

ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΠΡΟΣΘΙΑΣ ΚΑΙ ΟΠΙΣΘΙΑΣ ΔΙΑΣΩΜΑΤΙΚΗΣ ΣΠΟΝΔΥΛΟΔΕΣΙΑΣ ΟΣΦΥΙΚΗΣ ΜΟΙΡΑΣ ΣΠΟΝΔΥΛΙΚΗΣ ΣΤΗΛΗΣ

M. M. SANDERS

Επιμέλεια - Μετάφραση:
ΠΑΣΠΑΤΗ ΙΩΑΝΝΑ
Ορθοπαιδικός Χειρουργός
Νοσοκομείο Παιδών
Πεντέλης

Η αντιμετώπιση των εκφυλιστικών νόσων της οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης (ΟΜΣΣ) γίνεται με διάφορες μεθόδους. Η πρόσθια ή η οπίσθια διασωματική σπονδυλοδεσία εφαρμόζεται με την τοποθέτηση ή μη υλικών οπίσθιας σπονδυλοδεσίας. Αν και η χρήση οστικών μοσχευμάτων στις διασωματικές σπονδυλοδεσίες είναι ευρέως αποδεκτή, η σύγχρονη τάση είναι να χρησιμοποιούνται κλωβοί με οστικά μοσχεύματα, με σκοπό την επίτευξη της σπονδυλοδεσίας. Σε σύγκριση με τα οστικά ενθέματα, οι κλωβοί έχουν γνωστή και προβλέψιμη αντοχή, έτσι ώστε να είναι περισσότερο αξιόπιστοι από εμβιομηχανικής άποψης.

Η εφαρμογή κλωβών μόνο ή σε συνδυασμό με επιπρόσθετα (οπίσθια) υλικά αποτελεί θέμα διαμάχης. Αναφορικά με αυτό το ζήτημα, συζητούνται τρία θέματα εμβιομηχανικής σχετικά με τις σπονδυλοδεσίες της ΟΜΣΣ: *in vivo* συμπιεστικά φορτία σε σχέση με την αντοχή των υλικών, ισορροπία της κατασκευής και σταθερότητα του σπονδυλοδεθέντος τμήματος αμέσως μετά την επέμβαση. Με βάση αυτές τις κατευθυντήριες γραμμές θα συζητηθούν τα επόμενα: κλωβοί ALIF (Anterior Lumbar Interbody Fusion), υλικά οπίσθιας σπονδυλοδεσίας, κλωβοί PLIF (Posterior Lumbar Interbody Fusion) και PLIF ή ALIF κλωβοί σε συνδυασμό με υλικά οπίσθιας σπονδυλοδεσίας.

ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ

Τα εμφυτεύματα έχουν μόνο προσωρινή λειτουργία στη σπονδυλοδεσία της ΟΜΣΣ. Διατηρούν τη διόρθωση, η οποία επιτεύχθηκε κατά τη χειρουργική επέμβαση και δημιουργούν το κατάλληλο περιβάλλον την πραγματοποίηση της σπονδυλοδεσίας. Όταν επιτευχθεί η σπονδυλοδεσία, τότε το τμήμα της ΣΣ το οποίο έχει δεθεί αναλαμβάνει τη λειτουργία των εμφυτευμάτων. Από τη στιγμή της επέμβασης έως την ολοκλήρωση της σπονδυλοδεσίας, κάθε δεμένη κινητική μονάδα, π.χ. το υλικό μαζί με τα εναπομείναντα στοιχεία της κινητικής μονάδας, χρειάζεται να έχει αντοχή σε *in vivo* φορτία, να αποκαθιστά την ισορροπία και να παρέχει σταθερότητα, έτσι ώστε να μεγιστοποιούνται οι ευκαιρίες για το επιθυμητό αποτέλεσμα.

1. Αντοχή σε *in vivo* φορτία

Οι White και Panjabi²¹ αναφέρουν ότι κατά τις καθημερινές φυσιολογικές δραστηριότητες τα συμπιεστικά φορτία στην πρόσθια κολώνα της ΟΜΣΣ ποικίλουν από 850 N κατά τη βάδιση σε 1100 N κατά το άλμα και 1200 N στην πρόσθια κάμψη. Τα

συμπίεστικά φορτία ανέρχονται στα 3400 N κατά την άρση βάρους 44 lbs και κατά την πρόσθια κάμψη. Οι Wilke και συν.²⁰ επιβεβαιώνουν αυτές τις τιμές.

Οι White και Panjabi²¹ αναφέρουν, επίσης, ότι η μέση αντοχή του σπονδυλικού σώματος, π.χ. για τον Ο5, είναι περίπου 5800 N. Από τις μελέτες τους προκύπτει ότι τα in vivo συμπίεστικά φορτία τυπικά δεν υπερβαίνουν τα 5000 N. Σε περιπτώσεις θεραπείας, τα συμπίεστικά φορτία αναμένεται να είναι τα ίδια. Κάθε συνδυασμός εμφυτευμάτων με τα εναπομείναντα δομικά στοιχεία της κινητικής μονάδας οφείλει να αντέχει τα φορτία αυτά μετά την επέμβαση.

Τα διατμητικά φορτία αποτελούν τυπικά το 25% των συμπίεστικών φορτίων στο επίπεδο Ο5-Ι1. Τα οπίσθια στοιχεία παίζουν σημαντικό ρόλο στην αντοχή των διατμητικών αυτών φορτίων. Οι Harms και συν.¹⁰ αναφέρουν ότι είναι σημαντικό να αποκατασταθεί η οπίσθια ταινία ελκυσμού (tension band) σε συνδυασμό με την πρόσθια κολώνα για να αποφευχθεί η υπερφόρτιση των άλλων στοιχείων.

2. Αποκατάσταση ισορροπίας

Αποκατάσταση ισορροπίας σημαίνει αποκατάσταση των “φυσιολογικών” κυρτωμάτων της ΣΣ στο οβελιαίο και το μετωπιαίο επίπεδο¹⁸. Σε εκφυλιστική δισκοπάθεια, ο δίσκος πιθανόν να έχει υποστεί κατάρρευση και ολίσθηση. Ως αποτέλεσμα της βλάβης αυτής, η ΣΣ υπερθεν του επιπέδου αυτού κλίνει προς τα εμπρός, με αποτέλεσμα την αύξηση των διατμητικών φορτίων και την αυξημένη καταπόνηση της ΣΣ σε πρόσθια κάμψη. Εάν η ισορροπία δεν αποκατασταθεί, τα οπίσθια στοιχεία οφείλουν να αντισταθμίζουν την τάση που εμφανίζει η ΣΣ να κλίνει προς τα εμπρός, με αποτέλεσμα την πρόκληση βλάβης, ακόμη και σε επίπεδα υπερθεν της σπονδυλοδεσίας.

3. Παροχή σταθερότητας

Σε αναλογία με τη διαδικασία πώρωσης του κατάγματος, η επαρκής ακινητοποίηση μπορεί να ενισχύσει την επίτευξη της σπονδυλοδεσίας. Διάφοροι συγγραφείς^{3,14,17} έδειξαν ότι η αυξημένη ακαμψία της κινητικής μονάδας με την εφαρμογή των υλικών συμβάλλει σε υψηλότερους ρυθμούς πώρωσης στην περιοχή της σπονδυλοδεσίας. Πολύ άκαμπτα συστήματα μπορεί να οδηγήσουν στη μη διέλευση των φορτίων δια του νεοσχηματιζόμενου οστού στην περιοχή της σπονδυλοδεσίας, με αποτέλεσμα την κακή ποιότητα του οστού. Αν και δεν είναι ακόμη σαφής ο βαθμός της απαραίτητης ακαμψίας ή σταθερότητας για την επίτευξη του επιθυμητού αποτελέσματος, μία σχετική ακινητοποίηση των κινητικών μονάδων, οι οποίες συμμετέχουν στη σπονδυλοδεσία, φαίνεται απαραίτητη.

ΔΙΑΣΩΜΑΤΙΚΗ ΣΠΟΝΔΥΛΟΔΕΣΙΑ ΟΜΣΣ

1. Κλωβοί ALIF

Οι κλωβοί ALIF μπορούν να τοποθετηθούν μέσω ανοικτής, mini-ανοικτής και ενδοσκοπικής τεχνικής. Οι κλωβοί ALIF ενδείκνυνται στις περιπτώσεις των άθικτων οπίσθιων στοιχείων, τα οποία μπορούν να δρουν ως οπίσθια ταινία ελκυσμού⁸. Η αντοχή σε συμπίεστικά φορτία των διαφόρων τύπων κλωβών είναι πολύ υψηλή: κλωβοί CFRP Brantigan 50 kN⁸, κλωβοί τιτανίου Mesh 8,5 kN (report DM-003), κλωβοί BAK ανά ζεύγος 60 kN και κλωβοί Ray ανά ζεύγος 8,5 kN¹⁶. Η αντοχή των κλωβών φθάνει το επίπεδο των in vivo φορτίων, πράγμα που καθιστά την in vivo αποτυχία των υλικών απίθανη. Η αποκατάσταση της ισορροπίας επιτυγχάνεται ή με τη δημιουργία σφήνας (Brantigan, Mesh, Stratec), ή με τη συμπληρωματική αφαίρεση των τελικών σπονδυλικών πλακών (BAK, Ray). Στην περίπτωση αυτή πρέπει να ληφθεί υπόψη η ικανότητα μεταφοράς φορτίου από το σπογγώδες οστό επί του οποίου στηρίζονται οι κλωβοί.

Στις περισσότερες επεμβάσεις τοποθέτησης κλωβών ALIF ο πρόσθιος επιμήκης σύνδεσμος χρειάζεται να κοπεί για να είναι εφικτή η εμφύτευση του κλωβού. Επομένως, η τοποθέτηση κλωβών ALIF προϋποθέτει σταθερότητα σε έκταση. Οι Nydegger και συν.¹⁵ έδειξαν ότι η σταθερότητα των κλωβών ALIF δύο διαφορετικών τύπων (SynCage, BAK) είναι σημαντική. Η τοποθέτηση κλωβού ALIF μέσω πλαγίας προσπέλασης, οπότε δεν διατέμνεται ο πρόσθιος επιμήκης, ξεπερνά αυτό το μειονέκτημα. Η τοποθέτηση υλικών οπίσθιας σπονδυλοδεσίας αποτελεί επίσης εναλλακτική λύση.

2. Υλικά οπίσθιας σπονδυλοδεσίας

Το μεγαλύτερο πρόβλημα σχετικά με τη χρήση υλικών οπίσθιας σπονδυλοδεσίας για την επίτευξη οπισθοιολόγιας σπονδυλοσύνθεσης, είναι η ικανότητά τους να φέρουν φορτία.

Σε μελέτη με πωματικά μοντέλα, τα ισχυρότερα συστήματα της αγοράς δεν ξεπερνούν φορτία της τάξης των 1200 N⁷, τα οποία είναι κοντά στα υψηλότερα κατά τη βádιση αναμενόμενα φορτία²¹. Οι συγγραφείς συμπεραίνουν ότι τα οπίσθια συστήματα χρειάζονται πάντοτε υποστήριξη μέσω της πρόσθιας κολώνας, έτσι ώστε να μεγιστοποιηθεί η επιβίωση του συστήματος έως ότου επιτευχθεί η σπονδυλοδεσία.

Η τοποθέτηση υλικών οπίσθιας σπονδυλοδεσίας συνιστά κατάλληλο μέσο για την αποκατάσταση της ισορροπίας μέσω του λυγίσματος των πλακών ή των ράβδων, ή μέσω συνδετικών σε πολλούς άξονες. Οι Bennett και συν.² έδειξαν τη σημαντική σταθεροποιητική επίδραση της τοποθέτησης υλικών οπίσθιας σπονδυλοδεσίας σε μία α-

ποσταθεροποιημένη κινητική μονάδα της ΟΜΣΣ.

3. Κλωβοί PLIF

Αναφέρονται πολύ υψηλά επίπεδα αντοχής των κλωβών PLIF, πράγμα το οποίο υποδηλώνει ότι οι κλωβοί είναι ικανοί να αντέξουν *in vivo* φορτία. Τα συμπιεστικά φορτία ανά ζεύγος PLIF κλωβών Brantigan ανέρχονται στα 10 kN⁴, τιτανίου mesh up στα 10 kN (Report DM-003), κλωβών BAK στα 60 kN και κλωβών Ray στα 8,5 kN¹⁶. Κατά την οπίσθια προσπέλαση, ένα σημαντικό τμήμα των οπισθίων στοιχείων πρέπει να αφαιρεθεί για να επιτραπεί η τοποθέτηση των κλωβών. Κατά τη διατρηματική προσπέλαση (TLIF)¹¹ διασώζονται πολλά από τα οπίσθια αυτά στοιχεία, αλλά η αποσταθεροποίηση του τμήματος αυτού της ΣΣ παραμένει σημαντική. Ανάλογα με τη χειρουργική τεχνική, στις περιπτώσεις χρήσης των κλωβών PLIF είναι σημαντικό οι σύνδεσμοι της κινητικής μονάδας να ευρίσκονται υπό τάση για την απόκτηση της αρχικής σταθερότητας. Ωστόσο, εάν χρησιμοποιηθεί κλωβός εν είδει σφήνας για την αποκατάσταση της ισορροπίας, οι οπίσθιοι σύνδεσμοι μπορεί να είναι σχετικά χαλαροί¹⁹. Σε περίπτωση που χρησιμοποιηθεί ευθύς κλωβός, οι σύνδεσμοι ίσως υποστούν τάση, αλλά με την πάροδο του χρόνου μπορεί να χαλαρώσουν λόγω της βισκο-ελαστικής συμπεριφοράς. Τέλος, είναι δύσκολο να δημιουργηθεί μία ισορροπημένη καμπύλη εάν το σύστημα δεν αγκυροβολεί πραγματικά στις φέρουσες φορτία τελικές πλάκες.

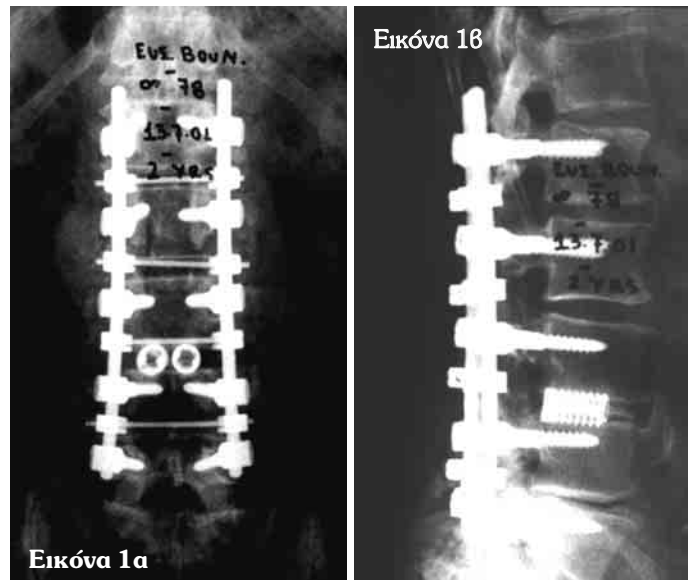
Ακόμη και με τους συνδέσμους σε τάση, οι κινήσεις των κινητικών μονάδων στις οποίες εφαρμόζονται μόνο κλωβοί PLIF είναι ακόμη εφικτές εντός του ίδιου εύρους, όπως η άθικτη κινητική μονάδα¹³, στοιχείο σημαντικό αναφορικά με τη σταθερότητα.

4. Κλωβοί PLIF με υλικά οπίσθιας σπονδυλοδεσίας

Οι κλωβοί ALIF ή PLIF με ταυτόχρονη εφαρμογή υλικών οπίσθιας σπονδυλοδεσίας στην πραγματικότητα συνδυάζουν όλα τα πλεονεκτήματα αμφοτέρων των υλικών και αποκαθιστούν την υποστήριξη της πρόσθιας κολώνας με ταυτόχρονη εφαρμογή συστήματος ταινίας ελκυσμού οπισθίως. Οι κλωβοί PLIF φέρουν τα περισσότερα φορτία, ενώ τα οπίσθια υλικά βοηθούν στη δημιουργία ισορροπημένης καμπύλης και παρέχουν σημαντική σταθερότητα προς όλες τις κατευθύνσεις, όπως έδειξε ο Jost και οι συνεργάτες του¹² με τη χρήση κλωβών Strattec, Brantigan και Ray με εφαρμογή ή μη υλικών οπίσθιας σπονδυλοδεσίας (εικόνα 1).

ΣΥΖΗΤΗΣΗ ΚΑΙ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η χρήση μόνο κλωβών για τη σπονδυλοδεσία μπορεί



Εικόνα 1. Μετεγχειρητικές α) προσθιοπίσθια και β) πλάγια ακτινογραφίες ασθενούς, ο οποίος υπεβλήθη σε χειρουργική επέμβαση λόγω εκτεταμένων εκφυλιστικών αλλοιώσεων της ΟΜΣΣ μετά νευρολογικών διαταραχών από τα κάτω άκρα. Απεικονίζεται οπίσθια διασωματική σπονδυλοδεσία με 2 κλωβούς τιτανίου PLIF στο επίπεδο O3-O4 με ταυτόχρονη οπισθοπλάγια σταθεροποίηση και σπονδυλοδεσία δια διαυχενικών βιδών και ράβδων της ΟΜΣΣ από τα O2 έως και το O5 επίπεδα.

να μην παρέχει πάντα επαρκή σταθερότητα. Οι κλωβοί ALIF βασίζονται στην ύπαρξη άθικτων οπίσθιων στοιχείων και στην τάση του ωχρού δακτυλίου για σταθερότητα, πράγμα που περιορίζει τη χρήση τους. Η σταθερότητα σε έκταση είναι αμφίβολη, εάν ο πρόσθιος επιμήκης σύνδεσμος έχει υποστεί διατομή. Η τοποθέτηση των κλωβών PLIF προϋποθέτει την καταστροφή των οπισθίων στοιχείων και τη μερική αφαίρεση αυτών, πράγμα το οποίο μειώνει τη σταθερότητα. Σε περίπτωση τοποθέτησης κλωβού εν είδει σφήνας για την αποκατάσταση της ισορροπίας, οι εναπομείναντες οπίσθιοι σύνδεσμοι δεν θα είναι υπό τάση¹⁹. Σε περίπτωση εφαρμογής παράλληλου κλωβού είναι περισσότερο δύσκολο να αποκατασταθεί η λόρδωση, πράγμα που επιτυγχάνεται μόνο με την εις βάθος αφαίρεση οστού από τις φέρουσες φορτία τελικές σπονδυλικές πλάκες, με συνέπεια να αυξάνονται οι πιθανότητες εμφύθισης. Η εφαρμογή μόνο οπίσθιων υλικών μπορεί να μην είναι επαρκής για την αντοχή των *in vivo* φορτίων. Σε περίπτωση συνδυασμού πρόσθιου κλωβού και οπίσθιων υλικών, ο κλωβός θα φέρει την πλειονότητα των συμπιεστικών φορτίων, ενώ τα οπίσθια υλικά θα βοηθήσουν στη διατήρηση της ισορροπίας και θα προσθέσουν σταθερότητα σε όλα τα επίπεδα.

Από εμβιομηχανική άποψη, συμπεραίνεται ότι ο συνδυασμός πρόσθιου κλωβού, τοποθετούμενου μέσω πρόσθιας ή οπίσθιας προσπέλασης, με τα υλικά οπίσθιας

σπονδυλοδεσίας, δημιουργεί το ιδανικό περιβάλλον για την επίτευξη της σπονδυλοδεσίας. Το συνδυασμένο σύστημα αποκαθιστά το στοιχείο της υποστήριξης της πρόσθιας κολώνας με τη δράση της οπίσθιας ταινίας ελκυσμού.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Evaluation of titanium surgical mesh in multiple static compressive loading scenarios. Test report DM-003, DePuy AcroMed 1996.
2. Bennet G, Serhan H, Sorini P, Willis B. An experimental study of lumbar destabilization - restabilization and bone density. Spine 22(13):1448-1453.
3. Bodem SD, Summer DR. Biologic factors affecting Spinal fusion and bone regeneration. Spine 1993, 20:102S-112S.
4. Brantigan JW, Steffee AD, Geiger JM. A carbon fiber implant to and interbody lumbar fusion. Mechanical Testing Spine 1991, 16(6S):S277-S282.
5. Brantigan JW, Cunningham BW, Warden KE, McAfee PC, Steffee AD. Compression strength of donor bone for posterior lumbar interbody fusion. Spine 1993, 18(9):1213-1221.
6. Brodke DS, Dick JC, Kunz DN, McCabe R, Zdeblick TA. Posterior lumbar interbody fusion, a biomechanical comparison, including a new threaded cage. Spine 1997, 22(1):26-31.
7. Cunningham BW, Seftor JS, Shono Y, McAfee PC. Static and cyclical biomechanical analysis of pedicle screw spinal constructs. Spine 1993, 18(12):1677-1688.