

ΟΠΙΣΘΙΑ ΜΕΣΟΣΠΟΝΔΥΛΙΟΣ ΣΠΟΝΔΥΛΟΔΕΣΙΑ ΜΕ ΟΠΙΣΘΟΠΛΑΓΙΑ ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ ΜΟΝΗΡΟΥΣ ΚΥΛΙΝΔΡΙΚΟΥ ΚΛΩΒΟΥ

Ι. Κ. ΑΚΡΙΒΟΣ

ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ ΚΑΙ ΣΤΟΧΟΙ ΜΕΣΟΣΠΟΝΔΥΛΙΟΥ ΣΠΟΝΔΥΛΟΔΕΣΙΑΣ ΟΙ ΜΕΣΟΣΠΟΝΔΥΛΙΟΙ ΚΛΩΒΟΙ

Οι κύριες ενδείξεις της μεσοσπονδυλίου σπονδυλοδεσίας είναι: α) η σπονδυλική στένωση εξαιτίας σπονδυλοαρθρίτιδας, β) η αστάθεια με ή χωρίς ισχιαλγία⁸.

Στόχοι της μεσοσπονδυλίου σπονδυλοδεσίας είναι:

α) Η επίτευξη της μέγιστης δυνατής σταθερότητας και ακαμψίας το οποίο θεωρητικώς επιτυγχάνεται με την παρεμβολή μοσχεύματος μεταξύ των σπονδυλικών μονάδων, όπου και ευρίσκονται οι γεωμετρικοί τόποι των “στιγμαίων αξόνων περιστροφής” και της συνακόλουθης καταργήσεως των κινήσεων των σπονδύλων σε όλα τα επίπεδα²⁴.

β) Η αποκατάσταση του ύψους του μεσοσπονδυλίου δίσκου (εικόνα 1), η εκφύλιση του οποίου συνεπάγεται την αύξηση των διατμητικών δυνάμεων τις οποίες πρέπει να αντirroπήσουν οι μεσοσπονδύλιες αρθρώσεις, με συνέπεια εκφύλισή τους και περαιτέρω αύξηση των διατμητικών δυνάμεων^{10,24}.

γ) Η δημιουργία “φυσιολογικών” τάσεων στις ίνες του δακτυλοειδούς συνδέσμου²³, η οποία επιτυγχάνεται με την παρεμβολή του μοσχεύματος το οποίο ασκεί διάταση.

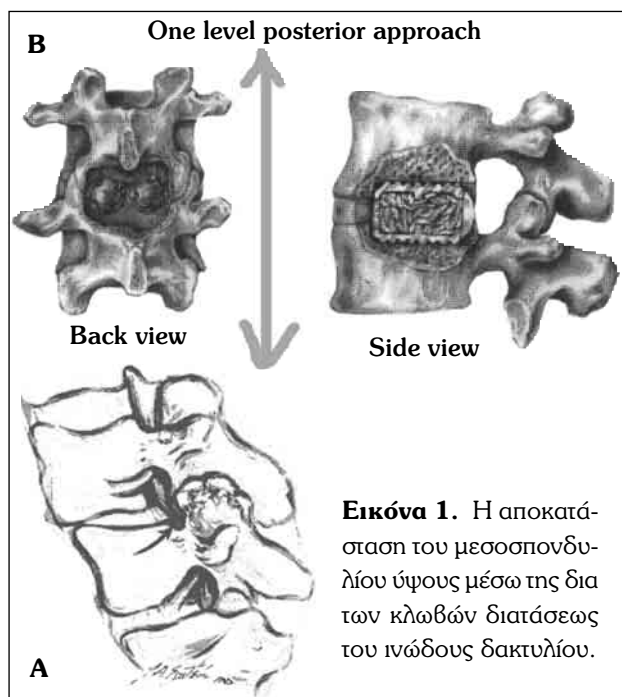
δ) Η ανάταξη των υπεξαρθρωμένων εκφυλισμένων μεσοσπονδυλίων αρθρώσεων και η συνέπεια αυτής.

ε) Η αποκατάσταση του μειωθέντος λόγω της σπονδυλικής στένωσης εύρους του μεσοσπονδυλίου τρήματος, η οποία βοηθά στην άρση των πιεστικών φαινομένων στη νωτιαία ρίζα.

στ) Η αποκατάσταση της λорδώσεως.

ζ) Η, κατά το δυνατόν, αποκατάσταση των φερομένων φορτίων επί της πρόσθιας κολόνας¹⁰.

Τα ανωτέρω υποστηρίζονται από τους περισσότερους σύγχρονους συγγραφείς και τεκμη-



Εικόνα 1. Η αποκατάσταση του μεσοσπονδυλίου ύψους μέσω της δια των κλωβών διατάσεως του ινώδους δακτυλίου.

ριώνονται από εμβιομηχανικής πλευράς. Πρέπει όμως να σημειωθεί ότι δεν υπάρχουν πειστικά δεδομένα, από συγκριτικές μελέτες, που να αποδεικνύουν ότι η με οποιοδήποτε τρόπο διόρθωση των ανωτέρω μηχανικών παραμορφώσεων συνοδεύεται και με ύφεση των συμπτωμάτων²³. Μελέτες κατέδειξαν μεγάλες διακυμάνσεις των αποτελεσμάτων τέτοιων σπονδυλοδεσιών με φλοιοσπογγώδη μοσχεύματα αναφορικά: α) με την επίτευξη σπονδυλοδεσίας, 19-95%, β) την επίτευξη ικανοποιητικών κλινικών αποτελεσμάτων, 14-93% και γ) τη διατήρηση του ύψους του μεσοσπονδυλίου διαστήματος^{7,23}.

Για να επιλυθούν τα προβλήματα αυτά δημιουργήθηκαν πρόσφατα οι μεσοσπονδυλίοι κλωβοί εντός των οποίων πακτώνονται σπογγώδη μοσχεύματα, οι οποίοι έχουν στόχο: α) τη διόρθωση της υπάρχουσας μηχανικής παραμορφώσεως, β) τη δημιουργία αρχικής σταθερότητας, στο στάδιο προ της ενσωματώσεως των μοσχευμάτων, γ) τη δημιουργία άριστου “περιβάλλοντος” για την επίτευξη σπονδυλοδεσίας, λόγω του ότι τα εντός των κλωβών σπογγώδη υπερτερούν των φλοιοσπογγωδών μοσχευμάτων.

Υπάρχουν τρεις γενικές κατασκευές - τύποι μεσοσπονδυλίων κλωβών^{*4,12,15,18}: α) κυλινδρικοί κλωβοί (horizontal cylinders), β) δακτυλιοειδείς (vertical rings) και γ) ανοικτοί παραλληλεπίπεδοι (open boxes), οι οποίοι είναι “κατασκευαστικά ισοδύναμα” των τεχνικών dowel, των λεπτών φλοιοσπογγωδών δακτυλίων μηριαίου οστού (femoral cortical rings) και των τετράπλευρων φλοιοσπογγωδών λαγονίων μοσχευμάτων αντιστοίχως (εικόνα 2).

ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΙΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΚΥΛΙΝΔΡΙΚΩΝ ΚΛΩΒΩΝ

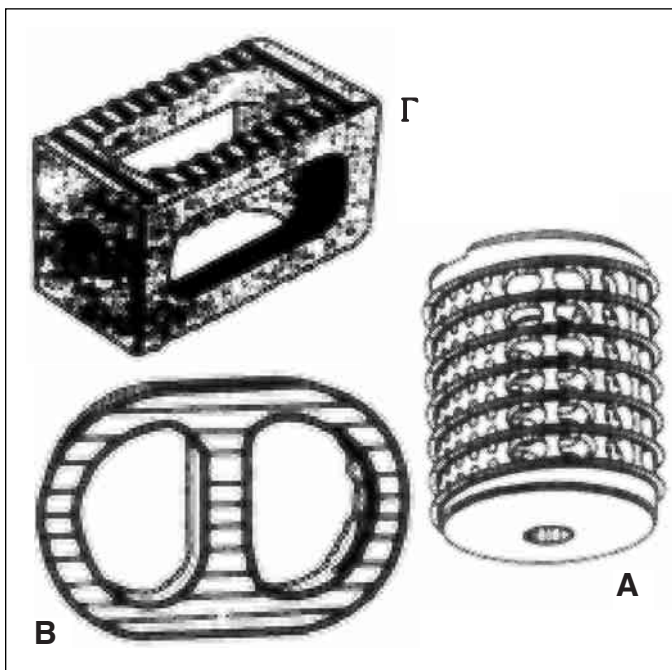
Ειδικότερα οι κοχλιωτοί κυλινδρικοί κλωβοί παρουσιάζουν **εμβιομηχανικά πλεονεκτήματα**:

α) Προσδίδουν μεγαλύτερη άμεση σταθερότητα και ακαμψία στη σπονδυλική μονάδα**, απ’ ότι τα απλά φλοιοσπογγώδη μοσχεύματα.

β) Τα εντός του κοχλιωτού κλωβού μοσχεύματα δεν κινδυνεύουν να οπισθοχωρήσουν και να βλάψουν τα όπισθεν νευρικά στοιχεία, λόγω της αντιστάσεως που αναπτύσσουν οι κοχλιωτοί κλωβοί στις δυνάμεις εξέλκυσμού (pull - out strength).

γ) Για την εισαγωγή τους απαιτείται διάνοιξη μικρών “παραθύρων” στο δακτυλιοειδή σύνδεσμο του μεσοσπονδυλίου δίσκου (σε αντίθεση με τις απαιτήσεις των παραλληλεπίπεδων κλωβών) και συνεπώς προκαλείται μικρότερη βλάβη των σταθεροποιητικών στοιχείων της σπονδυλικής μονάδας.

δ) Δεν απαιτούν δημιουργία τετράγωνων παραθύρων, όπως οι παραλληλεπίπεδοι κλωβοί, στην οπίσθια επιφά-



Εικόνα 2. (Α) κυλινδρικός, (Β) δακτυλιοειδής, (Ψ) ανοικτός παραλληλεπίπεδος.

νεια του δακτυλιοειδούς συνδέσμου το οποίο θα είχε ως συνέπεια τον κίνδυνο βλάβης των νωτιαίων ριζών στην άνω - έξω γωνία του παραθύρου εισαγωγής.

ε) Υποστηρίζεται από αρκετούς συγγραφείς ότι δεν απαιτείται επιπρόσθετη οστεοσύνθεση^{4,18}.

Συνήθως τοποθετούνται δύο κλωβοί δια της οπίσθιας οδού (μετά από αφαίρεση των σπονδυλικών τόζων και των μεσοσπονδυλίων αρθρώσεων) λόγω: α) της μεγαλύτερης εξοικείωσης των ορθοπαιδικών με την οπίσθια προσπέλαση και β) της δυνατότητας που παρέχει αυτή για την αφαίρεση των οστεοαρθρικών αλλοιώσεων των μεσοσπονδυλίων αρθρώσεων^{8,18,21,27}.

Βασικά εμβιομηχανικά μειονεκτήματα των δια της οπίσθιας οδού τοποθετούμενων κλωβών είναι: α) η μείωση της αρχικής (προ της ενσωματώσεως των μοσχευμάτων) ακαμψίας της σπονδυλικής μονάδας και β) η τάση για δημιουργία κυφώσεως, ιδιαίτερα όταν χρησιμοποιούνται μεγάλοι κλωβοί.

Ο ΡΟΛΟΣ ΤΩΝ ΜΕΣΟΣΠΟΝΔΥΛΙΩΝ ΚΛΩΒΩΝ ΣΤΗ ΔΙΑΤΗΡΗΣΗ ΤΗΣ ΑΚΑΜΨΙΑΣ ΤΗΣ ΣΠΟΝΔΥΛΙΚΗΣ ΜΟΝΑΔΑΣ

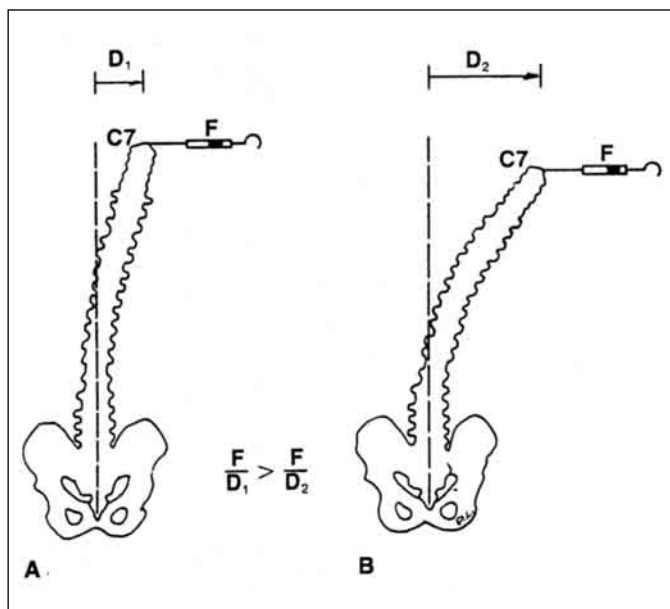
Η μείωση της αρχικής ακαμψίας της σπονδυλικής στήλης συμβαίνει επειδή η τοποθέτηση των κλωβών δια της οπίσθιας οδού προϋποθέτει συχνά (ιδίως αν η διάμετρος των κλωβών είναι μεγαλύτερη των 16 mm¹⁸) εκτεταμένη αφαίρεση των πετάλων και ιδίως των μεσοσπονδυλίων αρθρώσεων.

* μεταλλικοί ή από ίνες άνθρακος

266 ** σπονδυλική μονάδα (F.S.U, Functional Spine Unit), συνίσταται από δύο σπονδύλους και τα μεταξύ αυτών μαλακά μόρια

Η διάταξη των τελευταίων στο χώρο περιορίζει τις κινήσεις²⁴, αυξάνοντας έτσι τις αντιστάσεις, δηλ. την ακαμψία* της σπονδυλικής μονάδας στην κάμψη, έκταση, πλάγιες κάμψεις και ιδίως, στη στροφή^{1,5,21,24}.

Ακαμψία (Stiffness). Ορισμός: Είναι μια μέτρηση της αντιστάσεως σε εξωτερικά φορτία από ένα υλικό ή μια κατασκευή καθώς αυτή, υπό την δράση αυτών των φορτίων, παραμορφώνεται. Το φαινόμενο αυτό χαρακτηρίζεται από το συντελεστή ακαμψίας (stiffness coefficient) $k = F/D$, όπου F το εφαρμοζόμενο φορτίο (δύναμη ή ροπή) και D η προκύπτουσα μετατόπιση (εικόνα 3).



Εικόνα 3. Συντελεστής ακαμψίας, $k = F/D$. (Α) Άκαμπτη σπονδυλική στήλη, αγκυλοποιητική σπονδυλίτιδα. (Β) Εύκαμπτη σπονδυλική στήλη, έφηβος.

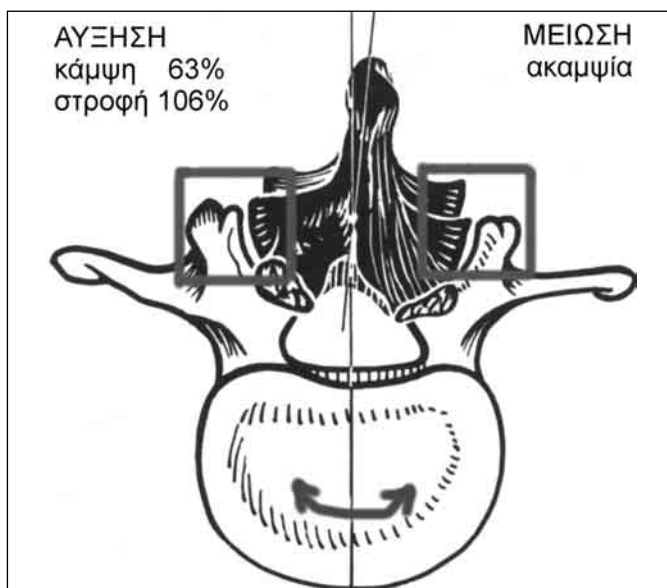
Πειραματικές μελέτες *in vitro* σε ανθρώπινες σπονδυλικές μονάδες έχουν δείξει ότι μετά από πλήρη αφαίρεση και των δύο μεσοσπονδυλίων αρθρώσεων παρατηρείται αύξηση της κάμψης κατά 63% και κυρίως της στροφής αμφοτερόπλευρα κατά 106% περίπου (εικόνα 4), ενώ μετά αφαίρεση της μιας μόνο μεσοσπονδυλίου αρθρώσεως η αύξηση της κάμψης ήταν 51% και της στροφής (και μάλιστα μόνο) προς την αντίθετη φορά της αφαιρεθείσας μεσοσπονδυλίου αρθρώσεως 50% (εικόνα 5).

Τούτο θεωρητικώς συνεπάγεται ότι: α) η ακαμψία της σπονδυλικής μονάδας μειώνεται μετά από αφαίρεση των μεσοσπονδυλίων αρθρώσεων, β) η μείωση αυτή είναι μικρότερη στην περίπτωση αφαιρέσεως μίας μόνο μεσοσπονδυλίου αρθρώσεως, κατά την οποία και η αύξηση του εύρους κινήσεων στην κάμψη και ετερόπλευρο στροφή είναι μικρότερη. Με άλλα λόγια, η διάσωση της μιας μεσοσπονδυλίου αρθρώσεως συνεισφέρει στη διατήρηση μέρους της φυσιολογικής ακαμψίας της σπονδυλικής

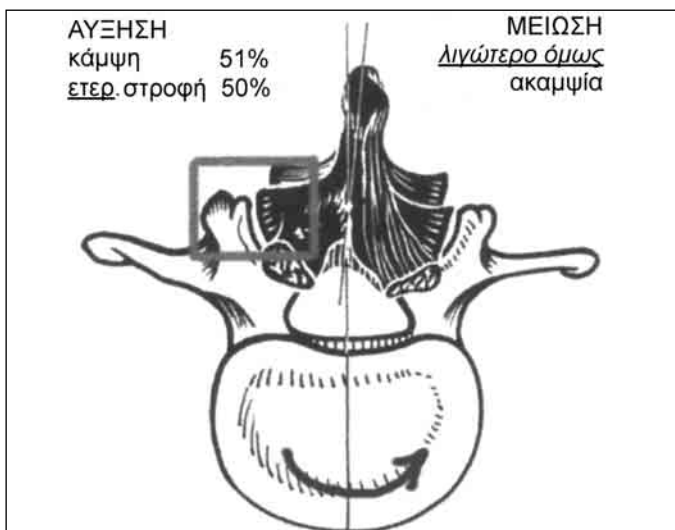
μονάδας.

Πρέπει να σημειωθεί ότι, κατά παράδοξο τρόπο, η διατήρηση ή όχι του μεσακάνθιου και υπερακάνθιου συνδέσμου δεν είχε καμιά επίδραση στη μεταβολή του εύρους κινήσεων της σπονδυλικής μονάδας.

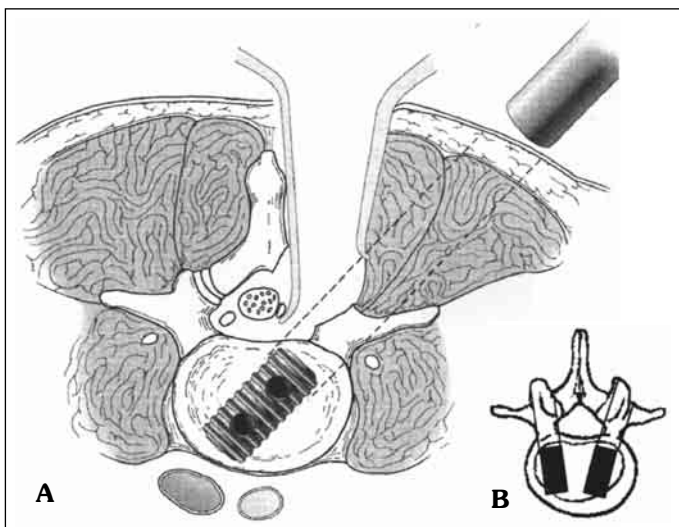
Η τοποθέτηση των μεσοσπονδυλίων κλωβών αλλάζει την αρχική, προ της ενσωματώσεως των μοσχευμάτων, ακαμψία της σπονδυλικής μονάδας κατά τις φορτίσεις που προκαλούνται κατά τη διάρκεια των κινήσεών της^{4,5,11,13,14,16,18,21,27}. Το ζητούμενο είναι η ανεύρεση τρόπων, ώστε η μείωση



Εικόνα 4. Αμφοτερόπλευρη αφαίρεση μεσοσπονδυλίου αρθρώσεως. Μεταβολές εύρους κινήσεων και ακαμψίας σπονδυλικής μονάδας.



Εικόνα 5. Ετερόπλευρη αφαίρεση μεσοσπονδυλίου αρθρώσεως. Μεταβολές εύρους κινήσεων και ακαμψίας σπονδυλικής μονάδας. Μείωση της στροφικής ακαμψίας μόνο προς τη φορά του βέλους.



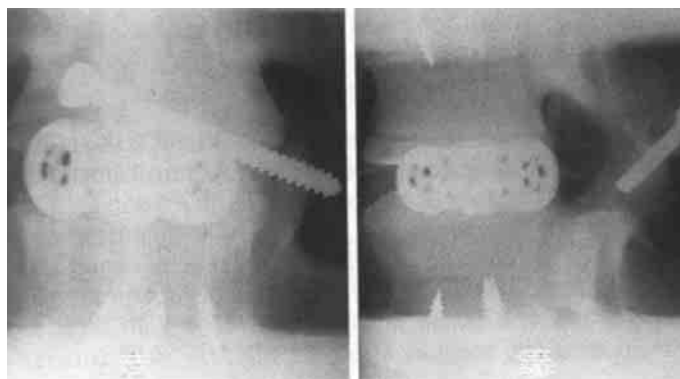
Εικόνα 6. Μέθοδοι τοποθετήσεων κλωβών. **A.** Μακρύς μονός κλωβός, 15X36 mm, μετά αφαίρεση της μιας μόνο αρθρώσεως. **B.** Δύο “κανονικοί” κλωβοί, 15X24 mm, μετά αφαίρεση και των δύο αρθρώσεων.

της ακαμψίας να είναι κατά το δυνατόν η μικρότερη. **Τα ερωτήματα είναι:** α) αν η τοποθέτηση ενός μόνο κλωβού, μετά από αφαίρεση μιας μόνο μεσοσπονδυλίου αρθρώσεως, προκαλεί μικρότερη μείωση της αρχικής ακαμψίας σε σχέση με την προκαλούμενη από την τοποθέτηση δύο κλωβών, η οποία προϋποθέτει αφαίρεση και των δύο μεσοσπονδυλίων αρθρώσεων και β) αν είναι δυνατόν να “κλειδωθεί” η σπονδυλική μονάδα σε μια θέση φυσιολογικής λορδώσεως, δηλ. αν είναι δυνατό να μειωθούν τα εμβιομηχανικά μειονεκτήματα της τοποθετήσεως των κλωβών δια της οπίσθιας οδού.

Η ΣΧΕΣΗ ΤΗΣ ΑΡΧΙΚΗΣ ΑΚΑΜΨΙΑΣ ΤΗΣ ΣΠΟΝΔΥΛΙΚΗΣ ΜΟΝΑΔΑΣ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΥ ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΕΩΣ ΤΩΝ ΜΕΣΟΣΠΟΝΔΥΛΙΩΝ ΚΛΩΒΩΝ

Διάφορες in vitro πειραματικές μελέτες χρησιμοποιήσαν βόειες σπονδυλικές μονάδες, οι οποίες παρουσιάζουν ομοιότητες με τις ανθρώπινες, αναφορικά με τη γεωμετρία και την κινηματική τους συμπεριφορά²⁵, τις οποίες υπέβαλαν σε φορτίσεις κατά την πρόσθια κάμψη, έκταση, πλάγιες κάμψεις και τις αμφοτερόπλευρες στροφικές κινήσεις.

Στην 1η ομάδα, τοποθετήθηκε οπισθοπλαγίως υπό γωνία 45° ένας μακρύς (15X36 mm) κοχλιωτός κυλινδρικός κλωβός μετά από αφαίρεση του αριστερού πετάλου μετά της μεσοσπονδυλίου αρθρώσεως, αφήνοντας άθικτη τη δεξιά μεσοσπονδυλίου άρθρωση, η οποία συνεισέφερε στη διατήρηση κάποιας ακαμψίας στην κάμψη και τη στροφή



Εικόνα 7. Μακρύς μονός κλωβός με αρθρόδεση της ετερόπλευρης άθικτης αρθρώσεως με μια βίδα.

προς την αντίθετη (δεξιά) κατεύθυνση (εικόνα 6 A).

Στη 2η ομάδα τοποθετήθηκαν δύο κανονικοί κλωβοί (15X24 mm) (εικόνα 6 B).

Στην 3η ομάδα ένας μακρύς (15X36 mm) κοχλιωτός κυλινδρικός κλωβός με ταυτόχρονη όμως αρθρόδεση της ετερόπλευρης (δεξιάς) άθικτης αρθρώσεως με 1 βίδα σε ουδέτερη θέση (εικόνα 7), γεγονός το οποίο αύξανε τη συνεισφορά της στη διατήρηση της ακαμψίας σε κάμψη και σε στροφή προς την αντίθετη πλευρά από εκείνη της κατεστραμμένης αρθρώσεως.

Στην 4η ομάδα μακρύς επίσης κλωβός (15X36 mm) με συνοδό ετερόπλευρη αρθρόδεση (δεξιά) με 1 βίδα της άθικτης μεσοσπονδυλίου αρθρώσεως σε έκταση για δημιουργία, επιπλέον, φυσιολογικής λορδώσεως.

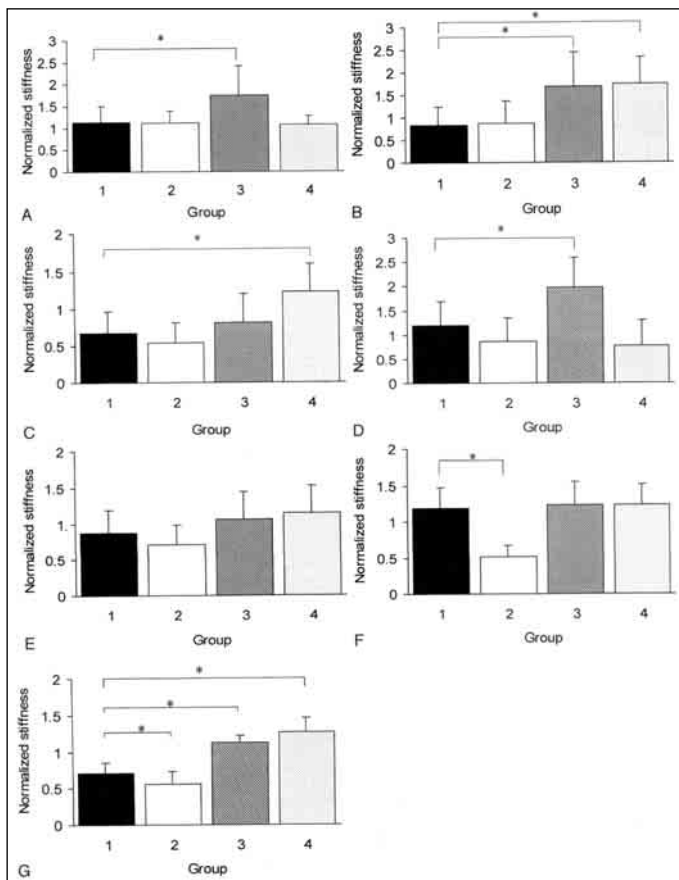
Οι σπονδυλικές μονάδες πριν και μετά την τοποθέτηση των υλικών, υπεβλήθησαν σε φορτίσεις: α) **συμπίεσεως** κατά μήκος του ουδέτερου άξονα τους (neutral axis) με προοδευτικά αυξανόμενη φόρτιση 0-300 N, β) **κάμψεως, εκτάσεως και πλαγίων κάμψεων** με παρόμοιες φορτίσεις σε απόσταση 1,5 cm από τον ουδέτερο άξονα, γ) **στροφής** με φορτίσεις 50 N και ροπές 4,5 Nm. Μετρήθηκε η ακαμψία των σπονδυλικών μονάδων σε σχέση με εκείνη της φυσιολογικής, που αντιστοιχεί στο 1 της αριστεράς συντεταγμένης των διαγραμμάτων της εικόνας 8.

Τα κυριότερα συμπεράσματα είναι^{21,27}:

1. ΥΠΕΡΟΧΗ ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΕΩΣ ΟΠΙΣΘΟΠΛΑΓΙΩΣ ΜΟΝΟΥ ΜΑΚΡΟΥ ΚΥΛΙΝΔΡΙΚΟΥ ΚΛΩΒΟΥ ΣΕ ΣΧΕΣΗ ΜΕ ΤΗΝ ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ “ΔΥΟ ΚΑΝΟΝΙΚΩΝ” ΚΛΩΒΩΝ

α) Σε όλων των ειδών τις φορτίσεις η ακαμψία των σπονδυλικών μονάδων με τον ένα οπισθοπλαγίως τοποθετημένο μακρύ κλωβό ήταν καλύτερη από εκείνων με τους 2 “κανονικούς” κλωβούς.

β) Ιδιαίτερα στις στροφικές φορτίσεις η διαφορά αυτή



Εικόνα 8. Mean ακαμψία της σπονδυλικής μονάδας $\pm 5D$ σε επτά διαφορετικές φορτίσεις: **A.** συμπίεση, **B.** έκταση, **C.** κάμψη, **D.** αριστερή πλάγια κάμψη, **E.** δεξιά πλάγια κάμψη, **F.** αριστερή στροφή, **G.** δεξιά στροφή. (Group 1): μακρύς μονός, οπισθοπλάγιος κλωβός, (Group 2): δύο οπίσθιοι “κανονικοί” κλωβοί, (Group 3): μακρύς μονός οπισθοπλάγιος με αρθρόδεση ετερόπλευρης αρθρώσεως σε ουδέτερη θέση, (Group 4): μακρύς μονός οπισθοπλάγιος με αρθρόδεση ετερόπλευρης αρθρώσεως σε έκταση. * $P < 0,05$

ήταν στατιστικώς σημαντική (εικόνα 8 F,G), δηλ. η διατήρηση ακέραιας της αριστερής ετερόπλευρης αρθρώσεως συμβάλλει γενικώς στη διατήρηση της αρχικής ακαμψίας. Η στροφική ακαμψία για το μονό κλωβό δεν ήταν συμμετρική, επειδή είχε αφαιρεθεί η μια μεσοσπονδύλιος άρθρωση στο σημείο εισόδου του κλωβού.

2. ΥΠΕΡΟΧΗ ΜΟΝΟΥ ΚΛΩΒΟΥ ΜΕ ΕΠΙΠΡΟΣΘΕΤΗ ΑΡΘΡΟΔΕΣΗ ΤΗΣ ΕΤΕΡΟΠΛΕΥΡΗΣ ΑΘΙΚΤΗΣ ΑΡΘΡΩΣΕΩΣ ΣΕ ΣΧΕΣΗ ΜΕ ΜΟΝΟ ΚΛΩΒΟ ΧΩΡΙΣ ΑΡΘΡΟΔΕΣΗ

Η προσθήκη μιας βίδας στην άθικτη μεσοσπονδύλιος άρθρωση αυξάνει περαιτέρω (στατιστικώς σημαντικά) την ακαμψία των σπονδυλικών μονάδων με ένα μόνο μακρύ

κλωβό: α) στη στροφή προς την αντίθετη με την καταστροφή άρθρωση πλευρά, β) στην έκταση (προσδίδοντας μάλιστα στη σπονδυλική μονάδα ακαμψία μεγαλύτερη από εκείνη της φυσιολογικής) (εικόνα 8 G,A), αλλά και σε όλες τις άλλες φορτίσεις (χωρίς όμως στατιστική σημασία),

γ) η τοποθέτηση της βίδας με τη σπονδυλική μονάδα σε έκταση, εκτός της συμβολής της στη διατήρηση φυσιολογικής λορδώσεως, συμβάλλει σε αύξηση της ακαμψίας κατά την κάμψη, γεγονός ιδιαίτερα επιθυμητό.

ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Η χρήση των μεσοσπονδυλίων κλωβών για την επίτευξη μεσοσπονδυλίου σπονδυλοδεσίας σε περιπτώσεις σπονδυλικής στενώσεως και αστάθειας έγινε δημοφιλής τα τελευταία χρόνια⁸. Απαιτείται όμως περαιτέρω έρευνα με συγκριτικές κυρίως μελέτες, για να αποδειχθεί σε ποιο βαθμό η διόρθωση της υφισταμένης μηχανικής παραμορφώσεως συνοδεύεται και από ύφεση των συμπτωμάτων²³.

Η τοποθέτηση οπισθοπλάγιως ενός μόνου μακρού κλωβού, (μετά αφαίρεση της μιας μόνο μεσοσπονδυλίου αρθρώσεως), σε συνδυασμό με οστεοσύνθεση με μια βίδα²² της ετερόπλευρης άθικτης αρθρώσεως σε έκταση, δημιουργεί κατά τα αρχικά, κρίσιμα προ της ενσωματώσεως των μοσχευμάτων, στάδια: α) ακαμψία της σπονδυλικής μονάδας παρόμοια με εκείνη της φυσιολογικής σε όλες τις φορτίσεις, επιπλέον δε, φαίνεται ότι αυξάνει αυτήν περισσότερο της φυσιολογικής κατά την κάμψη, β) συμβάλλει στη διατήρηση φυσιολογικής λορδώσεως^{21,27}.

Υποστηρίχθηκε²¹ ότι η τοποθέτηση κλωβών δια της πλάγιας ή δια της πρόσθιας οδού δημιουργεί επίσης αρχική ακαμψία παρόμοια με εκείνη της ακέραιας σπονδυλικής μονάδας.

Σε περιπτώσεις όμως σπονδυλικής στενώσεως, η τοποθέτηση κλωβού δια της οπίσθιας οδού φαίνεται ότι πλεονεκτεί επειδή με την οπίσθια προσέλαση δίδεται η επιπλέον δυνατότητα της αφαίρεσεως των οστεοφυτών των μεσοσπονδυλίων αρθρώσεων, τα οποία συμβάλλουν στη δημιουργία των πιεστικών φαινομένων.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Abumi K, Panjabi MM, et al. Biomechanical Evaluation of Lumbar Spine Stability After Graded Facetectomies. *Spine* 1990, 15(11):1142-1147.
2. Bagby GN. Arthrodesis by the distraction - compression method using a stainless steel implant. *Orthopedics* 1988, 11:931-934.
3. Berlemann U, Jeszenszky DJ, Buhler DW, Harms J. Facet joint remodeling in degenerative spondylolisthesis: an investigation of joint orientation and tropism. *Eur Spine J* 1998, 7(5):376-380.

4. Brantigan JW et al. Interbody lumbar fusion using a carbon fiber cage implant versus allograft bone. An investigational study in Spanish goat. *Spine* 1994, 19:1436-1444.
5. Coh JC, Wong HK, Thambyah A, Yu CS. Influence of PLIF cage size on lumbar spine stability. *Spine* 2000, 25(1):35-39.
6. Collis JS. Total disc replacement: a modified posterior lumbar interbody fusion. *Clin Orth* 1985, 193:64-67.
7. Dennis S, Watkins R, Landaker S, Dillin W. Comparison of disk space heights after anterior interbody lumbar fusion. *Spine* 1989, 14:876-878.
8. Frymayer WJ. *The Adult Spine*. Philadelphia - N. York. Lippincott - Raven 1997, 2225-2252.
9. Hacher JR. Comparison of Interbody Fusion Approaches for Disabling Low Back Pain. *Spine* 1997, 23(6):660-666.
10. Harms J, Stoltze D. The indications and principles of correction of post-traumatic deformities. *European Spine Journal* 1992, 142-151.
11. Jost B, Crompton PA, Lund T, Oxland TR, Lippuner K, Jaeger P, Nolte LP. Compressive strength of interbody cages in the lumbar spine: the effect of cage shape, posterior instrumentation and bone density. *Eur Spine* 1998, 7(2):132-141.
12. Kuslich SD, Dowdle JA. Two year follow - up results of the BAK interbody fusion device. *Proceedings of the Annual Meeting of the North American Spine Society* 1994, 28-29.
13. Lowery LG, Harms J. Titanium Surgical Mesh for Vertebral Defect Replacement and Intervertebral Spacers. In *Manual of Internal Fixation of the Spine*. Thalgot SJ Philadelphia, Lippincott - Raven, 1996.
14. Margulies YJ. Lumbosacral and Spinopelvic Fixation. Philadelphia. Lippincott - Raven 1996, 529-538.
15. Nibu K, Panjabi MM, Oxland T, Cholewicki J. Multidirectional stabilizing potential of BAK interbody spinal fusion system for anterior surgery. *J Spinal Disord* 1997, 10:357-362.
16. Pitzen T, Matthis D, Muller - Storz H, Caspar W, Steudel W, Harms J. Primary stability of 2 PLIF techniques - a biomechanical and finite element analysis. *Zentralbl. Neurochir* 1999, 60(3):114-120.
17. Rapoff JA, Ghanayem JA, Zdeblick AT. Biomechanical Comparison of Posterior Lumbar Interbody Fusion Cages. *Spine* 1997, 22(20):2375-2379.
18. Ray DC. Threaded Titanium Cages for Lumbar Interbody Fusions. *Spine* 1997, 22(6):667-680.
19. Σάπκας Γ. Ανατομία και λειτουργική μηχανική της σπονδυλικής στήλης. Φροντιστηριακό σεμινάριο Ασπάθειας Σπονδ. Στήλης 1995, 3-17.
20. Schlegel KF, Pon A. The biomechanics of Posterior lumbar interbody fusion in spondylolisthesis. *Clin Orth* 1985, 193:115-119.
21. Tencer FA et al. Biomechanical Properties of Threaded Inserts for Lumbar Interbody Spinal Fusion. *Spine* 1995, 20(22):2408-2414.
22. Volkman T, Horton WC, Hutton WC. Transfacet screws with lumbar interbody reconstruction: biomechanical study of motion segment stiffness. *J Spinal Disord* 1996, 9(5):425-432.
23. Weiner KB, Fraser DR. *Spine Update, Lumbar Interbody Cages*. *Spine* 1998, 23(5):634-640.
24. White AA, Panjabi MM. *Clinical Biomechanics of the Spine*. Philadelphia. Lippincott 1990.
25. Wilke HJ, Krischak S, Claes L. Biomechanical comparison of calf and human spines. *J Orth Res* 1996, 14:500-503.
26. Yuan H, Kuslich SD, Zdeblick T, Zuchennan J. Two year follow-up results of the interbody fusion device: open and laparoscopic approaches. *Proceedings of the tenth annual European Congress of Neurosurgery Berlin* 1995, 105-106.
27. Zhao J, Hai Y, Ordway RN, Park KC, Yan AH. Posterior Lumbar Interbody Fusion Using Posterolateral Placement of a Single Cylindrical Threaded Cage. *Spine* 2000, 25(4):425-430.