φορτία στα παρακείμενα σπονδυλικά επίπεδα. Το γεγονός αυτό, μπορεί να οδηγήσει σε αποτυχία των υλικών, αύξηση του ποσοστού επιπλοκών, εκφυλιστικές αλλοιώσεις της σπονδυλικής στήλης και δυσαρέσκεια των ασθενών για το αποτέλεσμα της χειρουργικής επέμβασης.⁸⁴⁻⁸⁷

Άλλες μελέτες έδειξαν ότι η κατάργηση της κινητικότητας της σπονδυλικής μονάδας δεν είναι ο κύριος παράγοντας πώρωσης και επιτυχίας της σπονδυλοδεσίας.⁸⁸ Για τους λόγους αυτούς, προτάθηκε και σχεδιάστηκαν συστήματα δυναμικής σπονδυλοδεσίας τα οποία είτε εμποδίζουν την κίνηση σε ένα επίπεδο στο οποίο ασκούνται φυσιολογικά ή σχεδόν φυσιολογικά φορτία, είτε εμποδίζουν τη σπονδυλική στήλη να λάβει τέτοια θέση στην οποία ασκούνται αυξημένα ή παθολογικά φορτία.⁸⁹⁻⁹²

Η ελαστική ή δυναμική σπονδυλοδεσία είναι η σπονδυλοδεσία η οποία αποκαθιστά και επιτρέπει κάποια περιορισμένη κινητικότητα της σπονδυλικής στήλης, ενώ παράλληλα προστατεύει τα παρακείμενα σπονδυλικά επίπεδα.^{90,93,94} Το σύστημα δυναμικής σπονδυλοδεσίας Dynesys (Dynesys, Centerpulse Ltd, Zurich, Switzerland) αποτελείται από διαυχενικούς κοχλίες τιτανίου οι οποίοι συνδέονται με ένα καλώδιο από ελαστικό συνθετικό υλικό το οποίο ελέγχει την κίνηση της σπονδυλικής

μονάδας σε όλα τα επίπεδα (Εικόνα 7) ενώ επιπλέον μπορεί να συνδυασθούν με μεσακάνθια εμφυτεύματα (Εικόνες 8, 32 και 33). Με τον τρόπο αυτό, σταθεροποιεί τα ασταθή τμήματα της σπονδυλικής στήλης χωρίς να επηρεάζει τους μεσοσπονδύλιους δίσκους και τις αρθρικές αποφύσεις, επιτρέποντας έτσι σχεδόν ανατομική λειτουργικότητα και κινητικότητα σε ένα ελεγχόμενο εύρος κίνησης (δυναμική σταθεροποίηση).^{87,93,94}

Τα συστήματα δυναμικής σπονδυλοδεσίας σχεδιάστηκαν για την αντιμετώπιση εκφυλιστικών παθήσεων ή/και σπονδυλικής στένωσης της οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης οι οποίες συνδυάζονται με αστάθεια.⁹⁴ Η ελαστική ή δυναμική σπονδυλοδεσία ενδείκνυται σε όλες τις περιπτώσεις αστάθειας της σπονδυλικής στήλης συμπεριλαμβανομένης της εξελικτικής παραμόρφωσης της σπονδυλικής στήλης λόγω της αστάθειας, και της ιατρογενούς αστάθειας μετά από εκτεταμένη οπίσθια αποσυμπίεση της σπονδυλικής στήλης για άλλους λόγους.⁸⁷ Επιπλέον, το Dynesys μπορεί να παρεμποδίσει την εξέλιξη μικρών παραμορφώσεων της σπονδυλικής στήλης οι οποίες συχνά συνδυάζονται με σπονδυλική στένωση, όπως η εκφυλιστική σπονδυλολίσθηση και η πρόιμη εκφυλιστική σκολίωση των ενηλίκων.⁹⁰

Μία σημαντική χρησιμότητα των συστημάτων ελαστικής ή δυναμικής σπονδυλοδεσίας είναι η ανακούφιση από το δισκογενή πόνο μέσω της τροποποίησης της εμβιομηχανικής του προσβεβλημένου δίσκου, χωρίς ωστόσο, προς το παρόν, να έχουν διευκρινισθεί τα αίτια του δισκογενούς πόνου. Μετρήσεις σε κλινικές μελέτες της ενδοδισκικής πίεσης σε επώδυνους δίσκους έχουν δείξει ότι η φόρτιση του οπίσθιου ινώδους δακτυλίου πιθανώς σχετίζεται με εσωτερική προβολή και σημαντική θραύση αυτού.⁹⁵ Άλλες μελέτες έδειξαν ότι η εκφύλιση του μεσοσπονδύλιου

δίσκου σχετίζεται με μείωση των φορτίων στο δίσκο,⁹⁶ ενώ κλινικές μελέτες σε συνδυασμό με ηλεκτροφυσιολογικό έλεγχο έδειξαν ότι ο πόνος σχετίζεται με αυξημένα φορτία συμπίεσης και πλάγιας διάτμησης του μεσοσπονδύλιου δίσκου.⁹⁷ Ωστόσο, τα χαρακτηριστικά αυτά της εσωτερικής φόρτισης των μεσοσπονδύλιων δίσκων μπορεί απλώς να αποτελούν τα αποτελέσματα της αιτίας που προκαλεί τον πόνο και όχι τα αίτια του πόνου. Για τους λόγους αυτούς, τα διάφορα συστήματα δυναμικής σπονδυλοδεσίας σχεδιάστηκαν με σκοπό τη μηχανική τροποποίηση του μηχανισμού του πόνου.

Προϋπόθεση για την εφαρμογή του συστήματος Dynesys είναι ότι ο δίσκος δεν θα πρέπει να είναι πλήρως εκφυλισμένος. Επιπλέον, στις περιπτώσεις στις οποίες έχει συμβεί αυτόματη σπονδυλοδεσία στις αρθρικές αποφύσεις, θα πρέπει να γίνει σταθερή σπονδυλοδεσία. Η δυναμική σπονδυλοδεσία εφαρμόζεται συνήθως σε ένα μόνο σπονδυλικό επίπεδο. Ωστόσο, έως 4 επίπεδα μπορεί να σταθεροποιηθούν με δυναμική σπονδυλοδεσία.⁸⁷

Στα πλεονεκτήματα των συστημάτων δυναμικής σπονδυλοδεσίας περιλαμβάνονται η περισσότερο φυσιολογική και ανατομική λειτουργικότητα της σπονδυλικής μονάδας, ο περιορισμός της κίνησης σε κάμψη και έκταση, και η διατήρηση ακέραιων των μεσοσπονδυλίων δίσκων και των σπονδυλικών αρθρώσεων. Επιπλέον, η τοποθέτηση οστικών μοσχευμάτων δεν είναι απαραίτητη.^{90,91,98,99} Οι ασθενείς κινητοποιούνται την πρώτη μετεγχειρητική ημέρα και ο χρόνος νοσηλείας συνήθως δεν υπερβαίνει τις 3-4 ημέρες.⁸⁷

Σε ελεγχόμενες εμβιομηχανικές δοκιμασίες, τα συστήματα δυναμικής σπονδυλοδεσίας απεδήχθησαν αποτελεσματικά. Λόγω της μειωμένης ακαμψίας και της ελαστικότητας της δυναμικής σπονδυλοδεσίας θεωρείται

ότι η κλινική αποτελεσματικότητα των συστημάτων αυτών θα είναι καλύτερη από εκείνη των άκαμπτων συστημάτων. Ωστόσο, περαιτέρω εμβιομηχανικές μελέτες απαιτούνται για την τεκμηρίωση της αποτελεσματικότητας των συστημάτων αυτών, ενώ μόνο κλινικές μελέτες μπορεί να αποδείξουν τις θεωρίες αυτές και να οδηγήσουν τελικά στη χρησιμοποίηση λιγότερο άκαμπτων ή ελαστικών συστημάτων σπονδυλοδεσίας.¹³

Τεχνητοί μεσοσπονδύλιοι δίσκοι

Τα μεσοσπονδύλια εμφυτεύματα (Εικόνες 22, 23 και 34), τα εμφυτεύματα πηκτοειδούς πυρήνα (Εικόνα 35) και οι τεχνητοί μεσοσπονδύλιοι δίσκοι χρησιμοποιούνται όλο και περισσότερο σήμερα συχνά σε συνδυασμό με άλλες χειρουργικές επεμβάσεις στη σπονδυλική στήλη (Εικόνα 36). Οι δίσκοι οι οποίοι είναι διαθέσιμοι σήμερα αποτελούνται από δύο μεταλλικές πλάκες οι οποίες έχουν στις επιφάνειες τους οδοντώσεις προκειμένου για τη σταθερή καθήλωση στις τελικές πλάκες του υπερκείμενου και του υποκείμενου σπονδύλου (Εικόνα 37). Μεταξύ των 2 μεταλλικών πλακών παρεμβάλλεται ένας δίσκος από πολύ υψηλού μοριακού βάρους πολυαιθυλένιο (UHMWP) για την απορρόφηση των κραδασμών και την κίνηση. Τα δύο περισσότερο δημοφιλή συστήματα τεχνητών μεσοσπονδύλιων δίσκων είναι ο δίσκος ProDisc και ο δίσκος SB Charite III.^{46,54}

Βιοαπορροφήσιμα υλικά

Τα περισσότερα υλικά και εμφυτεύματα σπονδυλικής στήλης είναι μεταλλικά. Στις συχνότερες επιπλοκές αυτών περιλαμβάνονται η μετατόπιση και η θράυση ή αποτυχία των υλικών, και η οστική απορρόφηση

στις θέσεις αποφόρτισης. (stress shielding).¹⁰⁰ Τα τελευταία χρόνια έχει επιτευχθεί σημαντική πρόοδος στην ανάπτυξη υλικών σπονδυλοδεσίας και εμφυτευμάτων για την αντιμετώπιση των διαφόρων παθήσεων της σπονδυλικής στήλης. Τα περισσότερα από τα υλικά αυτά χρησιμοποιούνται σε συνδυασμό με οστικά αυτομοσχεύματα ή αλλομοσχεύματα. Λόγω των επιπλοκών αυτών, συχνά χρειάζεται τα υλικά αυτά να αφαιρεθούν πριν την επίτευξη του στόχου τους. Για τους λόγους αυτούς έχουν κατασκευασθεί υλικά εσωτερικής οστεοσύνθεσης της σπονδυλικής στήλης τα οποία ονομάζονται βιοαπορροφήσιμα υλικά (bioabsorbable) και τα οποία αποσυντίθενται σταδιακά στο βιολογικό περιβάλλον. Τα προϊόντα από τη διάσπαση των υλικών αυτών απορροφούνται σταδιακά από το φυσιολογικό κυτταρικό και ιστικό περιβάλλον μέσω των φυσιολογικών βιοχημικών μηχανισμών. Επιπλέον, τα βιοαπορροφήσιμα υλικά είναι βιοσυμβατά με τον ανθρώπινο οργανισμό, και δεν προκαλούν ανοσολογικές αντιδράσεις ή τάση για μεταλλάξεις και καρκινογένεση.¹⁰¹

Τα κύρια πλεονεκτήματα των βιοαπορροφήσιμων υλικών και εμφυτευμάτων σπονδυλικής στήλης είναι ότι παρέχουν αρχική και μεσοπρόθεσμη σταθερότητα η οποία είναι απαραίτητη για την πώρωση της σπονδυλοδεσίας, ενώ σταδιακά, μετά την επίτευξη της βιολογικής πώρωσης αποσυντίθενται και απορροφώνται. Καθώς τα βιοαπορροφήσιμα υλικά απορροφώνται από το φυσιολογικό περιβάλλον, όλο και περισσότερα φορτία φέρονται δια των υλικών στην περιοχή της σπονδυλοδεσίας.¹⁰¹ Άλλα πλεονεκτήματα των βιοαπορροφήσιμων υλικών είναι ο περισσότερο φυσιολογικός συντελεστής ελαστικότητας ως προς το οστόν συγκριτικά με τα μεταλλικά εμφυτεύματα, η μη παρεμβολή με τις διάφορες απεικονιστικές εξετάσεις, ο προβλεπόμενος χρόνος απορρόφησης, και η μη ανάγκη

μακροπρόθεσμης αφαίρεσης των υλικών λόγω πλήρους απορρόφησης και εξαφάνισης από τους ιστούς.^{31,32}

Τα πρώτα βιοαπορροφήσιμα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν ήταν τα βιοαπορροφήσιμα ράμματα τα οποία παρουσιάστηκαν 30 χρόνια πριν από τον Kulkarni και συνεργάτες.¹⁰² Τα τελευταία 20 χρόνια, απορροφήσιμα πολυμερή χρησιμοποιήθηκαν με επιτυχία για την ανάταξη και εσωτερική οστεοσύνθεση καταγμάτων και την αποκατάσταση ελλειμμάτων του προσωπικού κρανίου.¹⁰³⁻¹⁰⁵ Τα κυρίως χρησιμοποιούμενα σήμερα βιοαπορροφήσιμα υλικά είναι οι α-πολυεστέρες ή πολυ (α-υδροξυ) οξέα στα οποία περιλαμβάνεται το πολυλακτικό οξύ (PLA) από μονομερή λακτικού οξέος και το πολυγλυκολικό οξύ (PGA) από μονομερή γλυκολικού οξέος. Τα πολυμερή αυτά έχει αποδειχθεί ότι είναι πλήρως συμβατά και απορροφώνται πλήρως από τον οστίτη ιστό.¹⁰⁶ Παρόλα αυτά, υπάρχουν διαφορές μεταξύ των βιοαπορροφήσιμων υλικών όσον αφορά το ρυθμό απορρόφησης και την επίπτωση της φλεγμονώδους αντίδρασης των ιστών.^{31,32,107}

Η χρήση βιοαπορροφήσιμων υλικών στη σπονδυλική στήλη είναι καινούρια και εξελίσσεται συνεχώς. Η πλειονότητα των κλινικών εφαρμογών τέτοιων υλικών σήμερα αφορά την αποκατάσταση στα σημεία συλλογής αυτομοσχεύματων από την πρόσθια και την οπίσθια λαγόνια ακρολοφία, την οπίσθια σπονδυλοδεσία, την πρόσθια μεσοσπονδύλια σπονδυλοδεσία και την πρόσθια και οπίσθια αυχενική και οσφυϊκή σπονδυλοδεσία με την τεχνική ταινίας ελκυσμού (tension band) με πλάκα.^{31,32}

Οι Van Dijk και συνεργάτες μελέτησαν τα αποτελέσματα της πρόσθιας σπονδυλοδεσίας με τη χρήση μεσοσπονδύλιων κλωβών σε αιγοειδή.¹⁰⁸ Οι κλωβοί ήταν βιοαπορροφήσιμοι στη μία ομάδα και τιτανίου

στην άλλη. Ο απεικονιστικός έλεγχος στους 6 μήνες από την εμφύτευση έδειξε ότι η μείωση της σκληρότητας των βιοαπορροφήσιμων κλωβών επηρέασε σημαντικά την πρόοδο της σπονδυλοδεσίας συγκριτικά με τους κλωβούς τιτανίου. Ο ιστολογικός έλεγχος στους 24 μήνες από την εμφύτευση έδειξε ότι οι βιοαπορροφήσιμοι κλωβοί είχαν υποστεί μερική αποδόμηση και απορρόφηση και αντικατάσταση από υγιές δοκιδώδες οστούν χωρίς σημεία φλεγμονώδους αντίδρασης σε προϊόντα φθοράς και ξένα σώματα.

Οι Kitchel και συνεργάτες μελέτησαν σε ανθρώπιες πτωματικές σπονδυλικές στήλες τη συμπεριφορά μιας βιοαπορροφήσιμης πλάκας σε σπονδυλοδεσία 2 επιπέδων (O4-O5 και O5-I1) σε συνδυασμό με μεσοσπονδύλιους κλωβούς.¹⁰⁹ Τα αποτελέσματα της μελέτης αυτής έδειξαν ότι τα βιοαπορροφήσιμα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν μπορούσαν να υπερβούν σημαντικά τη φυσική αντοχή του προσθίου επιμήκους συνδέσμου, η προκύρτωση ήταν εύκολη ώστε να εφαρμόσουν πλήρως στη σπονδυλική στήλη, και η απορρόφηση τους ήταν σταδιακή χωρίς κίνδυνο όψιμης μετατόπισης των υλικών και κάκωσης των παρακείμενων νευραγγειακών ανατομικών δομών. Επιπλέον, ο εμβιομηχανικός έλεγχος έδειξε σημαντική μείωση της έκτασης, το οποίο μπορεί να εξασφαλίσει την πώρωση και να εμποδίσει την πρόσθια μετατόπιση των υλικών.

Οι Subach και συνεργάτες ανέφεραν πρώιμα αποτελέσμα από τη χρήση βιοαπορροφήσιμων μεσοσπονδύλιων κλωβών σε συνδυασμό με οπίσθια σπονδυλοδεσία σε 15 ασθενείς με συμπτωματική εκφυλιστική σπονδύλωση και σπονδυλολίσηση.¹¹⁰ Στις 12 εβδομάδες μετεγχειρητικά, διαπιστώθηκε διατήρηση του ύψους του μεσοσπονδύλιου διαστήματος και της διαμέτρου των μεσοσπονδύλιων τρημάτων σε όλους τους ασθενείς.

Οι Brunon και συνεργάτες μελέτησαν 5 ασθενείς οι οποίοι υποβλήθηκαν σε πρόσθια αυχενική αποσυμπίεση και πρόσθια σπονδυλοδεσία με τη χρήση ξενομοσχεύματος και βιοαπορροφήσιμες πλάκες.¹¹¹ Ο κλινικός και ακτινολογικός έλεγχος στους 18 μήνες μετεγχειρητικά έδειξε σημαντική βελτίωση του ριζιτικού πόνου στα άνω άκρα και του πόνου στον αυχένα σε όλους τους ασθενείς. Η ανατομική θέση της αυχενικής μοίρας της σπονδυλικής στήλης και η πώρωση της σπονδυλοδεσίας θεωρήθηκαν άριστες σε 2 ασθενείς, καλές σε 2 ασθενείς και ατελείς σε 1 ασθενή.

Οι Deguchi και συνεργάτες μελέτησαν σε πτωματικές σπονδυλικές στήλες προβάτων την εμβιομηχανική σταθερότητα των διαφόρων υλικών και εμφυτευμάτων της σπονδυλικής στήλης συμπεριλαμβανομένων των βιοαπορροφήσιμων υλικών, και έδειξαν σημαντική μείωση της κινητικότητας με όλα τα συστήματα οπίσθιας σπονδυλοδεσίας. Ωστόσο, οι σπονδυλοδεσίες με μεταλλικά υλικά έδειξαν σημαντικότερο περιορισμό της κινητικότητας.¹¹²

Οι Johnsson και συνεργάτες μελέτησαν την οπισθοπλάγια σπονδυλοδεσία με βιοαπορροφήσιμες ράβδους στις αρθρικές αποφύσεις σε 11 ασθενείς με εκφυλιστικές αλλοιώσεις των μεσοσπονδυλίων δίσκων και των αρθρικών αποφύσεων στην οσφυοϊερά μοίρα της σπονδυλικής στήλης, και έδειξαν πλήρη (7 ασθενείς) και ατελή (4 ασθενείς) πώρωση της σπονδυλοδεσίας σε όλους τους ασθενείς, χωρίς σημεία οστεόλυσης πέριξ των υλικών.¹¹³

Στην προσπάθεια βελτίωσης του αισθητικού αποτελέσματος στη λαγόνια ακρολοφία μετά από συλλογή λαγονίου αυτομοσχεύματος έχουν χρησιμοποιηθεί βιοαπορροφήσιμα πλέγματα τα οποία τοποθετούνται πάνω από το οστικό έλλειμμα στην περιοχή της συλλογής του αυτομοσχεύματος.

Τα πλέγματα αυτά (MacroPore Biosurgery, Inc., San Diego, CA) είναι διαπερατά και επιτρέπουν την ανταλλαγή και μετανάστευση οστεοπαραγωγών κυττάρων και νεοαγγείων, ενώ παράλληλα εμποδίζουν την ανάπτυξη άλλου ιστού στην περιοχή ο οποίος θα αναστείλλει την οστεογένεση. Παράλληλα, τα βιοαπορροφήσιμα πλέγματα διατηρούν το χώρο για ένα συγκεκριμένο κρίσιμο χρονικό διάστημα και σταδιακά απορροφώνται με υδρόλυση. Οι Cornwall και συνεργάτες μελέτησαν τη μετεγχειρητική αναγέννηση των ελλειμμάτων της λαγόνιας ακρολοφίας μετά τη συλλογή αυτομοσχεύματος, και διαπίστωσαν αναγέννηση περισσότερου οστού και μικρότερο ποσοστό οστικού ελλείμματος στην ομάδα με τη χρήση βιοαπορροφήσιμων πλεγμάτων.¹¹⁴

Συμπερασματικά, η χρήση των βιοαπορροφήσιμων υλικών στη χειρουργική της σπονδυλικής στήλης είναι ενθαρρυντική. Η χρήση των υλικών αυτών μπορεί να βοηθήσει στην αποφυγή των επιπλοκών από τη χρήση των κλασικών μεταλλικών εμφυτευμάτων και υλικών, ενώ παράλληλα προσφέρει πρώιμη σταθερότητα χωρίς τη μακροπρόθεσμη παραμονή και ανάγκη αφαίρεσης των υλικών. Η έρευνα τώρα κατευθύνεται στην κατασκευή βιοαπορροφήσιμων υλικών τα οποία προάγουν την πώρωση ως μέθοδοι βιολογικής οστεοσύνθεσης και φορείς οστικών υποκαταστάτων.^{31,32}

Ο ρόλος της εμβιομηχανικής στη χειρουργική της σπονδυλικής στήλης

Τα υλικά και εμφυτεύματα σπονδυλικής στήλης περιλαμβάνονται στους κανονισμούς της Οργάνωσης Ιατρικών Συστημάτων και Υλικών (93/42/EEEC). Λόγω των συνεχώς αυξανόμενων υλικών και εμφυτευμάτων σπονδυλικής στήλης, η Γερμανική Εταιρεία Χειρουργικής της Σπονδυλικής Στήλης καθιέρωσε κριτήρια για τον έλεγχο και την αξιολόγηση των υλικών

και εμφυτευμάτων σπονδυλικής στήλης στην Ευρωπη. Η επιτυχία των χειρουργικών επεμβάσεων σπονδυλικής στήλης εξαρτάται από την ικανότητα των υλικών αυτών να επιτύχουν αρχική σταθερότητα στα επίπεδα στα οποία εφαρμόζονται. Για τους λόγους αυτούς, τα νέα υλικά και εμφυτεύματα και οι νέες χειρουργικές τεχνικές και προσπελάσεις στη σπονδυλική στήλη θα πρέπει να ελέγχονται σε ειδικά εργαστήρια με συγκεκριμένες αρχές, κριτηρία και πρωτόκολλα προκειμένου για την τεκμηρίωση της κλινικής εφαρμογής των υλικών και την επιλογή της περισσότερο κατάλληλης προσπέλασης και χειρουργικής τεχνικής.^{13-15,115,116}

Παράλληλα με το σχεδιασμό και την ανάπτυξη των υλικών και των εμφυτευμάτων, η εμβιομηχανική ασχολείται και με άλλα θέματα στη χειρουργική της σπονδυλικής στήλης. Για παράδειγμα, υπάρχει διχογνωμία σχετικά με τις ενδείξεις της σπονδυλοδεσίας στις διάφορες επεμβάσεις στη σπονδυλική στήλη.¹¹⁷ Επιπλέον, υπάρχει διχογνωμία σχετικά με την καλύτερη προσπέλαση στη σπονδυλική στήλη, ενώ επιπλέον, έχουν γίνει διάφορες μελέτες προκειμένου για την κατασκευή των υλικών εκείνων τα οποία θα εξασφαλίσουν την πώρωση της σπονδυλοδεσίας με το μικρότερο κίνδυνο επιπλοκών.¹¹⁸ Για τους λόγους αυτούς, διάφορα υλικά σπονδυλοδεσίας έχουν κατασκευασθεί και διάφορες εμβιομηχανικές μελέτες έχουν γίνει προκειμένου για τη βελτιστοποίηση των χειρουργικών τεχνικών και την τεκμηρίωση της αποτελεσματικότητας της χειρουργικής της σπονδυλικής στήλης γενικότερα.¹³⁻¹⁵

Πριν από τη διάθεση στο εμπόριο και την κλινική χρήση, τα διάφορα υλικά και εμφυτεύματα σπονδυλικής στήλης υποβάλλονται σε εκτενείς δοκιμασίες προκειμένου για την εξασφάλιση της ασφάλειας και της αποτελεσματικότητας τους. Οι κύριες δοκιμασίες αφορούν τον έλεγχο της βιοσυμβατότητας και της εμβιομηχανικής των υλικών. Ο κύριος ρόλος της

εμβιομηχανικής είναι η τεκμηρίωση ότι ένα συγκεκριμένο υλικό ή εμφύτευμα επιτυγχάνει τον κύριο λειτουργικό του στόχο, η σύγκριση των διαφόρων τα οποία επιτυγχάνουν το στόχο αυτό, και ο έλεγχος της ασφάλειας των υλικών και εμφυτευμάτων, ότι δηλαδή το υλικό δεν θα αποτύχει μετά την εμφύτευση. Τα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά των υλικού όπως η κίνηση, η αποφόρτιση και η ενδοδισκική πίεση, καθώς επίσης και η λειτουργικότητα του υλικού στην κλινική πράξη μπορεί να ελεγχθούν με διάφορα πρωτόκολα και μοντέλα όπως τα εικονικά μοντέλα πεπερασμένων στοιχείων, τα τρισδιάστατα υπολογιστικά μοντέλα, και τα πειραματικά μοντέλα σε φρέσκες πτωματικές σπονδυλικές στήλες ανθρώπων και πειραματοζώων. Οι εμβιομηχανικές μελέτες σε πειραματόζωα είναι χρήσιμες για την αξιολόγηση της δομής, της λειτουργίας, των ιστολογικών μεταβολών στους ιστούς και των εμβιομηχανικών χαρακτηριστικών των υλικών πριν από την έναρξη των κλινικών δοκιμασιών.

Εμβιομηχανικές δοκιμασίες ελέγχου των υλικών και εμφυτευμάτων σπονδυλικής στήλης

Τα διάφορα πρωτόκολα ελέγχου των υλικών και εμφυτευμάτων τα οποία χρησιμοποιούνται στη χειρουργική της σπονδυλικής στήλης είναι αποτέλεσμα της εμπειρίας που αποκτήθηκε τα τελευταία 30 έτη στον τομέα της βασικής έρευνας και της Εμβιομηχανικής της σπονδυλικής στήλης. Ωστόσο, με εξαίρεση τις τυχαίοποιημένες κλινικές μελέτες καμία διοκιμασία δεν μπορεί να ελέγξει πλήρως και να εξάγει συμπεράσματα σχετικά με όλα τα χαρακτηριστικά των υλικών και των εμφυτευμάτων.

Διάφορα πρωτόκολα εμβιομηχανικής αξιολόγησης έχουν προταθεί και χρησιμοποιούνται, τα οποία βασίζονται στην ανάλυση της κινητικότητας

των σπονδυλικών τμημάτων της σπονδυλοδεσίας μετά την εφαρμογή δυνάμεων ροπής.^{1,14,116,119} Ο πρώτος λόγος για την ανάγκη νέων πρωτοκόλλων εμβιομηχανικής αξιολόγησης των υλικών και εμφυτευμάτων σπονδυλικής στήλης είναι η μεταβολή των μηχανικών χαρακτηριστικών των υλικών αυτών. Για παράδειγμα, τα υλικά σπονδυλικής στήλης δεν κατασκευάζονται πλέον μόνο για τον έλεγχο της στροφής της σπονδυλικής στήλης, αλλά και για τη μεταβολή της μηχανικής του μεσοσπονδύλιου δίσκου (αποφόρτιση του δίσκου ή τροποποίηση των φορτίων στον οπίσθιο ινώδη δακτύλιο του μεσοσπονδύλιου δίσκου). Ένας δεύτερος λόγος είναι ότι πολλά από τα υλικά και εμφυτεύματα σπονδυλικής στήλης δεν είναι άκαμπτα αλλά ελαστικά ή δυναμικά. Με τα άκαμπτα υλικά σπονδυλικής στήλης, η εφαρμογή συμπιεστικών φορτίων σε συνδυασμό με φορτία πλάγιας κάμψης δεν έχει ιδιαίτερη επίδραση στη στροφή του σπονδυλικού τμήματος.¹²⁰ Αντίθετα, υλικά και εμφυτεύματα όπως ο σύνδεσμος Graf και το σύστημα Dynesys θα παραμορφωθούν υπό την επίδραση συμπιεστικών δυνάμεων με αποτέλεσμα τη μεταβολή των εμβιομηχανικών τους χαρακτηριστικών και της απόδοσης. Για τους λόγους αυτούς έχει ιδιαίτερη σημασία η αξιολόγηση των υλικών και εμφυτευμάτων της σπονδυλικής στήλης σε όσο το δυνατό περισσότερο πραγματικές κλινικά συνθήκες λειτουργίας.¹³⁻¹⁵

Τα βραχυπρόθεσμα αποτελέσματα των διαφόρων *in vitro* εμβιομηχανικών μελετών έδειξαν ότι τα συστήματα οπίσθιας σπονδυλοδεσίας (άκαμπτα, ημιάκαμπτα και ελαστικά ή δυναμικά) εξασφαλίζουν σταθερότητα στο επίπεδο της σπονδυλοδεσίας με εξαίρεση την οσφυοϊερά μοίρα της σπονδυλικής στήλης. Στην περιοχή αυτή, η αποτελεσματικότητα των άκαμπτων συστημάτων σπονδυλοδεσίας είναι μάλλον περιορισμένη. Τα άκαμπτα συστήματα πρόσθιας (και οπίσθιας)

σπονδυλοδεσίας είναι αποτελεσματικά όταν χρησιμοποιούνται σε συνδυασμό με μεσοσπονδύλια οστικά μοσχεύματα για την αποκατάσταση σταθερότητας στην θωρακοσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης.^{1,10,12,13,29,118,121-128} Ωστόσο, η σταθερότητα η οποία επιτυγχάνεται με τα περισσότερο γνωστά συστήματα σπονδυλοδεσίας όπως τα συστήματα Kaneda, Steffee και Cotrel-Dubousset μπορεί στην καλύτερη περίπτωση μόνο να πλησιάσει εκείνη της ακέραιης σπονδυλικής στήλης. Μετεγχειρητικά, η υπέρμετρη κίνηση σε οποιοδήποτε επίπεδο στην περιοχή της σπονδυλοδεσίας μπορεί να οδηγήσει σε προοδευτική χαλάρωση ή αποτυχία των υλικών, με αυξημένη πιθανότητα ψευδάρθρωσης και τελικά απώλεια της σταθεροποίησης και της διόρθωσης της θέσης της σπονδυλικής στήλης που επιτεύχθηκε χειρουργικά.

Βιβλιογραφία

1. Abumi K, Panjabi MM, Duranceau J. Biomechanical evaluation of spinal fixation devices. Part III. Stability provided by six spinal fixation devices and interbody bone graft. *Spine* 1989;14:1239-1255.
2. Asazuma T, Stokes IAF, Moreland MS, Suzuki N. Intersegmental spinal flexibility with lumbosacral instrumentation-An in vitro biomechanical investigation. *Spine* 1990;15:1153-1158.
3. Ashman RB. Mechanical testing of spinal implants. *Semin Spine Surg* 1993;5:73-80.
4. Beynon BD, Krag MH, Pope MH, Frymoyer JW, Haugh LD. Fatigue evaluation of a new spinal implant. *ASME-Ad Bioeng*, 1986, 56-57.
5. Boden SD, Schimandle JH. Biologic enhancement of spinal fusion. *Spine* 1995;20(Suppl):113S-S123.
6. Boden SD, Summer DR. Biologic factors affecting spinal fusion and bone regeneration. *Spine* 1995;20(Suppl):S102-112S.
7. Bogdanffy GM, Ohnmeiss DD, Guyer RD. Early changes in bone mineral density above a combined anteroposterior L4-S1 lumbar spinal fusion: A clinical investigation. *Spine* 1995;20:1674-1678.
8. Brantigan JW, Steffee AD, Geiger JM. A carbon fiber implant to aid interbody lumbar fusion-A biomechanical analysis. *Spine* 1991;16(6 Suppl):S270-276.
9. Brunski JB, Hill DC, Moskowitz A. Stresses in a Harrington distraction rod: Their origin and relationship to fatigue fractures in vivo. *J Biomech Eng* 1983;105:101-106.
10. Carlson GD, Abitol JJ, Anderson DR, et al. Screw fixation in the human sacrum-An in vitro study of the biomechanics of fixation. *Spine* 1992;17(6 Suppl):S196-203.
11. Carson WL, Duffield RC, Arendt M, Ridgely BS, Gaines RW. Internal forces and moments in transpedicular spine instrumentations: The effect of pedicle screw angle and transfixation 4R-4 bar linkage concept. *Spine* 1990;15:893-901.
12. Chang KW, Jkwei Z, McAfee FC, et al. A comparative biomechanical study of spinal fixation using the combination spinal rod-plate and transpedicular screw fixation system. *J Spine Disord* 1988;1:257-266.
13. Goel VK, Gilbertson LG. Basic Science of Spinal Instrumentation. *Clin Orthop* 1997;335:10-31.
14. Wilke HJ, Wenger K, Claes L. Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. *Eur Spine J* 1998;7:148-154.
15. Goel VK, Panjabi MM, Patwardhan AG, Dooris AP, Serhan H. Test protocols for evaluation of spinal implants. *J Bone Joint Surg* 2006;88(S2):103-109.
16. Hanley EN. The indications for lumbar spinal fusion with and without instrumentation. *Spine* 20(Suppl):143S-153S, 1995.
17. Gartin SR, Ozanne S. Spinal Pedicle Fixation. In Weinstein JN (ed). *Clinical Efficacy and Outcome in the Diagnosis and Treatment of Low Back Pain*. New York, Raven Press 1991, 137-174.
18. Luque ER. The anatomic basis and development of segmental spinal instrumentation. *Spine* 1982;7:256-259.

19. Luque ER, Cassis N, Ramirez-Wiella G. Segmental spinal instrumentation in the treatment of fractures of the thoracolumbar spine. *Spine* 1982;7:312-317.
20. Goel VK, Weinstein J Biomechanics of the spine: Clinical and surgical perspective. Boca Raton, FL, CRC Press Inc 1990.
21. Cotrel Y, Dubousset J, Guillaumat M. New universal instrumentation in spinal surgery. *Clin Orthop* 1988;227:10-23.
22. McLain RF, Sparling E, Benson DR: Early failure of short-segment pedicle instrumentation for thoracolumbar fracture. *J Bone Joint Surg* 1993;75A: 162-167.
23. Coe JD, Warden KE, Herzig MA, McAfee PA: Influence of bone mineral density on the fixation of thoracolumbar implants-A comparative study of transpedicular screws, laminar hooks and spinous process wiring. *Spine* 1990;15:902-907.
24. Dalenberg DD, Asher MA, Robinson RG, Jayaraman G: The effect of a stiff implant and its loosening on bone mineral content in canines. *Spine* 1993;18:1862-1866.
25. McAfee PC, F a y ID, Sutterlin CE, et al. The effect of spinal implant rigidity on vertebral bone density: A canine model. *Spine* 1991;16(6 Suppl):SI90-197.
26. Shirado O, Zdeblick TA, McAfee PC, et al. Quantitative histologic study of the influence of anterior spinal instrumentation and biodegradable polymer on lumbar interbody fusion after corpectomy: A canine model. *Spine* 1992;17:795-803.
27. Smith KR, Hunt TR, Asher MA, et al. The effect of a stiff implant on the bone-mineral content of the lumbar spine in dogs. *J Bone Joint Surg* 1991;73A:115-123.
28. Pfeiffer M, Hoffman HE, Gilbertson LG, Clausen J, Goel WC Biomechanical testing of a new variable rigidity pedicle screw implant system. American Society of Mechanical Engineers, IMECE-WAM. Chicago, IL 1994, 151-152.
29. Strauss P, Novotny M, Wilder D, Grobler L, Pope M: Multi-directional stability of the Graf System. *Spine* 1994;19:465-472.
30. Haasters J, Salis-Solio G, Bensmann G. The Use of Implant Material in Orthopaedics. In Duerig TW, Melton KN, Stockel D, Wayman DS (eds). *Engineering Aspects of Shape Memory Alloys*. London, Butterworth-Heinemann 1990, 426-444.
31. Vaccaro AR, Singh K, Haid R, Kitchel S, Wuisman P, Taylor W, Branch C, Garfin S. The use of bioabsorbable implants in the spine. *Spine J*. 2003;3(3):227-37.
32. Robbins MM, Vaccaro AR, Madigan L. The use of bioabsorbable implants in spine surgery. *Neurosurg Focus*. 2004;16(3):E1.
33. Kojimoto H, Gbel VK, Donaher P, Yasui N, Weinstein JN: Design and development of an anterior spine instrumentation for metastatic vertebra. American Society of Mechanical Engineering-WAM. Washington, DC 1992, 183-184.
34. Kong WZ, Goel VK, Gilbertson LG, Weinstein JN: Effects of muscle dysfunction on lumbar spine mechanics-A finite element study based on a two motion segments model. *Spine* 1996;21:2197-2207.
35. Kornblatt MD, Casy MP, Jacobs RR: Internal fixation in lumbosacral spine fusion: A biomechanical and clinical study. *Clin Orthop* 1986;203:141-150.
36. Krag MH: Spinal Fusion-Overview of Options and Posterior Internal Fixation Devices. In Frymoyer JW (ed). *The Adult Spine: Principles and Practice*. New York & Raven Press 1991, 1919-1945.

37. Laxer EA further development in spinal instrumentation. *Eur Spine J* 1994, 337-352.
38. Crockard HA, Ransford AO. Stabilization of the spine. *Adv Tech Stand Neurosurg* 1990;17:159-188.
39. Gore DR, Gardner GM, Sepic SB, Murray MP. Roentgenographic findings following anterior cervical fusion. *Skeletal Radiol* 1986;15:556-559.
40. de Oliveira JC. Anterior plate fixation of traumatic lesions of the lower cervical spine. *Spine* 1987;12:324-329.
41. Cooper PR, Cohen A, Rosiello A, Coslow M. Posterior stabilization of cervical spine fractures and subluxations using plates and screws. *Neurosurgery* 1988;23:300-306.
42. Churney WB, Sonntag VK, Douglas RA. Lateral mass posterior plating and facet fusion for cervical spine instability. *BNI Q* 1991;7:2-11.
43. Lesoin F, Viaud C, Jomin M. Universal plate for anterior cervical spine osteosynthesis. *Acta Neurochir (Wien)* 1985;77:60-61.
44. Stauffer ES. Wiring techniques of the posterior cervical spine for the treatment of trauma. *Orthopedics* 1988;11:1543-1548.
45. Tippetts RH, Apfelbaum RI. Anterior cervical fusion with the Caspar instrumentation system. *Neurosurgery* 1988;22:1008-1013.
46. Hunter TB, Yoshino MT, Dzioba RB, Light RA, Berger WG. Medical Devices of the Head, Neck, and Spine. *RadioGraphics* 2004;24(1):257-285.
47. Johnson RM, Owen JR, Hart DL, Callahan RA. Cervical orthoses. *Clin Orthop* 1981;154:34-45.
48. Esses SI, Bednar DA. Screw fixation of odontoid fractures and nonunions. *Spine* 1991;16:S483-S485.
49. Korres DS, Karachalios T, Roidis N, Lycomitros V, Spiliopoulou CA, Lyritis G. Structural properties of the axis studied in cadaveric specimens. *Clin Orthop* 2004;(418):134-40.
50. Drummond DS. Harrington instrumentation with spinous process wiring for idiopathic scoliosis. *Orthop Clin North Am* 1988;19:281-289.
51. Egnatchik JG. Lumbar spine stabilization: techniques. *Clin Neurosurg* 1990;36:159-167.
52. Luque ER. Interpeduncular segmental fixation. *Clin Orthop* 1986;203:54-57.
53. Steffee AD, Biscup RS, Sitkowski DJ. Segmental spine plates with pedicle screw fixation. *Clin Orthop* 1986;203:45-53.
54. Lee CK, Langrana NA, Parsons JR, Zimmerman MC. Development of a prosthetic intervertebral disc. *Spine* 1991;16:S253-S255.
55. Hu SS, Pashman RS. Spinal instrumentation: evolution and state of the art. *Invest Radiol* 1992;27:632-647.
56. Slone RM, MacMillan M, Montgomery WJ. Spinal fixation. Part 1. Principles, basic hardware, and fixation techniques for the cervical spine. *RadioGraphics* 1993;13:341-356.
57. Slone RM, MacMillan M, Montgomery WJ, Heare M. Spinal fixation. Part 2. Fixation techniques and hardware for the thoracic and lumbosacral spine. *RadioGraphics* 1993;13:521-543.

58. Slone RM, MacMillan M, Montgomery WJ. Spinal fixation. Part 3. Complications of spinal instrumentation. *RadioGraphics* 1993;13:797-816.
59. Aebi M, Thalgott JS, Webb JK. AO ASIF principles in spine surgery. Berlin, Germany: Springer, 1998.
60. An HS, Cotler JM, eds. Spinal instrumentation. 2nd ed. Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins, 1999.
61. Benzel EC. Spine surgery. Vols 1, 2. Philadelphia, Pa: Churchill Livingstone, 1999.
62. Hitchon PW, Traynelis VC, Rengachary S. Techniques in spinal fusion and stabilization. New York, NY: Thieme Medical Publishers, 1995.
63. Cotten A, Boutry N, Cortet B, et al. Percutaneous vertebroplasty: state of the art. *RadioGraphics* 1998;18:311-323.
64. Papagelopoulos PJ, Mavrogenis AF, Kelekis AD, Katonis P, Galanis EC, Wenger DE, Sim FH, Soucacos PN. Percutaneous osteoplasty for pelvic and spine metastases. *Orthopedics* 2006;29(4):315-23.
65. Galibert P, Deramond H, Rosat P, Le Gars D. Preliminary note on the treatment of vertebral angiomas by percutaneous acrylic vertebroplasty [in French]. *Neurochirurgie*. 1987;33:166-168.
66. Kelekis AD, Somon T, Yilmaz H, et al. Interventional spine procedures. *Eur J Radiol*. 2005;55:362-383.
67. Martin JB, Wetzel SG, Seium Y, et al. Percutaneous vertebroplasty in metastatic disease: transpedicular access and treatment of lysed pedicles—initial experience. *Radiology*. 2003;229:593-597.
68. Weill A, Chiras J, Simon JM, Rose M, Sola-Martinez T, Enkaoua E. Spinal metastases: indications for and results of percutaneous injection of acrylic surgical cement. *Radiology*. 1996; 199:241-247.
69. Alvarez L, Perez-Higueras A, Quinones D, Calvo E, Rossi RE. Vertebroplasty in the treatment of vertebral tumors: postprocedural outcome and quality of life. *Eur Spine J*. 2003;12:356-360.
70. Dunn J. Percutaneous vertebroplasty in the management of a patient with malignant pain and associated osteolytic compression fractures. *Curr Pain Headache Rep*. 2002; 6:436-443.
71. Wetzel SG, Martin JB, Somon T, Wilhelm K, Rufenacht DA. Painful osteolytic metastasis of the atlas: treatment with percutaneous vertebroplasty. *Spine*. 2002;27:E493-495.
72. Palussiere J, Berge J, Gangi A, et al. Clinical results of an open prospective study of a bis-GMA composite in percutaneous vertebral augmentation. *Eur Spine J*. 2005;14:982-991.
73. Halpin RJ, Bendok BR, Liu JC. Minimally invasive treatments for spinal metastases: vertebroplasty, kyphoplasty, and radiofrequency ablation. *J Support Oncol*. 2004;2:339-355.
74. Fourney DR, Schomer DF, Nader R, et al. Percutaneous vertebroplasty and kyphoplasty for painful vertebral body fractures in cancer patients. *J Neurosurg* 2003;98(suppl 1):21-30.
75. Wenger M. Vertebroplasty for metastasis. *Med Oncol* 2003;20:203-209.

76. Gangi A, Dietemann JL, Schultz A, Mortazavi R, Jeung MY, Roy C. Interventional radiologic procedures with CT guidance in cancer pain management. *Radiographics* 1996;16:1289-1306.
77. Mousavi P, Roth S, Finkelstein J, Cheung G, Whyne C. Volumetric quantification of cement leakage following percutaneous vertebroplasty in metastatic and osteoporotic vertebrae. *J Neurosurg Spine*. 2003;99(suppl 1):56-59.
78. Schmidt R, Cakir B, Mattes T, Wegener M, Puhl W, Richter M. Cement leakage during vertebroplasty: an underestimated problem? *Eur Spine J*. 2005;14:466-473.
79. Lin EP, Ekholm S, Hiwatashi A, Westesson PL. Vertebroplasty: cement leakage into the disc increases the risk of new fracture of adjacent vertebral body. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2004;25:175-180.
80. Provenzano MJ, Murphy KP, Riley LH III. Bone cements: review of their physiochemical and biochemical properties in percutaneous vertebroplasty. *AJNR Am J Neuroradiol* 2004;25:1286-1290.
81. Phillips FM, Todd Wetzel F, Lieberman I, Campbell-Hupp M. An in vivo comparison of the potential for extravertebral cement leak after vertebroplasty and kyphoplasty. *Spine* 2002;27:2173-2179.
82. Garfin SR, Yuan HA, Reiley MA. New technologies in spine: kyphoplasty and vertebroplasty for the treatment of painful osteoporotic compression fractures. *Spine* 2001;26:1511-1515.
83. Dudeney S, Lieberman IH, Reinhardt MK, Hussein M. Kyphoplasty in the treatment of osteolytic vertebral compression fractures as a result of multiple myeloma. *J Clin Oncol* 2002;20:2382-2387.
84. Schlegel JD, Smith JA, Schleusener RL. Lumbar motion segment pathology adjacent to thoracolumbar, lumbar, and lumbosacral fusions. *Spine* 1996;21(8):970-981.
85. Aota Y, Kumano K, Hirabayashi S. Postfusion instability at the adjacent segments after rigid pedicle screw fixation for degenerative lumbar spinal disorders. *J Spinal Disord* 1995;8(6):464-473.
86. Lehmann TR, Spratt KF, Tozzi JE et al. Long-term follow-up of lower lumbar fusion patients. *Spine* 1987;12(2):97-104.
87. Sapkas GS, Themistocleous GS, Mavrogenis AF, Benetos IS, Metaxas N, Papagelopoulos PJ. Stabilization of the Lumbar Spine Using the Dynamic Neutralization System. *Orthopedics* (in press).
88. Grob D, Benini A, Junge A, Mannion AF. Clinical experience with the Dynesys semirigid fixation system for the lumbar spine: surgical and patient-oriented outcome in 50 cases after an average of 2 years. *Spine* 2005;30(3):324-331.
89. Schwarzenbach O, Berlemann U, Stoll TM, Dubois G. Posterior dynamic stabilization systems: DYNESYS. *Orthop Clin North Am* 2005;36(3):363-372.
90. Stoll TM, Dubois G, Schwarzenbach O. The dynamic neutralization system for the spine: a multi-center study of a novel non-fusion system. *Eur Spine J* 2002;11 Suppl 2:S170-S178.
91. Mulholland RC, Sengupta DK. Rationale, principles and experimental evaluation of the concept of soft stabilization. *Eur Spine J* 2002;11 Suppl 2:S198-S205.

92. Sengupta DK, Mulholland RC. Fulcrum assisted soft stabilization system: a new concept in the surgical treatment of degenerative low back pain. *Spine* 2005;30(9):1019-1029.
93. Dubois G, de Gernay B, Schaerer NS, Fennema P. Dynamic neutralization, a new concept for restabilization of the spine. In: Szpalski M, Gunzburg R, Pope MH, eds. *Lumbar segmental instability*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 1998, pp. 233-240.
94. Freudiger S, Dubois G, Lorrain M. Dynamic neutralisation of the lumbar spine confirmed on a new lumbar spine simulator in vitro. *Arch Orthop Trauma Surg* 1999;119(3-4):127-132.
95. McNally DS, Shackelford IM, Goodship AE, Mulholland RC. In vivo stress measurement can predict pain on discography. *Spine* 1996;21:2580-2587.
96. Sato K, Kikuchi S, Yonezawa T. In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with ongoing back problems. *Spine* 1999;24:2468-2474.
97. Marras WS, Davis KG, Ferguson SA, Lucas BR, Gupta P. Spine loading characteristics of patients with low back pain compared with asymptomatic individuals. *Spine* 2001;26:2566-2574.
98. Caserta S, La Maida GA, Misaggi B et al. Elastic stabilization alone or combined with rigid fusion in spinal surgery: a biomechanical study and clinical experience based on 82 cases. *Eur Spine J* 2002;11 Suppl 2:S192-S197.
99. Korovessis P, Papazisis Z, Koureas G, Lambiris E. Rigid, semirigid versus dynamic instrumentation for degenerative lumbar spinal stenosis: a correlative radiological and clinical analysis of short-term results. *Spine* 2004;29(7):735-742.
100. Laakman RW, Kaufman B, Han JS, et al. MR imaging in patients with metallic implants. *Radiology* 1985;157:711-714.
101. Ciccone WJ, Motz C, Bentley C, Tasto JP. Bioabsorbable implants in orthopaedics: new developments and clinical applications. *J Am Acad Orthop Surg* 2001;9:280-288.
102. Kulkarni RK, Pani KC, Neuman C, Leonard F. Polylactic acid for surgical implants. *Arch Surg* 1966;93:839.
103. Bostman OM. Absorbable implants for the fixation of fractures. *J Bone Joint Surg Am* 1991;73:148-153.
104. Cordewener FW, Bos RR, Rozema FR, Houtman WA. Poly (L-lactide) implants for repair of human orbital floor defects: clinical and magnetic resonance imaging evaluation of long-term results. *J Oral Maxillofac Surg* 1996;54:9-13.
105. Hollinger JO, Battistone GC. Biodegradable bone repair materials. *Synthetic polymers and ceramics*. *Clin Orthop* 1986;207:290.
106. Christel P, Chabot F, Leray JL, Morin C, Vert M. Biodegradable composites for internal fixation. In: Winter GL, Gibbons DF, Plenk H, eds. *Biomaterials 80*. New York: John Wiley, 1982, pp 271-280.
107. Van der Elst M, Klein CP, Blicke-Hogervorst JM, Patka P, Haarman HJ. Bone tissue response to biodegradable polymers used for intramedullary fracture fixation: a long-term in vivo study in sheep femora. *Biomaterials* 1999;20:121.

108. Van Dijk M, Smit T, Sugihara S, Burger E, Wuisman P. The effect of cage stiffness on the rate of lumbar interbody fusion. An in vivo model using poly(l-lactic acid) and titanium cages. *Spine* 2002;27:682-688.
109. Kitchel S, DiAngelo D, Macvay B, Cornwall GB, Estes B, Seifert J. Effects of a bioabsorbable anterior plate on the biomechanical stability of a lumbar interbody cage fusion. International Meeting on Advanced Spine Techniques (IMAST) Meeting, Paradise Island, Bahamas. July 2001.
110. Subach BR, Haid RW, Rodts GE, Branch CE, Alexander JT. Posterior lumbar interbody fusion (PLIF) using an impacted, bioabsorbable device. American Association of Neurological Surgeons, Congress of Neurological Surgeons. Joint section on spinal disorders and peripheral nerves. Orlando, FL, February 28 to March 2, 1999.
111. Brunon J, Duthel R, Fotso MJ, Tudor C. Anterior osteosynthesis of the cervical spine by phusiline bioresorbable screws and plates. Initial results apropos of 5 cases. *Neuro-Chirurgie* 1994;40(3):196-202.
112. Deguchi M, Cheng B, Sato K, Matsuyama Y. Biomechanical evaluation of translaminar facet joint fixation. *Spine* 1998;23(12):1307-18.
113. Johnsson R, Axelsson P, Stromqvist B. Posterolateral lumbar fusion using facet joint fixation with biodegradable rods: a pilot study. *Eur Spine J* 1997;6(2):144-8.
114. Cornwall GB, Thomas KA, Turner AS, Taylor WR, Wheeler DL. Protected bone regeneration in an iliac crest animal model. Fifth advanced spine course. Kwa Maritane, South Africa, May 5, 2002.
115. Goel VK, Wilder DG, Pope MH, Edwards WT. Controversy – biomechanical testing of the spine. Loadcontrolled versus displacement-controlled analysis. *Spine* 1995;20:2354-2357.
116. Panjabi MM. Biomechanical evaluation of spinal fixation devices. I. A conceptual framework. *Spine* 1988;13:1129-1134.
117. Fraser RD. Interbody, posterior, and combined lumbar fusions. *Spine* 1995;20(Suppl):S167-S177.
118. Goel VK, Lim TH. Mechanics of spondylolisthesis. *Semin Spine Surg* 1989;1:95-99.
119. Panjabi MM, Abumi K, Duranceau J, Crisco JJ. Biomechanical evaluation of spinal fixation devices. II. Stability provided by eight internal fixation devices. *Spine* 1988;13:1135-1140.
120. Rohlmann A, Neller S, Claes L, Bergmann G, Wilke HJ. Influence of a follower load on intradiscal pressure and intersegmental rotation of the lumbar spine. *Spine* 2001;26:E557-561.
121. Cunningham BW, Seftor JC, Shono Y, McAfee PC: Static and cyclic biomechanical analysis of pedicle screw spinal constructs. *Spine* 1993;18: 1677-1688.
122. Gilbertson LG, Goel VK, Hoffman HE, Pfeiffer M, Weinstein JN: Experimental study of the correlation between stress raisers and failure modes in spinal implants. ASME Summer Bioengineering Conference. Beaver Creek, CO, 1995, 503-504.
123. Goel VK, Weinstein JN, Gilbertson LG. Biomechanics of Thoracchmbar Spine Stabilization. In Wiesel SQ, Weinstein JN, Herkowitz H, Dvorak J, Bell G (eds).

The Lumbar Spine. The International Society for the Study of the Lumbar Spine, Philadelphia, WB Saunders Company 1996, 212-234.

124. Goel VK, Winterbottom JM, Weinstein JN: A method for the fatigue testing of pedicle screw fixation devices. *J Biomech* 1994;27:1383-1388.
125. Maiman DJ, Pintar F, Yoganandan N, Reinartz J: Effects of anterior vertebral grafting on the traumatized lumbar spine after pedicle screw-plate fixation. *Spine* 1993;18:2423-2430.
126. Pfeiffer M, Gilbemon LG, Goel VK, et al. Effect of specimen fixation method on pullout tests of pedicle screws. *Spine* 1996;21:1037-1044.
127. Spivak JM, Neuwirth MG, Mi JJ, Kummer FJ, Ricci JL. Hydroxyapatite enhancement of posterior spinal instrumentation fixation. *Spine* 1994;19:955-964.
128. Zdeblick TA, Warden KE, McAfee PC, Abitbol JJ. Anterior spinal fixators-A biomechanical in vitro study. *Spine* 1993;18:513-517.

Εικόνες

Εικόνα 1. Το σύστημα οπίσθιας σπονδυλοδεσίας Harrington.

Εικόνα 2. Οπίσθια σπονδυλοδεσία με ράβδο Harrington και υποπετάλια σύρματα.

Εικόνα 3. Ασθενής με ανευρυσματική κύστη στο επίπεδο του δωδέκατου θωρακικού σπονδύλου. Υποβλήθηκε σε αφαίρεση της κύστης και μακρά οπίσθια σπονδυλοδεσία με ράβδους και διαυχενικούς κοχλίες.

Εικόνα 4. Οπίσθια σπονδυλοδεσία για σταθεροποίηση-διόρθωση εκφυλιστικής σκολίωσης των ενηλίκων με ράβδους και διαυχενικούς κοχλίες.

Εικόνα 5. Ασθενής με παθολογικό κάταγμα στον δωδέκατο θωρακικό σπόνδυλο. Υποβλήθηκε σε βραχεία μη τμηματική σπονδυλοδεσία με ράβδους και διαυχενικούς κοχλίες και ένα εγκάρσιο στηρικτικό σύστημα (cross-link). Λίγους μήνες αργότερα, η σπονδυλοδεσία απέτυχε και χρειάστηκε αναθεώρηση με αφαίρεση των υλικών και μακρά σπονδυλοδεσία περισσότερων επιπέδων.

Εικόνα 6. Οπίσθια σπονδυλοδεσία για σταθεροποίηση-διόρθωση εκφυλιστικής σκολίωσης των ενηλίκων με ράβδους και διαυχενικούς κοχλίες και άγκιστρα.

Εικόνα 7. Το σύστημα εύκαμπτης σπονδυλοδεσίας DYNESYS.

Εικόνα 8. Εύκαμπτη σπονδυλοδεσία DYNESYS και μεσακάνθιο εμφύτευμα DIAM (βέλος).

Εικόνα 9. Το σύστημα προσθιοπλάγιας σπονδυλοδεσίας Kaneda.

Εικόνα 10. Πρόσθια σωματεκτομή και σπονδυλοδεσία με κλωβό τιτανίου και σύστημα Kaneda σε ασθενή με μεταστατικό καρκίνο του μαστού.

Εικόνα 11. Συνδυασμένη πρόσθια σωματεκτομή και σταθεροποίηση με εκπτυσσόμενο κλώβο και σύστημα Kaneda, και οπίσθια σπονδυλοδεσία με ράβδους και διαυχενικούς κοχλίες.

Εικόνα 12. Συνδυασμένη πρόσθια σωματεκτομή και σταθεροποίηση με κλωβό τιτανίου και σύστημα Kaneda, και οπίσθια σπονδυλοδεσία με ράβδους και διαυχενικούς κοχλίες (σύστημα M.O.S.S.).

Εικόνα 13. Οπίσθια αποσυμπίεση και σταθεροποίηση με ινιοαυχενική σπονδυλοδεσία με ράβδους και διαυχενικούς κοχλίες σε ασθενή με μεταστατικό καρκίνο του θυρεοειδούς.

Εικόνα 14. Πρόσθια αποσυμπίεση και αυχενική σπονδυλοδεσία με πλάκα-κοχλίες και κυλίνδρους Harms σε δύο επίπεδα, σε ασθενή με αυχενική σπονδύλωση.

Εικόνα 15. Πρόσθια αποσυμπίεση και αυχενική σπονδυλοδεσία με πλάκα-κοχλίες και εκπτυσσόμενους κλωβούς, σε ασθενή με αυχενική σπονδύλωση.

Εικόνα 16. Πρόσθια αυχενική σπονδυλεκτομή και σταθεροποίηση με πλάκα-κοχλίες και μεσοσπονδύλιο κλωβό σε ασθενή με αυχενική σπονδύλωση.

Εικόνα 17. Ασθενής με οστεοσάρκωμα στον έβδομο αυχενικό σπόνδυλο, υποβλήθηκε σε πρόσθια σωματεκτομή και σταθεροποίηση με κλωβό τιτανίου και πλάκα-κοχλίες, και οπίσθια σπονδυλοδεσία με ράβδους και διαυχενικούς κοχλίες.

Εικόνα 18. Πρόσθια αυχενική σπονδυλεκτομή και σταθεροποίηση με πλάκα-κοχλίες και αυτομόσχευμα σε ασθενή με αυχενική σπονδύλωση.

Εικόνα 19. Ασθενής 18 ετών με οστεοβλάστωμα στον έκτο αυχενικό σπόνδυλο. Υποβλήθηκε σε οπίσθια σπονδυλοδεσία με σύρματα και σε δεύτερο χρόνο σε πρόσθια αφαίρεση του όγκου και σταθεροποίηση με πλάκα και κοχλίες.

Εικόνα 20. Οπίσθια πεταλεκτομή και σταθεροποίηση με ράβδους και διαυχενικούς κοχλίες σε ασθενή με αυχενική μυελοπάθεια.

Εικόνα 21. Οπίσθια σπονδυλοδεσία για σταθεροποίηση-διόρθωση ιδιοπαθούς σκολίωσης με ράβδους και διαυχενικούς κοχλίες και άγκιστρα.

Εικόνα 22. Οπίσθια οσφυϊκή σπονδυλοδεσία (PLIF) με μεσοσπονδύλια εμφυτεύματα Disc-O-Tech (διπλοί εκπτυσσόμενοι κλωβοί) και σταθεροποίηση με εσωτερική οστεοσύνθεση με ράβδους και διαυχενικούς κοχλίες.

Εικόνα 23. Οπίσθια οσφυϊκή σπονδυλοδεσία (PLIF) με μεσοσπονδύλια εμφυτεύματα και σταθεροποίηση με ράβδους και διαυχενικούς κοχλίες.

Εικόνα 24. Συνδυασμένη πρόσθια σωματεκτομή και σταθεροποίηση με εκπτυσσόμενο κλώβο, και οπίσθια σπονδυλοδεσία με ράβδους και διαυχενικούς κοχλίες.

Εικόνα 25. Προσθιοπλάγια σπονδυλοδεσία με ράβδο και κοχλίες.

Εικόνα 26. Προσθιοπλάγια σπονδυλοδεσία με κοχλίες και ράβδο σε ασθενή με εκφυλιστική σκολίωση των ενηλίκων.

Εικόνα 27. Σπονδυλοπλαστική σε 4 επίπεδα σε ασθενή με οστεοπορωτικά κατάγματα.

Εικόνα 28. Σπονδυλοπλαστική σε 6 επίπεδα σε ασθενή με οστεοπορωτικά κατάγματα.

Εικόνα 29. Επιπλοκές της σπονδυλοπλαστικής: διαφυγή ακρυλικού τσιμέντου στο σπονδυλικό σωλήνα και το μεσοσπονδύλιο δίσκο στο επίπεδο του δωδέκατου θωρακικού σπονδύλου.

Εικόνα 30. Κυφοπλαστική με ακρυλικό τσιμέντο, με το σύστημα SKY bone expander.

Εικόνα 31. Κυφοπλαστική με «μπαλονάκι» σε 3 επίπεδα (Θ12, Ο1 και Ο3) σε ασθενή με οστεοπορωτικά κατάγματα.

Εικόνα 32. Μεσακάνθιο εμφύτευμα DIAM (Device for Intervertebral Assisted Motion).

Εικόνα 33. Μεσακάνθιο εμφύτευμα και βραχεία σπονδυλοδεσία σε ασθενή με εκφυλιστική δισκοπάθεια.

Εικόνα 34. Μεσοσπονδύλια εμφυτεύματα Disc-O-Tech.

Εικόνα 35. Εμφυτεύματα πηκτοειδούς πυρήνα (PDN, Prosthetic Disc Nucleous).

Εικόνα 36. Τεχνητοί μεσοσπονδύλιοι δίσκοι.

Εικόνα 37. Μεσοσπονδύλια εμφυτεύματα (τεχνητός μεσοσπονδύλιος δίσκος Bryan).