

## ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΩΝ ΕΜΦΥΤΕΜΑΤΩΝ ΕΞ' ΑΝΘΡΑΚΟΣ ΠΡΟΣ ΑΛΛΟΜΟΣΧΕΥΜΑΤΑ ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΠΙΤΕΥΞΗ ΔΙΑΣΩΜΑΤΙΚΗΣ ΟΣΦΥΙΚΗΣ ΣΠΟΝΔΥΛΟΔΕΣΙΑΣ

**Δ.Π. ΣΤΑΘΑΚΟΠΟΥΛΟΣ**

Από τις πρώτες ανακοινώσεις περιπτώσεων σπονδυλοδεσίας, πριν από 88 χρόνια<sup>1,21</sup>, έχουν αναπτυχθεί διάφορες τεχνικές για την επίτευξή της, έτσι ώστε να καταστεί δυνατή η αντιμετώπιση πληθώρας παθολογικών καταστάσεων. Τα αποτελέσματα των διαφόρων μεθόδων σπονδυλοδεσίας διαφέρουν αρκετά και δεν υπάρχουν αρκετές δημοσιευμένες μελέτες που να συγκρίνουν αυτές τις μεθόδους μεταξύ τους. Είναι, βέβαια, αποδεκτό ότι η επιλογή της μεθόδου εξαρτάται από το είδος της παθολογικής κατάστασης που πρόκειται να αντιμετωπιστεί.

### ΜΕΘΟΔΟΙ ΔΙΑΣΩΜΑΤΙΚΗΣ ΣΠΟΝΔΥΛΟΔΕΣΙΑΣ

Η οπίσθια οσφυϊκή διασωματική σπονδυλοδεσία (posterior lumbar interbody fusion, PLIF), η οποία εφαρμόστηκε αρχικά από τον Ralph Cloward τη δεκαετία του 40<sup>15,16</sup>, έχει ως κύριες ενδείξεις την υποτροπή της κήλης του μεσοσπονδυλίου δίσκου, την ψευδάρθρωση και την πρωτοπαθή και δευτεροπαθή αστάθεια<sup>20</sup>. Η αντιμετώπιση της επώδυνης κινητικότητας της σπονδυλικής μονάδας αποτελεί αντικείμενο διαρκών διχογνωμιών.

Η οπίσθια οσφυϊκή διασωματική σπονδυλοδεσία αποτελεί εμβιομηχανικά την καλύτερη σπονδυλοδεσία. Με την επέμβαση αυτή διατηρείται το ύψος του μεσοσπονδυλίου δίσκου, προστατεύονται οι νευρικές ρίζες, αποκαθίσταται η φόρτιση των προσθίων σπονδυλικών στοιχείων, αποκαθίσταται η τάση του ινώδους δακτυλίου και ακινητοποιείται ο ασταθής και εκφυλισμένος μεσοσπονδύλιος χώρος<sup>9</sup>. Έτσι, αποκαθίστανται όλες οι μηχανικές λειτουργίες της λειτουργικής σπονδυλικής μονάδας, πλην της κίνησης.

Τα προβλήματα της οπίσθιας διασωματικής οσφυϊκής σπονδυλοδεσίας αφορούν τη σημαντική αιμορραγία (συνήθως εξωμηνιγγική), την ανάγκη οστικού μοσχεύματος, τη μακρά διάρκεια αποθεραπείας του σημείου λήψης του οστικού μοσχεύματος, τη δυσκολία προετοιμασίας της περιοχής εφαρμογής του μοσχεύματος, τη δυσχέρεια παροχής στείρου οστικού μοσχεύματος ακριβών διαστάσεων, την πιθανότητα μετεγχειρητικής αστάθειας, τον κίνδυνο οπίσθιας μετακίνησης του μοσχεύματος και τη νευρική βλάβη από τη μετεγχειρητική σύνθλιψη του οστικού μοσχεύματος και τέλος τη ψευδάρθρωση<sup>9</sup>.

Η πρόσθια οσφυϊκή διασωματική σπονδυλοδεσία (Anterior lumbar interbody fusion, ALIF) πλεονεκτεί ως προς την αποφυγή διέλευσης μέσω του σπονδυλικού σωλήνα και των συνεπαγομένων κινδύνων της επισκληρίδιας ίνωσης, όπως και της νευρικής βλάβης, τη δυνατότητα αφαίρεσης ολόκληρου του μεσοσπονδυλίου δίσκου και την αποφυγή εμπλοκής των οπίσθιων σπονδυλικών στοιχείων, ο τραυματισμός των οποίων αποτελεί αρκετές φορές αίτιο μετεγχειρητικού άλγους<sup>26</sup>. Τα ποσοστά επίτευξης σπονδυλοδεσίας με τη μέθοδο αυτή κυμαίνονται στο 56-91%<sup>18</sup>. Το ποσοστό ψευδάρθρωσης αυξάνεται με την αύξηση των σπονδυλοδεθέντων επιπέδων, καθώς και στις περιπτώσεις προηγούμενης οπί-

σθιας αποσυμπίεσης<sup>18</sup>.

Η πρόσθια διασωματική σπονδυλοδεσία εφαρμόζεται, κυρίως, σε παθολογικές καταστάσεις που περιλαμβάνουν την πρόσθια και τη μέση κολώνα, σε περιπτώσεις αποτυχίας των οπίσθιων επεμβάσεων και σε παρουσία κύφωσης. Η εφαρμογή της μεθόδου για την αντιμετώπιση της χρόνιας οσφυαλγίας είναι συνδεδεμένη με την αποδοχή του δισκογενούς άλγους ως μία ιδιαίτερη οντότητα<sup>20</sup>.

## ΑΛΛΟΜΟΣΧΕΥΜΑΤΑ

Ακόμη και σήμερα, τα “φρέσκα” οστικά αυτομοσχεύματα αποτελούν την πλέον αποτελεσματική μορφή μοσχευμάτων που χρησιμοποιούνται στις σπονδυλοδεσίες. Όμως, τα οστικά αλλομοσχεύματα χρησιμοποιούνται συχνότερα στη διασωματική οσφυϊκή σπονδυλοδεσία σε σχέση με τα αυτομοσχεύματα. Αυτό οφείλεται κυρίως στην αυξημένη νοσηρότητα που παρατηρείται στην περιοχή λήψης του αυτομοσχεύματος<sup>9</sup>.

Τα αλλομοσχεύματα είναι τμήματα οστού, τα οποία προέρχονται από διαφορετικό οργανισμό του ίδιου όμως είδους (από άνθρωπο σε άνθρωπο). Είναι διαθέσιμα φρέσκα, παγωμένα ή λυοφιλοποιημένα (freeze-dried). Τα φρέσκα αλλομοσχεύματα δε χρησιμοποιούνται πλέον, καθώς παρουσιάζουν πολλά προβλήματα, όπως μικρό διαθέσιμο χρόνο από τη λήψη έως την τοποθέτησή τους, πρόκληση ανοσολογικής αντίδρασης και κυρίως γιατί είναι δύσκολος ο έλεγχος του δότη για πιθανή μεταδοτική νόσο (HIV, ηπατίτιδα Β, C) και για τη στειρότητά τους. Τα παγωμένα αλλομοσχεύματα διατηρούνται σε καταψύκτες σε θερμοκρασία -70°C. Η κατάψυξη μειώνει την αντιγονικότητά τους, χωρίς να επηρεάζει τις εμβιομηχανικές τους ιδιότητες. Η λυοφιλοποίηση είναι η διαδικασία απομάκρυνσης του νερού (αφυδάτωση) από ένα παγωμένο αλλομόσχευμα. Το προϊόν της λυοφιλοποίησης τοποθετείται σε συσκευασία κενού και διατηρείται σε θερμοκρασία δωματίου για 5 χρόνια. Με τη διαδικασία αυτή μειώνεται η αντιγονικότητα του μοσχεύματος, δεν επηρεάζεται η ήδη μειωμένη οστεοεπαγωγική του ικανότητα, αλλά επηρεάζονται σημαντικά οι εμβιομηχανικές του ιδιότητες κατά την επανυδάτωσή του. Η κύρια εμβιομηχανική ιδιότητα που επηρεάζεται είναι η μείωση της αντοχής του μοσχεύματος σε συμπίεση<sup>29</sup>.

Η χρήση των αλλομοσχευμάτων, εκτός από την έλλειψη επιπλοκών από τη δότηρια περιοχή, παρουσιάζει επιπλέον πλεονεκτήματα, όπως σημαντική μείωση της απώλειας αίματος, του χρόνου της επέμβασης και του συνολικού χρόνου νοσηλείας του ασθενούς<sup>4</sup>.

## ΚΛΩΒΟΙ ΑΠΟ ΠΟΛΥΜΕΡΕΣ ΕΝΙΣΧΥΜΕΝΟ ΜΕ ΙΝΕΣ ΑΝΘΡΑΚΑ

Υπάρχουν στο εμπόριο κλωβοί από πολυμερές εν-

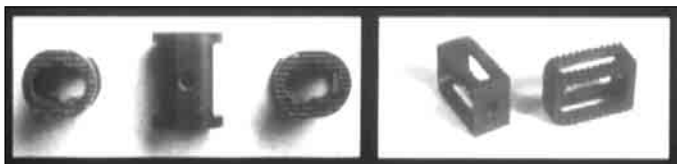
ισχυμένο με ίνες άνθρακα, με σκοπό την ενίσχυση της διασωματικής σπονδυλοδεσίας. Οι κλωβοί έχουν, συνήθως, τετράπλευρο σχήμα και αυλάκια ή δοντάκια στις άνω και κάτω επιφάνειές τους (εικόνα 1) για καλύτερη ενσωμάτωση στις τελικές σπονδυλικές πλάκες και αντίσταση σε οπίσθια μετακίνησή τους. Στο κέντρο τους φέρουν κοιλότητα, στην οποία τοποθετείται οστικό αυτομόσχευμα. Οι κλωβοί αυτοί είναι ικανοί να ανθίστανται σε φορτίσεις λόγω των ισχυρών δομικών στοιχείων τους. Είναι ακτινοδιαπερατοί και έτσι παρέχεται η δυνατότητα ακτινολογικού ελέγχου της προόδου της σπονδυλοδεσίας.

## ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ

Εμβιομηχανικά, το κυριότερο πρόβλημα με τις ίνες άνθρακα αποτελεί η ευθραυστότητα, όπως και η αστοχία του πολυμερούς (όπως έχει παρατηρηθεί στις κνημιαίες προθέσεις από πολυμερές ενισχυμένο με ίνες άνθρακα). Η ενσωμάτωσή τους σε συνθετικό πολυμερές τελείται για να προφυλάξει τις ίνες από αστοχία και για να μειώσει την παρουσία ρινισμάτων στους γύρω ιστούς. Οι Albert και συν.<sup>2</sup> έτριψαν πολυμερή ενισχυμένα με ίνες άνθρακα σε πορώδη υδροξυαπατίτη, εξομοιώνοντας έτσι το οστό. Διαπίστωσαν λιγότερα ρινίσματα φθοράς σε σχέση με τα κράματα τιτανίου που υπέβαλαν σε ανάλογη δοκιμασία. Οι Maharaj και συν.<sup>28</sup> ανέδειξαν την παρουσία περισσότερων ρινισμάτων φθοράς, όταν οι ίνες άνθρακα συνδυάζονταν με οξείδιο του ζirkονίου. Οι Otani και συν.<sup>33</sup> διαπίστωσαν ότι παρατηρούνται μεγαλύτερες μικροκινήσεις μεταξύ του πολυμερούς ενισχυμένου με ίνες άνθρακα και του οστού, σε σχέση με τα κράματα τιτανίου ή ανοξειδώτου χάλυβα. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα, πέρα από τον κίνδυνο αύξησης των ρινισμάτων, να εμποδίζει μηχανικά την πάρωση. Παρατηρείται, δηλαδή, ένας αγώνας δρόμου μεταξύ της ολοκλήρωσης της σπονδυλοδεσίας και της μηχανικής αστοχίας του εμφυτεύματος.

Ένα σημαντικό πλεονέκτημα των εμφυτευμάτων από ίνες άνθρακα είναι η παρόμοια ελαστικότητα των προθέσεων αυτών με το φλοιώδες οστό. Το γεγονός αυτό ενθαρρύνει τη χρήση τους, γιατί, θεωρητικά τουλάχιστον, αναμένεται να επιφέρει μεγαλύτερα ποσοστά επιτυχούς σπονδυλοδεσίας<sup>40</sup>.

Στο σχεδιασμό των κλωβών έχει ληφθεί υπ' όψιν η μηχανική συμπεριφορά της σπονδυλικής στήλης. Μηχανικές δοκιμασίες μετά την τοποθέτηση των κλωβών σε πωματικές σπονδυλικές μονάδες ανέδειξαν ότι οι κλωβοί αντέχουν σε όλες τις εφαρμοζόμενες συμπίεστικές δυνάμεις και ότι προηγείται η ρήξη των τελικών σπονδυλικών πλακών από τη ρήξη των κλωβών. Επιπλέον, τα αυλάκια ή τα δοντάκια στις εξωτερικές επιφάνειες των κλωβών αυξάνουν την αντίσταση στην οπίσθια μετακίνηση 3 φορές



**Εικόνα 1.** Κλώβοι από πολυμερές ενισχυμένο με ίνες άνθρακα.

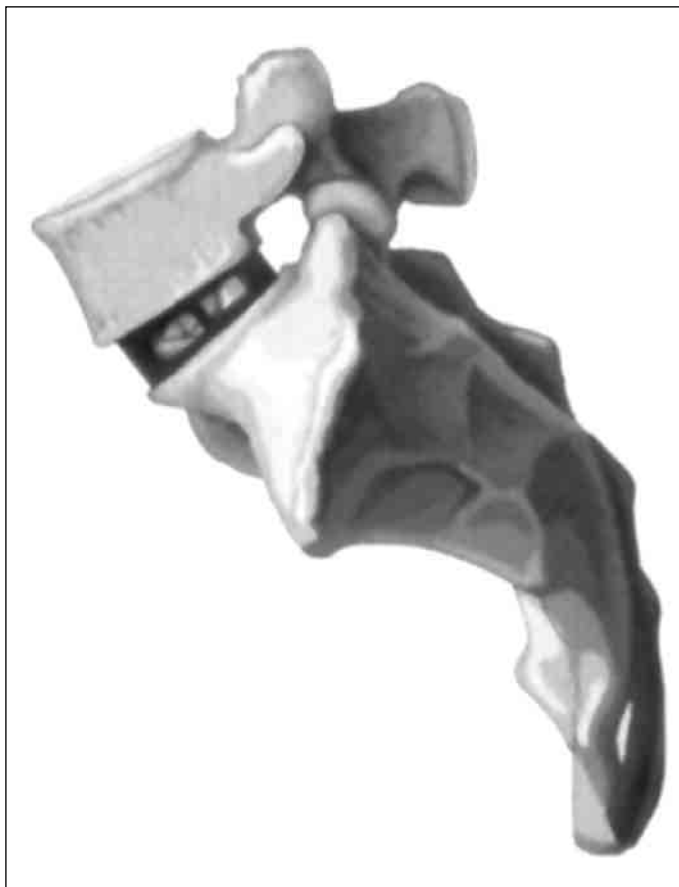
περισσότερο από τα οστικά μόσχευματα<sup>6</sup>.

Όσον αφορά στη διάρθρωση της μηχανικής παραμόρφωσης, με την εφαρμογή των κλωβών αποκαθίσταται το ύψος του μεσοσπονδυλίου δίσκου και διατηρείται έως την ολοκλήρωση της σπονδυλοδεσίας, με τελική μέση απώλεια ύψους 0,6 mm<sup>10</sup>.

Η ικανότητα των κλωβών για την αποκατάσταση της λόρδωσης δεν έχει διερευνηθεί επαρκώς και σε όλες τις περιπτώσεις επηρεάζεται από το σύστημα της οπίσθιας σπονδυλοδεσίας, το οποίο εφαρμόζεται συνήθως για την αποκατάσταση της αστάθειας που προκαλείται από την εκτεταμένη οπίσθια προσπέλαση. Οι κλωβοί αρχικά δεν είχαν σχεδιαστεί για την αποκατάσταση της λόρδωσης, αλλά τελευταία υπάρχουν διαθέσιμοι και κλωβοί με τέτοιο σχήμα, ώστε να επιτυγχάνεται η διόρθωσή της<sup>40</sup>. Για αυτούς τους κλωβούς, όμως, είναι προφανές ότι κατά την οπίσθια προσπέλαση το παράθυρο στον οπίσθιο δακτύλιο πρέπει να έχει τουλάχιστον το μέγεθος του κλωβού που πρόκειται να τοποθετηθεί. Εάν το ύψος του οπίσθιου τμήματος του κλωβού είναι μικρότερο, η υπερκείμενη τελική σπονδυλική πλάκα εφαρμόζει στον κλωβό. Αυτό αποκαθιστά τη λόρδωση, αλλά δεν επιτυγχάνει να διατηρήσει την τάση στις οπίσθιες εναπομείνουσες ίνες του ινώδους δακτυλίου. Έτσι, περιορίζεται η ευθυγράμμιση των οπίσθιων σπονδυλικών διαρθρώσεων, καθώς και η διεύρυνση των σπονδυλικών τρημάτων<sup>40</sup>.

Για το λόγο αυτό, αλλά και για να αποφευχθούν οι επιπλοκές των οπίσθιων διασωματικών σπονδυλοδεσιών και η ανάγκη για επιπλέον οπίσθια σταθεροποίηση, έχουν σχεδιαστεί και συνεχίζουν να σχεδιάζονται νέοι κλωβοί για πρόσθια ενδοσκοπική εφαρμογή (εικόνα 2). Είναι βέβαια προφανές ότι χρειάζονται νέες ανεξάρτητες μελέτες και μηχανικές δοκιμασίες, που να αφορούν στην εφαρμογή των υλικών αυτών χωρίς πρόσθετη οπίσθια σταθεροποίηση<sup>40</sup>.

Όσον αφορά στη μετεγχειρητική ακαμψία, υπάρχουν ενδείξεις ότι αυτή αυξάνεται, αλλά επισήμως αυτό δεν έχει ερευνηθεί επαρκώς. Ένα άλλο σημείο το οποίο κρίνει περαιτέρω διερευνησέως είναι η αντίσταση των κλωβών σε διατμητικές και σε στροφικές δυνάμεις. Η ελλιπής διερεύνηση αυτών οφείλεται κυρίως στο γεγονός ότι οι κλωβοί αρχικά θεωρήθηκαν ως πρόσθετα σε σπονδυλοδεσίες με συστήματα που χρησιμοποιούν διαυχενικές βίδες<sup>40</sup>.



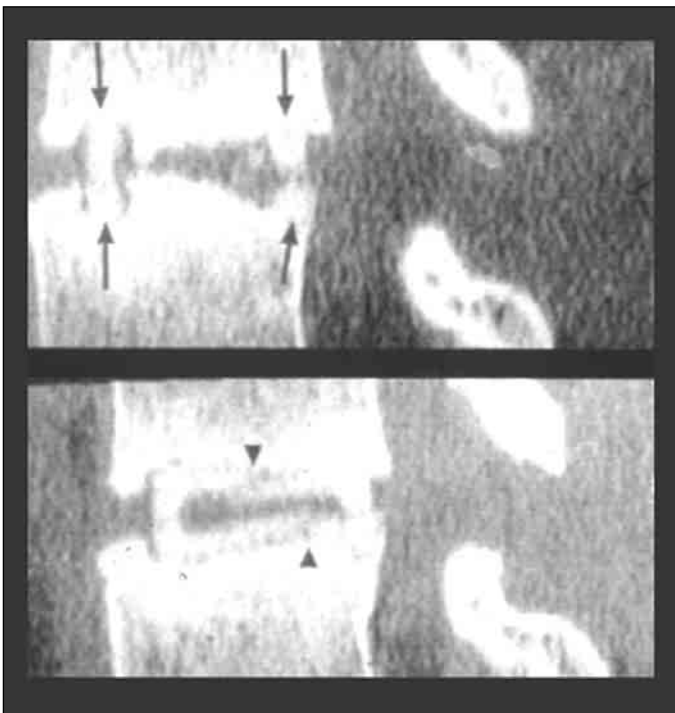
**Εικόνα 2.** Κλώβοι από πολυμερές ενισχυμένο με ίνες άνθρακα για ALIF.

## ΠΟΙΑ Η ΚΑΛΥΤΕΡΗ ΜΕΘΟΔΟΣ ΔΙΑΣΩΜΑΤΙΚΗΣ ΣΠΟΝΔΥΛΟΔΕΣΙΑΣ;

Προκειμένου να καταλήξουμε στην καλύτερη μέθοδο διασωματικής σπονδυλοδεσίας, πρέπει να απαντήσουμε σε ορισμένα κρίσιμα ερωτήματα όπως: 1) Η χρήση κλωβών από πολυμερές ενισχυμένο με ίνες άνθρακα αυξάνει το ποσοστό επίτευξης της σπονδυλοδεσίας σε σχέση με τη χρήση μόνον οστικού αλλομοσχεύματος; 2) Υπάρχει λειτουργική βιοσυμβατότητα των προθέσεων αυτών; 3) Δημιουργούνται ρινίσματα μετά την εφαρμογή αυτών των κλωβών; 4) Υπάρχουν τοξικές επιδράσεις στους γύρω ιστούς από αυτές τις προθέσεις; και 5) Είναι δυνατό να παρακολουθήσουμε ακτινολογικά την πορεία της σπονδυλοδεσίας μετά την τοποθέτηση αυτών των κλωβών;

## ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΣΤΗΝ ΚΛΙΝΙΚΗ ΠΡΑΞΗ

Το οστικό μόσχευμα που χρησιμοποιείται στη διασωματική σπονδυλοδεσία πρέπει να εξυπηρετήσει δύο ρόλους, της μηχανικής στήριξης και της βιολογικής ενίσχυσης της πάρωσης. Πρέπει να αντέχει στο βάρος του σώ-



**Εικόνα 3.** Εφαρμογή στην κλινική πράξη.

ματος επάνω από το επίπεδο εφαρμογής του, ενώ ενσωματώνεται στον πόρο κατά τη διάρκεια της αργής διαδικασίας της πώρωσης.

Το μόσχευμα αυτό, συνήθως, είναι αυτομόσχευμα ή αλλομόσχευμα. Έχουν γίνει αρκετές μελέτες που συγκρίνουν τα δύο αυτά μόσχευματα. Από αυτές αναφέρεται ότι το αυτομόσχευμα και ιδιαίτερα το λαγόνιο υπερτερεί έναντι του αλλομοσχεύματος ως προς το ποσοστό επίτευξης σπονδυλοδεσίας, χωρίς αυτό να σημαίνει ότι δεν επιτυγχάνεται σπονδυλοδεσία σε ικανοποιητικό

ποσοστό με τη χρήση αλλομοσχεύματος.

Η σύνθλιψη του αλλομοσχεύματος είναι μία επιπλοκή που παρατηρείται συχνά στις οπίσθιες διασωματικές σπονδυλοδεσίες. Οι συμπιεστικές δυνάμεις που δρουν στο μεσοσπονδύλιο δίσκο, σύμφωνα με τους Nachemson και Schultz<sup>19,30-32</sup>, είναι 2.500 N. Σύμφωνα με μία μελέτη των Brantigan και συν.<sup>9</sup>, στην οποία γίνεται σύγκριση κλωβών από πολυμερές ενισχυμένο με ίνες άνθρακα με αυτομόσχευμα και με αλλομόσχευμα σε οπίσθιες οσφυϊκές διασωματικές σπονδυλοδεσίες σε αίγες, η πώρωση επήλθε και στις δύο περιπτώσεις, αλλά ήταν σημαντικά ταχύτερη στην περίπτωση που χρησιμοποιήθηκαν κλωβοί άνθρακα σε συνδυασμό με αυτομοσχεύματα. Σύμφωνα με τη μελέτη αυτή<sup>9</sup>, στην ομάδα εφαρμογής του συνδυασμού κλωβού άνθρακα - αυτομοσχεύματος παρατηρήθηκε τουλάχιστον μερική ακτινολογική και ιστολογική σπονδυλοδεσία σε όλες τις περιπτώσεις στις 5 αίγες που θυσιάστηκαν σε διάστημα 6 μηνών από την επέμβαση (πίνακας 1). Πλήρης σπονδυλοδεσία παρατηρήθηκε σε όλα τα ζώα που θυσιάστηκαν στους 12 (5 αίγες, πίνακας 2) και στους 24 μήνες (3 αίγες, πίνακας 3) από την επέμβαση. Στην ομάδα εφαρμογής μόνο αλλομοσχεύματος παρατηρήθηκε σπονδυλοδεσία σε 1 από τα 3 ζώα που θυσιάστηκαν 6 μήνες από την επέμβαση (πίνακας 1), σε 2 από τα 3 ζώα που θυσιάστηκαν 12 μήνες μετεγχειρητικά (πίνακας 2) και σε όλα τα ζώα (5) που θυσιάστηκαν σε 24 μήνες (πίνακας 3). Σημαντική στατιστική διαφορά ( $p=0,017$ ) υπέρ της χρήσης του συνδυασμού κλωβού άνθρακα και αυτομοσχεύματος αναδείχθηκε μόνο στους πρώτους 6 μήνες.

Στην ίδια μελέτη<sup>9</sup> πραγματοποιήθηκε και δοκιμασία συμπίεσης, κατά την οποία επήλθε θραύση στους κλωβούς από άνθρακα μετά από φόρτιση 13.000 N, περίπου διπλάσια από τη φυσιολογική φόρτιση των σπονδύλων.

**Πίνακας 1.** Σύγκριση ακτινολογικών και ιστολογικών δεδομένων σε αίγες 6 μήνες μετά από σπονδυλοδεσία<sup>9</sup>

No αιγός	Εμφύτευμα	Ακτινογραφίες	CT Scan	Ιστολογική Εξέταση
60	ETO	Όχι πώρωση	Όχι πώρωση	Όχι πώρωση
74	ETO	Όχι πώρωση	Όχι πώρωση	Όχι πώρωση
63	ETO	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία	Εμβιομηχανική
61	Κλωβός	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία
62	Κλωβός	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία
64	Κλωβός	Όχι πώρωση	Σπονδυλοδεσία	Μερική
70	Κλωβός	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία
79	Κλωβός	Μερική	Μερική	Εμβιομηχανική

ETO: ethylene oxide, κλωβός: κλωβός Brantigan (Acromed Corp. Ohio).

Εμβιομηχανική: τα συγκεκριμένα δείγματα χρησιμοποιήθηκαν για εμβιομηχανικές δοκιμασίες και δεν ήταν διαθέσιμα για ιστολογική εξέταση.

Σύμφωνα με μία άλλη μελέτη των Brantigan και συν.<sup>7</sup>, σε ανάλογη δοκιμασία συμπίεσης κατά την οποία υποβλήθηκαν τεμάχια αλλομοσχευμάτων διαστάσεων 13 x 13 x 25 mm, από 23 διαφορετικές εμπορικές πηγές, επήλθε θραύση κάτω από επίδραση φόρτισης κατά μέσο όρο 1.515 +/- 960 N.

Σε μία άλλη μελέτη των Brantigan και Steffee<sup>8</sup> παρουσιάζονται τα κλινικά αποτελέσματα 2 χρόνια μετά την εφαρμογή κλωβών από πολυμερές ενισχυμένο με ίνες άνθρακα για οσφυϊκή διασωματική σπονδυλοδεσία, στους πρώτους 26 ασθενείς. Οι ενδείξεις για την τοποθέτηση των κλωβών αφορούσαν την αποτυχία της προηγούμενης επέμβασης με αλλομόσχευμα, τη σπονδυλολίθση, την ανάγκη ισχυρής πρόσθιας στήριξης και άλλες αποτυχίες προηγούμενων επεμβάσεων. Για 7 ασθενείς αυτή ήταν η πρώτη επέμβαση. Στον πίνακα 4 παρουσιάζονται αναλυτικά στοιχεία για κάθε έναν από αυτούς τους α-

σθενείς. Στους 26 αυτούς ασθενείς διενεργήθηκε διασωματική οπίσθια σπονδυλοδεσία σε 43 συνολικά σπονδυλικά επίπεδα. Σε 32 επίπεδα εφαρμόστηκαν κλωβοί από πολυμερές ενισχυμένο με ίνες άνθρακα και σε 11 επίπεδα τοποθετήθηκε αλλομόσχευμα. Μετεγχειρητική παρακολούθηση 2 ετών πραγματοποιήθηκε σε 31 επίπεδα με κλωβό και σε 11 επίπεδα με αλλομόσχευμα, σε 25 ασθενείς. Σε όλες τις περιπτώσεις εφαρμογής του κλωβού ολοκληρώθηκε τελικά η σπονδυλοδεσία σύμφωνα με τα ακτινολογικά δεδομένα. Από τα 11 επίπεδα που εφαρμόστηκε αλλομόσχευμα, ο ακτινολογικός έλεγχος κατέδειξε επίτευξη σπονδυλοδεσίας στα 6 από αυτά (ποσοστό 54,5%). Υπήρξε στατιστικά σημαντική διαφορά ( $p=0,0002$  -  $\chi^2$  test) μεταξύ των δύο μεθόδων σπονδυλοδεσίας.

Σύμφωνα με τη διερεύνηση των πωχών κλινικών αποτελεσμάτων (πίνακας 4), τα αίτια της αστοχίας δεν α-

**Πίνακας 2.** Σύγκριση ακτινολογικών και ιστολογικών δεδομένων σε αίγες 12 μήνες μετά από σπονδυλοδεσία<sup>9</sup>

No αιγός	Εμφύτευμα	Ακτινογραφίες	CT Scan	Ιστολογική Εξέταση
59	ETO	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία
86	ETO	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία
87	ETO	Όχι πάρωση	Όχι πάρωση	Εμβιομηχανική
21	Κλωβός	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία
23	Κλωβός	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία
78	Κλωβός	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία
84	Κλωβός	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία	Εμβιομηχανική
88	Κλωβός	Σπονδυλοδεσία	Μερική	Σπονδυλοδεσία

ETO: ethylene oxide, κλωβός: κλωβός Brantigan (Acromed Corp. Ohio).

Εμβιομηχανική: τα συγκεκριμένα δείγματα χρησιμοποιήθηκαν για εμβιομηχανικές δοκιμασίες και δεν ήταν διαθέσιμα για ιστολογική εξέταση.

**Πίνακας 3.** Σύγκριση ακτινολογικών και ιστολογικών δεδομένων σε αίγες 24 μήνες μετά από σπονδυλοδεσία<sup>9</sup>

No αιγός	Εμφύτευμα	Ακτινογραφίες	CT Scan	Ιστολογική Εξέταση
34	ETO	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία
52	ETO	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία	Μερική
72	ETO	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία
31	ETO	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία
30	ETO	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία
12	Κλωβός	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία
32	Κλωβός	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία	Σπονδυλοδεσία

ETO: ethylene oxide, κλωβός: κλωβός Brantigan (Acromed Corp. Ohio)

Εμβιομηχανική: τα συγκεκριμένα δείγματα χρησιμοποιήθηκαν για εμβιομηχανικές δοκιμασίες και δεν ήταν διαθέσιμα για ιστολογική εξέταση.

**Πίνακας 4.** Αποτελέσματα οσφυϊκών διασωματικών σπονδυλοδεσιών με χρήση κλωβού από πολυμερές ενισχυμένο με ίνες άνθρακα

Ασθενής	Αριθμός προηγούμενων επεμβάσεων	Χειρουργική ένδειξη	Επίπεδα οπίσθιας σπονδ/δεσίας	Επίπεδα με κλωβό	Επίπεδα με ΕΤΟ	Μετά 6 μήνες	Μετά 12 μήνες	Μετά 24 μήνες	Σπονδυλοδεσία με ΕΤΟ	με κλωβό
AP	2	Αστοχία ΕΤΟ PLIF	04-11	04-11	κανένα	A	A	A	-	5
EC	6	Αστοχία ΕΤΟ PLIF	04-11	04-05	05-11	K	M	K	2	5
LD	2	Ασάθεια	04-11	04-05	κανένα	A	A	A	-	5
GMP	0	Ασάθεια	03-11	03-04	04-05	M	K	K	4	5
BA	1	Ολίσθηση	04-11	04-05	κανένα	K	K	K	-	5
PR	2	Αστοχία ALIF	02-11	03-04	02-03	M	Π	Π	2	5
MSC	1	Αστοχία PLIF	05-11	05-11	κανένα	K	M	M	-	5
IWT	1	Ολίσθηση	04-11	05-11	κανένα	K	K	K	-	5
SRD	3	Αστοχία PLIF	02-11	04-05	02-04	K	K	K	4	5
MK	2	Στένωση	04-11	05-11	κανένα	K	K	M	-	5
MS	2	Ολίσθηση	02-11	02-03	04-05	M	M	K	4	5
JB	0	Εξάρθρωση	05-11	04-11	05-11	κανένα	M	K	K	-
MJD	0	Ολίσθηση	04-11	05-11	04-05	A	A	A	3	5
FA	5	Αστοχία PLIF	04-11	05-11	κανένα	A	A	A	-	5
EEH	0	Ολίσθηση	04-11	05-11	04-05	A	A	A	2	5
HF	0	Ολίσθηση	04-11	04-05	κανένα	A	A	K	-	5
RJL	1	Μετά δισκεκτομή	04-11	04-11	κανένα	M	K	K	-	5
MP	1	Μετά δισκεκτομή	κανένα	05-11	κανένα	-	A	A	-	5
LH	1	Μετά δισκεκτομή	κανένα	05-11	κανένα	M	M	M	-	5
DER	1	Αστοχία με χυμοπαϊνή	04-11	05-11	04-05	A	A	A	4	5
AG	1	Ολίσθηση	02-05	03-04	04-05	A	A	A	5	5
DEL	2	Αστοχία Zielke	02-11	04-05	03-05	Π	Π	Π	2	5
SED	2	Μετά δισκεκτομή	03-11	03-11	κανένα	A	A	A	-	5
DDD	0	Ολίσθηση	κανένα	04-05	κανένα	K	K	K	-	4
DC	3	Αστοχία PLIF	Θ12-11	05-11	κανένα	Π	Π	A	-	?
JC	0	Εκρηκτικό # 01	κανένα	Θ12-02	κανένα	A	A	A	-	5

Κλινικό αποτέλεσμα: A = άριστο, K = καλό, M = μέτριο, Π = πωχό

Αποτέλεσμα απονδυλοδεσίας: 1 = σύνθλιψη μοσχεύματος, 2 = πιθανή ψευδάρθρωση, 3 = ακτινολογικά αβέβαια, 4 = πιθανή σπονδυλοδεσία ακτινολογικά, 5 = ακτινολογικά επιβεβαιωμένη σπονδυλοδεσία

φορούσαν στους κλωβούς. Οι επιπλοκές ήταν ελάχιστες. Δεν παρατηρήθηκαν φλεγμονές, ούτε νευρολογικό έλλειμμα, ούτε ιππουριδική συνδρομή. Ένας ασθενής ανέφερε αιμωδίες μετεγχειρητικά, λόγω βλάβης των αισθητικών ινών μιας νευρικής ρίζας. Ρήξεις μηνίγγων συνέβησαν σε αρκετούς ασθενείς, αλλά δεν υπήρξαν περιπτώσεις με μετεγχειρητική εκροή εγκεφαλονωτιαίου υγρού, ούτε χρειάστηκε επανεπέμβαση για τη συρραφή των μηνίγγων και δεν επιμκύνθηκε ο χρόνος νοσηλείας αυτών των ασθενών.

Δεν παρατηρήθηκαν επιπλοκές που να σχετίζονται με τους κλωβούς, ούτε χρειάστηκε να αφαιρεθούν οι κλω-

βοί ή να αναθεωρηθούν οι διασωματικές σπονδυλοδεσίες.

Σύμφωνα με τον Tullberg<sup>39</sup>, ο οποίος ανέφερε μία περίπτωση αστοχίας κλωβού από πολυμερές ενισχυμένο με ίνες άνθρακα (εικόνα 3) σε έναν ασθενή στον οποίο παρατηρήθηκε ψευδάρθρωση και μετεγχειρητική φλεγμονή, ο κλωβός μπορεί να θραυστεί, εάν δεν επιτευχθεί τελικά η σπονδυλοδεσία. Στην περίπτωση αυτή, σωματίδια άνθρακα διασπείρονται στο σπονδυλικό σωλήνα. Σύμφωνα με το συγγραφέα, καθίσταται αδύνατο να εκμηθεθεί εάν στις περιπτώσεις αυτές είναι απαραίτητη η αφαίρεση του σπασμένου κλωβού.

## ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΟΤΗΤΑ

Οι προθέσεις από ίνες άνθρακα έχουν παρόμοια ελαστικότητα με το οστό, σε αντίθεση με τα άλλα μεταλλικά υλικά που χαρακτηρίζονται από αυξημένη σκληρότητα<sup>16</sup>, παρουσιάζουν δε καλή βιοσυμβατότητα σύμφωνα με κάποιες μελέτες<sup>23,39</sup>.

Οι ίνες άνθρακα έχουν χρησιμοποιηθεί σε προθέσεις που προορίζονται για την αντικατάσταση συνδέσμων<sup>20,36,42</sup> και έχουν επιδείξει εξαιρετική βιοσυμβατότητα. Ο άνθρακας συμβάλλει στην ανάπτυξη νέου ιστού, χωρίς όμως να αναπτύσσεται φλεγμονώδης αντίδραση<sup>20</sup>. Οι ήλοι από άνθρακα εφαρμόζονται στο οστό καλύτερα από τους μεταλλικούς ήλους, οι οποίοι χαλαρώνουν και οπισθοχωρούν μέσα σε ένα μήνα<sup>20</sup>. Η ευθραυστότητα, όμως, των ινών άνθρακα αποτελεί ένα σοβαρό μειονέκτημα για τη χρησιμοποίησή τους σε προθέσεις αντικατάστασης συνδέσμων. Οι ίνες τείνουν να ραγούν μετά από κυκλικές φορτίσεις, με αποτέλεσμα τη διασπορά των ρινισμάτων στους πέριξ ιστούς<sup>26</sup>. Τα ρινίσματα άνθρακα έχει αποδειχθεί ότι είναι ικανά να μεταναστεύσουν μέσω του λεμφικού συστήματος σε κεντρικότερα όργανα φίλτρα<sup>37</sup>. Λόγω αυτού του γεγονότος δεν εφαρμόστηκαν στη κλινική πράξη αυτοί οι σύνδεσμοι, παρά τα αρκετά πλεονεκτήματά τους. Αλλά οι ίνες άνθρακα μέσα σε ένα συνθετικό πολυμερές, όπως το Ultrapek ή το ΡΕΕΚ<sup>9</sup>, προστατεύονται από τη θραύση και τα συνεπαγόμενα ρινίσματα. Παρουσιάζουν και ελαττωμένη ικανότητα κάμψης, κάτι που μειώνει την πιθανότητα θραύσης και επιπλέον, εάν αυτή συμβεί, το πολυμερές δρα σαν κόλλα και συγκρατεί τα ρινίσματα, έτσι ώστε αυτά να μη μεταναστεύσουν<sup>9</sup>.

Η εφαρμογή ινών άνθρακα σε άλλες ορθοπαιδικές προθέσεις, όπως στις ολικές αρθροπλαστικές ισχίου, βρίσκεται υπό διερεύνηση, εφόσον η ελαστικότητα των ινών άνθρακα είναι παρόμοια με αυτήν του μηριαίου και ακόμη λόγω της εξαιρετικής αντίστασης αυτών των ινών στην τάση<sup>37</sup>.

Σύμφωνα με τους Brantigan και συν.<sup>9</sup> δεν έχουν παρατηρηθεί σημεία φλεγμονής και αντίδραση γιγαντοκυττάρων, ούτε υπάρχουν ενδείξεις τοξικής επίδρασης στους ιστούς που έρχονται σε άμεση επαφή με τους κλωβούς από πολυμερές ενισχυμένο με ίνες άνθρακα (εικόνα 2, ιστολογικά cage του Brantigan). Τα παραπάνω σε συνδυασμό με την απουσία ξένων σωμάτων και νεκρωμένου οστού γύρω από τους εμφυτευμένους κλωβούς, επιβεβαιώνουν τη βιοσυμβατότητά τους.

Υπάρχουν, όμως, και συγγραφείς οι οποίοι διατηρούν κάποιες επιφυλάξεις, όσον αφορά τη βιοσυμβατότητα των προθέσεων από άνθρακα. Οι Wenz και συν.<sup>41</sup> ανέδειξαν την ύπαρξη *in vitro* μιας πολύ περιορισμένης αντίδρασης στο πολυμερές ενισχυμένο με ίνες άνθρακα. Οι Jockisch και συν.<sup>24</sup>, όμως, απέδειξαν την ύπαρξη μη ειδικής αντίδρασης τύπου ξένου σώματος, παρόμοια με εκείνη που

έχει παρατηρηθεί στο πολυαιθυλένιο πολύ υψηλού μοριακού βάρους, τόσο στα ρινίσματα όσο και στα άθικτα υλικά που είχαν εφαρμοστεί σε σκύλους. Οι Belangero και συν.<sup>5</sup> διαπίστωσαν φλεγμονώδη διήθηση ινοβλαστών, μακροφάγων και γιγαντοκυττάρων ως απάντηση στα ρινίσματα άνθρακα σε επίμυες. Παρόμοιες αντιδράσεις έχουν συσχετιστεί με τη χαλάρωση των αρθροπλαστικών.

Είναι φανερό ότι χρειάζεται περισσότερη μελέτη σχετικά με τη βιολογική αντίδραση έναντι των πολυμερών ενισχυμένων με ίνες άνθρακα που εφαρμόζονται στη σπονδυλική στήλη.

## ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΚΗ ΕΠΙΒΕΒΑΙΩΣΗ ΤΗΣ ΣΠΟΝΔΥΛΟΔΕΣΙΑΣ

Ο ακτινολογικός προσδιορισμός της επίτευξης της σπονδυλοδεσίας ή της παρουσίας ψευδάρθρωσης αποτελούσε ένα δυσεπίλυτο πρόβλημα από τα πρώτα χρόνια που τελέστηκαν σπονδυλοδεσίες. Το 1929, οι Hibbs και Swift<sup>22</sup> πρότειναν ερευνητική επανεγχείρηση σε ασθενείς “στους οποίους υπήρχε υποψία ότι η σπονδυλοδεσία δεν είχε επιτευχθεί”, ώστε να αντιμετωπιστεί η ψευδάρθρωση. Το 1948, οι Cleveland και συν.<sup>13</sup> δήλωσαν: “Η κλινική εκτίμηση, υποβοηθούμενη από ασαφή ακτινολογικά δεδομένα, δεν αποδεικνύει τον αριθμό των ψευδαρθρώσεων που αναφέρονται στις διάφορες μελέτες”.

Το 1974, οι Thompson και συν.<sup>38</sup> αναφέρουν: “Συμφωνώ με τους περισσότερους συγγραφείς στο ότι μόνο η χειρουργική διερεύνηση αποκαλύπτει δύσκολα ανιχνεύσιμες ψευδαρθρώσεις, και συνεπώς δέχομαι ότι περισσότερες ψευδαρθρώσεις είναι δυνατό να αποκαλυφθούν στη σειρά των ασθενών μας κατά τη διάρκεια της μακρόχρονης μετεγχειρητικής παρακολούθησης”.

Το 1980, οι Chow και συν.<sup>12</sup> δηλώνουν: “Η ακτινολογική επιβεβαίωση της σπονδυλοδεσίας στο πρόσθιο τμήμα της σπονδυλικής στήλης είναι εξαιρετικά δυσχερής. Δεν είναι μόνο δύσκολο να ερμηνευτούν οι απλές ακτινογραφίες, αλλά και στις τομογραφίες ο οστικός πώρος εύκολα συγχέεται με οστικές δοκίδες”.

Το 1991, οι Brodsky και συν.<sup>11</sup> κατά την προσπάθεια συσχέτισης των ακτινολογικών επιβεβαιώσεων των σπονδυλοδεσιών με χειρουργική διερεύνηση σε 175 ασθενείς, ανέδειξαν έλλειψη συσχέτισης στο 36% των απλών ακτινογραφιών, στο 41% των τομογραφιών, στο 38% των δυναμικών ακτινογραφιών και στο 41% των αξονικών τομογραφιών. Κατέληξαν ότι η ακτινολογική ανακρίβεια παρατηρήθηκε και από τη θετική αλλά και από την αρνητική πλευρά, με αξιοσημείωτα ποσοστά ανακρίβειας σε όλες τις ακτινολογικές μεθόδους.

Τα παρακάτω σημεία υποδηλώνουν οριστική ψευδάρθρωση: υποχώρηση του μοσχεύματος, απορρόφηση του μοσχεύματος (που διαπιστώνεται από την ελάττωση της

οστικής πυκνότητας) και εκτεταμένη ακτινοδιαπερατότητα γύρω από το μόσχευμα ή γύρω από την περιοχική της σπονδυλοδεσίας.

Τα ασφαλή σημεία επίτευξης της σπονδυλοδεσίας περιλαμβάνουν την αύξηση της οστικής πυκνότητας στο μεταμοσχευθέν οστό και την παρουσία οστικής γέφυρας από σπογγώδες οστό. Οι ακτινογραφίες πρέπει να γίνονται με προβολή ακριβώς παράλληλη με τις τελικές σπονδυλικές πλάκες (ώστε αυτές να φαίνονται επίπεδες και όχι ελλειπτικές) και βέβαια να είναι καλής ποιότητας. Μερικές φορές παρατηρείται σε λήψεις που διενεργούνται την ίδια ημέρα άλλες ακτινογραφίες να εμφανίζουν επιτυχή σπονδυλοδεσία και άλλες ψευδάρθρωση. Τότε, πρέπει να θεωρούμε ότι υπάρχει ψευδάρθρωση. Στις περιπτώσεις επίτευξης ατελούς ή μερικής σπονδυλοδεσίας, η εκτίμηση των ακτινογραφιών είναι πολύ δύσκολη και τα αποτελέσματα αβέβαια.

Το 1990, οι Zinreich και συν.<sup>43</sup> χρησιμοποίησαν τρισδιάστατη ανασύσταση εικόνων αξονικής τομογραφίας για να μελετήσουν 100 ασθενείς με μετεγχειρητικό άλγος μετά από επέμβαση στη σπονδυλική στήλη χωρίς σπονδυλοδεσία και 100 ασθενείς με ανάλογα συμπτώματα, αλλά που είχαν υποβληθεί σε σπονδυλοδεσία. Η τρισδιάστατη ανασύσταση της αξονικής τομογραφίας παρείχε συμπληρωματικές πληροφορίες σε 56 από τους 100 ασθενείς που δεν υποβλήθηκαν σε σπονδυλοδεσία και σε 76 από τους 100 ασθενείς που υποβλήθηκαν, σε σχέση με τις απλές ακτινογραφίες, τις απλές λήψεις της αξονικής τομογραφίας και τις δισδιάστατες ανασυστάσεις των ακτινογραφιών σε πολλά επίπεδα. Ιδιαίτερως βοήθησε στην εκτίμηση του προσθίου τμήματος της σπονδυλικής στήλης, καθώς και της περιοχής των εγκαρσίων αποφύσεων και των σπονδυλικών τρημάτων, όπως και στην επιβεβαίωση των ψευδαρθρώσεων για τις οποίες δεν υπήρχαν ενδείξεις με τις άλλες μεθόδους. Η μέθοδος μειονεκτεί στην παρουσία μεταλλικών υλικών οπίσθιας σπονδυλοδεσίας, γιατί αυτά λόγω της διάθλασης της ακτινοβολίας δυσχεραίνουν την απεικόνιση.

Φαίνεται ότι οι προθέσεις από πολυμερές ενισχυμένο με ίνες άνθρακα δεν επηρεάζουν την ακτινολογική απεικόνιση, είτε αυτή αφορά σε απλές ακτινογραφίες είτε σε αξονική ή μαγνητική τομογραφία.

Οι κλωβοί από πολυμερές ενισχυμένο με ίνες άνθρακα λόγω της ακτινοδιαπερατότητάς τους πλεονεκτούν στην ακτινολογική παρακολούθηση της προόδου της σπονδυλοδεσίας, σε σχέση με τα αντίστοιχα μεταλλικά υλικά.

## ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Από όλα τα στοιχεία που αναφέρθηκαν, διαπιστώνεται ότι ορισμένα από τα ερωτήματα που τέθηκαν δεν έχουν απαντηθεί πλήρως. Τα ποσοστά σπονδυλοδεσίας δίνουν

το προβάδισμα στη χρήση κλωβών από πολυμερές ενισχυμένο με ίνες άνθρακα σε συνδυασμό με τη χρήση αυτομοσχεύματος, έναντι στην εφαρμογή μόνον αλλομοσχεύματος.

Η βιοσυμβατότητα των προθέσεων από ίνες άνθρακα, η δημιουργία ριניσμάτων μετά την εφαρμογή των υλικών αυτών και οι τοξικές επιδράσεις στους γύρω ιστούς χρειάζονται περαιτέρω διερεύνηση. Όσον αφορά την ακτινολογική παρακολούθηση της προόδου της σπονδυλοδεσίας, αυτή δεν επηρεάζεται από τους κλωβούς που περιέχουν ίνες άνθρακα. Ανεξάρτητα από αυτό, η ακτινολογική επιβεβαίωση της επίτευξης της σπονδυλοδεσίας παραμένει δισεπίλυτο πρόβλημα.

Είναι προφανές ότι για τη διάδοση της χρήσης των κλωβών από πολυμερές ενισχυμένο με ίνες άνθρακα για την επίτευξη διασωματικών σπονδυλοδεσιών, χρειάζονται και άλλες μελέτες, μεγαλύτερες και πολυκεντρικές διπλές τυφλές, ώστε να προκύψουν ακριβή και ασφαλή συμπεράσματα.

## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Albee FH. Transplantation of a portion of the tibia into the spine for Pott's disease: A preliminary report. *JAMA* 1911, 57:885-886.
2. Albert K, Schledjewski R, Harbaugh M, Bleser S, Lamison R, Friedrich K. Characterization of wear in composite material orthopaedic implants. *Biomed Mater Eng* 1994, 4:199-211.
3. Aurori BF, Weierman RJ, Lowell HA, Nadel CI, Parsons JR. Pseudarthrosis after spinal fusions for scoliosis: A comparison of autogenic and allogenic bone grafts. *Clin Orthop* 1985, 99:153-158.
4. Aurori BF, Weierman RJ, Lowell HA, Nadel CI, Parsons JR. Pseudarthrosis after spinal fusion for scoliosis. *Clin Orthop* 1995, 199:153-158.
5. Belangero WD, Koberle G, Hadler WA. Inflammatory reaction of rat striated muscle to particles of carbon fiber reinforced carbon. *Braz J Med Biol Res* 1993, 26:819-826.
6. Brantigan JW, Steffee AD, Geiger JM. A carbon fiber implant to aid interbody lumbar fusion: Mechanical testing. *Spine* 1991, 16:S277-S282.
7. Brantigan JW, Cunningham BW, Warden K, McAfee PC, Steffee AD. Compression strength of donor bone for posterior lumbar interbody fusion. *Spine*. 1993, 18(9):1213-1221.
8. 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(14):2106-2117.
9. 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(13):1436-1444.
10. Brantigan JW, Steffee AD, Lewis M, Quinn L, Persenaire M. Lumbar interbody fusion using the Brantigan I/F cage for PLIF and the VSP pedicle screw system: Two year clinical results of the FDA clinical trial. Presented at the third International



- Meeting on Advanced Spine Techniques, Munich, Germany 1996.
11. Brodsky AE, Kovalsky ES, Khalil MA. Correlation of radiologic assessment of lumbar spine fusion's with surgical exploration. *Spine* 1991, 16:S261-S265.
  12. Chow SP, Leong JCY, Ma A, Yau APMC. Anterior spinal fusion for deranged lumbar intervertebral discs-a review of 97 cases. *Spine* 1980, 5:452-458.
  13. Cleveland M, Bosworth DM, Thompson FR. Pseudarthrosis in the lumbosacral spine. *J Bone Joint Surg [Am]* 1948, 30:302-12.
  14. Cloward RB. The treatment of ruptured intervertebral disc by body fusion. *J Neurosurg* 1953, 10:154-169.
  15. Cloward RB. Posterior lumbar interbody fusion updated. *Clin Orthop* 1985, 193:16-19.
  16. DeBowes RM, Grant BD, Bagby GW, Gallina AM, Sande RD, Ratzlaff MH. Cervical vertebral interbody fusion in the horse: A comparative study of bovine xenografts and autografts supported by stainless steel baskets. *Am J Vet Res* 1984, 45:191-199.
  17. Dodd CAF, Fergusson CM, Freedman L, Houghton GR, Thomas D. Allograft versus autograft bone in scoliosis surgery. *J Bone Joint Surg* 1988, 70B:431-434.
  18. Enker P, Steffee AD. Interbody fusion and instrumentation. *Clin Orthop Rel Res* 1994, 300:90-101.
  19. Fabry G. Allograft vs. autograft bone in idiopathic scoliosis Surgery: A multivariate statistical analysis. *J Pediatr Orthop* 1991, 11:465-468.
  20. Fraser RD. Interbody, posterior, and combined lumbar fusions. *Spine* 1995, 20(24 Suppl):167S-177S.
  21. Hibbs RH. An operation for progressive spinal deformities. *New York Med J* 1911, 93:1013-1016.
  22. Hibbs RA, Swift WE. Developmental abnormalities at the lumbosacral juncture causing pain and disability. *Surg Gynecol Obstet* 1929, 48:604-612.
  23. Jenkins GM, Grigson CJ. The fabrication of artifacts out of glassy carbon and carbon-fiber-reinforced carbon for biomedical applications. *J Biomed Mater Res* 1979, 13:371-394.
  24. Jockisch KA, Brown SA, Bauer TW, Merritt K. Biological response to chopped carbon fiber reinforced PEEK. *J Biomed Mater Res* 1992, 26:133-146.
  25. Jorgenson SS, Lowe TG, France J, Sabin J. A prospective analysis of autograft versus allograft in posterolateral lumbar fusion in the same patient. A minimum of 1-year follow-up in 144 patients. *Spine* 1994, 19(18):2048-2053.
  26. Kozak JA, Heilman AE, O'Brien JP. Anterior lumbar fusion options. *Clin Orthop Rel Res* 1994, 300:45-51.
  27. Liebendorfer A, Ascherl R, Kerschbaumer S, Erhardt W, Blumel G. Experimental study of carbon fiber reinforced plastic (CFRP) in joint replacement-histological results. 17th Annual meeting of Society for Biomaterials, Scottsdale, Arizona, May 1991.
  28. Maharaj G, Bleser S, Albert K, Lambert R, Jani S, Jamison R. Characterization of wear in composite material orthopaedic implants: Part 1. The composite trunion/ceramic head interface. *Biomed Mater Eng* 1994, 4:193-198.
  29. Μπάμπης Γ. Αλλομοσεύματα χρησιμοποιούμενα στη χειρουργική της σπονδυλικής στήλης. Στο: Γ. Σάπκας. Θέματα Εμβιομηχανικής της Σπονδυλικής Στήλης, Ιατρικές Εκδόσεις Καυκάς, 1997:303-305.
  30. Nachemson A. Lumbar intradiscal pressures-experimental studies on post-mortem material. *Acta Orthop Scand* 1960, 48(Suppl 43):604-612.
  31. Nachemson A. The influences of spinal movements on the lumbar intradiscal pressure and on tensile stresses in the annulus fibrosus. *Acta Orthop Scand* 1963, 33:183-207.
  32. Nachemson A. The effect of forward leaning on lumbar intradiscal pressures. *Acta Orthop Scand* 1965, 35:314-328.
  33. Otani T, Whiteside LA, White SE, McCarthy DS. Effects of femoral component material properties on cementless fixation in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 1993, 8:67-74.
  34. Schultz A, Andersson G, Ortengren R, Haderspeck K, Nachemson A. Loads on the lumbar spine: Validation of a biomechanical analysis by measurements of intradiscal pressures and myoelectric signals. *J Bone Joint Surg [Am]* 1982, 64:713-720.
  35. Skinner HB. Composite technology for total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1988, 235:224-236.
  36. Strover AE, Firer P. The use of carbon fiber implants in anterior cruciate ligament surgery. *Clin Orthop* 1985, 196:88-98.
  37. Strum GM, Larson RL. Clinical experience and early results of carbon fiber augmentation of anterior cruciate reconstruction. *Clin Orthop* 1985, 196:124-138.
  38. Thompson WAL, Gristina AG, Healy WA. Lumbosacral spine fusion. *J Bone Joint Surg [Am]* 1974, 56:1643-1647.
  39. Tullberg T. Failure of a carbon fiber implant. *Spine* 1998, 23(16):1804-1806.
  40. Weiner BK, Fraser RD. Spine update lumbar interbody cages. *Spine* 1998, 23(5):634-640.
  41. Wenz LM, Merritt K, Brown SA, Moet A, Steffee AD. In-vitro biocompatibility of PEEK and polysulfone composites. *J Biomed Mater Res* 1990, 24:207-215.
  42. Williams DF, McNamara A. Potential of polyetherether ketone (PEEK) and carbon fiber reinforced PEEK in medical applications. *Journal of Materials Science Letters* 1987, 6:188-190.
  43. Zinreich SJ, Long DM, Davis R, Quinn CB, McAfee PC, Wang H. Three-dimensional CT imaging in postsurgical "Failed back" syndrome. *J Comput Assist Tomogr* 1990, 14:574-580.