

ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΣΠΟΝΔΥΛΙΚΗΣ ΣΤΗΛΗΣ: ΕΡΕΥΝΑ ΚΑΙ ΝΕΟΤΕΡΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ

TRACY E. ORR

Επιμέλεια - Μετάφραση:
ΙΩΑΝΝΑ ΠΑΣΠΑΤΗ

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

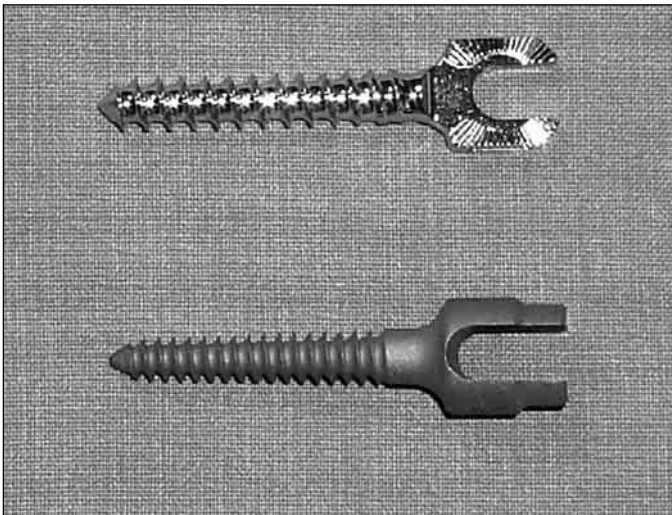
Τα νοσήματα της ΣΣ, ιδιαίτερα η χαμηλή οσφυαλγία, έχουν χαρακτήρα επιδημίας. Η επίπτωση της χαμηλής οσφυαλγίας κατά τη διάρκεια της ζωής ενός ατόμου ανέρχεται στο 60-80%¹, με αποτέλεσμα τη δυσλειτουργία και την απώλεια εργατικών ημερών. Το κόστος το συνδεδεμένο με τη χαμηλή οσφυαλγία είναι σημαντικό, ανερχόμενο σε 20-50 δισεκατομμύρια Ευρώ¹⁴. Η διάγνωση δεν είναι πάντα εφικτή και η θεραπευτική αντιμετώπιση αποτελεί θέμα προς συζήτηση. Η μελέτη της εμβιομηχανικής της ΣΣ προσφέρει βασικά επιστημονικά στοιχεία, τα οποία βοηθούν στην κατανόηση της φυσιολογικής ΣΣ, στη διάγνωση και στον έλεγχο των προτεινόμενων θεραπευτικών μεθόδων.

Το M.E. Muller Institute για θέματα Εμβιομηχανικής του Πανεπιστημίου της Βέρνης στην Ελβετία διεξήγαγε μελέτη της ΣΣ την περασμένη δεκαετία. Η πρόσφατη έρευνα περιλαμβάνει εμβιομηχανικό έλεγχο των συστημάτων σπονδυλοδεσίας, των διαυχενικών βιδών και των συστημάτων τα οποία χρησιμοποιούνται σε περιπτώσεις τραύματος και όγκων. Επιπλέον, έχουν διεξαχθεί μελέτες για την καλύτερη κατανόηση της μεταφοράς φορτίων στη φυσιολογική και εκφυλιστική ΣΣ.

Η χρησιμοποιούμενη μεθοδολογία περιλαμβάνει μηχανικό έλεγχο υλικών, ανάλυση κίνησης συστημάτων, 3-D ανακατασκευή και ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων. Αυτό το άρθρο περιγράφει τη σύγχρονη έρευνα της εμβιομηχανικής της ΣΣ, η οποία διεξάγεται στο Muller Institute.

ΜΕΛΕΤΗ ΤΗΣ ΜΕΤΑΚΙΝΗΣΗΣ (TOGGLING) ΤΩΝ ΔΙΑΥΧΕΝΙΚΩΝ ΒΙΔΩΝ ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Οι διαυχενικές βίδες υφίστανται διάφορες δυναμικές φορτίσεις in vivo, οι οποίες μπορούν τελικά να οδηγήσουν σε αποτυχία της επαφής οστού/ βίδας. Διάφορες κατασκευές προσπαθούν να παρακάμψουν το πρόβλημα αυτό. Πρόσφατα, έχουν προταθεί οι κωνικές βίδες για την αύξηση της δύναμης επαφής οστού/ βίδας. Προηγούμενες μελέτες έχουν χρησιμοποιήσει pull-out tests για την ποσοτικοποίηση των διαφορών μεταξύ των κωνικών βιδών και των συμβατικών κυλινδρικών βιδών^{7,13,16}. Ωστόσο, κλινικά οι βίδες δεν αποτυγχάνουν στο pull-out. Σκοπός της μελέτης αυτής ήταν η χρήση περισσότερο φυσιολογικών tests κυκλικών φορτίων κάμψης, ελεγχόμενης δύναμης, καθώς επίσης το συμβατικό pull-out test, για την ποσοτικοποίηση των διαφορών μεταξύ των δύο ειδών διαυχενικής βίδας. Επιπρόσθετα, η μελέτη χρησιμοποίησε μεθόδους κινηματικής της ακαμψίας του σώματος για την ποσοτικοποίηση της μετακίνησης της βίδας εντός του οστού (toggling), η οποία δεν είχε προηγουμένα μετρηθεί.



Εικόνα 1. Είδη διαυχενικών βιδών που χρησιμοποιήθηκαν στη μελέτη.

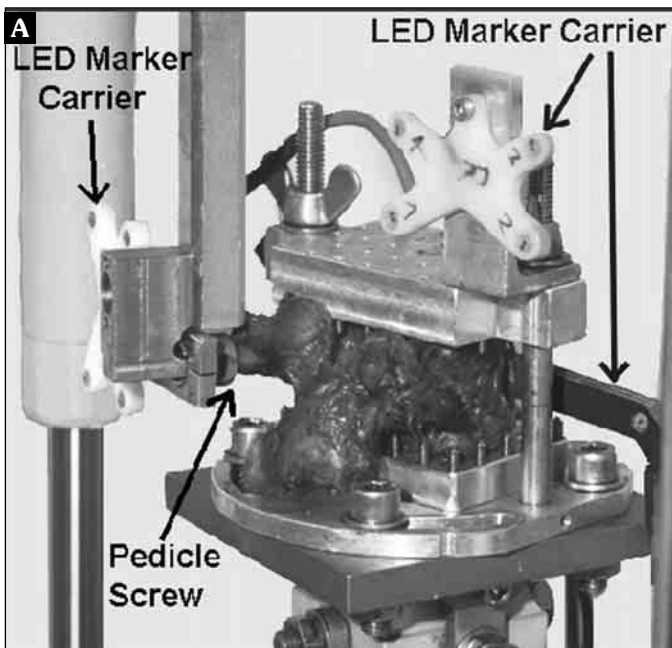
ΥΛΙΚΟ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ

Δώδεκα πρωματικές οσφυϊκές ΣΣ χρησιμοποιήθηκαν στη μελέτη. Σε κάθε ΣΣ τοποθετήθηκε από μία βίδα κάθε τύπου: βίδες κωνικού τύπου 6.5 mm x 40 mm (Osteonics Inc., Allendale, NJ) και βίδες κυλινδρικού τύπου 6.5 mm x 40 mm (Sofamor Danek) (εικόνα 1). Χρησιμοποιήθηκε σύστημα ηλεκτρονικού υπολογιστή (Surgigate v2.1, Medivision) με σκοπό την ιδανική τοποθέτηση κάθε βίδας. Στις βίδες των έξι σπονδύλων εφαρμόστηκαν κυκλικά φορτία κάμψης, ελεγχόμενης δύναμης (εικόνα 2Α). Για τον έλεγχο της κίνησης κάθε βίδας κατά τη διάρκεια

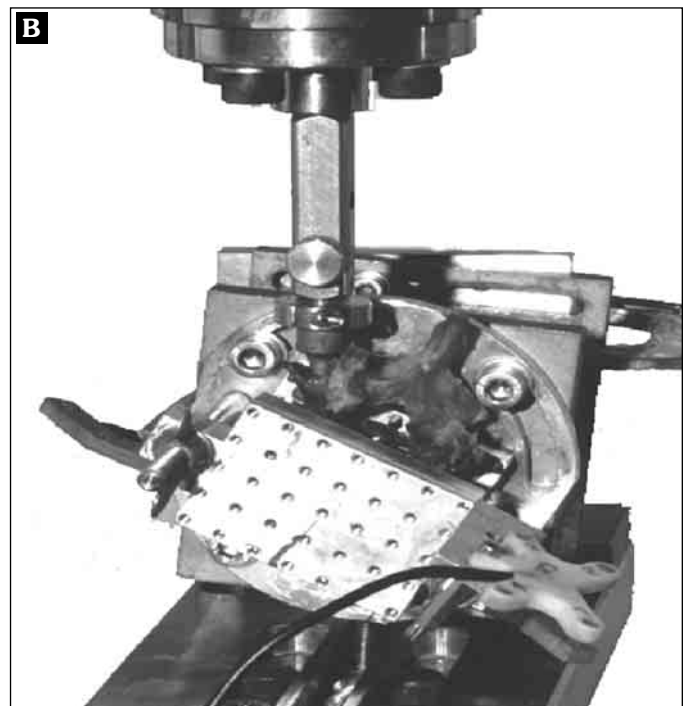
του test, εφαρμόστηκαν σε κάθε βίδα και στο σπονδυλικό σώμα δείκτες ηλεκτρονικών διόδων (LED). Στη συνέχεια, οι βίδες φορτίστηκαν, με κεφαλο-ουραία κατεύθυνση, με 0.5 Hz 100N (περισσότερα από 5000 κυκλικά φορτία) και οι κινήσεις στο χώρο (3D) καταγράφηκαν με κάμερα Optotrak. Εφαρμόστηκε pull-out test στο ίδιο παρασκεύασμα, στα 0.5 mm/sec, για να υπολογιστεί η αντοχή κατά τη φόρτιση (εικόνα 2B). Συγκριτικά εφαρμόστηκαν τα ίδια pull-out στις βίδες οι οποίες δεν εδέχθησαν κυκλικά φορτία, στους άλλους έξι σπονδύλους. Για την ανάλυση των δεδομένων της κυκλικής φόρτισης εφαρμόστηκαν συνεργικά συστήματα στα άκρα της κάθε βίδας. Κινηματική της ακαμψίας του σώματος χρησιμοποιήθηκε για να προσδιοριστεί η κίνηση της βίδας σε σχέση με το σπονδυλικό σώμα. Συμπληρωματικά, έγιναν tests κάμψης των βιδών ξεχωριστά, για να επιβεβαιωθούν οι υποθέσεις ακαμψίας του σώματος. Matched pairs t-test μέθοδος στατιστικής ανάλυσης εφαρμόστηκε για τη μελέτη της αντοχής σε δυνάμεις pull-out και για τη μελέτη των κινήσεων των βιδών.

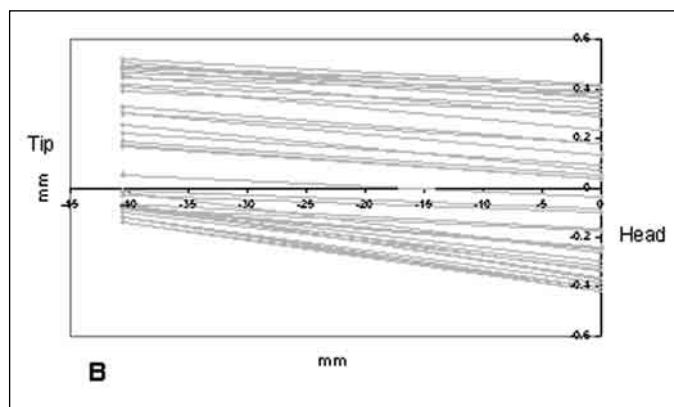
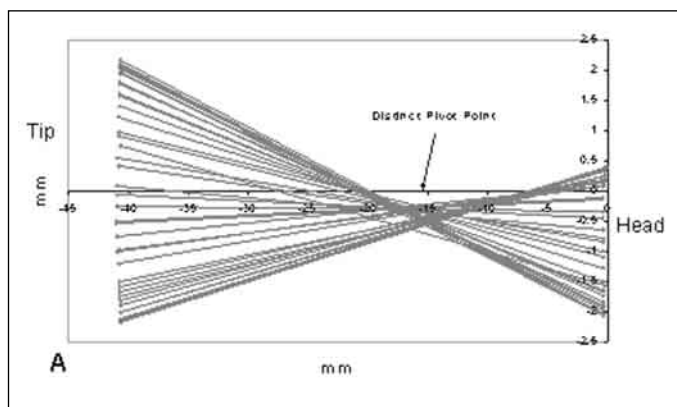
ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Τα pull-out tests χωρίς κυκλική φόρτιση έδειξαν μία μικρού βαθμού σημαντική ($p = 0.056$) διαφορά μεταξύ των κωνικών και των κυλινδρικών βιδών. Οι κωνικές βίδες είχαν μεγαλύτερη αντοχή, μέσος όρος 1063 N (S.D. 398), σε σύγκριση με τις κυλινδρικές (820 N, S.D. 384). Τα tests μετά την εφαρμογή κυκλικών φορτίων δεν έδειξαν σημαντική διαφορά στην pull-out αντοχή ($p = 0.502$), με



Εικόνα 2Α. Τεστ κυκλικής φόρτισης. **Β.** Pull-out τεστ.





Εικόνα 3A. Εικόνα κίνησης βίδας. **B.** Δείγμα χωρίς εμφάνιση του pivot point.

μέσο όρο για τις κωνικές βίδες τα 1028 N (S.D. 495) και για τις κυλινδρικές τα 962 N (S.D. 312). Οι κινήσεις κάθε βίδας φαίνονται στον πίνακα 1. Όταν η κορυφή της βίδας εμφάνιζε μετατόπιση μεγαλύτερη του 1 mm, τότε συνυπήρχε αύξηση του toggle ύψους με την πάροδο του χρόνου. Εάν οι κινήσεις της βίδας ήταν μικρότερες, τότε το toggle ύψος δεν αποτελούσε συνάρτηση του χρόνου. Στα 8 από τα 12 tests κατέστη εφικτός ο προσδιορισμός του pivot point (εικόνα 3A) μεταξύ της κορυφής και της φοριζόμενης κεφαλής της βίδας (π.χ. στον αυχένα ή έμπροσθεν του αυχένα των σπονδύλων). Τρία συμπληρωματικά tests δεν εμφάνιζαν pivot point ή δεν εμφάνιζαν pivot point στην περιοχή του αυχένα του σπονδύλου (εικόνα 3B). Δεν διαπιστώθηκε στατιστική διαφορά μεταξύ των δύο ειδών βίδας για τη μελέτη του σημείου εμφάνισης του pivot point, της μετανάστευσης του pivot point ή της μετατόπισης του άκρου της βίδας.

ΣΥΖΗΤΗΣΗ

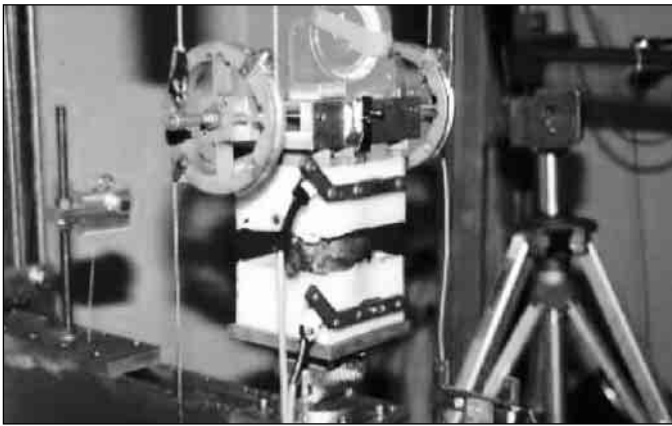
Αυτή η μελέτη συνέκρινε κωνικές βίδες 6.5 mm και κυλινδρικές βίδες του ίδιου μεγέθους. Για να μειωθούν οι

παράμετροι χρησιμοποιήθηκαν βίδες του ίδιου μεγέθους σε όλους τους σπονδύλους. Στην κλινική πράξη, το μέγεθος της βίδας είναι ανάλογο του μεγέθους του σπονδύλου. Το μέγεθος της εφαρμοζόμενης κωνικής βίδας είναι τυπικά μεγαλύτερο του μεγέθους μίας κυλινδρικής βίδας για τον ίδιο αυχένα. Αυτή η μελέτη είναι σύμφωνη με μία προηγούμενη, η οποία συνέκρινε 7.5 mm κωνική βίδα με 6.5 mm κυλινδρική βίδα και βρήκε ότι οι κωνικές βίδες έχουν μεγαλύτερη αντοχή με μικρή σημαντικότητα ($p = 0.066$)¹³. Η χρήση τεχνικών CAS μείωσε τις τυχόν διαφορές στην τοποθέτηση της βίδας. Λόγω της δυσκολίας ανεύρεσης πωματικών ΣΣ, υπήρξε ποικιλία ως προς την οστική πυκνότητα. Η BMD έχει δείξει ότι επηρεάζει την αντοχή σε εφαρμογή δύναμης pull-out⁶.

Ο διαφορετικός σχεδιασμός των βιδών δεν παρήγαγε ξεχωριστά μοντέλα κίνησης. Ωστόσο, η τεχνική μέτρησης η οποία χρησιμοποιήθηκε σε αυτήν τη μελέτη, αποτελεί εργαλείο για μελλοντικές μελέτες, γιατί καθιστά εφικτή την τρισδιάστατη ανάλυση της κίνησης της βίδας και προσδιορίζει τον τρόπο κίνησης της βίδας εντός του οστού. Έγινε, επίσης, εφικτό να αναδειχθεί και να ποσοτικοποιηθεί το φαινόμενο pivot point και η μετακίνηση της

Πίνακας 1. Μέγιστη μετακίνηση (toggle) σε mm του άκρου κάθε διαυχενικής βίδας στα διάφορα δείγματα.

Δείγμα	Κωνική βίδα		Κυλινδρική βίδα	
	Κεφαλή	Κορυφή	Κεφαλή	Κορυφή
1	1,07	0,95	0,63	0,63
2	4,40	2,57	10,35	3,87
3	0,37	0,66	2,89	2,65
4	2,27	2,15	6,35	8,24
5	0,51	0,42	0,23	0,64
6	3,99	2,63	2,71	1,72
Μέσος όρος	2,10	1,56	3,86	2,95
SD	1,76	1,00	3,85	2,86



Εικόνα 4. Μηχανή ΣΣ επιτρέπουσα ελεύθερη κίνηση κατά την εφαρμογή φορτίων.

κορυφής της βίδας εντός του αυχένα. Σε μελλοντικές μελέτες μπορεί να χρησιμοποιηθεί στην ανάλυση των γεωμετρικών και των μορφολογικών επιδράσεων στην κίνηση της βίδας.

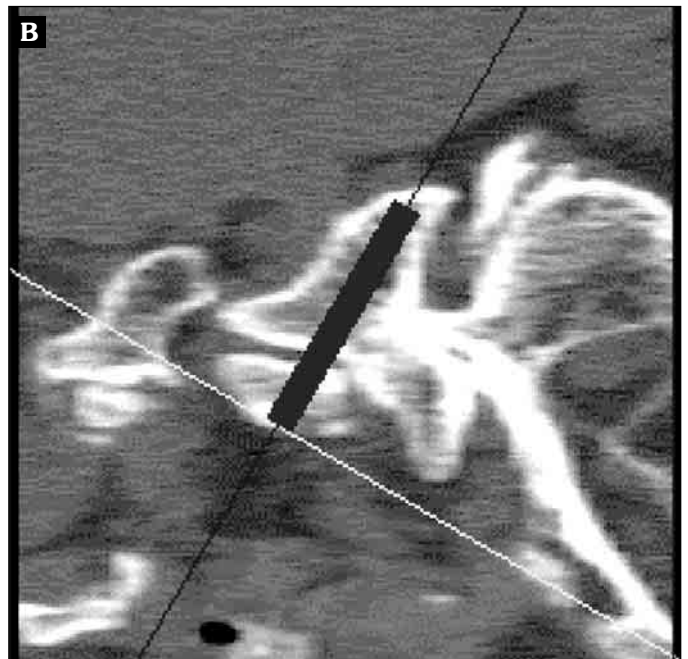
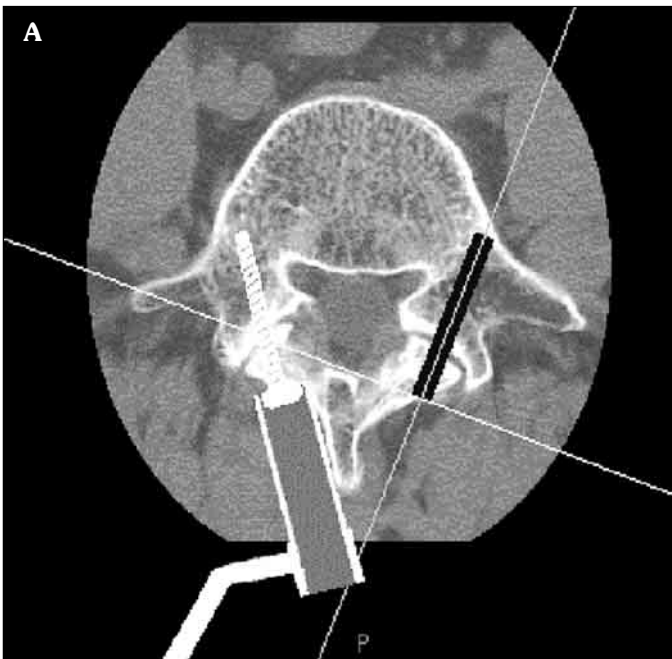
ΜΕΛΕΤΗ ΒΙΔΩΝ ΔΙΑ ΤΩΝ ΣΠΟΝΔΥΛΙΚΩΝ ΔΙΑΡΘΡΩΣΕΩΝ

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

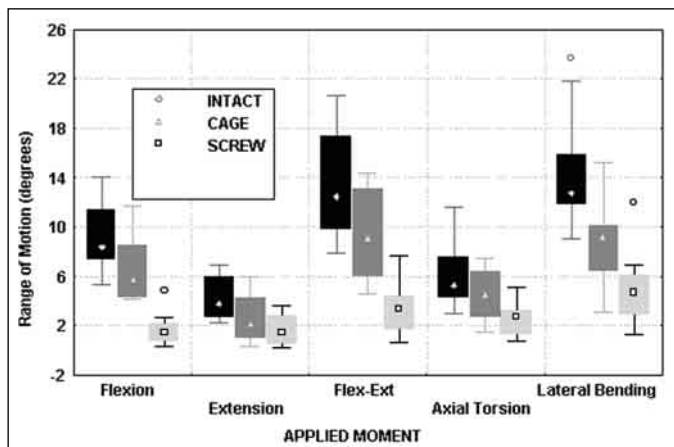
Προηγούμενες εμβιομηχανικές μελέτες των διασωματικών κλωβών έχουν δείξει έλλειψη σταθερότητας κατά

τη φόρτιση σε έκταση και αξονική στροφή, όταν τοποθετούνται οι κλωβοί με πρόσθια και οπίσθια προσπέλαση^{11,25,35}. Έχει ήδη δειχθεί ότι η προσθήκη οπίσθιων υλικών σπονδυλοδεσίας, όπως βιδών οι οποίες τοποθετούνται στο τόξο, ή διαυχενικών βιδών, αυξάνουν σημαντικά τη σταθερότητα της κατασκευής^{3,11}. Αμφότερες οι μέθοδοι έχουν τα μειονεκτήματά τους. Η ενίσχυση με διαυχενικές βίδες προϋποθέτει ευρεία προσπέλαση, επιφέρει σημαντική απώλεια αίματος και έχει σημαντικό κόστος. Ενώ η τοποθέτηση βιδών δια του τόξου είναι σχετικά αβλαβής διαδικασία, η οποία δεν απαιτεί ευρεία προσπέλαση³⁵, αυτές οι βίδες παρουσιάζουν δυνητικά προβλήματα σε περίπτωση επαφής με τα νευρικά στοιχεία στα σπονδυλικά τμήματα.

Ο σκοπός αυτής της μελέτης ήταν η εκτίμηση της ευχέρειας της τοποθέτησης βιδών δια των σπονδυλικών διαρθρώσεων (facet joints), π.χ. μέθοδος Boucher², ως μέσο παροχής της απαραίτητης σταθερότητας. Το πρώτο μέρος της μελέτης αφορούσε στην εμβιομηχανική μελέτη της ευελιξίας της τοποθετούμενης λειτουργικής σπονδυλικής μονάδας (FSU: functional spinal unit), με τοποθέτηση ή μη βιδών δια των σπονδυλικών διαρθρώσεων και στη σύγκριση των αποτελεσμάτων με αυτά άλλων μελετών. Ωστόσο, οι εμβιομηχανικές μελέτες δεν επαρκούν για την εξαγωγή συμπερασμάτων σχετικά με την κλινική εφαρμογή της μεθόδου. Γι' αυτό χρησιμοποιήθηκε computed aided surgery (CAS) software στα δεδομένα κάθε ασθενούς, για να καθοριστεί εάν οι βίδες μπορούν να τοποθετηθούν στον ασθενή.



Εικόνα 5A.B. Εικόνα από το CAS software για τον προσχεδιασμό της τοποθέτησης της βίδας.



Εικόνα 6. Εύρος κίνησης στις τρεις πειραματικές συνθήκες.

ΥΛΙΚΟ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ

Χρησιμοποιήθηκαν δέκα ανθρώπινες πτωματικές οσφυϊκές σπονδυλικές στήλες. Όλα τα μη συνδεσμικά μαλακά μόρια αφαιρέθηκαν προσεκτικά και έγινε διαχωρισμός των δειγμάτων σε λειτουργικές σπονδυλικές μονάδες (FSU) (1 O3-O4, 1 O1-O2, 8 O4-O5). Οι ακραίοι σπόνδυλοι σταθεροποιήθηκαν σε PMMA blocks με επιπλέον βίδες, έτσι ώστε το μεσοσπονδύλιο διάστημα να είναι οριζόντιο. Όλα τα δείγματα μελετήθηκαν υπό τις ακόλουθες συνθήκες: 1) ως είχαν, 2) μετά την τοποθέτηση Syncage (Mathys Medical Ltd., Bettlach, Switzerland), 3) μετά την τοποθέτηση Syncage με AO φλοιώδεις βίδες (24-32 mm) δια των σπονδυλικών διαρθρώσεων. Κάθε δείγμα στερεώθηκε σε ειδικά σχεδιασμένη συσκευή, η οποία επιτρέπει την εφαρμογή συγκεκριμένων φορτίων στη ΣΣ με ακρίβεια και τη μέτρηση των κινήσεων μεταξύ των σπονδύλων (εικόνα 4). Σε κάθε δείγμα εφαρμόστηκαν φορτία κάμψης-έκτασης, αμφοτερόπλευρης αξονικής στροφής και αμφοτερόπλευρης πλάγιας κάμψης. Τα φορτία εφαρμόστηκαν στον άνω ακραίο σπόνδυλο σταδιακά μέχρι 10 Nm το μέγιστο (π.χ. 4 φορές από 2,5 Nm τη φορά). Σε κάθε φόρτιση, το δείγμα είχε τη δυνατότητα να έρπει για 30 δευτερόλεπτα. Η κίνηση του σώματος του άνω ακραίου σπονδύλου σε σχέση με τον κάτω μετρήθηκε με το σύστημα κίνησης Optotrak (Northern Digital Waterloo, Ontario, Canada). Τα αποτελέσματα συγκρίθηκαν με τα στοιχεία προηγούμενων μελετών, στις οποίες είχε μελετηθεί η συμπεριφορά του ίδιου υλικού. Για να ελεγχθεί η δυνατότητα εφαρμογής της μεθόδου ελέγχθηκαν οι αξονικές τομογραφίες 30 ασθενών και η προσομοίωση της τροχιάς της βίδας και της φρέζας έγιναν με τη χρήση CAS software (Surgigate, Medivision, Oberdorf, Switzerland) (εικόνα 5).

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Η αναλογία του εύρους κίνησης (ROM: range of motion)

του δείγματος με την τοποθέτηση μόνο κλωβού και του δείγματος χωρίς υλικά ήταν παρόμοια με την αναλογία προηγούμενων μελετών. Ωστόσο, το εύρος κίνησης ήταν μειωμένο σε σύγκριση με το δείγμα χωρίς υλικά υπό φόρτιση σε έκταση. Η συνολική μεταβολή του εύρους κίνησης με την τοποθέτηση της βίδας ήταν σημαντική ($p < 0,05$), σε σύγκριση με την τοποθέτηση μόνο κλωβού, για όλες τις συνθήκες φόρτισης (εικόνα 6). Η τοποθέτηση των βιδών δια των σπονδυλικών διαρθρώσεων δεν παρουσίασε κάποια δυσκολία, ενώ κατά τη διάρκεια της εγχείρησης μπορεί να χρησιμοποιηθεί μέθοδος φθορισμού για την παρακολούθηση της ακριβούς τοποθέτησης των βιδών. Βάσει των αξονικών τομογραφιών σημειώνεται το ποσοστό των βιδών που μπορούσαν να τοποθετηθούν στα διάφορα επίπεδα:

O1-O2:	0/4	0%
O2-O3:	0/10	0%
O3-O4:	11/27	41%
O4-O5:	26/29	90%
O5-I1:	18/23	78%

Στα αίτια της δυσκολίας της τοποθέτησης των βιδών συγκαταλέγονται: η ανεπαρκής γωνία της σπονδυλικής διάρθρωσης, το μικρό μέγεθος του σπονδύλου (μόνο σε γυναίκες) και το πολύ μικρό εμβαδόν επιφάνειας.

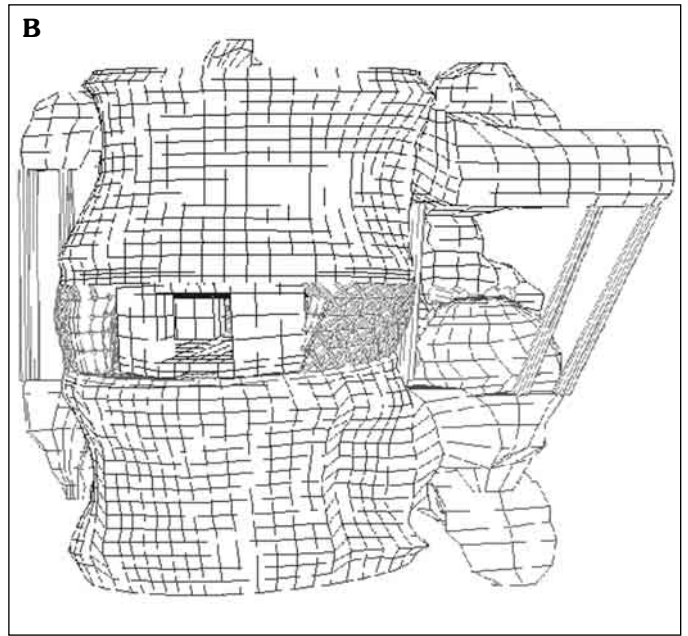
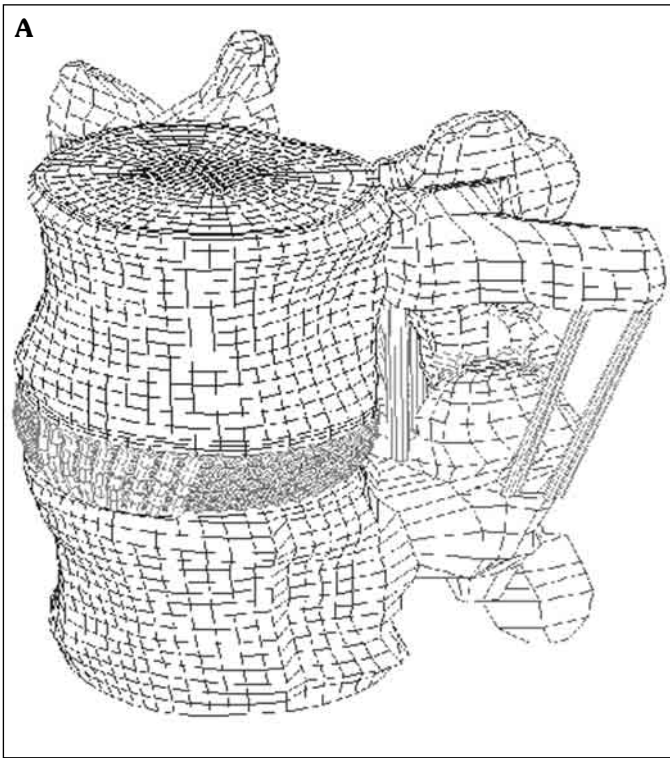
ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Η διασωματική τοποθέτηση υλικών ή κλωβών αποτελεί σημαντική εξέλιξη στη χειρουργική αντιμετώπιση των εκφυλιστικών σπονδυλικών νοσημάτων. Σημαντικό πλεονέκτημα αυτών των υλικών είναι ότι καθιστούν εφικτή τη σπονδυλοσύνθεση μέσω μικρών χειρουργικών προσπελάσεων. Ωστόσο, η αποτελεσματικότητα των διασωματικών υλικών στην επίτευξη σταθεροποίησης της ΣΣ χωρίς συμπληρωματικά υλικά τίθεται υπό αμφισβήτηση. Προηγούμενες μελέτες έδειξαν ότι η προσθήκη βιδών δια του τόξου παρείχε την απαραίτητη σταθερότητα στους πρόσθιους διασωματικούς κλωβούς^{19,20}. Η χρήση βιδών δια των σπονδυλικών διαρθρώσεων, με τη μέθοδο Boucher, έδειξε παρόμοια αποτελέσματα. Βίδες δια των σπονδυλικών διαρθρώσεων στα επίπεδα I1-O3 μπορούν να τοποθετηθούν ευκολότερα με λιγότερες επιπλοκές. Αυτή η μέθοδος έχει το πλεονέκτημα της τοποθέτησης διαδερμικά με τη χρήση οδηγών και ως εκ τούτου, η απαιτούμενη χειρουργική προσπέλαση είναι πολύ μικρή.

ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΩΝ ΔΙΑΣΩΜΑΤΙΚΩΝ ΚΛΩΒΩΝ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η εφαρμογή των διασωματικών κλωβών στην ΟΜΣΣ



Εικόνα 7.Α.Β. Μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων άθικτης λειτουργικής σπονδυλικής στήλης και μονάδας με τοποθέτηση κλωβού.

για την ανακούφιση της χαμηλής οσφυαλγίας παρουσιάζει πολλά πλεονεκτήματα. Κλινικά, εφαρμόζονται με αυξανόμενη συχνότητα. Ωστόσο, τα μακροπρόθεσμα αποτελέσματα δεν είναι ακόμη γνωστά. Πρόσφατα έχουν αναφερθεί περιπτώσεις υποχώρησης και αποτυχίας του κλωβού^{12,34}. Πειραματικές μελέτες έχουν διερευνήσει την επίδραση παραγόντων, όπως ο σχεδιασμός του κλωβού και η οστική πυκνότητα του σπονδύλου, με τη χρήση τριών διαστάσεων μελετών ευκαμψίας και μελετών με εφαρμογή συμπιεστικών δυνάμεων^{10,15,17,18,20,21}. Οι μελέτες αυτές έχουν δείξει ότι ο σχεδιασμός του κλωβού δεν είναι τόσο σημαντικός παράγοντας, όσο η οστική πυκνότητα των σπονδύλων. Σκοπός αυτής της μελέτης είναι η διερεύνηση των παραγόντων οι οποίοι εμφανίζουν τη μεγαλύτερη επίδραση στα φορτία των σπονδύλων, με τη χρήση της ανάλυσης των πεπερασμένων στοιχείων.

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων είναι ένα μαθηματικό εργαλείο με το οποίο μπορεί να προβλεφθεί η αντίδραση ενός στοιχείου σε περιβαλλοντικούς παράγοντες, όπως τα φορτία, η θερμότητα και η δόνηση. Σε αυτές τις αναλύσεις εκτιμήθηκαν μόνο τα φορτία, π.χ. δομικές αναλύσεις. Η γεωμετρία της κατασκευής χωρίζεται σε πολλές χιλιάδες στοιχεία σε σχήμα τούβλου. Η γεωμετρία, οι ιδιότητες του υλικού, οι συνθήκες φόρτισης και οι οριακές συνθήκες της δομής περιλαμβάνονται στο μοντέλο. Αφού γίνουν οι αναλύσεις στον υπολογιστή, υπολογίζονται τα φορτία, οι παραμορφώσεις και η μετατόπιση κάθε στοιχείου. Τα πλεονεκτήματα αυτής της μεθό-

δου είναι ότι επιτρέπει παραμετρικές μελέτες της εφαρμογής φορτίων, των ιδιοτήτων του υλικού κ.τ.λ. και τα αποτελέσματα αφορούν σε όλη την κατασκευή κι όχι μόνο στην επιφάνεια αυτής ή σε ό,τι είναι ορατό. Τα μειονεκτήματα είναι ότι χρειάζεται να γίνουν πολλές υποθέσεις και απλοποιήσεις για να δημιουργηθεί το μοντέλο αυτής της τόσο περίπλοκης, ζωντανής δομής.

ΥΛΙΚΟ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ

Αναπτύχθηκαν τρισδιάστατα μοντέλα πεπερασμένων στοιχείων της O2-O3 λειτουργικής σπονδυλικής μονάδας (FSU) με διασωματικό και χωρίς διασωματικό κλωβό (εικόνα 7). Η γεωμετρία βασίστηκε στην ανασύνθεση των αξονικών τομογραφιών ενός υγιούς πτωματικού δείγματος και το άθικτο μοντέλο κατασκευάστηκε από 31.716 στοιχεία. Αυτό το άθικτο, συνδεσμικό FSU μοντέλο επαληθεύτηκε συγκρίνοντας τα φορτία και τις παραμορφώσεις με προηγούμενες πειραματικές μελέτες.

Ο σχεδιασμός του κλωβού βασίστηκε στον κλωβό Syncage (Mathys Medical, Bettlach, Switzerland), αλλά δεν είχε στοιχεία όπως οι οπές και τα δόντια στις πλάκες. Έτσι, η σταθερά ελαστικότητας του υλικού του κλωβού μειώθηκε. Στοιχεία επαφής με τριβή χρησιμοποιήθηκαν στις σπονδυλικές διαρθρώσεις και στις επιφάνειες μεταξύ κλωβού και οστού. Έγιναν παραμετρικές αναλύσεις παραλλάσσοντας τις ιδιότητες του υλικού του κλωβού (τιτάνιο, PEEK), τις ιδιότητες του υλικού του γειτονικού ο-

στού (φλοιώδες, σπογγώδες, τελική πλάκα, οπίσθια στοιχεία) και τις συνθήκες φόρτισης (αμιγής συμπίεση, off-axis φόρτιση). Οι ιδιότητες του υλικού ελήφθησαν από προηγούμενες μελέτες πεπερασμένων στοιχείων. Οι ιδιότητες του υλικού του σπογγώδους οστού εμφάνισαν ποικιλία, αντιπροσωπεύοντας τις τιμές της οστικής πυκνότητας σε προηγούμενες μελέτες ΣΣ, ενώ οι ιδιότητες του υλικού του φλοιώδους οστού και των μαλακών μορίων ελήφθησαν επίσης από τη βιβλιογραφία^{4,5,9,26,27,29-31,33}. Όλα τα μοντέλα συγκρίθηκαν με το αντίστοιχο άθικτο δείγμα.

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Σε όλα τα μοντέλα, η τοποθέτηση του κλωβού αύξησε το μέγιστο von Mises stress και άλλαξε τη μεταφορά του φορτίου στις γειτονικές δομές. Για παράδειγμα, η τοποθέτηση ενός κλωβού αύξησε τα φορτία στους σπογγώδεις πυρήνες και στις τελικές πλάκες σε ποσοστό 480-870% για το σπογγώδες οστό, με σταθερά ελασικότητας της τάξης των 100 Μρα και οδήγησε σε μία αύξηση μεταξύ 180 και 360% για σταθερά ελασικότητας της τάξης των 30 Μρα. Η ποικιλία του υλικού του κλωβού είχε πολύ μικρότερη επίδραση από τις διαφορετικές ιδιότητες της υποκείμενης τελικής πλάκας και του σπογγώδους οστού. Σε όλες τις περιπτώσεις το φορτίο στο σπογγώδες οστό της περιφέρειας ήταν μικρότερο από το αντίστοιχο άθικτο μοντέλο. Όσο πυκνότερο ήταν το σπογγώδες οστό, τόσο περισσότερο το φορτίο διανεμόταν κάτωθεν του κλωβού, ενώ οι περιφερικές δομές δε δέχονταν φορτία.

ΣΥΖΗΤΗΣΗ

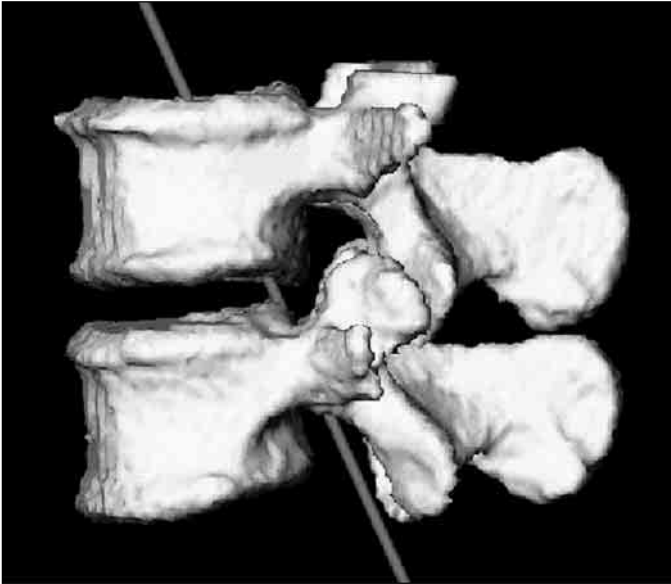
Το μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων σε αυτήν τη μελέτη στηρίχθηκε στη φυσιολογική γεωμετρία, στους συνδέσμους και στις ιδιότητες του υλικού. Ωστόσο, υπήρξαν ορισμένοι περιορισμοί. Οι ομογενείς, ισοτροπικές ιδιότητες του υλικού απλοποίησαν την πραγματική κατάσταση. Σε όλα τα μοντέλα η τοποθέτηση του κλωβού αύξησε το μέγιστο φορτίο. Η ποικιλία του υλικού του κλωβού είχε πολύ μικρότερη επίδραση από την ποικιλία των ιδιοτήτων του σπογγώδους οστού. Η μεταβολή στην κατανομή των φορτίων μπορεί να οδηγήσει σε οστική ανακατασκευή των σπονδυλικών δομών και να ερμηνεύσει τη βλάβη του υποκείμενου οστού. Τα αποτελέσματα αυτής της μελέτης ήρθαν σε συμφωνία με προηγούμενες πειραματικές μελέτες, οι οποίες δηλώνουν ότι η πυκνότητα του οστού κάτωθεν του κλωβού είναι ένας από τους σημαντικότερους παράγοντες για τον καθορισμό της συμπεριφοράς του σπονδύλου που φέρει κλωβό.

ΜΕΛΕΤΗ ΕΙΚΟΝΟΠΟΙΗΣΗΣ

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Στον αλληλοπειθαρχούμενο ερευνητικό κόσμο της εμβιομηχανικής της σπονδυλικής στήλης είναι συχνά δύσκολη η επικοινωνία μεταξύ της πολύπλοκης κινηματικής και των μοντέλων φόρτισης, έτσι ώστε κάθε σημείο της έρευνας να γίνεται αντιληπτό από όλους τους εμπλεκόμενους, π.χ. χειρουργούς, μηχανικούς, βιολόγους κ.τ.λ. Εξαιτίας της πολυπλοκότητας της σπονδυλικής στήλης, πολλοί ερευνητές φορτίζουν μία ή πολλαπλές κινητικές μονάδες (δύο σπονδυλικά σώματα, μεσοσπονδύλιος δίσκος και συνοδά μαλακά μόρια) σε διάφορες θέσεις, όπως κάμψη/ έκταση, συμπίεση και αξονική στροφή και στη συνέχεια μετρούν τα στοιχεία της κινηματικής. Μία μέθοδος παρουσίασης αυτών των αποτελεσμάτων είναι ο ελικοειδής άξονας κίνησης (HAM: helical axis of motion). Αυτός είναι ένας χρήσιμος τρόπος περιγραφής της κίνησης ενός άκαμπτου σώματος, όπως η περιστροφή περίξ και η μετακίνηση κατά μήκος ενός μοναδικού άξονα (ο ελικοειδής άξονας, καλούμενος επίσης και άξονας κοχλία). Ο HAM είναι ένα τρισδιάστατο ανάλογο του επίπεδου κέντρου περιστροφής και έχει χρησιμοποιηθεί στην περιγραφή της κινηματικής των θωρακικών²² και των οσφυϊκών^{23,24} σπονδυλικών μονάδων. Η ανάλυση HAM έχει, επίσης, εφαρμοστεί σε άλλες ανατομικές αρθρώσεις^{8,28,32,36}. Ωστόσο, υπάρχει ακόμη δυσκολία στην ερμηνεία αυτών των αποτελεσμάτων, όταν ο τρισδιάστατος HAM αντιπροσωπεύεται σε γράφημα δύο διαστάσεων. Ένας σκοπός αυτής της μελέτης ήταν η ανάπτυξη τεχνικής για την καλύτερη εικονοποίηση των τρισδιάστατων κινήσεων της ΣΣ, συμπεριλαμβανομένου του HAM. Η εφαρμογή αυτής της νέας τεχνικής αφορούσε στη μελέτη του ρόλου των σπονδυλικών διαρθρώσεων.

Ο ρόλος της γεωμετρίας των σπονδυλικών διαρθρώσεων στη μεταφορά φορτίων στην ΟΜΣΣ δεν έχει ακόμη κατανοηθεί πλήρως. Η αξονική στροφή είναι από τα πλέον σημαντικά φορτία, αφού οι σπονδυλικές διαρθρώσεις παίζουν ένα σημαντικό ρόλο στην αντοχή ροπής. Οι Ahmed και συν. υποστήριξαν ότι δεν υπάρχει συσχέτιση μεταξύ της γεωμετρίας των σπονδυλικών διαρθρώσεων και της στροφικής εμβιομηχανικής. Ωστόσο, αυτοί μελέτησαν μόνο την αξονική περιστροφή ως απάντηση στην εφαρμογή ροπής. Ο σκοπός αυτής της μελέτης ήταν η περαιτέρω διερεύνηση του ρόλου των σπονδυλικών διαρθρώσεων κατά την αξονική περιστροφή, καθορίζοντας την τρισδιάστατη κινηματική απάντηση, περιλαμβανομένης της ανάλυσης του HAM. Ένας άλλος σκοπός ήταν η ανάπτυξη μεθοδολογίας για τον υπολογισμό της επίδρασης της γεωμετρίας της σπονδυλικής διάρθρωσης στα πειραματικά αποτελέσματα, καθώς επίσης και η μελέτη του ρόλου της σπονδυλικής διάρθρωσης κα-

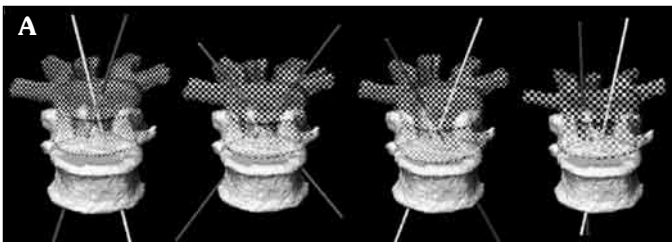


Εικόνα 8. Ανασύνθεση λειτουργικής σπονδυλικής στήλης με ελικοειδή άξονα κίνησης (HAM).

τά τη διάρκεια της αξονικής στροφής, καθορίζοντας την τρισδιάστατη κινηματική απάντηση, αλλά και την επίδραση των θέσεων κάμψης-έκτασης.

ΥΛΙΚΟ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ

Χρησιμοποιήθηκαν οκτώ δείγματα ανθρώπινων οσφυϊκών σπονδυλικών σπηλών (επίπεδα O3-O5), τα οποία διαχωρίστηκαν σε λειτουργικές σπονδυλικές μονάδες (FSU). Όλα τα μη συνδεσμικά μαλακά μέρη αφαιρέθηκαν. Τέσσερις σφαίρες αλουμινίου στερεώθηκαν με κόλλα σε κάθε σπόνδυλο, χρησιμοποιούμενες ως δείκτες. Έγινε αξονική τομογραφία των δειγμάτων με πάχος τομής 1 mm. Στη συνέχεια τα δείγματα ενσωματώθηκαν σε blocks PMMA και στερεώθηκαν σε μία μηχανή ΣΣ, ελεύθερης κίνησης (εικόνα 4). Ακολούθησαν τα ακόλουθα πρωτόκολλα φόρτισης: αμιγής αξονική στροφή χωρίς προφόρτιση, αξονική στροφή με προφόρτιση 200 N, αξονική στροφή με κάμψη ή έκταση 3 και 6 Nm, προ-



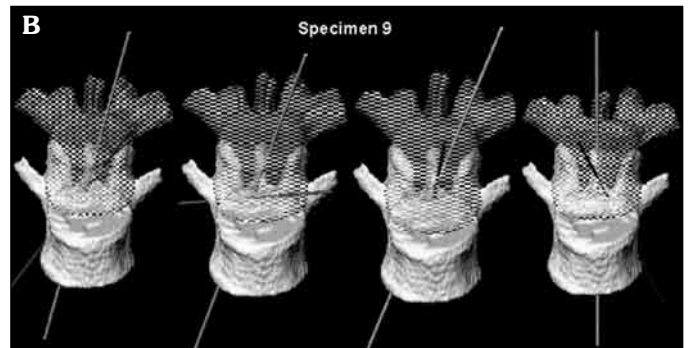
Εικόνα 9. Ο HAM σε αμφότερες τις κατευθύνσεις περιστροφής δύο δειγμάτων σε όλες τις περιπτώσεις φόρτισης. **A.** Δείγμα 6. **B.** Δείγμα 9.

καλούμενες από εκκεντροποίηση προ φόρτισης. Για κάθε test η αξονική στροφή των 12,5 Nm εφαρμόστηκε σε πέντε στάδια. Η τρισδιάστατη κίνηση του άνω σπονδύλου σε σχέση με τον κατώτερο μετρήθηκε με Optotrak σύστημα ανάλυσης κίνησης (Northern Digital, Waterloo, ON, Canada). Το εύρος της κίνησης, ο ελικοειδής άξονας και το στιγμιαίο κέντρο περιστροφής υπολογίστηκαν για κάθε τύπο φόρτισης και στη συνέχεια κινηματογραφήθηκαν με τη χρήση παραγγελθέντος software. Οι σπόνδυλοι διαχωρίστηκαν, ανασυντέθηκαν από τις αξονικές τομογραφίες και το μοντέλο της αξονικής τομογραφίας αντιπαρατέθηκε με τα δείγματα μέσω της ψηφιοποίησης των σφαιρών αλουμινίου, με τη χρήση ενός χωρικού δείκτη τριών διαστάσεων.

Κινηματογράφηση των κινηματικών δεδομένων, περιλαμβανομένης της απεικόνισης των ελικοειδών αξόνων κίνησης (εικόνα 8), κατέστησε εφικτή την οπτικοποίηση της ζευγαρωτής κίνησης κατά τη διάρκεια της εφαρμογής ροπής. Η γεωμετρία των σπονδυλικών διαρθρώσεων κάθε δείγματος μελετήθηκε για συσχετίσεις με τη συμπεριφορά κίνησης της FSU.

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Η αξονική περιστροφή μειώθηκε 0,5 βαθμούς κατά μέσο όρο, όταν εφαρμόστηκε προφόρτιση. Η εφαρμογή επιπλέον κάμψης μείωσε το εύρος κίνησης 0,4 βαθμούς κατά μέσο όρο σε σχέση με την εφαρμογή προφόρτισης. Η εφαρμογή έκτασης στα δείγματα οδήγησε σε μείωση της κίνησης 1,1 βαθμούς κατά μέσο όρο. Αν και στην πλειονότητα των δειγμάτων η τομή του ελικοειδούς άξονα με το σπονδυλικό σώμα βρισκόταν στο οπίσθιο τμήμα αυτού, δεν υπήρξε σαφές πρότυπο για τις διάφορες περιπτώσεις φόρτισης (εικόνα 9). Στη πλειονότητα των δειγμάτων οι ελικοειδείς άξονες δεν μεταβλήθηκαν μεταξύ των περιπτώσεων χωρίς προφόρτιση και με προφόρτιση. Στην εφαρμογή φορτίου σε έκταση δεν υπήρξε σημαντική σύνδεση της πλάγιας κάμψης με την περιστροφή, ενώ σύνδεση μπορούσε να διαφανεί σε περιπτώσεις κάμψης. Το μέσο κέντρο περιστροφής μετακι-



νήθηκε οπισθίως σε έκταση. Τα δείγματα με επιπεδωμένες τις επιφάνειες των σπονδυλικών διαρθρώσεων εμφάνιζαν μεγαλύτερο εύρος κινήσεων.

ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Αυτή η μελέτη έδειξε ότι οι σπονδυλικές διαρθρώσεις παίζουν σημαντικό ρόλο στη συνολική κινηματική της ΣΣ. Καθώς τα δείγματα αρχίζουν να κάμπτονται, οι αρθρικές επιφάνειες των σπονδυλικών διαρθρώσεων δε συμπιέζονται. Ως εκ τούτου, διαπιστώθηκε αυξημένη περιστροφή κατά τη διάρκεια της κάμψης, σε σύγκριση με την κατάσταση προφόρτισης. Στη συνέχεια, το εύρος της κίνησης μειώθηκε, καθώς η κάμψη αυξήθηκε. Αντιθέτως, κατά τη διάρκεια της έκτασης, οι αρθρικές επιφάνειες των σπονδυλικών διαρθρώσεων συμπιέζονται σε όλη τη φάση της φόρτισης, πράγμα το οποίο μειώνει το συστροφικό εύρος κίνησης. Οι συμπιεζόμενες αρθρικές επιφάνειες περιορίζουν, επίσης, την κίνηση, έτσι ώστε να διαπιστώνονται λίγες συνδεόμενες κινήσεις, άλλες εκτός της περιστροφής. Ενώ τα δεδομένα του εύρους κίνησης ήταν σαφώς σταθερά, οι ελικοειδείς άξονες κίνησης εμφάνιζαν ποικιλία και μη σαφές πρότυπο. Οι διαφορές στα αποτελέσματα θα μπορούσαν να ερμηνευτούν από τη διαφορετική γεωμετρία των αρθρικών επιφανειών. Παρ' όλα αυτά, ήταν πολύ λίγα τα δείγματα τα οποία εμφάνισαν στατιστική σημαντικότητα. Η ανασύνθεση των δειγμάτων και η κινηματογράφηση των μηχανικών tests εμφανίζουν πολλά πλεονεκτήματα. Η ανασύνθεση των αξονικών τομογραφιών δίνει τη δυνατότητα οπτικοποίησης της τρισδιάστατης γεωμετρίας των αρθρικών επιφανειών. Η κινηματογράφηση των κινήσεων κατά τη διάρκεια των συστροφικών tests επέτρεψε τον εύκολο καθορισμό των συνδεόμενων κινήσεων και την επαφή των αρθρώσεων κατά την εφαρμογή των ροπών.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σε αυτό το άρθρο αναφέρονται περιληπτικά τα εν εξελίξει πρωτόκολλα έρευνας της ΣΣ στο Ινστιτούτο Εμβιομηχανικής Muller του Πανεπιστημίου της Βέρνης. Η τρέχουσα έρευνα περιλαμβάνει τεχνικές οι οποίες χρησιμοποιούν τα πλεονεκτήματα του λογισμικού CAS (Computed Aided Surgery). Το μεγαλύτερο πλεονέκτημα του CAS είναι η δυνατότητα οπτικοποίησης της τρισδιάστατης γεωμετρίας της ΣΣ. Πραγματοποιείται, επίσης, κινηματογράφηση των in vitro εμβιομηχανικών tests, με σκοπό την κατανόηση της πολύπλοκης κινηματικής της ΣΣ και των εννοιών της φόρτισης και των εξ αυτής παραμορφώσεων της ΣΣ.

Ένα άλλο πλεονέκτημα του λογισμικού CAS είναι η δυνατότητα τοποθέτησης της ανασυντεθείσας ΣΣ σε ο-

ποιοδήποτε επιθυμητό επίπεδο και η λήψη μετρήσεων ακριβείας. Όταν διενεργούνται εμβιομηχανικά tests στη ΣΣ, τα αποτελέσματα μπορεί να εμφανίζουν διαφορές λόγω της γεωμετρίας των δειγμάτων. Ο συσχετισμός των αποτελεσμάτων των εμβιομηχανικών tests με τη γεωμετρία εκάστου δείγματος είναι χρήσιμος. Τέλος, η χρησιμοποίηση του CAS κατά την τοποθέτηση των υλικών στα πωματικά δείγματα για τις in vitro μελέτες εξαλείφει τη μεταβλητότητα της τοποθέτησης υλικών, πράγμα το οποίο βελτιώνει τη σημαντικότητα της μελέτης.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Borenstein DG. Epidemiology, etiology, diagnostic evaluation, and treatment of low back pain. *Current Opinion in Rheumatology* 1997, 9:144.
2. Boucher HH. Method of spinal fusion [classical article]. *Clin Orthop* 1997:4.
3. Brantigan JW, Steffee AD. A carbon fiber implant to aid interbody lumbar fusion. Two-year clinical results in the first 26 patients. *Spine* 1993, 18:2106.
4. Goel VK, Ramirez SA, Kong W, Gilbertson LG. Cancellous bone Young's modulus variation within the vertebral body of a ligamentous lumbar spine--application of bone adaptive remodeling concepts. *J Biomech Eng* 1995, 117:266.
5. Grosland NM, Goel VK, Grobler LJ. Comparative biomechanical investigation of multiple interbody fusion cages: a finite element analysis. 45th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, 1-4 Feb. 1999, Anaheim, California, USA. (GENERIC) Ref Type: Conference Proceeding.
6. Halvorson TL, Kelley LA, Thomas KA, Whitecloud TS, Cook SD. Effects of bone mineral density on pedicle screw fixation. *Spine* 1994, 19:2415.
7. Kwok AW, Finkelstein JA, Woodside T, Hearn TC, Hu RW. Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screws in cadaveric bone. *Spine* 1996, 21:2429.
8. Leardini A, O'Connor JJ, Catani F, Giannini S. Kinematics of the human ankle complex in passive flexion; a single degree of freedom system. *J Biomech* 1999, 32:111.
9. Lu M, Hutton WC. Do bending, twisting, and diurnal fluid changes in the disc affect the propensity to prolapse? A viscoelastic finite element model. *Spine* 1996, 21:2570.
10. Lund T, Oxland TR, Jost B, Cripton P, Grassman S, Etter C, Nolte LP. Interbody cage stabilization in the lumbar spine: a biomechanical evaluation of cage design, posterior instrumentation and bone density. *J Bone Joint Surg* 1998, 80B:351.
11. Lund T, Oxland TR, Jost B, Cripton P, Grassmann S, Etter C, Nolte LP. Interbody cage stabilization in the lumbar spine: biomechanical evaluation of cage design, posterior instrumentation and bone density. *J Bone Joint Surg Br* 1998, 80:351.
12. McAfee PC, Cunningham BW, Lee GA, Orbegoso CM, Haggerty CJ, Fedder IL, Griffith SL. Revision strategies for salvaging or improving failed cylindrical cages. *Spine* 1999, 24:2147.
13. McLain R, Kambic H, Valdevit A, Abshire B. Pullout test evaluation of fully inserted and backed-out cylindrical and conical pedicle screws. *Trans Orthop Res Soc* 1999, 24:993.

14. Nachemson AL. Newest knowledge of low back pain: A critical look. *Clinical Orthopedics* 1992, 279:8.
15. Nydegger T, Oxland TR, Hoffer Z, Nolte LP. Comparative biomechanical investigation of anterior lumbar interbody cages: anterior and lateral insertion. 1998, 97. Brussels, Belgium. 25th Annual Meeting of the International Society for Study of the Lumbar Spine. (GENERIC) Ref Type: Conference Proceeding.
16. Ono A, Brown MD, Latta LL, Milne EL, Holmes DC. Triangulated Pedicle Screw Construct Technique and Pull' Out Strength of Conical and Cylindrical Screws. *Trans Orthop Res Soc* 1999, 24:998.
17. Oxland TR, Hoffer Z, Cripton P, Sherman J, Nolte LP. Compressive preload affects the three-dimensional flexibility of lumbar interbody cages. 1998. Brussels, Belgium. 25th Annual Meeting of the International Society for the Study for the Lumbar Spine. (GENERIC) Ref Type: Conference Proceeding.
18. Oxland TR, Hoffer Z, Nydegger T, Rathonyi GC, Nolte LP. Comparative biomechanical investigation of anterior lumbar interbody cages: central and bilateral insertion. *Biomechanics Symposium* 1998, 23:251.
19. Oxland TR, Hoffer Z, Nydegger T, Rathonyi GC, Nolte LP. A comparative biomechanical investigation of anterior lumbar interbody cages: central and bilateral approaches. *J Bone Joint Surg Am* 2000, 82(3):383-393, 82:383.
20. Oxland TR, Lund T. Biomechanics of stand-alone cages and cages in combination with posterior fixation: a literature review. *Eur Spine J* 2000, 9:S95-101.
21. Oxland TR, Lund T, Jost B, Cripton P, Lippuner K, Jaeger P, Nolte LP. The relative importance of vertebral bone density and disc degeneration in spinal flexibility and interbody implant performance: An in vitro study. *Spine* 1996, 21:2558.
22. Oxland TR, Panjabi MM, Lin RM. Axes of motion of thoracolumbar burst fractures. *J Spinal Disord* 1994, 7:130.
23. Panjabi MM, Krag MH, Goel VK. A technique for measurement and description of three-dimensional six degree-of-freedom motion of a body joint with an application to the human spine. *J Biomech* 1981, 14:447.
24. Panjabi MM, Yamamoto I, Oxland TR, Crisco JJ. Helical Axes of motion change with lumbar vertebral level. 1991:637. Anaheim, March 4-7, 37th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society. (GENERIC) Ref Type: Conference Proceeding.
25. Rathonyi GC, Oxland TR, Gerich U, Grassmann S, Nolte LP. The role of supplemental translaminar screws in anterior lumbar interbody fixation: a biomechanical study. *Eur Spine J* 1998, 7:400.
26. Sharma M, Langrana NA, Rodriguez J. Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability. *Spine* 1995, 20:887.
27. Sharma M, Langrana NA, Rodriguez J. Modeling of facet articulation as a nonlinear moving contact problem: sensitivity study on lumbar facet response. *J Biomech Eng* 1998, 120:118.
28. Shiavi R, Limbird T, Frazer M, Stivers K, Strauss A, Abramovitz J. Helical motion analysis of the knee-I. methodology for studying kinematics during locomotion. *J Biomech* 1987, 20:459.
29. Shirazi-Adl A. Nonlinear stress analysis of the whole lumbar spine in torsion - mechanics of facet articulation. *J Biomech* 1994, 27:289.
30. Shirazi-Adl A, Shrivastava SC, Ahmed AM, Suresh C. Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression. A three-dimensional nonlinear finite element study. *Spine* 1984, 9:120.
31. Silva MJ, Gibson LJ. Modeling the mechanical behavior of vertebral trabecular bone: effects of age-related changes in microstructure. *Bone* 1997, 21:191.
32. Small CF, Bryant JT, Pichora DR. Rationalization of kinematic descriptors for three-dimensional hand and finger motion. *J Biomed Eng* 1992, 14:133.
33. Smit TH, Odgaard A, Schneider E. Structure and function of vertebral trabecular bone. *Spine* 1997, 22:2823.
34. Tullberg T. Failure of a carbon fiber implant. A case report. *Spine* 1998, 23:1804.
35. Volkman T, Horton WC, Hutton WC. Transfacet screws with lumbar interbody reconstruction: biomechanical study of motion segment stiffness. *J Spinal Disord* 1996, 9:425.
36. Woltring HJ, Huiskes R, De Lange A, Veldpaus FE. Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics. *J Biomech* 1985, 18:379.