

# ΣΥΓΚΡΙΤΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΔΥΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΟΠΙΣΘΙΑΣ ΣΠΟΝΔΥΛΟΔΕΣΙΑΣ ΤΗΣ ΟΜΣΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

A. TEMPLIER,  
L. DENNINGER,  
F. LAVASTE,  
W. SKALLI,  
C. MAZEL

Επιμέλεια - Μετάφραση:  
ΙΩΑΝΝΑ ΠΑΣΠΑΤΗ

## Εισαγωγή

Η μελέτη αυτή αποτελεί αριθμητική σύγκριση δύο διαφορετικών συστημάτων σπονδυλοδεσίας, με τη χρήση της ανάλυσης των πεπερασμένων στοιχείων:

- Το “άκαμπο” σύστημα Easy, βίδες/ράβδοι (0,6 mm)
- Το “δυναμικό” σύστημα Twinflex (0,2 x 2,5 mm ELF)

## Υλικό και μέθοδος

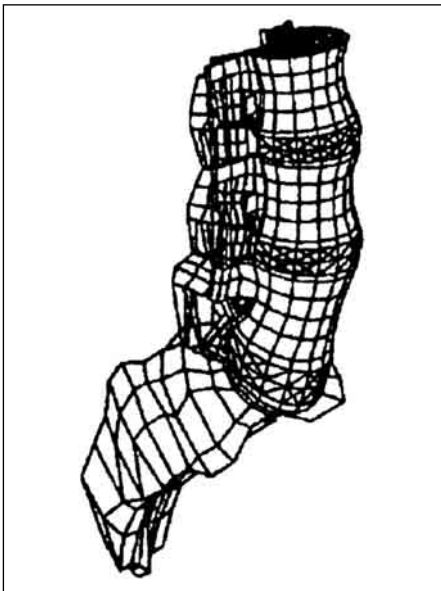
Χρησιμοποιήθηκε το τρισδιάστατο μοντέλο ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων (FEA: Finite Element Analysis) του τμήματος της ΣΣ Ο3-ιερό, το οποίο αναπτύχθηκε από τους Lavaste, Skalli και Robin. Δημιουργήθηκαν, επίσης, τα γεωμετρικά και τα μηχανικά μοντέλα των υλικών, πριν εισαχθούν στο μοντέλο του σπονδυλικού τμήματος. Στη συνέχεια, για την αξιοπιστία των μοντέλων τα δύο μοντέλα σπονδυλικού τμήματος-υλικών, υποβλήθηκαν σε παρόμοιες συνθήκες, όπως σε προηγούμενη in vitro σύγκριση των ίδιων υλικών.

## Αποτελέσματα

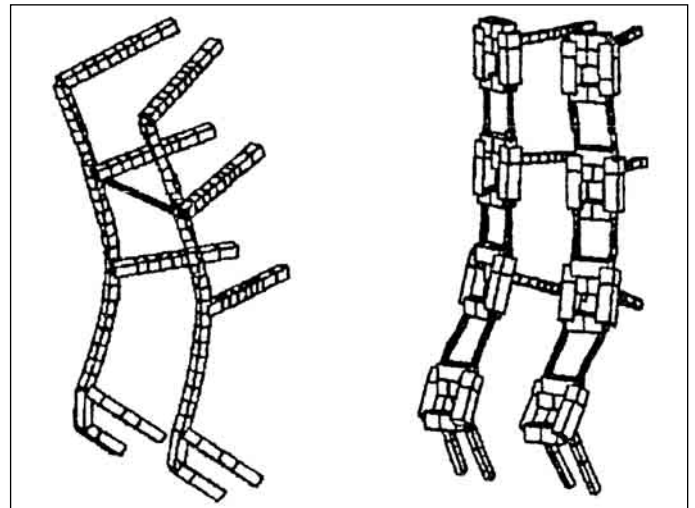
Η ανταπόκριση των δύο συστημάτων στη μετατόπιση υπό φορτίο ήταν περίπου ίδια (Ο3: στροφή στο οβελιαίο επίπεδο στα 10 Nm =  $\sim 1,5^\circ$ ), ενώ τα φορτία στα υλικά δεν ήταν ίδια. Για παράδειγμα, οι αξονικές push-in δυνάμεις στις I1 βίδες ήταν ίσες με 30 N για το σύστημα Twinflex και 150 N για το σύστημα Easy (SRC: Screw/Rod System). Οι pull-out δυνάμεις στις I2 βίδες ήταν 100 N και 200 N για το Twinflex και SRC, αντίστοιχα. Σε άλλα επίπεδα, οι αξονικές δυνάμεις ήταν όλες μικρότερες των 60 N, με τις τιμές του Twinflex υψηλότερες εκείνων του Easy. Οι ροπές κλίσης κατά μήκος των βιδών στο επίπεδο Ο3 ήταν 0,7 και 1,4 Nm για το Twinflex και Easy, αντίστοιχα. Σε χαμηλότερα επίπεδα, οι τιμές ήταν όλες χαμηλότερες των 0,6 Nm, πάλι με αντίστροφη αναλογία. Οι ροπές κλίσης υπολογιζόμενες κατά μήκος των επιμήκων στοιχείων ήταν πάντοτε χαμηλότερες των 0,3 Nm για το Twinflex και μεγαλύτερες των 2 Nm για το Easy. Οι αξονικές δυνάμεις για τα επιμήκη στοιχεία του Twinflex ήταν περίπου 160 N και περίπου 100 N για τις ράβδους Easy.

## Συμπέρασμα

Αν και οι αριθμητικές προσεγγίσεις παρέχουν κυρίως τάσεις, φαίνεται σαφώς ότι η μείωση της ακαμψίας της οσφυϊκής σπονδυλοδεσίας σε κάμψη οδηγεί σε περισσότερο ομοιογενή μεταφορά φορτίου κατά μήκος του συστήματος και μειώνει πολύ τις αξονικές push-in και pull-out δυνάμεις στο I1/I2 επίπεδο, χωρίς να μειώνεται η σταθερότητα του όλου συ-



**Εικόνα 1.** Μοντέλο FEA O3 - ιερού.



**Εικόνα 2Α.** Σύστημα Easy 6 mm. **Β.** Σύστημα Twin Flex 2x2,5 mm.

στήματος. Αντιστρόφως, έχει δείχθει ότι τα “άκαμπτα” επιμήκη στοιχεία μπορεί να συγκεντρώνουν φορτία στα άκρα του συστήματος, ανακουφίζοντας ταυτόχρονα τα ενδιάμεσα τμήματα από τα φορτία, κάτι που μπορεί να αποτελεί ένδειξη του φαινομένου τύπου stress shielding. Αυτές οι διαφορές προκύπτουν από τη θεμελιώδη διαφορά στον τρόπο μεταφοράς των φορτίων μεταξύ των δύο ειδών επιμήκων στοιχείων. Οι ράβδοι Easy (διάμετρος 6 mm) αντιμετωπίζουν κυρίως μία αντιδραστική ροπή κλίσης στην εφαρμοζόμενη ροπή κάμψης, ενώ οι Twinflex εξισορροπούν την εφαρμοζόμενη ροπή κάμψης μέσω της πρόσθιας συμπίεσης της πρόσθιας κολώνας, σε συνδυασμό με την οπίσθια έλξη των επιμήκων (ELF) στοιχείων τους.

**Λέξεις κλειδιά:** Οσφυϊκή μοίρα σπονδυλικής στήλης, σπονδυλοδεσία, ELF, in vitro testing.

## ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η οπίσθια σπονδυλοδεσία της ΟΜΣΣ με συστήματα σπονδυλοδεσίας και οστικά μοσχεύματα αποτελεί χειρουργική τεχνική η οποία εφαρμόζεται ευρέως<sup>3,4,9,11,21,28</sup>. Τα περισσότερα από αυτά τα συστήματα περιλαμβάνουν βίδες, οι οποίες εφαρμόζονται στο οστό και συνδέονται με επιμήκεις ράβδους ή πλάκες. Επιπλέον υλικά (εγκάρσιες ράβδοι, άγκιστρα κ.τ.λ.) μπορεί να συμπληρώνουν το σύστημα. Η εφαρμογή υλικών οπίσθιας σπονδυλοδεσίας εμποδίζει την κίνηση του τμήματος της ΣΣ, το οποίο έχει οστεοσυντεθεί. Ως εκ τούτου, η ακαμψία των υλικών έχει μεγάλη σημασία για την έκβαση της επέμβασης και επομένως, αποτελεί σημαντική παράμετρο στην εμβιομηχανική εκτίμηση<sup>1,2,5,13,16,18,25,29</sup>. Παρ’ όλα αυτά, δεν έχει προσ-

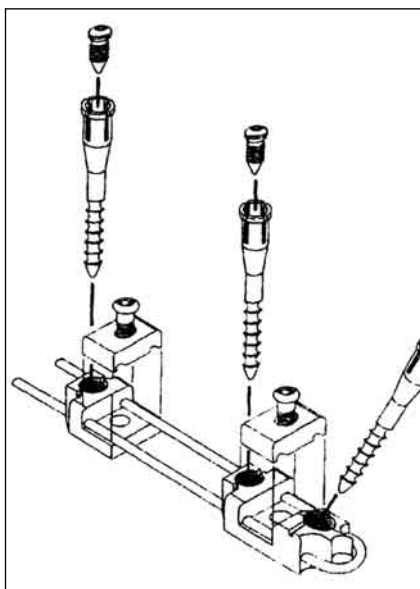
διοριστεί η επιθυμητή μέση τιμή αυτής της ακαμψίας. Με βάση την εμπειρία της εξωτερικής οστεοσύνθεσης των μακρών οστών<sup>20</sup>, είναι γνωστό ότι η υπερβολική ακαμψία μπορεί να οδηγήσει σε απορρόφηση του οστικού μοσχεύματος (έλλειψη φορτίου λόγω του φαινομένου stress shielding), ενώ η ανεπαρκής ακαμψία σε καταστροφή του οστικού μοσχεύματος λόγω υπερβολικού φορτίου.

Μεταξύ των δύο αυτών ακραίων καταστάσεων υπάρχουν διάφορα είδη υλικών στο εμπόριο<sup>10,12,22,23</sup>. Μερικοί συγγραφείς<sup>6,7,22,23,33</sup> υποστηρίζουν ότι η υπερβολική ακαμψία των υλικών σπονδυλοδεσίας μπορεί να αποβεί καταστροφική για την ενσωμάτωση του οστικού μοσχεύματος και ακόμη περισσότερο να επιφέρει υπερφόρτιση των επιφανειών οστού-υλικά. Με βάση αυτή την υπόθεση σχεδιάστηκαν επιμήκη υλικά με μειωμένη ακαμψία σε κάμψη στο οβελιαίο επίπεδο. Η επιβεβαίωση αυτής της υπόθεσης εμβιομηχανικά δεν είναι εύκολη, λόγω της ανεπάρκειας της ΣΣ των πειραματόζων in vivo και λόγω των πειραματικών δυσκολιών υπολογισμού των φορτίων στο οστό ή στα υλικά σπονδυλοδεσίας.

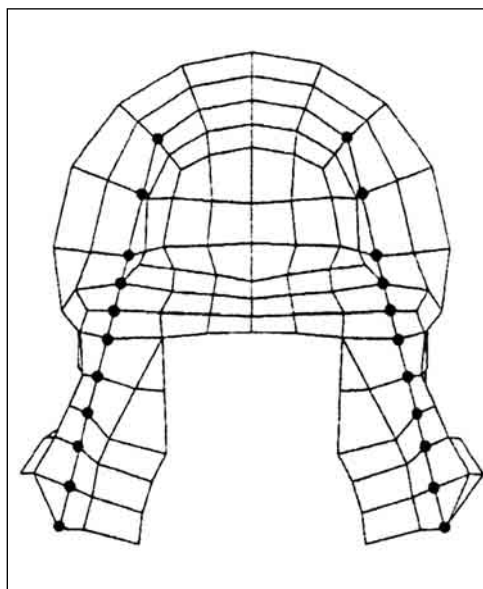
Τα μοντέλα ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων βοηθούν στην ανάλυση και τη σύγκριση των οδών φόρτισης κατά την εφαρμογή διαφόρων συστημάτων σπονδυλοδεσίας. Η παρούσα μελέτη συγκρίνει δύο συστήματα σπονδυλοδεσίας της ΟΜΣΣ, από εμβιομηχανικής απόψεως, με τη χρήση τρισδιάστατων γεωμετρικών και μηχανικών μοντέλων πεπερασμένων στοιχείων. Τα συστήματα τα οποία συγκρίνονται είναι:

- 1) Το “άκαμπτο” σύστημα Easy, βίδες/ράβδοι (0,6 mm).
- 2) Το “δυναμικό” σύστημα Twinflex (0,2 x 2,5 mm ELF).

Επειδή δεν υπάρχει ακόμη η δυνατότητα δημιουργίας μοντέλου ανάλογου της διαδικασίας ανακατασκευής του



**Εικόνα 3.** Σύστημα Twin flex (βίδες • επιμήκη στοιχεία).



**Εικόνα 4.** Μοντέλο τοποθέτησης βιδών.

οστικού μοσχεύματος, αυτή η μελέτη εστιάστηκε στη μετατόπιση υπό φορτίο των τμημάτων της ΣΣ τα οποία φέρουν τα υλικά, καθώς επίσης και στον τρόπο μεταφοράς των φορτίων μεταξύ των βιδών, των επιμήκων στοιχείων του συστήματος και των αυχένων. Ένα τρισδιάστατο μοντέλο ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων, του σπονδυλικού τμήματος Ο3-Ιερό, συνδέθηκε με μοντέλα υλικών και χρησιμοποιήθηκε σε όλη τη μελέτη. Μία προηγούμενη *in vitro* μελέτη<sup>18</sup> Ο3-Ιερό σπονδυλικών τμημάτων στα οποία εφαρμόστηκε σύστημα Easy και Twinflex, επέτρεψαν τον έλεγχο της συνολικής σταθερότητας των μοντέλων και τη χρήση τους στον υπολογισμό των ενδογενών φορτίων και ροπών, οι οποίες μεταφέρονται μεταξύ των βιδών και των αυχένων κατά τη διάρκεια της κάμψης, και των ροπών και των δυνάμεων κατά μήκος των επιμήκων στοιχείων του συστήματος. Παρουσιάζουμε τον τρόπο δημιουργίας των μοντέλων, τις οριακές συνθήκες τις οποίες χρησιμοποιήσαμε για τις αριθμητικές εξομοιώσεις και τις υπολογισθείσες παραμέτρους.

## ΥΛΙΚΟ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ

### Μοντέλο σπονδυλικού τμήματος

Το μοντέλο ολόκληρης της ΣΣ το οποίο αναπτύχθηκε από τους Lavaste, Skalli και Robin μειώθηκε στο μοντέλο Ο3-Ιερό. Εδώ γίνεται βραχεία περιγραφή του οσφυϊκού μοντέλου το οποίο έχει ήδη περιγραφεί αλλαχού<sup>19,30,31</sup>. Είκοσι γεωμετρικές παράμετροι περιγράφουν τα διάφορα τμήματα ενός δεδομένου σπονδύλου. Οι τιμές τους λαμβάνονται από έξι κύριες παραμέτρους, όπως: Α) το εύρος, Β) το μήκος, Γ) το ύψος, Δ) η καμπυλότητα του σπονδυλικού σώματος, Ε) το συνολικό ύψος, και ΣΤ) το συνολικό μήκος του σπονδύλου. Σε αυτή τη μελέτη οι κύ-

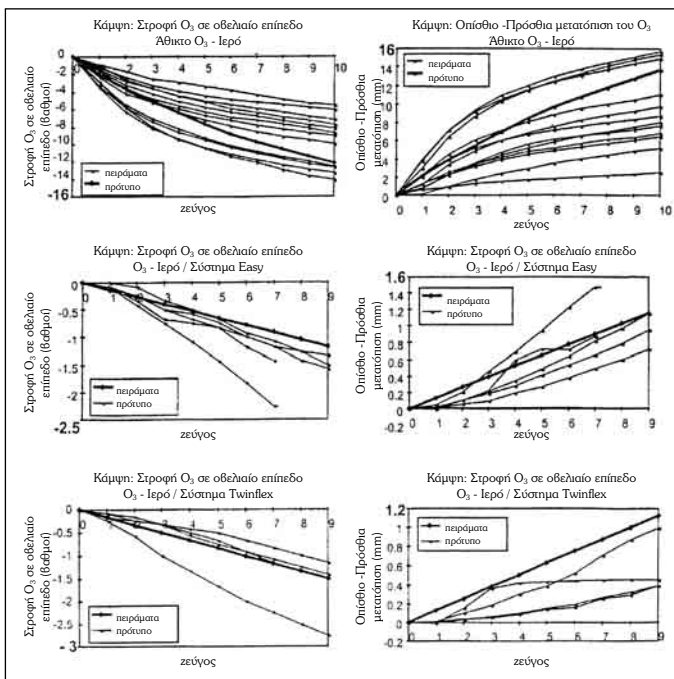
ριες παράμετροι ελήφθησαν ως μέσες τιμές από τους Oxland και συν<sup>17</sup>. Οι σπόνδυλοι συνδέονται με τους μεσοσπονδύλιους δίσκους και συνδέσμους. Το τρισδιάστατο μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων αποτελείται από τα "ογκικά" (οκτώ κόμβοι) στοιχεία για το οστό, το χόνδρο και το δίσκο, τα "καλώδια" (δύο κόμβοι) για τους συνδέσμους και τις δισκικές ίνες και τα στοιχεία "επιφάνειας" (σημείο προς επιφάνεια), στοιχεία για τις αρθρώσεις. Οι ακανθώδεις αποφύσεις εμφανίζονται στο μοντέλο με στοιχεία συμπίεσης μόνο (δύο κόμβοι). Τα μηχανικά χαρακτηριστικά, τα οποία χρησιμοποιήθηκαν για τα στοιχεία, αποτελούσαν το μέσο όρο τιμών οι οποίες ελήφθησαν από τη βιβλιογραφία ή από πειράματα εντός του εργαστηρίου μας<sup>19,30,31</sup>. Τα χαρακτηριστικά των δισκικών ινών καθορίστηκαν με τον παραμετρικό προσδιορισμό. Στην εικόνα 1 φαίνεται το μοντέλο Ο3-Ιερό το οποίο χρησιμοποιήθηκε στη μελέτη αυτή.

### Μοντέλα υλικών

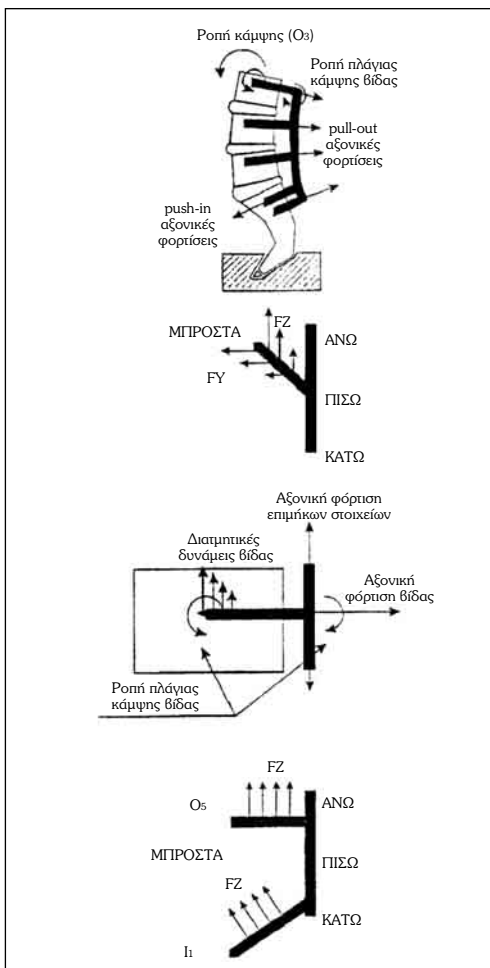
#### Το σύστημα Easy (βίδα/ ράβδος)

Το σύστημα Easy (εικόνα 2Α) αποτελείται από δύο ράβδους (διάμετρος 6 mm): μία ράβδος εκατέρωθεν των ακανθωδών αποφύσεων. Οι ράβδοι σταθεροποιούνται στους σπονδύλους με τη χρήση διαυχενικών βιδών (διάμετρος 5 mm).

Οι βίδες συνδέονται σταθερά στις ράβδους με συνδετικά διάτασης. Ένα εγκάρσιο συνδετικό σύστημα χρησιμοποιείται για τη βελτίωση της στροφικής σταθερότητας ολόκληρου του συστήματος. Οι ράβδοι μπορούν να καμφθούν για να ακολουθήσουν τη λόρδωση του σπονδυλικού τμήματος. Οι βίδες, οι ράβδοι και το εγκάρσιο συνδετικό του SRC μοντελοποιούνται με τη χρήση 3D στοι-



**Εικόνα 5Α.** Άθικτο: Σύγκριση μοντέλου - πειραματικών. **Β.** Σύστημα Easy: Σύγκριση μοντέλου - πειραματικών. **Γ.** Twinflex: Σύγκριση μοντέλου - πειραματικών.



**Εικόνα 6.** Φορτίσεις υλικού.

χείων δύο κόμβων. Στην εικόνα 2Α αναδεικνύεται η τρισδιάστατη δομή αυτών των επιμήκων στοιχείων. Αυτά τα στοιχεία εμφανίζουν τα μηχανικά χαρακτηριστικά του ανοξειδωτού χάλυβα ( $E = 210000 \text{ Mpa}$ ,  $n = 0,3$ ). Επίσης, μοντελοποιήθηκε ένα σταθερό συνδετικό μεταξύ βιδών και ράβδων (κανένας σχετικός βαθμός ελευθερίας) και δύο διαυχνικές βίδες ανά σπόνδυλο και τέσσερις κατώτερες βίδες, αντίστοιχα με το επίπεδο I1 και I2.

### Το σύστημα Twinflex

Το σύστημα Twinflex (εικόνα 2B) αποτελείται από ζεύγος ράβδων (διάμετρος  $2 \times 2,5 \text{ mm}$ ), οι οποίες καλούνται επίσης "Στοιχεία Επιμήκους Ευκαμψίας" ή ELF (Elements with Longitudinal Flexibility). Αυτά τα στοιχεία συγκρατούνται σε κάθε επίπεδο με συνδετικά εν είδει sandwich, όπως φαίνεται στην εικόνα 3.

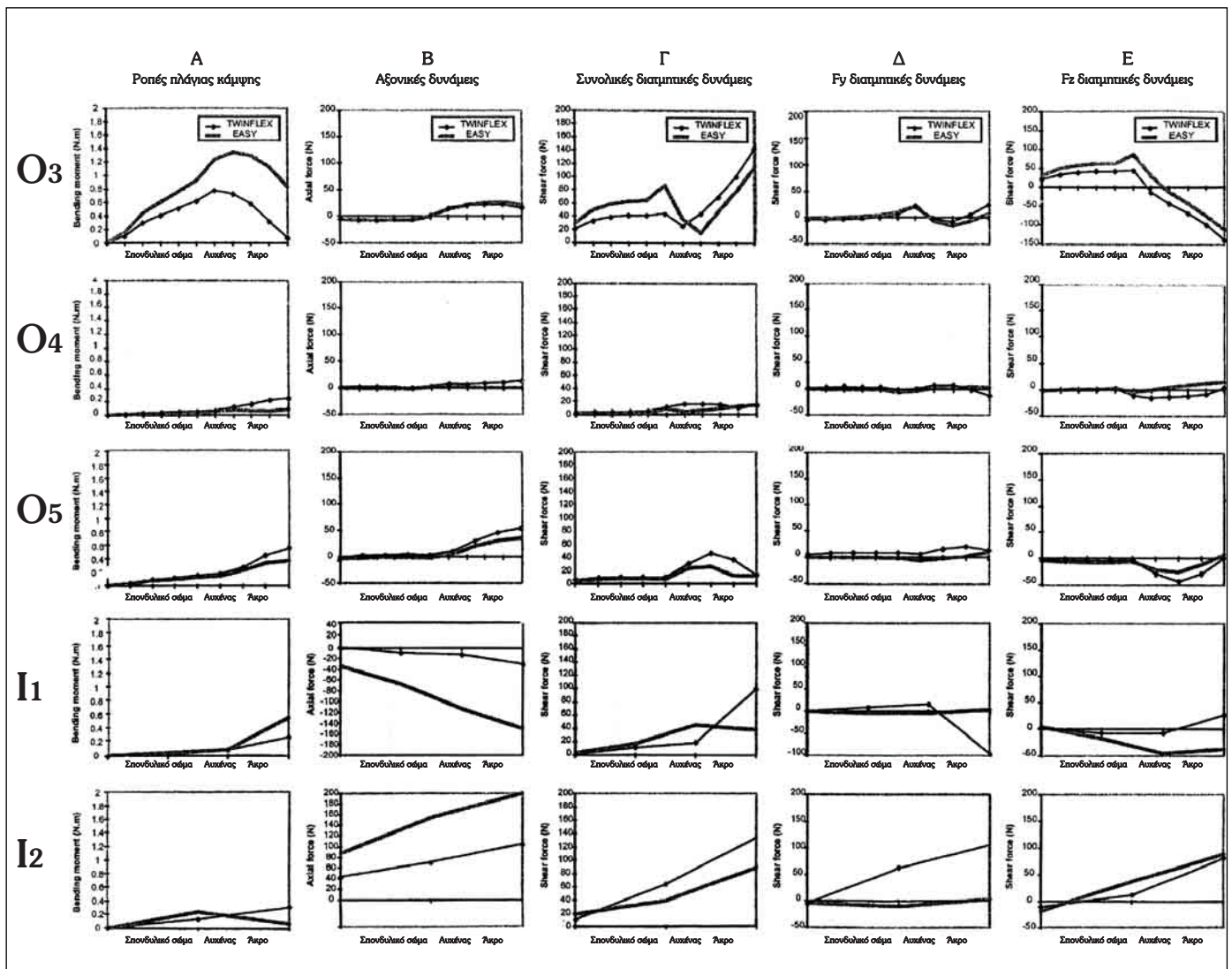
Οι βίδες εισάγονται μέσω αυτών των συνδετικών πριν το τελικό "σφίξιμο" με τις διατακτικές βίδες. Αυτή η συσκευή παρέχει υψηλή ευκαμψία στο οβελιαίο επίπεδο, λόγω της χαμηλής καμπικής ροπής αδρανείας της εγκάρσιας διατομής του ELF. Οι βίδες, τα συνδετικά και τα ELF του συστήματος Twinflex μοντελοποιούνται με τη χρήση ακτίνας στοιχείων δύο κόμβων. Στην εικόνα 2B φαίνεται η τρισδιάστατη δομή αυτών των επιμήκων στοιχείων. Αυτά τα στοιχεία εμφανίζουν τα μηχανικά χαρακτηριστικά του ανοξειδωτού χάλυβα ( $E = 210000 \text{ Mpa}$ ,  $n = 0,3$ ). Η σύνδεση μεταξύ βιδών, συνδετικών και ELF θεωρείται ότι είναι πλήρης (κανένας σχετικός βαθμός ελευθερίας). Δύο διαυχνικές βίδες για κάθε σπόνδυλο και τέσσερις κατώτερες βίδες, αντίστοιχα με το επίπεδο I1 και I2, μοντελοποιήθηκαν επίσης.

### Μοντέλα σπονδυλικών τμημάτων με εφαρμογή υλικών

Η τοποθέτηση των βιδών στους αυχένες προσομοιώθηκε ορίζοντας τα στοιχεία τα οποία περιγράφουν τις βίδες και τους ήδη υπάρχοντες κόμβους αντιστοιχώντας στους αυχένες και στα σπονδυλικά σώματα, οι οποίοι αντιστοιχούσαν στη θέση των βιδών. Αυτοί οι κόμβοι ευθυγραμμίστηκαν και ο άξονας της βίδας προσανατολίστηκε<sup>15</sup> προς τα έσω, στο εγκάρσιο επίπεδο, όπως φαίνεται στην εικόνα 4. Στο μοντέλο Twinflex τα συνδετικά τοποθετούνται ακριβώς στο άκρο των αυχένων, σε αντιστοιχία με τη χειρουργική τεχνική, ενώ στο μοντέλο SRC η απόσταση μεταξύ του συστήματος βίδα-ράβδος και του αυχένα είναι  $4 \text{ mm}$ .

### Αξιολογία

Μία προηγούμενη *in vitro* μελέτη έλαβε χώρα με σκοπό τη σύγκριση αυτών των υλικών<sup>18</sup>. Η μετατόπιση υπό φορτίο 12 σπονδυλικών τμημάτων O3-Ιερό μελετήθηκε αρχικά χωρίς υλικά, και στη συνέχεια μετά την εφαρμο-



**Εικόνα 7.** Φορτία βιδών: Σύγκριση συστήματος Easy και Twinflex. **A.** Ροπές πλάγιας κάμψης. **B.** Αξονικές δυνάμεις. **Γ.** Συνολικές διατμητικές δυνάμεις. **Δ.**  $F_y$  διατμητικές δυνάμεις (πλάγιο-πλάγια). **E.**  $F_z$  διατμητικές δυνάμεις (ουραιο-κεφαλικά).

γή υλικών σε μερικά από αυτά (5 με Easy σύστημα και 4 με Twinflex σύστημα).

Συγκρίθηκαν αυτά τα πειραματικά αποτελέσματα και τα αριθμητικά αποτελέσματα με σκοπό τον έλεγχο της συμβατότητας του μοντέλου. Οι αριθμητικές οριακές συνθήκες ήταν ίδιες με τις πειραματικές. Το ιερό σταθεροποιείται (μηδέν βαθμοί ελευθερίας) και μία αμιγής ροπή κάμψης, της τάξης των 10 Nm, εφαρμόζεται σταδιακά στον ανώτερο σπόνδυλο (O3), με βήματα των 1 Nm. Τα ακόλουθα διαγράμματα δείχνουν ότι τα αριθμητικά αποτελέσματα ακολουθούν τις πειραματικές κατευθύνσεις (εικόνες 5A,B,Γ).

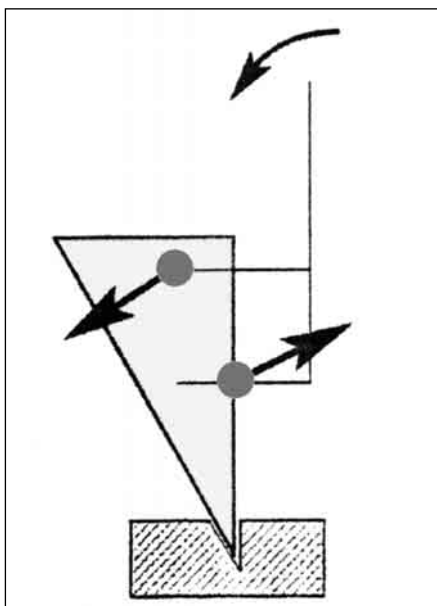
### Προσομοιώσεις: Υπολογιζόμενες παράμετροι

Ροπές και δυνάμεις σε κάθε κόμβο του υλικού υπολογίστηκαν σε κάμψη 10 N (εικόνα 6). Η ανάλυση εστιάζε-

ται στα φορτία κατά μήκος των βιδών και των επιμήκων στοιχείων. Παρουσιάζονται μόνο τα αποτελέσματα της αριστερής βίδας και του επιμήκους στοιχείου, διότι το μοντέλο και οι οριακές συνθήκες είναι συμμετρικά. Οι ροπές στρέψης στις βίδες και στα επιμήκη στοιχεία ήταν αμελητέες (μικρότερη από 0,001 Nm για τις βίδες και μικρότερη από 0,1 Nm για τα επιμήκη στοιχεία) και ως εκ τούτου δεν παρουσιάζονται.

### Βίδες

Οι αξονικές (επιμήκεις) δυνάμεις κατά μήκος των βιδών ανταποκρίνονται στην pull-out ή push-in δράση, την εφαρμοζόμενη στους αυχένες. Οι διατμητικές δυνάμεις ανταποκρίνονται στην πίεση την εφαρμοζόμενη από τη βίδα στην έσω αυχενική σήραγγα. Η συνολική διατμητική δύναμη σε ένα δεδομένο κόμβο ισούται με τη συνιστα-



**Εικόνα 8.** Push in / pull-out φαινόμενο ιερού.

μένη των  $F_y$  και  $F_z$  διατμητικών δυνάμεων, οι οποίες προσανατολίζονται εκ των έσω προς τα έξω και ουραιοκεφαλικά, αντίστοιχα. Οι ροπές κάμψης ανταποκρίνονται στη ροπή κάμψης, την εφαρμοζόμενη σε κάθε κόμβο μίας δεδομένης βίδας. Αυτή η ροπή κάμψης προκύπτει αφενός μεν από τις διατμητικές δυνάμεις οι οποίες μεταφέρονται μέσω του επιμήκους στοιχείου στην κεφαλή της βίδας, αφετέρου δε από τη ροπή αντίδρασης που μεταφέρεται μέσω του επιμήκους στοιχείου στην κεφαλή της βίδας.

Όλες αυτές οι παράμετροι ποικίλλουν κατά μήκος της βίδας. Στην εικόνα 7 παρουσιάζεται κάθε υπολογισθείσα παράμετρος για κάθε σπονδυλικό επίπεδο (από το O3 έως το I2). Ο άξονας Y αντιστοιχεί στο ανυσματικό μέγεθος, ενώ ο άξονας X αντιστοιχεί στον επιμήκη άξονα της βίδας από το σπογγώδες οστό του σπονδυλικού σώματος έως το άκρο του αυχένα.

### Επιμήκη στοιχεία

Οι διατμητικές δυνάμεις στα επιμήκη στοιχεία ήταν αμελητέες (πάντοτε μικρότερες των 30 N) και δεν θα παρουσιαστούν. Οι αξονικές (επιμήκειες) δυνάμεις κατά μήκος των επιμήκων στοιχείων ποσοτικοποιούν την έλξη, η οποία εφαρμόζεται στα επιμήκη στοιχεία κατά τη διάρκεια της κάμψης. Οι ροπές πλάγιας κάμψης υποδηλώνουν την ένταση της ροπής κάμψης, η οποία αντιρροπείται άμεσα από την ακαμψία σε κάμψη του επιμήκους στοιχείου, στο οβελιαίο επίπεδο.

## ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

### 1. Βίδες

#### Ροπές πλάγιας κάμψης

Η εικόνα 7A δείχνει ότι οι μέγιστες τιμές είναι περίπου

0,6 Nm για το Twinflex σύστημα και 1,4 για το SRC σύστημα. Σε αμφότερες τις περιπτώσεις η O3 βίδα δέχεται τα περισσότερα φορτία, ιδιαίτερα στην περιοχή του αυχένα. Δεν μεταφέρεται ροπή πλάγιας κάμψης από το ELF στην κεφαλή της βίδας στο O3 επίπεδο στο σύστημα Twinflex, ενώ μεταφέρεται ροπή πλάγιας κάμψης 0,8 Nm, στο οβελιαίο επίπεδο, από τη ράβδο στην κεφαλή της βίδας στο σύστημα SRC. Αυτό οφείλεται στην αντίδραση της ράβδου στην εφαρμοζόμενη ροπή κάμψης. Η συνολική παρατήρηση της εικόνας 7 δείχνει ότι οι ροπές κάμψης των βιδών από τον O4 μέχρι τον I2 είναι μάλλον χαμηλές, με συγκέντρωση των φορτίων πλησίον της κεφαλής της βίδας. Σε αυτά τα επίπεδα, οι βίδες Twinflex φορτίζονται ελαφρά περισσότερο από τις βίδες SRC. Οι τιμές Twinflex στις κεφαλές των βιδών κυμαίνονται πάντοτε μεταξύ των 0,2 και 0,6 Nm, ενώ οι τιμές SRC στην κεφαλή της βίδας είναι μικρότερες των 0,1 Nm στο O4 και I1 επίπεδο.

### Αξονικές δυνάμεις

Η εικόνα 7B παρουσιάζει τις αξονικές δυνάμεις των βιδών. Αυτές είναι παρόμοιες για τις δύο συσκευές σε όλα τα επίπεδα, εκτός του ιερού. Πράγματι, οι τιμές των αξονικών δυνάμεων είναι σαφώς υψηλότερες με το σύστημα SRC παρά με το Twinflex στα επίπεδα I1 και I2. Μπορούμε, επίσης, να παρατηρήσουμε ότι όλες οι βίδες υποβάλλονται σε έλξη, εκτός από τη βίδα I1 η οποία υποβάλλεται σε συμπίεση και στα δύο συστήματα. Αυτό οφείλεται στο push-in pull-out φαινόμενο του ιερού, το οποίο καταδεικνύεται στην εικόνα 8.

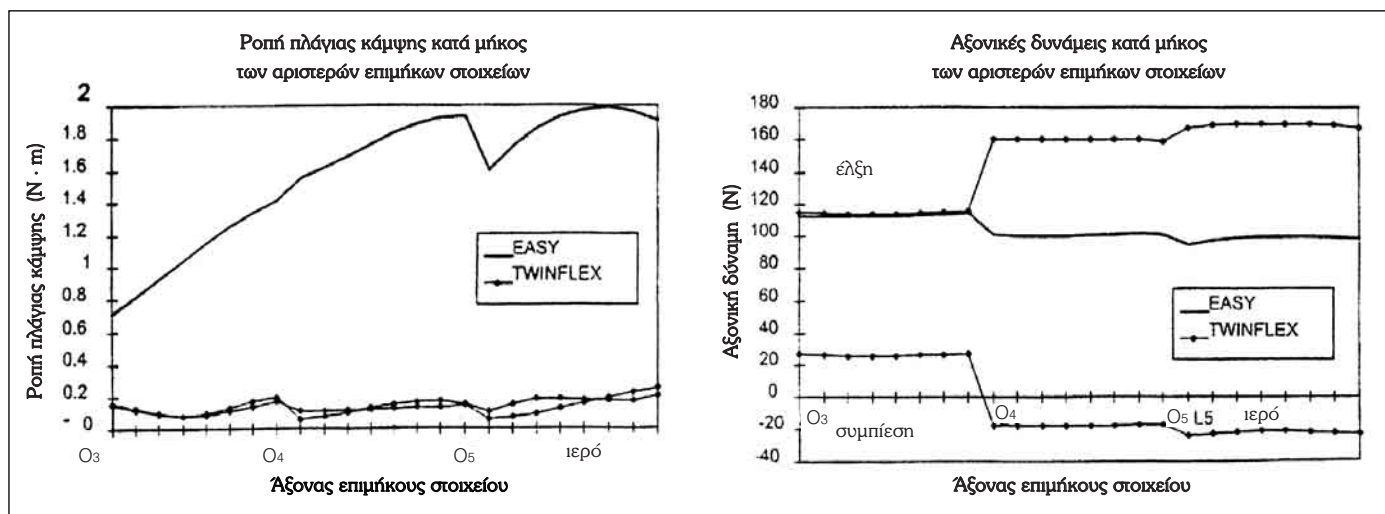
### Διατμητικές δυνάμεις

#### $F_y$ Διατμητικές δυνάμεις (εικόνα 7Δ)

Οι διατμητικές δυνάμεις οι οποίες εφαρμόζονται από τα έσω προς τα έξω στις βίδες είναι πάντα αμελητέες, εκτός των βιδών του ιερού στο σύστημα Twinflex. Αυτό οφείλεται στον προσανατολισμό των ELF στο εγκάρσιο επίπεδο. Επειδή οι βίδες δεν είναι παράλληλες ( $15^\circ$  γωνία επί τα εντός από τον έσω πρόσθιο-οπίσθιο άξονα, όπως φαίνεται στην εικόνα 4), ενώ τα συνδεδεμένα είναι κάθετα στις βίδες, τα ELF δεν είναι σε μετωπιαίο επίπεδο. Έτσι προκαλούνται αυτές οι διατμητικές δυνάμεις στο επίπεδο του ιερού.

#### $F_z$ Διατμητικές δυνάμεις (εικόνα 7Ε)

Οι ουραιο-κεφαλικές, εγκάρσιες διατμητικές δυνάμεις είναι πολύ υψηλότερες στο O3 επίπεδο και στα δύο συστήματα. Οι O3 βίδες υφίστανται διατμητικές δυνάμεις με φορά προς τα κάτω, ενώ οι βίδες του ιερού με φορά προς τα άνω. Οι O4 και O5 ουραιο-κεφαλικά διατμητικές δυνάμεις στις κεφαλές των βιδών είναι αμελητέες. Δεν υπάρχει αξιοσημείωτη διαφορά μεταξύ των υλικών (η μέση διαφορά είναι 12%, άρα οι  $F_z$  τιμές των βιδών του συ-



**Εικόνα 9.** Φορτία επιμήκων στοιχείων: Σύγκριση συστήματος Easy και Twinflex. **A.** Ροπές πλάγιας κάμψης. **B.** Αξονικές δυνάμεις.

στήματος Twinflex είναι σφαιρικά 12% υψηλότερες εκείνων του συστήματος SRC).

### Συνολικές διατμητικές δυνάμεις (εικόνα 7Γ)

Η συνολική διατμητική δύναμη ισούται με τη συνισταμένη των  $F_y$  και  $F_z$ . Επομένως, η συνολική διατμητική δύναμη είναι πάντοτε θετική. Είναι αξιοσημείωτο το γεγονός ότι στο επίπεδο O3 η συνολική διατμητική δύναμη για το σύστημα Twinflex παρουσιάζει μία κορύφωση κοντά στην κεφαλή της βίδας, ενώ η συνολική διατμητική δύναμη για το σύστημα SRC παρουσιάζει δύο κορυφώσεις, κοντά στην κεφαλή της βίδας και στο πρόσθιο τμήμα του αυχένα. Αυτό, ίσως, οφείλεται στη ροπή πλάγιας κάμψης, η οποία μεταφέρεται στην κεφαλή της βίδας και η οποία είναι της τάξης των 0,8 Nm για το σύστημα SRC και ίση με το μηδέν για το σύστημα Twinflex.

## 2. Επιμήκη στοιχεία

Ας σημειωθεί ότι υπάρχουν δύο καμπύλες για τα επιμήκη στοιχεία. Αυτό οφείλεται στο ίδιο το σύστημα το οποίο χρησιμοποιεί δύο λεπτές ράβδους (διάμετρος 2,5 mm) αντί μίας μονής (διάμετρος 6 mm).

### Ροπές πλάγιας κάμψης

Στην εικόνα 9A αναδεικνύεται ότι οι ροπές κλίσης είναι 5-10 φορές μεγαλύτερες στις ράβδους στο SRC σύστημα σε σύγκριση με το Twinflex. Επιπλέον, οι τιμές των ροπών κλίσης για το Twinflex είναι σχεδόν σταθερές (πάντοτε μεταξύ 0 και 250 Nm), ενώ για το SRC αυξάνουν από τον O3 στον O5 και από τον O5 στο ιερό, με μία τοπική μείωση στο επίπεδο O5, η οποία μπορεί να οφείλεται στη λόρδωση.

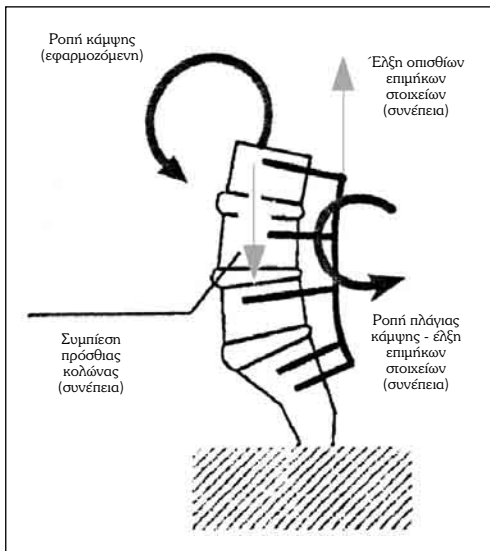
### Αξονικές δυνάμεις

Στην εικόνα 9B καταδεικνύεται ότι το SRC επιμήκες στοιχείο υφίσταται ένα σταθερό φορτίο έλξης, περίπου 100 N κατά μήκος του άξονά του. Οι Twinflex λεπτές ράβδοι υφίστανται έλξη (για την έσω λεπτή ράβδο: ~ 90%) και συμπίεση (για την έξω ράβδο: ~ 10%). Αυτό οφείλεται στον προσανατολισμό του ELF επιπέδου, το οποίο δεν είναι μετωπιαίο. Αυτό το φαινόμενο έλξης/συμπίεσης αυξάνεται από τον O3 στο ιερό. Στο επίπεδο O3 αμφότερες οι ράβδοι υφίστανται έλξη.

## ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Εκτιμώντας συνολικά αυτά τα αποτελέσματα, διαπιστώνουμε ότι η μεταφορά φορτίων μεταξύ των σπονδυλικών τμημάτων και των ολικών προφανώς εξαρτάται από τη φύση των επιμήκων στοιχείων των συστημάτων σπονδυλοδεσίας. Μπορούμε να έχουμε προσομοίωση ράβδων διαφόρων διαμέτρων, με πανομοιότυπες καμπύλες. Αποφασίσαμε να συγκρίνουμε δύο διαφορετικά συστήματα με διαφορετικά profiles καμπυλών, υποδηλώνοντας τους διαφορετικούς τρόπους μεταφοράς των φορτίων. Η πρώτη διαπίστωση είναι ότι οι αξονικές push-in pull-out δυνάμεις στις βίδες του ιερού είναι πολύ υψηλότερες στο “άκαμπο” τύπου Easy σύστημα, παρά στο “δυναμικό” τύπου Twinflex σύστημα. Στη συνέχεια, διαπιστώνουμε ότι για τις βίδες O4-O5 κάθε φορτίο (ροπές και δυνάμεις) είναι πολύ χαμηλό συγκριτικά με τις τιμές στο επίπεδο O3 και ιερό. Οι τιμές του φορτίου για το σύστημα Twinflex είναι πάντα υψηλότερες του συστήματος Easy, σε αυτό το ενδιάμεσο σπονδυλικό επίπεδο.

Η εφαρμοζόμενη ροπή κάμψης εξισορροπείται αφε-



**Εικόνα 10.**  
Οδοί φόρτισης του συστήματος.

νός μεν από τις ροπές πλάγιας κάμψης των επιμήκων στοιχείων και αφετέρου από τη συμπίεση της πρόσθιας κολώνας σε συνδυασμό με την οπίσθια έλξη των επιμήκων στοιχείων (εικόνα 10). Τα διαγράμματα των οπισθίων στοιχείων (εικόνες 9Α και 9Β) σαφώς υποδηλώνουν ότι οι SRC ράβδοι υφίστανται κυρίως κάμψη στο οβελιαίο επίπεδο, ενώ οι Twinflex λεπτές ράβδοι υφίστανται κυρίως δυνάμεις έλξης. Αυτή η διαφορά υποδηλώνει διαφορετικούς μηχανισμούς φόρτισης των βιδών, όπως έχει ήδη δειχθεί.

Οι διαφορετικοί οδοί φόρτισης των επιμήκων στοιχείων μεταξύ των δύο συστημάτων μπορεί να υποδηλώνει ότι η διατμητική πίεση συγκεντρώνεται στο άκρο του αυχένα για το Twinflex σύστημα, ενώ διασπείρεται σε όλο τον αυχένα και στο σπονδυλικό σώμα για το SRC σύστημα.

Αυτή η υπόθεση διαφοροποιείται στην περίπτωση της ολικής διατμητικής δύναμης της Ο3 βίδας (εικόνα 7Γ). Αν και η ανάλυση των πεπερασμένων στοιχείων έχει χρησιμοποιηθεί σε προηγούμενες μελέτες εμβιομηχανικής των υλικών σπονδυλοδεσίας<sup>15,31</sup>, ο σκοπός των μελετών αυτών ήταν διαφορετικός. Ο σκοπός της δικής μας μελέτης ήταν να υπογραμμιστεί η σημασία της ακαμψίας σε κάμψη των υλικών της ΟΜΣΣ στους μηχανισμούς φόρτισης των αγκυροβολίων. Η κλινική παρακολούθηση<sup>24</sup> αναλύεται επί του παρόντος και σύντομα θα συμπληρώσει τη μελέτη μας.

## ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑ

Αν και οι αριθμητικές προσεγγίσεις παρέχουν κυρίως τάσεις, φαίνεται σαφώς ότι στις εκφυλιστικές παθήσεις (με συνέπεια της πρόσθιας κολώνας), η μείωση της ακαμψίας της οσφυϊκής σπονδυλοδεσίας σε κάμψη οδηγεί σε περισσότερο ομοιογενή μεταφορά φορτίου κατά μήκος του συστήματος και μειώνει πολύ τις αξονικές push-in και pull-out δυνάμεις στο I1/I2 επίπεδο, χωρίς να μειώνεται η σταθερότητα του όλου συστήματος.

Αντιστρόφως, έχει δειχθεί ότι τα “άκαμπα” επιμήκη στοιχεία μπορεί να συγκεντρώνουν φορτία στα άκρα του συστήματος, ανακουφίζοντας ταυτόχρονα τα ενδιάμεσα τμήματα από τα φορτία, πράγμα το οποίο μπορεί να αποτελεί ένδειξη του φαινομένου τύπου stress shielding. Αυτές οι διαφορές προκύπτουν από τη θεμελιώδη διαφορά στον τρόπο μεταφοράς των φορτίων μεταξύ των δύο ειδών επιμήκων στοιχείων. Οι ράβδοι Easy (διάμετρος 6 mm) αντιμετωπίζουν κυρίως μία αντιδραστική ροπή κλίσης στην εφαρμοζόμενη ροπή κάμψης, ενώ οι Twinflex εξισορροπούν την εφαρμοζόμενη ροπή κάμψης μέσω της πρόσθιας συμπίεσης της πρόσθιας κολώνας σε συνδυασμό με την οπίσθια έλξη των επιμήκων (ELF) στοιχείων τους. Αυτή η θεμελιώδης διαφορά μεταξύ των δύο συστημάτων στον τρόπο αντοχής και μεταφοράς των φορτίων υπογραμμίζει τρία σημαντικά σημεία.

**1)** Εμβιομηχανικές διαφορές μεταξύ των υλικών σπονδυλοδεσίας δεν μπορούν να γίνουν αντιληπτές με απλές υποθέσεις σχετικά με τα υλικά μόνο, από τη στιγμή που η πρόσθια κολώνα παίζει πολύ σημαντικό ρόλο.

**2)** Ανάλογα με την παρουσία ή μη της πρόσθιας κολώνας (εκφυλιστική νόσος ή τραυματισμός), χρησιμοποιούνται διαφορετικά υλικά.

**3)** Ένα “δυναμικό” σύστημα σπονδυλοδεσίας είναι σε θέση να “μοιράζεται” τα φορτία με το σπονδυλικό τμήμα, χωρίς αύξηση του γωνιώδους εύρους κίνησης, και η ικανότητα αυτή προέρχεται από την επιμήκη ευκαμψία του υλικού.

**1)** Εμβιομηχανικές διαφορές μεταξύ των υλικών σπονδυλοδεσίας δεν μπορούν να γίνουν αντιληπτές με απλές υποθέσεις σχετικά με τα υλικά μόνο, από τη στιγμή που η πρόσθια κολώνα παίζει πολύ σημαντικό ρόλο.

**2)** Ανάλογα με την παρουσία ή μη της πρόσθιας κολώνας (εκφυλιστική νόσος ή τραυματισμός), χρησιμοποιούνται διαφορετικά υλικά.

**3)** Ένα “δυναμικό” σύστημα σπονδυλοδεσίας είναι σε θέση να “μοιράζεται” τα φορτία με το σπονδυλικό τμήμα, χωρίς αύξηση του γωνιώδους εύρους κίνησης, και η ικανότητα αυτή προέρχεται από την επιμήκη ευκαμψία του υλικού.

## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Abumi K, Panjabi MM, Duranceau J. Biomechanical evaluation of spinal fixation devices. III - Stability provided by six spinal fixation devices and interbody bone graft. Spine 1989, 14(11):1249-1255.
2. Asazuma T, Stokes IA, Moreland M, Suzu-ki N. Intersegmental Spinal Flexibility with Lumbosacral Instrumentation - An In Vitro biomechanical Investigation. Spine 1990, 15(11):1153-1158.
3. Brodsky AE, Hendricks RL, Khalil MA, Darden BV, Brozman TT. Segmental ("floating") lumbar spine fusions. Spine 1989, 14(4):447.
4. Carlson GD, Abitbol JJ, Anderson DR, Krag MH, Kostuik JP, Woo SL, Garfin SR. Screw fixation in the Human Sacrum. Spine 1992, 17(6):196.
5. Carson W, Redman R, Richards K, Lin J. Bending stiffness, Flexibility and Strength of VSR Isola, CD, TSRH and Luoye. Longitudinal member to bone screw connection subconstructs. University of Missouri Columbia research report 1991.
6. Cavagna R, Antonetti P, Gagna G. Analyse des 112 premiers



- cas traites par Instrumentation Vertebrae Posterieure Semi-Rigide. *Rachis* 1995, 7(6).
7. Chow DHK, Luk KDK, Evans JH, Leong JC. Effects of short anterior lumbar interbody fusion on biomechanics of neighboring unfused segments. *Spine* 1996, 21(5):549.
  8. Coffee M, Edwards W, Clothiaux R, Crowell R, Nachemson A, White A. Biomechanics of Lumbar /lumbosacral fixation. *Proceedings of the ASME* 1989, 59.
  9. Cotrel Y, Dubousset J, Guillaumat M. New universal instrumentation in spinal surgery. *Clin Orthop* 1988, 227:10.
  10. Dick W. The "fixateur interne" as a versatile implant for spinal surgery. *Spine* 1987, 12:882.
  11. Dove J. Internal fixation of the lumbar spine. *Clin Orthop* 1986, 203:135.
  12. Edwards C, Levine A. Early Rod-sleeve stabilization of the injured thoracic and lumbar spine *Orthop Clin North Am* 1986, 17:121.
  13. Farcy JP Weidenbaum M, Michelsen CB, Hoeltzel DA. A comparative biomechanical study of spinal fixation using CD instrumentation. *Spine* 1987, 12(9):877.
  14. Frymoyer JW. The role of spine fusion. *Spine* 1981, 6:289.
  15. Goel VK, Gilbertson LG. Applications of the Finite Element Method to thoracolumbar spinal research. Past, Present and Future. *Spine* 1995, 20(15):1719-1727.
  16. Goel VK, Lim TH, Gwon J, Chen JY, Winterbottom JM, Park JB, Weinstein JN, Ahn JY. Effects of Rigidity of an internal fixation device. *Spine* 1991, 16(3):155-161.
  17. Goel VK, Pope MH. Biomechanics of fusion and stabilization. *Spine* 1995, 20(24):85.
  18. Graftiaux AG, Watier B, Gentil P Mazel C, Skalli W, Diop A, Kehr PH, Lavaste F. Biomechanical evaluation of different instrumentations for spinal stabilization. *European Journal of Orthopaedic Surgery* 1995, 5(4):265-269.
  19. Lavaste E, Skalli W, Robin S, Roy-Camille R, Mazel C. Three-dimensional geometrical and mechanical modeling of the lumbar spine. *J. of Biomechanics* 1992, 25(10):1153-1164.
  20. Lavaste F, Dussart T, Patier P, Lortat-Jacob A. Quantification de la consolidation d'une fracture traitée par fixateur externe, utilisation de barres de liaison a faible rigidite axiale. *J Biophys Med Nucl* 1985, 9:934-935.
  21. Lee CK, Langrana NA. Lumbosacral Spinal Fusion - A Biomechanical study. *Spine* 1984, 9(6):574.
  22. Lemaire JP Dumas B, Laloux E, Lahille M. Osteosynthese amortie (ASD) dans l' Instrumentation du Rachis Lombaire; Etude d'une serie de 102 cas. *Rachis* 1995, 7(6).
  23. Mazel C, Steib JP. Les Osteosyntheses transpediculaires Lombosacrees trop Rigides sont elles Legitimes? *Orthopedic & Traumatologie* 1992, 2:119-124.
  24. Mazel C. Instrumentation rachidienne flexible Twinflex dans les arthrodeses lombalres et lombosacrees - Serie de 114 cas avec un recul minimal de 1 an. *European J of Orthop Surg & Traumatology* 1995, 5:271-277.
  25. McAfee PC, Farey ID, Sutterlin CE, Gurr KR, Warden KE, Cunningham BW. The effect of spinal implant rigidity on vertebral bone density: A canine model. *Spine* 1991, 16(6).
  26. McCord DH, Cunningham BW, Shono Y, McAfee PC. Biomechanical analysis of Lumbosacral Fixation. *Spine* 1992, 17(8):235.
  27. McKinley TO, McLain RF, Yerby SA, Sari-gul-Klijn N, Smith TS. The effect of pedicle morphometry on pedicle screw loading. A synthetic model. *Spine* 1997, 22(3):246-252.
  28. Nagel DA, Edwards WT, Schneider E. Biomechanics of spinal fixation and fusion. *Spine* 1991, 16(3):151.
  29. Ogitvie JW, Schendel MJ. Comparison of lumbosacral fixation devices. *Clin Orthop* 1986, 203:120.
  30. Robin S, Skalli W, Lavaste F, Diop A. Influence of geometrical factors on the behavior of lumbar spine segments. *European Spine Journal* 1994, 3:84-90.
  31. Skalli W, Robin S, Lavaste F, Dubousset J. A Biomechanical analysis of short segment spinal fixation using a 3-D geometrical and mechanical model. *Spine* 1993, 18(5):536-545.
  32. Smith TS, Yerby SA, McLain RE, McKinley TO. A device for the measurement of pedicle screw moments by means of internal strain gauges. *J Biomech Eng* 1996, 118(3):423-425.
  33. VonStempel et al. Dynamic Vs Rigid Instrumentation. *Spine State of the Art* 1996, 10(3).
  34. Yerby SA, Ehteshami JR, McLain RF. Loading of pedicle screws within the vertebra. *J of Biomechanics* 1997, 30(9):951-954.
  35. Zindrick MR, Wiltse LL, Widell EH, Thomas JC, Russel Holland W, Field T, Spencer CW. A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine. *Clin Orthop* 1986, 203:99.