

ΑΝΤΙΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΤΩΝ ΣΠΟΝΔΥΛΙΚΩΝ ΣΩΜΑΤΩΝ ΜΕ ΚΛΩΒΟΥΣ ΑΠΟ ΙΝΕΣ ΑΝΘΡΑΚΑ

Σ. Α. ΠΑΠΑΔΑΚΗΣ
Γ. ΣΑΠΚΑΣ
Ε. ΣΤΥΛΙΑΝΕΣΗ

Τα τελευταία χρόνια επινοήθηκαν διάφορα υλικά και εμφυτεύματα για την αντικατάσταση των σπονδυλικών σωμάτων. Τα διαθέσιμα υλικά περιλαμβάνουν οστικά αυτομοσχεύματα (αγγειούμενα και μη, φλοιώδη, σπογγώδη ή φλοιοσπογγώδη), αλλομοσχεύματα (δομικά ή σπογγώδη), οστικό τσιμέντο (πολυμεθυλμεθακρυλικό - PMMA) με ή χωρίς μεταλλική ενίσχυση, ακρυλικές προθέσεις (PMMA), μεταλλικές προθέσεις σε συνδυασμό με PMMA ή και οστικά μοσχεύματα, μεταλλικούς κλωβούς (cages) σε συνδυασμό με PMMA ή και οστικά μοσχεύματα, κεραμικά υλικά (ceramics), όπως η αλουμίνα (οξείδιο του αργιλίου - AlO_3), υδροξυαπατίτης (HA), τριφωσφορικό ασβέστιο (TCP) και ανθρακικό ασβέστιο ($CaCO_3$), και τέλος πολυμερή υλικά ενισχυμένα με ίνες άνθρακα (CFRP), με σκοπό την τελική αρθρόδεση της σπονδυλικής στήλης, η οποία επέρχεται σε 4 έως 6 μήνες.

Οι ενδείξεις για την αντικατάσταση των σπονδυλικών σωμάτων περιλαμβάνουν την αστάθεια της σπονδυλικής στήλης (τραυματικής ή άλλης αιτιολογίας) με συνεχές άλγος, τις φλεγμονές, τους όγκους (πρωτοπαθείς ή μεταστατικοί) σε συνδυασμό με την πίεση του νωτιαίου μυελού και την ύπαρξη νευρολογικών διαταραχών (εικόνα 1).

Η χρησιμοποίηση μόνο οστικών μοσχευμάτων αντιμετωπίζει μεγάλες δυσκολίες που αφορούν: την ανάγκη για αλλομοσχεύματα (κίνδυνος μετάδοσης ηπατίτιδας και AIDS), τον αυξημένο χρόνο πάρωσης με αλλομοσχεύματα, τη δυσκολία κοπής ακριβούς οστικού σχήματος για την αποκατάσταση του ελλείμματος, τη δυσχέρεια εξεύρεσης αποστειρωμένου αλλομοσχεύματος συγκεκριμένων διαστάσεων, τον κίνδυνο παρεκτόπισης του αλλομοσχεύματος, κυρίως οπίσθια, με επακόλουθη νευρολογική βλάβη και κυρίως τη μετεγχειρητική αποτυχία του αλλομοσχεύματος και το σχηματισμό ψευδάρθρωσης.

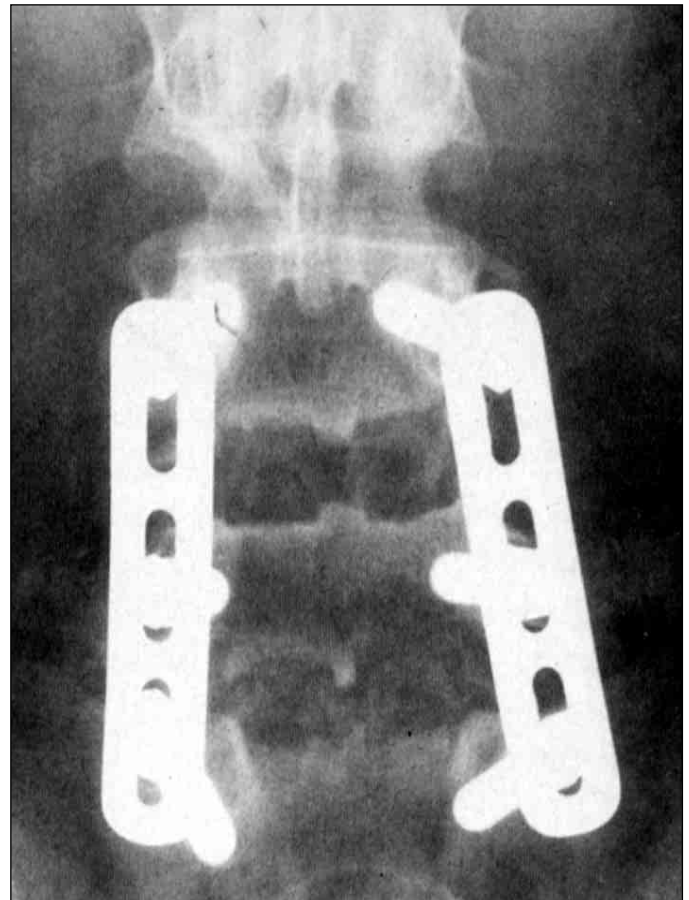
Η ανάγκη για την εξεύρεση λύσης οδήγησε στην επινοήση προθέσεων για τη συγκράτηση των οστικών μοσχευμάτων που θα βοηθούσαν στην εξέλιξη της πάρωσης. Ο κλωβός από πολυμερές ενισχυμένο με ίνες άνθρακα (κλωβός του Brantigan) χρησιμοποιήθηκε πρώτη φορά στη χειρουργική της σπονδυλικής στήλης για διασωματική σπονδυλοδεσία.

Το 1991, ο Brantigan παρουσίασε την πρόθεση αυτή με αρκετά πλεονεκτήματα ως προς τις μηχανικές και τις βιολογικές της ιδιότητες (εικόνα 2). Ο κλωβός αυτός αποτελείται από μακρές ίνες άνθρακα που εμπεριέχονται σε μία πολυμερή ένωση (poly-ether-ether-ketone) ΡΕΕΚ. Διατίθεται σε τρία ύψη (11, 15 και 22 mm) και δύο transverse section, 20 x 30 mm για τη ΘΜΣΣ και 30 x 40mm για την ΟΜΣΣ. Οι κλωβοί αυτοί είναι κενοί εσωτερικά και επιτρέπουν την τοποθέτηση οστικών μοσχευμά-



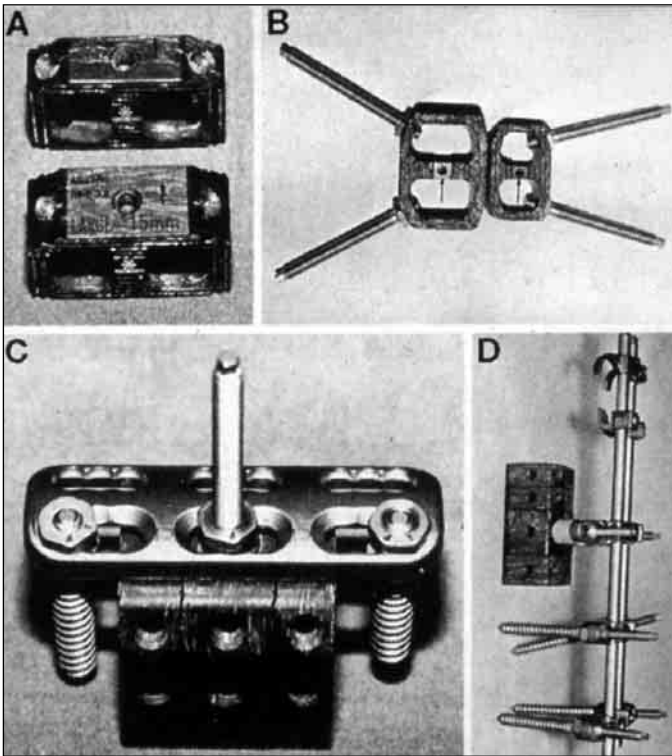
Εικόνα 1. Μαγνητική τομογραφία ασθενούς 57 ετών με μετάσταση από το μαστό στους Θ10 και Θ11 σπονδύλους.

των. Τοποθετούνται ο ένας επάνω στον άλλον και συγκρατούνται μεταξύ τους με ράβδο τιτανίου (εικόνες 3A, B). Οι εμβιομηχανικές ιδιότητες των κλωβών έχουν αναφερθεί από τους Brantigan και συν.² Παρουσιάζουν αντοχή σε συμπίεση 5.288N αντί 4.628N του αλλομοσχεύματος και 6.043N της ακέραιης οσφυϊκής μοίρας της ΣΣ. Επίσης, αναδεικνύουν μεγαλύτερη αντίσταση στην αφαίρεσή τους από το μεσοσπονδύλιο διάστημα (pull-out force) της τάξης των 353N έναντι 126N του αλλομοσχεύματος. Οι Brantigan και Steffee,³ το 1993, παρουσίασαν κλινικά αποτελέσματα σε 26 ασθενείς με οπίσθια οσφυϊκή διασωματική σπονδυλοδεσία και οπίσθια σταθεροποίηση με διαυχενικές βίδες και πλάκες. Με μέσο χρόνο παρακολούθησης τα 2 έτη, σε 28 διασωματικές σπονδυλοδεσίες με κλωβό πολυμερούς και αυτομόσχευμα παρατηρήθηκε 100% πώρωση και ενσωμάτωση. Σε 6 σπονδυλοδεσίες, που χρησιμοποιήθηκε μόνο αλλομόσχευμα, παρατηρήθηκε πώρωση και ενσωμάτωση των αλλομοσχευμάτων σε ποσοστό 55,4%. Οι μελέτες αυτές διενεργήθηκαν για κλωβούς σε διασωματική σπονδυλοδεσία.

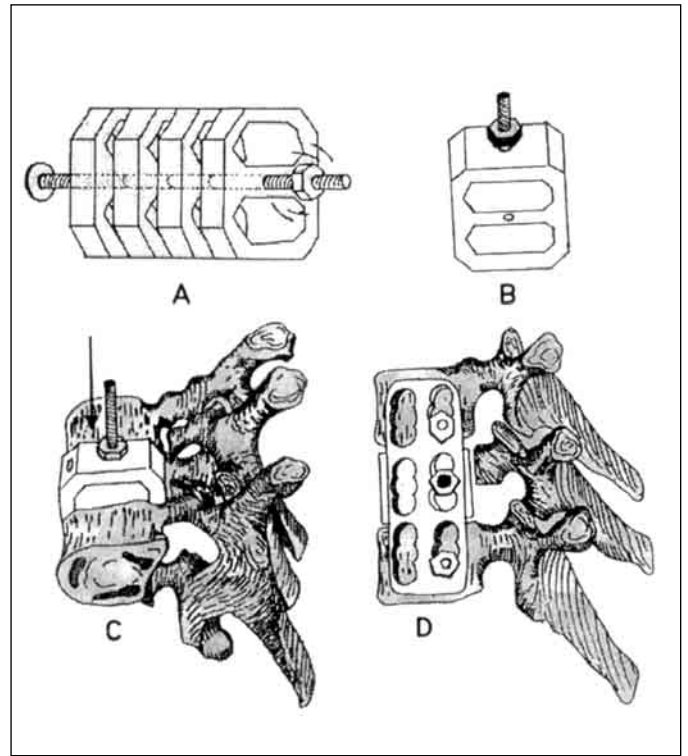


Εικόνα 2. Μετεγχειρητική προσθιοπίσθια ακτινογραφία ασθενούς με συνδυασμό συστήματος οπίσθιας σπονδυλοδεσίας και ακτινοδιαπερατών κλωβών από ίνες άνθρακα.

Ο κλωβός πολυμερούς του Brantigan σε συνδυασμό με οστικό τιμέντο χρησιμοποιήθηκε σε πειραματική μελέτη, όπου έγινε εμβιομηχανική ανάλυση τριών διαφορετικών συστημάτων μετά από πρόσθια δισκεκτομή ενός επιπέδου (A5-A6), σωματεκτομή ενός επιπέδου (A5) και σωματεκτομή δύο επιπέδων (A4 και A5), η οποία πραγματοποιήθηκε σε 18 σπονδυλικές στήλες νεαρών μόσχων. Χρησιμοποιήθηκαν τρία είδη πρόσθιας σταθεροποίησης: οστικό τιμέντο (PMMA), λαγόνιο μόσχευμα και κλωβός από πολυμερές ενισχυμένο με ίνες άνθρακα σε συνδυασμό με σπογγώδες οστικό μόσχευμα. Όλα τα ανωτέρω δοκιμάστηκαν σε εξωτερική συμπίεση, σε στροφή, σε κάμψη και έκταση. Κάθε ένας από αυτούς τους τύπους της σταθεροποίησης δοκιμάστηκε, επίσης, με και χωρίς οπίσθια σταθεροποίηση με σύρμα. Ανεξάρτητα του τύπου της πρόσθιας αστάθειας, ο κλωβός από πολυμερές ενισχυμένο με ίνες άνθρακα και σπογγώδες μόσχευμα παρουσίασε μεγαλύτερη ακαμψία από το λαγόνιο μόσχευμα. Ο κλωβός ανέδειξε ικανοποιητική ακαμψία τόσο σε αξονική συμπίεση όσο και σε στροφή και ήταν το πλέον άκαμπτο υλικό όσον



Εικόνα 3. Διακρίνονται εμφανώς τα διάφορα μεγέθη των κλωβών και η δυναμική σύνδεση μεταξύ τους με ράβδο τιτανίου.

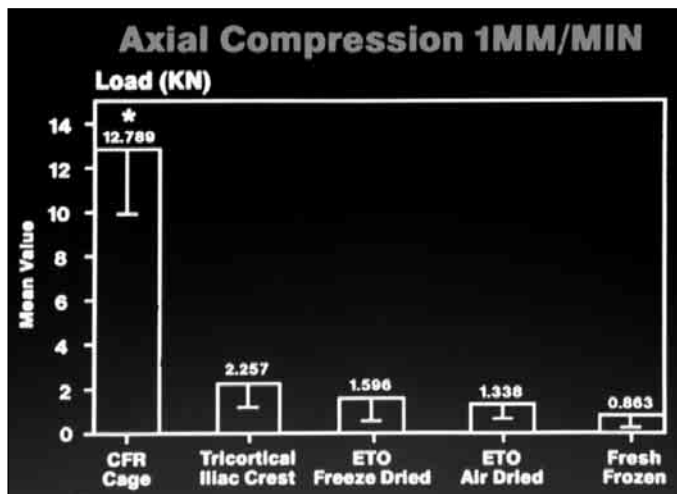


αφορά την κάμψη και την έκταση. Το οστικό τσιμέντο χαλάρωσε στις επιφάνειες επαφής μεταξύ του οστού και του τσιμέντου σε 8 από τα 12 παρασκευάσματα κατά τη διάρκεια της κάμψης - έκτασης. Η σταθεροποίηση με σύρμα οπισθίως είχε ως αποτέλεσμα τη μεγαλύτερη ακαμψία των παρασκευασμάτων κατά τη διάρκεια των δοκιμασιών κάμψης - έκτασης. Ο κλωβός του Brantigan χρησιμοποιήθηκε κλινικά και από τον McAfee⁸ το 1994, σε συνδυασμό με οστικό μόσχευμα και με πρόσθια σταθεροποίηση με το σύστημα Caneda (εικόνα 4). Σε δέκα ασθενείς με οστεοπορωτικά κατάγματα και με μέσο όρο παρακολούθησης τα 2 έτη επιτεύχθηκε ικανοποιητικό κλινικό και ακτινολογικό αποτέλεσμα και πώρωση σε ποσοστό 100%. Στην ίδια εργασία, ο McAfee αναφέρει ότι η χρήση πολυμερών ενισχυμένων με ίνες άνθρακα παρουσιάζει δεκαπλάσια αντοχή σε συμπιεστική δύναμη από ό,τι το οστικό μόσχευμα τριών φλοιών και ενδείκνυται ιδιαίτερα σε οστεοπορωτικούς ασθενείς (εικόνα 5). Στις περιπτώσεις αυτές είναι γνωστό ότι η τελική χόνδρινη πλάκα των σπονδύλων δεν παίζει σημαντικό εμβιομηχανικό ρόλο στην ανακατασκευή της πρόσθιας κολώνας και η είσοδος του χρησιμοποιούμενου κλωβού ακόμα και σε οστεοπορωτικούς σπονδύλους κυμαίνεται από 2 έως 7mm, ανεξάρτητα της ύπαρξης ή μη της τελικής χόνδρινης πλάκας.⁷

Η ιστοσυμβατότητα του υλικού, σύμφωνα με τη μελέτη των Brantigan και συν. σε ισπανικές αίγες, είναι άριστη, χωρίς να αναφέρεται παρουσία υπολειμμάτων άνθρακα στα όργανα φίλτρα του οργανισμού, όπως στους λεμφαδένες, στο ήπαρ, στους πνεύμονες και στο σπλήνα. Αναφέρουν, επίσης, ότι δεν παρατηρήθηκε υποψία τοξικότητας από τον άνθρακα. Κανένα ίχνος φλεγμονής ή παρουσία γιγαντοκυττάρων δεν παρατηρήθηκε στα σημεία της άμεσης επαφής με το μόσχευμα και καταλήγουν ότι ο άνθρακας δεν μεταναστεύει σε άλλα όργανα του σώματος (εικόνα 6).



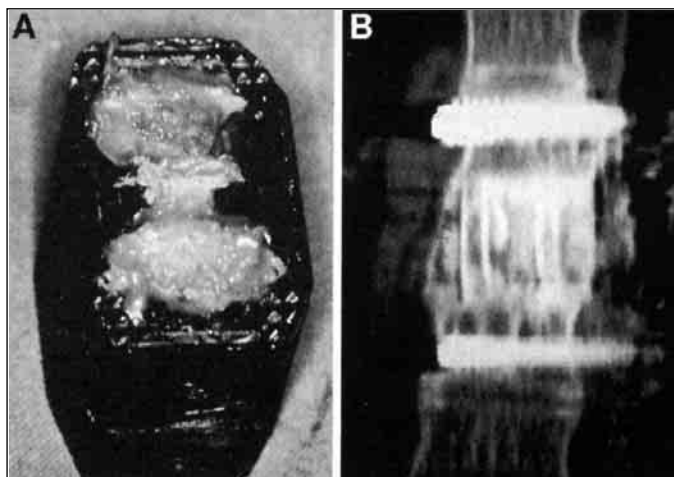
Εικόνα 4. Διεχειρτητική φωτογραφία συνδυασμού κλωβού από ίνες άνθρακα και συστήματος Kaneda για την αντικατάσταση σπονδυλικού σώματος.



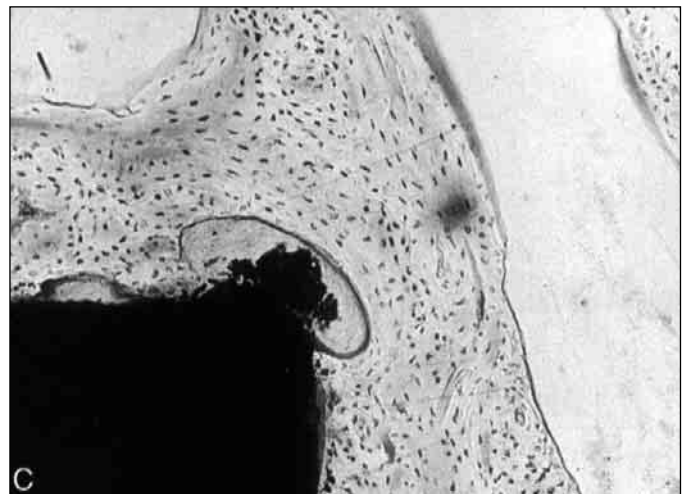
Εικόνα 5.

λυβα. Τα πολυμερή ενισχυμένα με ίνες άνθρακα έχουν ελαστικότητα ίδια με αυτήν του φλοιώδους οστού, έτσι ώστε κατά τη διαδικασία της πώρωσης δεν υπάρχει μηχανικό μειονέκτημα, και κάτω από συμπίεση το πολυμερές αντιδρά όπως το οστόν. Κατά αυτό τον τρόπο, η μηχανική συμπίεση μεταφέρεται στα οστικά μοσχεύματα που βρίσκονται μέσα στην πρόθεση, επιταχύνοντας έτσι την πώρωση σύμφωνα με τον νόμο του Wolff, που ορίζει ότι το οστόν θα απορροφηθεί εάν δεν βρίσκεται σε συνεχή συμπίεση.⁶

Βιολογικά, το πρόβλημα με τα μοσχεύματα άνθρακα



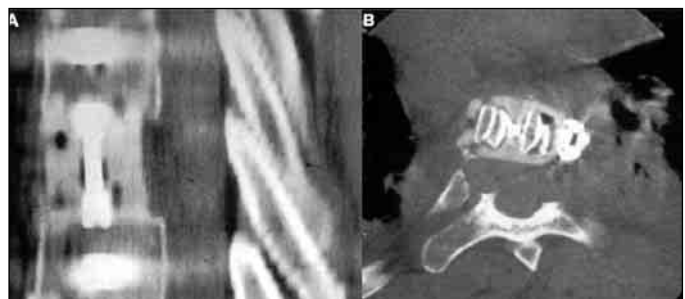
Εικόνα 7. Διεχειρτητική και μετεχειρτητική προσθιοπίσθια ακτινογραφία ασθενούς. Αριστερά διακρίνεται η πάκτωση του κλωβού με οστικό μόσχευμα και επτά μήνες αργότερα στον ίδιο ασθενή είναι εμφανής η επίτευξη σπονδυλοδεσίας και η δυνατότητα διερεύνησής της με απλές ακτινογραφίες λόγω της ακτινοδιαπερατότητας των κλωβών από ίνες άνθρακα.



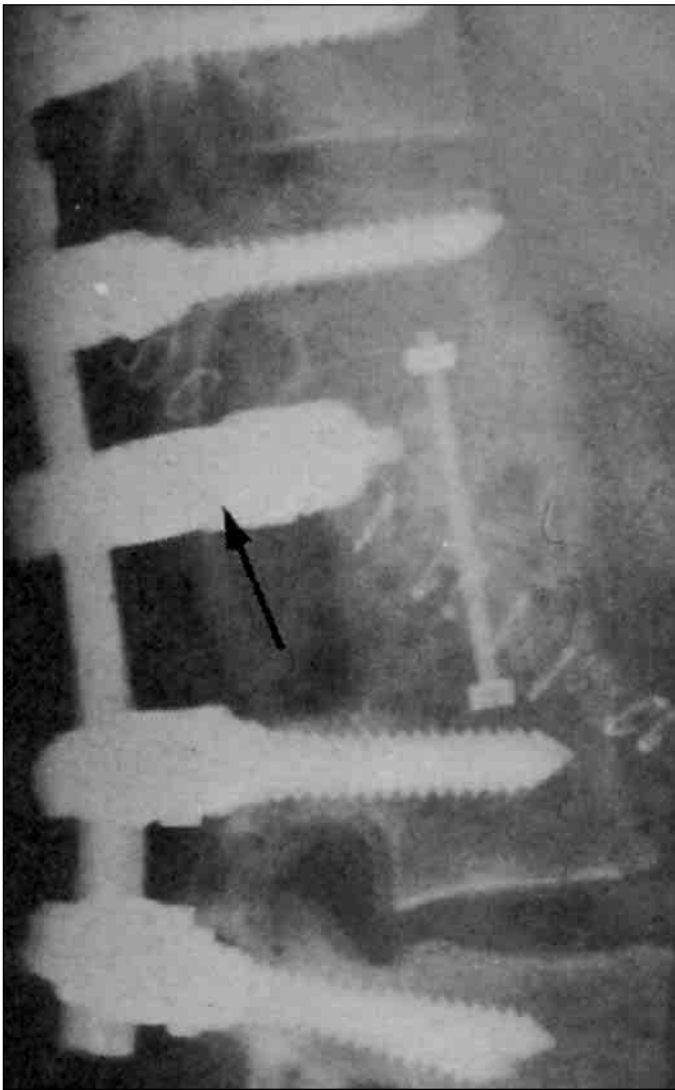
Εικόνα 6. Τμηματική διατομή παρασκευάσματος, όπου διακρίνεται η επιφάνεια επαφής κλωβού και οστίτη ιστού. Διακρίνεται η ευχερής ενσωμάτωση των δύο υλικών.

που χρησιμοποιούνται στην ορθοπαιδική (ολική αρθροπλαστική γόνατος - αποκατάσταση συνδέσμων) ήταν η απελευθέρωση των ινών άνθρακα, η σοβαρή επιμόλυνση της άρθρωσης, η υμενίτιδα, η διασπορά στους λεμφαδένες και στα όργανα φίλτρα.¹⁰ Κατά την προσπάθεια μείωσης της απελευθέρωσης των ινών άνθρακα, οι ίνες αυτές εμβυθίζονται σε ένα πολυμερές, όπως το PEEK (poly-ether-ether-ketone). Το σχηματιζόμενο πολυμερές ενισχυμένο με τις ίνες του άνθρακα περιορίζει τις πιο πάνω αναφερθείσες παρενέργειες, όπως ανέδειξαν οι Brantigan και συν.⁴ Αντίθετα, οι Jockisch και συν. και οι Belangero και συν., απέδειξαν την ύπαρξη μιας μη ειδικής αντίδρασης στο υλικό σε σκύλους και φλεγμονώδη διήθηση από ινοβλάστες, μακροφάγα και γιγαντοκύτταρα σε ποντίκια.

Οποσδήποτε υπάρχει ανάγκη μεγαλύτερης έρευνας όσον αφορά τη βιολογική απάντηση και την ιστοσυμβατότητα των εμφυτευμάτων πολυμερούς ενισχυμένου με



Εικόνα 8. Μετεχειρτητική αξονική τομογραφία ασθενούς με αντικατάσταση του σπονδυλικού σώματος με κλωβό από ίνες άνθρακα. Είναι εμφανής η μικρότερη διάθλαση της ακτινοβολίας.



Εικόνα 9. Μετεγχειρητική πλάγια ακτινογραφία ασθενούς με αντικατάσταση του Ο1 σπονδυλικού σώματος. Συνδυασμός συστήματος οπίσθιας σπονδυλοδεσίας τύπου Isola με κλωβό από ίνες άνθρακα και η οπίσθια συγκράτησή του από τις ράβδους του συστήματος με ειδικό βραχίονα (βέλος).

ίνες άνθρακα στη σπονδυλική στήλη.¹⁰

Στα ενισχυμένα πολυμερή με ίνες άνθρακα, για την αντικατάσταση των σπονδυλικών σωμάτων πρέπει να προσέχουμε τον τρόπο κατασκευής των υλικών, γιατί οι μηχανικές και βιολογικές ιδιότητές τους προέρχονται κυρίως από αυτόν. Τα πολυμερή αυτά είναι θερμοπλαστικά και εξασφαλίζουν ιδιότητες χρήσιμες στην ορθοπαιδική, όπως αντοχή στη συμπίεση και τη θλίψη, αντοχή σε διαλύτες, υδρολυτική σταθερότητα καθώς και ιστοσυμβατότητα, χωρίς να προκαλούν μεταλλάξεις ή καρκινογένεση.⁶

Το μείζον πρόβλημα στη χειρουργική της σπονδυλι-

κής στήλης είναι η ακριβής ακτινολογική διαπίστωση της αρθρόδεσης ή της ψευδάρθρωσης. Το 1980, οι Chow και συν.⁵ υποστήριξαν ότι η ακτινολογική διαπίστωση της αρθρόδεσης στην πρόσθια κολώνα της σπονδυλικής στήλης είναι εξαιρετικά δυσχερής. Αναφέρεται ότι στις απλές ακτινογραφίες η ακρίβεια δεν ξεπερνά το 70% ως προς την επίτευξη της αρθρόδεσης μετά τη σπονδυλοδεσία. Παρόλο που η αξονική τομογραφία είναι περισσότερο ακριβής μέθοδος, δεν υπάρχουν επαρκείς πληροφορίες για την αυξημένη ειδικότητα της στη διαπίστωση ή μη αρθρόδεσης. Ένα μεγάλο πλεονέκτημα των ενισχυμένων πολυμερών με ίνες άνθρακα είναι η ακτινοδιαπερατότητά τους. Έτσι, δεν εμποδίζουν την ακτινολογική αξιολόγηση της αρθρόδεσης (εικόνα 7). Κατά τους Ciappetta και συν.⁶ τα πολυμερή αυτά προκαλούν λιγότερη διάθλαση ακτινοβολίας στην αξονική τομογραφία από ό,τι τα υποκατάστατα από τιτάνιο, και όταν χρησιμοποιούνται για την αποκατάσταση των σπονδυλικών σωμάτων εμφανίζουν μεγαλύτερη ιστοσυμβατότητα από το τιτάνιο ή τον ανοξείδωτο χάλυβα, οι οποίοι προκαλούν διάβρωση στους ιστούς (εικόνα 8).

Ένα τελευταίο χαρακτηριστικό των πολυμερών αυτών είναι η τεχνικά ευχερής τοποθέτησή τους και η σύνδεσή τους όχι μόνο με συστήματα πρόσθιας αλλά και οπίσθιας σπονδυλοδεσίας (εικόνα 9).⁶

Στη σπονδυλοδεσία της σπονδυλικής στήλης είναι ακόμη άγνωστο πόσο άκαμπο πρέπει να είναι το σύστημα σταθεροποίησης για να επιτύχει την τελική επιθυμητή αρθρόδεση. Σε περίπτωση αντικατάστασης του σπονδυλικού σώματος, ιδιαίτερα σε περιπτώσεις νεοπλασιών, το σύστημα σταθεροποίησης πρέπει να είναι όσο το δυνατόν περισσότερο άκαμπο και δεν επιτρέπεται καμία μικροκίνηση μεταξύ του εμφυτεύματος και των σπονδύλων εκατέρωθεν, με σκοπό την αποφυγή της χαλάρωσης και της παρεκτόπισής του.⁹

Καταλήγοντας, η χρησιμοποίηση πολυμερών ενισχυμένων με ίνες άνθρακα αποτελεί μια ικανοποιητική λύση ως υποκατάστατο των σπονδυλικών σωμάτων, χωρίς να αναφέρεται στη διεθνή βιβλιογραφία, μέχρι σήμερα, η ύπαρξη επιπλοκών.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Boden SD. Bone repair and enhancement clinical trial design. *Spine Applications. Clin Orthop* 1998, 355S:S336-S346.
2. Brantigan JW, Steffee AD, Geiger JM. A carbon fiber implant to aid interbody lumbar fusion. *Mechanical Testing. Spine* 1991, 16:277-282.
3. Brantigan JW, Steffee AD. A carbon fiber implant to aid interbody lumbar fusion. Two - year clinical results in the first 26 patients. *Spine* 1993, 18:2106-2117.
4. Brantigan JW, McAfee PC, Cunningham BW, Wang H,

- Orbegoso CM. Interbody lumbar fusion using a carbon fiber cage implants versus allograft bone. An investigational study in the Spanish goat. *Spine* 1994, 19:1436-1444.
5. Chow SP, Leong JCY, Ma A, Yau ACMC. Anterior spinal fusion for deranged lumbar intervertebral discs - a review of 97 cases. *Spine* 1980, 5:452-458.
 6. Ciappetta P, Boriani S, Fava GP. A carbon fiber reinforced polymer cage for vertebral body replacement: technical note. *Neurosurgery* 1997, 41:1203-1206.
 7. Hollowell JP, Vollmer DG, Wilson CR, Pintar FA, Yoganandan N. Biomechanical analysis of thoracolumbar interbody constructs how important is the endplate? *Spine* 1996, 21:1032-1036.
 8. McAfee PC. Complications of anterior approaches to the thoracolumbar spine. *Clin Orthop* 1994, 306:110-119.
 9. Vahldiek MJ, Panjabi MM. Stability potential of spinal instrumentations in tumor vertebral body replacement surgery. *Spine* 1998, 23:543-550.
 10. Weiner BK, Fraser RD. Spine updates. Lumbar interbody cages. *Spine* 1998, 23:634-640.