



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ**

ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΟΣ ΤΟΜΕΑΣ

ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗ ΚΛΙΝΙΚΗ

ΔΙΕΥΘΥΝΤΗΣ : ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΠΑΝΑΓΙΩΤΗΣ Ν. ΣΟΥΚΑΚΟΣ

**ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΜΕΛΕΤΗΣ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ
ΤΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΣΠΟΝΔΥΛΟΔΕΣΙΑΣ DORSAL DYNAMIC
SYSTEM (D.D.S.), ΣΕ ΔΥΝΑΜΕΙΣ ΣΤΡΕΨΗΣ,
ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΣΥΜΠΙΕΣΗΣ, ΚΑΜΨΗΣ ΚΑΙ ΣΥΝΔΥΑΣΜΟΥ
ΑΥΤΩΝ ΣΥΓΚΡΙΤΙΚΑ ΜΕ ΤΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΣΠΟΝΔΥΛΟΔΕΣΙΑΣ
TEXAS SCOTTISH RIGHT HOSPITAL (T.S.R.H.)**

**ΑΝΔΡΕΑΣ Γ. ΜΠΑΪΚΟΥΣΗΣ
ΙΑΤΡΟΣ – ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΟΣ**

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΙΩΑΝΝΙΝΑ 2001



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ**

ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΟΣ ΤΟΜΕΑΣ

ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗ ΚΛΙΝΙΚΗ

ΔΙΕΥΘΥΝΤΗΣ : ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΠΑΝΑΓΙΩΤΗΣ Ν. ΣΟΥΚΑΚΟΣ

**ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΜΕΛΕΤΗΣ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ
ΤΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΣΠΟΝΔΥΛΟΔΕΣΙΑΣ DORSAL DYNAMIC
SYSTEM (D.D.S.), ΣΕ ΔΥΝΑΜΕΙΣ ΣΤΡΕΨΗΣ,
ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΣΥΜΠΙΕΣΗΣ, ΚΑΜΨΗΣ ΚΑΙ ΣΥΝΔΥΑΣΜΟΥ
ΑΥΤΩΝ ΣΥΓΚΡΙΤΙΚΑ ΜΕ ΤΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΣΠΟΝΔΥΛΟΔΕΣΙΑΣ
TEXAS SCOTTISH RIGHT HOSPITAL (T.S.R.H.)**

**ΑΝΔΡΕΑΣ Γ. ΜΠΑΪΚΟΥΣΗΣ
ΙΑΤΡΟΣ – ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΟΣ**

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΙΩΑΝΝΙΝΑ 2001



ΕΠΙΧΕΙΡΗΣΙΑΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΔΡΑΣΗΣ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΔΡΑΣΗΣ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΔΡΑΣΗΣ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΔΡΑΣΗΣ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΔΡΑΣΗΣ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΔΡΑΣΗΣ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΔΡΑΣΗΣ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΔΡΑΣΗΣ

8/2002

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΔΡΑΣΗΣ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΔΡΑΣΗΣ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΔΡΑΣΗΣ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΔΡΑΣΗΣ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΔΡΑΣΗΣ



ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΔΡΑΣΗΣ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΔΡΑΣΗΣ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΔΡΑΣΗΣ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΔΡΑΣΗΣ



**« Η έγκριση της διδακτορικής διατριβής από την Ιατρική Σχολή του
Πανεπιστημίου Ιωαννίνων δεν υποδηλώνει αποδοχή των γνώμων του
συγγραφέα ». Ν. 5343, άρθρο 202, παράγραφος 2.**



Τριμελής Συμβουλευτική Επιτροπή

1. Παναγιώτης Ν. Σουκάκος, Καθηγητής Ορθοπαιδικής, **επιβλέπων.**
2. Θεόδωρος Ξενάκης, Καθηγητής Ορθοπαιδικής, μέλος
3. Αλέξανδρος Μπερής, Καθηγητής Ορθοπαιδικής, μέλος



Επταμελής Εξεταστική Επιτροπή

1. Παναγιώτης Ν. Σουκάκος, Καθηγητής Ορθοπαιδικής, *επιβλέπων*.
2. Θεόδωρος Ξενάκης, Καθηγητής Ορθοπαιδικής, μέλος
3. Αλέξανδρος Μπερής, Καθηγητής Ορθοπαιδικής, μέλος
4. Χρήστος Μασσαλάς, Καθηγητής Επιστήμης και Τεχνολογίας Υλικών, μέλος.
5. Δημήτριος Γλάρος, Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής, μέλος.
6. Αναστάσιος Γεωργούλης, Αναπληρωτής Καθηγητής Ορθοπαιδικής, μέλος.
7. Δημήτριος Ασημακόπουλος, Αναπληρωτής Καθηγητής Ωτορινολαρυγγολογίας, μέλος.



Στους δασκάλους μου



ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Τις τελευταίες δύο - τρεις δεκαετίες η χειρουργική της σπονδυλικής στήλης έχει αλλάξει δραματικά. Οι αλλαγές αυτές αντανακλούν όχι μόνο τις εξελίξεις στην διαγνωστική των παθήσεων της σπονδυλικής στήλης και στην αναισθησιολογία, αλλά και στις νέες τεχνικές σπονδυλοδεσίας, οι οποίες πολλές φορές συμπληρώνονται με τη χρήση μεταλλικών εμφυτευμάτων. Η σταθεροποίηση της σπονδυλικής στήλης και η διόρθωση των παραμορφώσεων της με τη χρήση μεταλλικών εμφυτευμάτων προϋποθέτει ότι ο χειρουργός έχει κατανοήσει την εμβιομηχανική τόσο της υγιούς όσο και της πάσχουσας σπονδυλικής στήλης.

Στις περισσότερες περιπτώσεις θραύσης ή ανεπάρκειας των υλικών της σπονδυλοδεσίας, φαίνεται πως δεν είναι πραγματική ανεπάρκεια του εμφυτεύματος, αλλά λάθος επιλογή του εμφυτεύματος από το χειρουργό για τον συγκεκριμένο ασθενή. Είναι δηλαδή λάθος εκτίμησης από το γιατρό των πραγματικών δυνάμεων που καλείται να εξουδετερώσει το συγκεκριμένο εμφύτευμα σε σχέση με τις πραγματικές αντοχές του.

Σκοπός της σταθεροποίησης της σπονδυλικής στήλης είναι να αποκαταστήσει και να διατηρήσει μια μη παθολογική σχέση ανάμεσα στα νευρικά στοιχεία και τα οστικά και μαλακά μέρη που τα



περιβάλλον. Τα παραπάνω θα πρέπει φυσικά να γίνουν σε εμβιομηχανικά ευνοϊκό περιβάλλον.

Η γνώμη της ερευνητικής ομάδας είναι πως η εργασία αυτή προσφέρει σημαντική βοήθεια στον γιατρό που έρχεται αντιμέτωπος με το δίλημμα : Ποιο σύστημα οπίσθιας σπονδυλοδεσίας να επιλέξει για τον συγκεκριμένο ασθενή ;

Θα πρέπει να επιλέξει κάποιο που γνωρίζει την σταθερότητά του και την αντοχή του ή κάποιο περισσότερο φιλικό προς τον ανθρώπινο σώμα το οποίο πλεονεκτεί και στην μετεγχειρητική απεικονιστική της σπονδυλικής στήλης ; Πως μπορεί το δεύτερο να γίνει εμβιομηχανικά ισοδύναμο με το πρώτο ;

Η εργασία αποτελείται από το Γενικό Μέρος όπου περιλαμβάνονται : στοιχεία της ανατομικής της σπονδυλικής στήλης, του σπονδυλικού σώματος, των σπονδυλικών αποφύσεων και του μεσοσπονδυλίου δίσκου. Τα στοιχεία αυτά αποτελούν απαραίτητες γνώσεις κάθε χειρουργού της σπονδυλικής στήλης, για την ασφαλή προσπέλαση και λύση των προβλημάτων της. Είναι απαραίτητες αυτές οι γνώσεις για την ασφαλή τοποθέτηση των μεταλλικών εμφυτευμάτων. Στο γενικό μέρος, επίσης, περιλαμβάνονται βασικές αρχές της φυσικής – κινηματικής, στοιχεία για τα υλικά τα οποία χρησιμοποιούνται στην κατασκευή σπονδυλικών εμφυτευμάτων. Τέλος περιλαμβάνονται



χαρακτηριστικά της επιφανείας των εμφυτευμάτων αυτών καθώς και του τρόπου σύνδεσης – συναρμολόγησης κάθε συστήματος σπονδυλοδεσίας.

Στο Έιδικό Μέρος παρουσιάζονται : ο σκοπός της μελέτης, το υλικό και οι μέθοδοι που χρησιμοποιήθηκαν για την πραγματοποίησή της, τα αποτελέσματα και η στατιστική τους ανάλυση, η συζήτηση και τα συμπεράσματα.

Από τη θέση αυτή θέλω να ευχαριστήσω όλους όσους συνέβαλαν στην εκπόνηση της εργασίας αυτής.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά την επικ. καθηγήτρια του Εργαστηρίου Εμβιομηχανικής του τμήματος Μηχανολόγων και Αεροναυπηγών Μηχανικών του Πανεπιστημίου Πατρών, κ. **Δέσποινα Δεληγιάννη**. Ο σχεδιασμός της μελέτης, η καθοδήγησή της σε όλα τα στάδια της μελέτης, η κατασκευή των ιδιοσυσκευών για τα πειράματα η διεξαγωγή των πειραμάτων αλλά και η στατιστική ανάλυση των μετρήσεων και πρακτική εκτίμηση των αποτελεσμάτων είναι τομείς στους οποίους η συμβολή της ήταν ανεκτίμητη και η συμμετοχή της εντελώς απαραίτητη τόσο για την έναρξη όσο και για την αποπεράτωση αυτής της μελέτης.

Θερμά, θέλω να ευχαριστήσω τον δάσκαλό μου κ. **Παναγιώτη Κόροβέση** που μου προσέφερε το υλικό και τις πολύτιμες συμβουλές του για την πραγματοποίηση αυτής της μελέτης, καθώς και την



ακαταπόνητη συνδρομή του στην εν γένει επιστημονική μου σταδιοδρομία.

Βαθύτατα, θέλω να ευχαριστήσω τον Καθηγητή της Ορθοπαιδικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων κ. **Παναγιώτη Ν. Σουκάκο**, για την ανάθεση του θέματος αυτής της μελέτης, την επίβλεψη και την παροχή κάθε βοήθειας για τη συγγραφή της

Τον Καθηγητή Ορθοπαιδικής κ. **Θεόδωρο Ξενάκη**, ευχαριστώ ιδιαίτερα για τη βοήθεια και τη συμμετοχή του στην τριμελή συμβουλευτική και επταμελή εξεταστική επιτροπή

Τον Καθηγητή Ορθοπαιδικής κ. **Αλέξανδρο Μπερή**, ευχαριστώ ιδιαίτερα για τη βοήθεια και τη συμμετοχή του στην τριμελή συμβουλευτική και επταμελή εξεταστική επιτροπή.

Τον Καθηγητή Επιστήμης και Τεχνολογίας υλικών κ. **Χρήστο Μασσαλά**, ευχαριστώ για τη συμμετοχή του στην επταμελή εξεταστική επιτροπή.

Τον Καθηγητή της Ιατρικής Φυσικής κ. **Δημήτριο Γλάρο**, ευχαριστώ για τη συμμετοχή του στην επταμελή εξεταστική επιτροπή.

Τον Αναπληρωτή Καθηγητή Ορθοπαιδικής κ. **Αναστάσιο Γεωργούλη**, ευχαριστώ για τη συμμετοχή του στην επταμελή εξεταστική επιτροπή.



Τον Αναπληρωτή Καθηγητή της Ωτορινολαρυγγολογίας κ.
Δημήτριο Ασημακόπουλο, ευχαριστώ για τη συμμετοχή του στην
επτάμελή εξεταστική επιτροπή.



ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ**A. ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ**

Σελίδα

I. Στοιχεία Ανατομίας	
I. α) Το σπονδυλικό σώμα.....	23
I.β) Ο μεσοσπονδύλιος δίσκος.....	25
I.γ) Οι μικρές αρθρώσεις.....	26
I.δ) Ο μυελικός σωλήνας.....	28
I.ε) Ο σπονδυλικός αυχένας.....	30
II. Αρχές φυσικής - κινηματικής.....	35
III. Ζεύγη δυνάμεων.....	37
IV. Σταθερή και ασταθής σπονδυλική στήλη.....	38
V. Ιατρογενής αστάθεια της σπονδυλικής στήλης.....	40
VI. Μέταλλα.....	42
VII. Επιφάνειες επαφής μεταξύ των τμημάτων ενός συστήματος σπονδυλοδεσίας.....	44
VIII. Η σημασία της τραχύτητας της επιφάνειας των εμφυτευμάτων.....	46
IX. Εγκάρσια συνδετική ράβδος.....	48
X. Η σημασία της ελαστικότητας - ακαμψίας των σπονδυλικών ενφυτευμάτων.....	50
Βιβλιογραφία.....	53

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

Περίληψη.....	59
Εισαγωγή.....	60
Υλικό - Μέθοδος.....	63
Αποτέλεσμα.....	79
Συζήτηση.....	82
Πρακτική σημασία των αποτελεσμάτων.....	97
Summary.....	100
Βιβλιογραφία.....	103



ΜΕΡΟΣ Α΄

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ



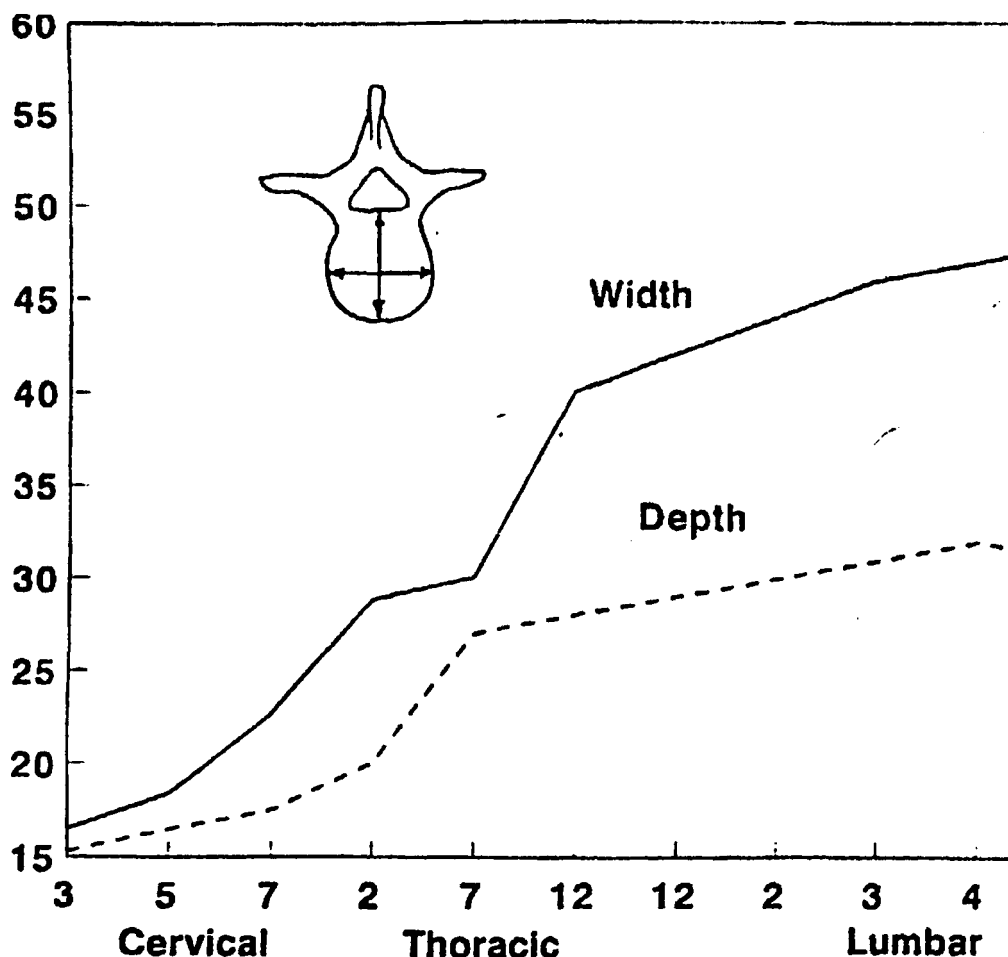
I. Στοιχεία Ανατομίας

Η σπονδυλική στήλη αποτελείται από τα σπονδυλικά σώματα και τους μεσοσπονδύλιους δίσκους. Οι αυχένες των σπονδύλων συνδέουν τα πρόσθια με τα οπίσθια στοιχεία του σπονδύλου, ενώ το πέταλο παρέχει στέγη στον νωτιαίο σωλήνα. Δια μέσου αυτών των στοιχείων μεταφέρεται το μεγαλύτερο μέρος της αξονικής φόρτισης. Οι μικρές αρθρώσεις ελέγχουν τη στροφή, την κάμψη την έκταση, την πλάγια κλίση και την ολίσθηση των σπονδύλων. Οι μύες και οι σύνδεσμοι βοηθούν και ελέγχουν τις κινήσεις αλλά συμμετέχουν και στην αξονική στήριξη της σπονδυλικής στήλης.

I. α) Το Σπονδυλικό Σώμα.

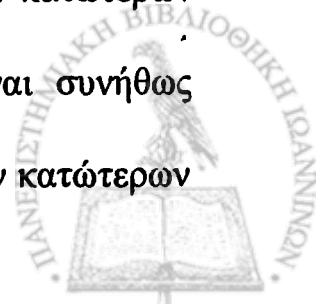


Η προσθιοπίσθια και η πλάγια διάμετρος του σπονδυλικού σώματος αυξάνει κατά τη μετάβαση από την αυχενική προς την οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης.(Εικ. 1)

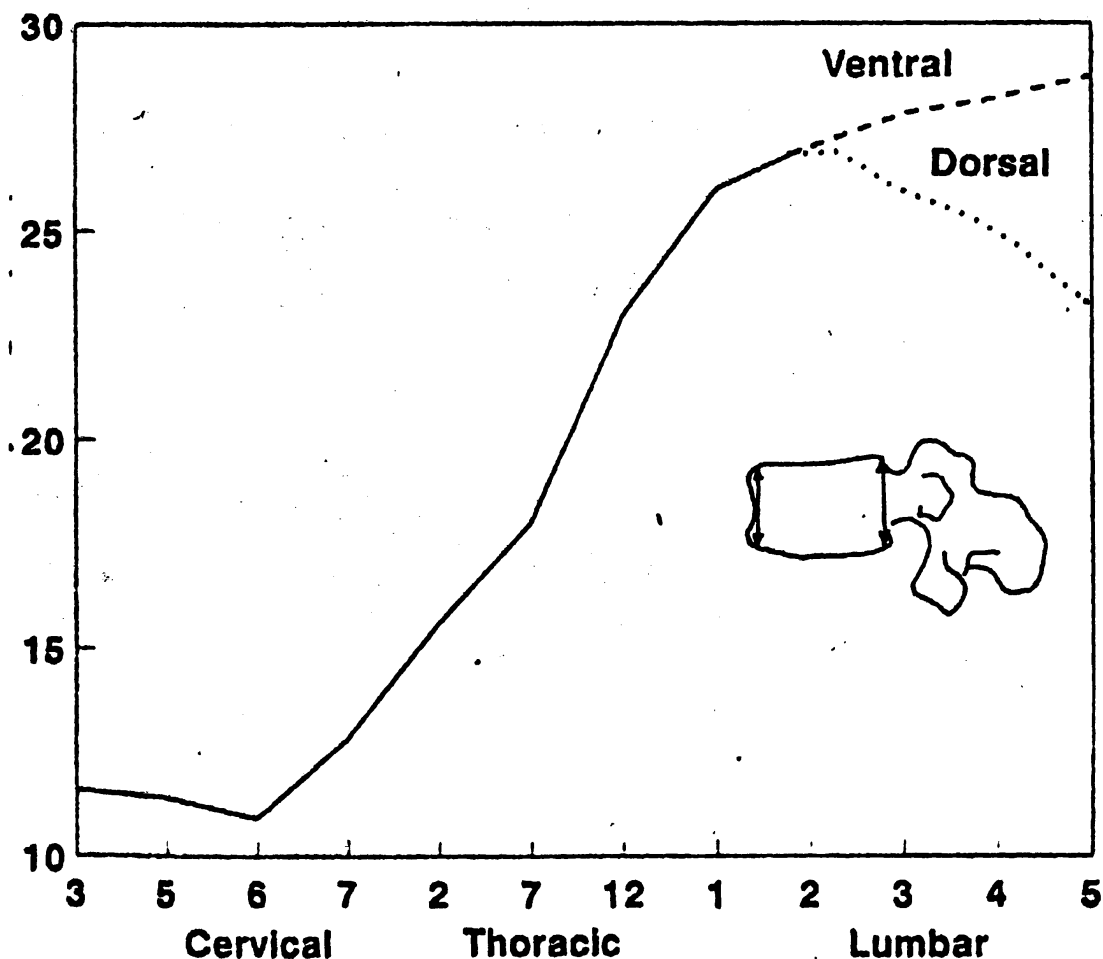


Εικόνα 1 : Οι μεταβολές της προσθιοπίσθιας και πλάγιας διάστασης του σπονδυλικού σώματος ανάλογα με την μοίρα της σπονδυλικής στήλης. (Από Benzel EC: Biomechanics of Spine Stabilization. Mc Graw-Hill, Inc).

Το ίδιο συμβαίνει και με το ύψος του σπονδυλικού σώματος, με εξαίρεση το ύψος του 6^{ου} Αυχενικού σπονδύλου (A6) και το ύψος των κατώτερων οσφυϊκών σπονδύλων. (Εικ. 2) Το ύψος του A6 είναι συνήθως μικρότερο από το ύψος του A5 και του A7, ενώ το ύψος των κατώτερων



οσφυϊκών σπονδύλων είναι μικρότερο από αυτό του 2^{ου} Οσφυϊκού (O2) σπονδύλου. Οι αλλαγές του μεγέθους των σπονδύλων δείχνουν τις φορτίσεις που κάθε περιοχή δέχεται και αυξάνουν την ικανότητα αντοχής των σπονδυλικών σωμάτων σε αυτές. Το σχήμα του σπονδυλικού σώματος επίσης διαφέρει από περιοχή σε περιοχή αλλά γενικά είναι κυλινδρικό ενώ η ραχιαία επιφάνεια, αυτή που συμμετέχει στο σχηματισμό του νωτιαίου σωλήνα είναι κοίλη.



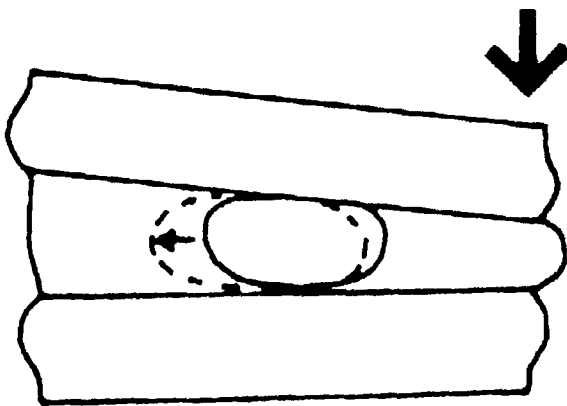
Εικόνα 2 : Οι μεταβολές του ύψους του σπονδυλικού σώματος ανάλογα με την μοίρα της σπονδυλικής στήλης. (Από Benzel EC: Biomechanics of Spine Stabilization. Mc Graw-Hill, Inc).

I. β) Ο μεσοσπονδύλιος δίσκος



Ο μεσοσπονδύλιος δίσκος, παρεμβάλλεται μεταξύ δύο παρακείμενων σπονδυλικών σωμάτων και αποτελείται από τον ηκτοειδή πυρήνα στο κέντρο και τον ιώδη δακτύλιο στην περιφέρεια. Ο μεσοσπονδύλιος δίσκος παρέχει στήριξη, απορρόφηση κραδασμών και έλεγχο της κίνησης των σπονδύλων. Κατά την έκκεντρη φόρτιση της σπονδυλικής στήλης ο ιώδης δακτύλιος προβάλλει στην αντίθετη πλευρά από εκείνη που προβάλλει ο ηκτοειδής πυρήνας. Ο ιώδης δακτύλιος προβάλλει προς την κοίλη, ενώ ο ηκτοειδής πυρήνας προς την κυρτή πλευρά. Έτσι στην κάμψη της σπονδυλικής στήλης ο ιώδης δακτύλιος προβάλλει εμπρός ενώ ο πυρήνας τείνει προς τον νωτιαίο σωλήνα.

(Εικ. 3)



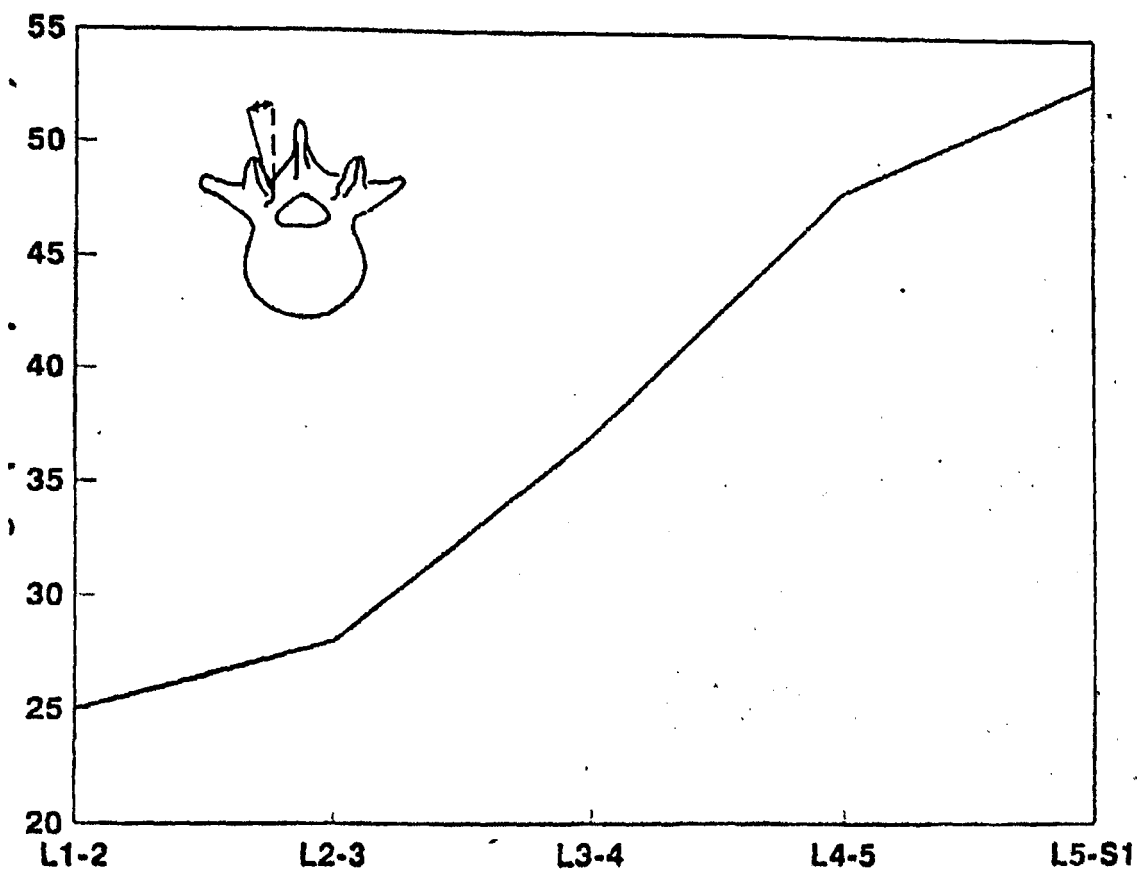
Εικόνα 3 : Στην έκκεντρη φόρτιση του μεσοσπονδύλιου δίσκου ο ηκτοειδής πυρήνας τείνει να κινηθεί προς την αντίθετη κατεύθυνση. (Από Benzel EC: Biomechanics of Spine Stabilization. Mc Graw-Hill, Inc).

I. γ) Οι Μικρές Αρθρώσεις.



Οι μικρές αρθρώσεις δεν συμμετέχουν στην αξονική φόρτιση της σπονδυλικής στήλης παρά μόνο σε θέση έκτασης. Είναι αποφυσιακές αρθρώσεις, οι οποίες έχουν αρθρικό υμένα και περιβάλλονται από χαλαρό αρθρικό θύλακο. Ο προσανατολισμός των μικρών αρθρώσεων ως προς το οβελιαίο επίπεδο μεταβάλλεται καθώς μεταβαίνουμε από την αυχενική στην οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης. Η γωνία της αρθρικής σχισμής σε σχέση με το οβελιαίο επίπεδο αυξάνει καθώς μεταβαίνουμε από τον Ο1 προς τον Ο5 (Εικ. 4). Οι σπόνδυλοι από τον Α3 έως τον Α7 μπορούν να περιστραφούν γύρω από τις μικρές αρθρώσεις. Οι αρθρικές επιφάνειες των μικρών αρθρώσεων από τον Α3 έως τον Α7 μπορεί να γίνουν στιγμιαίοι άξονες στροφής. Λόγω του μετωπιαίου τους προσανατολισμού οι μικρές αρθρώσεις της αυχενικής μοίρας, δεν προκαλούν σημαντικό περιορισμό στις κινήσεις κάμψης, έκτασης, πλάγιας κάμψης και στροφής, κινήσεις πολύ σημαντικές για αυτή την περιοχή της σπονδυλικής στήλης.





Εικόνα 4 : Οι μεταβολές του προσανατολισμού των μικρών αρθρώσεων στην οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης. (Από Benzel EC: Biomechanics of Spine Stabilization. Mc Graw-Hill, Inc).

Στην οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης οι μικρές αρθρώσεις λόγω του οβελιαίου προσανατολισμού τους, δεν περιορίζουν σημαντικά την κάμψη, ενώ αντίθετα περιορίζουν τη στροφή. Ο μετωπιαίος προσανατολισμός των μικρών αρθρώσεων στην οσφυοειρά μοίρα της σπονδυλικής στήλης δικαιολογεί τη μικρή συχνότητα υπεξαρθημάτων στην περιοχή αυτή.

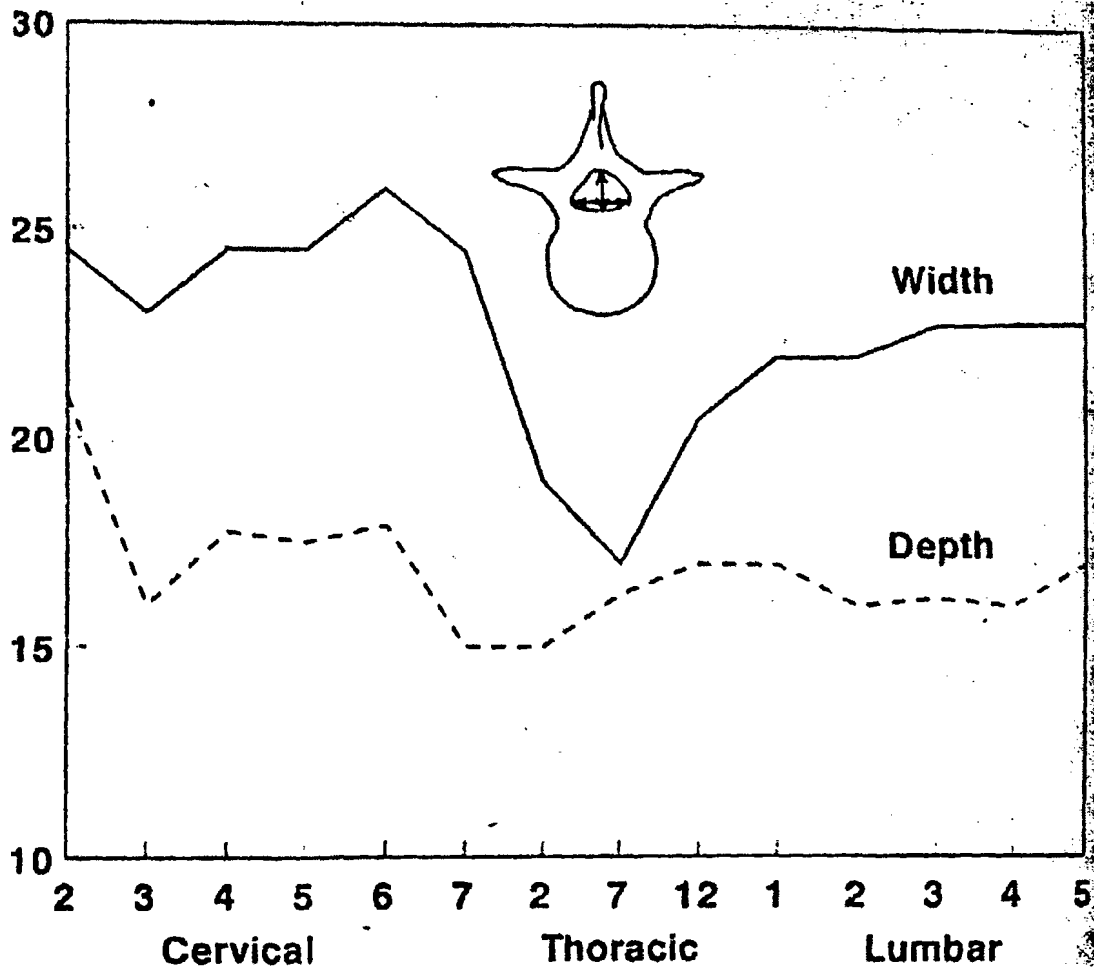
Ι. δ) Ο Μυελικός Σωλήνας



Το σπονδυλικό τόξο παρέχει προστασία στο μηνιγγικό σάκο και το περιεχόμενό του. Επίσης παρέχει βάση στήριξης για τις σπονδυλικές αποφύσεις, εγκάρσιες και ακανθώδεις, οι οποίες με τη σειρά τους αποτελούν σημεία πρόσφυσης μυών και συνδέσμων. Οι παρασπονδυλικοί μύες καταφύονται στις σπονδυλικές αποφύσεις και κινούν τη σπονδυλική στήλη. Οι διαστάσεις του μυελικού σωλήνα είναι τέτοιες, ώστε ο επισκληρίδιος χώρος να είναι ευρύχωρος. Το μεγαλύτερο εύρος του επισκληρίδιου χώρου παρατηρείται στην ανώτερη αυχενική περιοχή, ενώ το μικρότερο στην ανώτερη θωρακική. (Εικ. 5) Στην οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης τόσο ο επισκληρίδιος όσο και ο υποσκληρίδιος χώρος είναι ικανοποιητικού εύρους. Οι διαστάσεις του ωτιαίου σωλήνα και ιδιαίτερα το εύρος του επισκληρίδιου χώρου έχει ιδιαίτερη σημασία κατά την τοποθέτηση υλικών - εμφυτευμάτων στην σπονδυλοδεσία. Η προσθιοπίσθια διάμετρος του μυελικού σωλήνα δεν μεταβάλλεται σημαντικά καθώς μεταβαίνουμε από την ανώτερη στην κατώτερη οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης, ενώ αντίθετα το εύρος του μυελικού σωλήνα αυξάνει καθώς μεταβαίνουμε από την ανώτερη στην κατώτερη οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης.

(Εικ. 5)



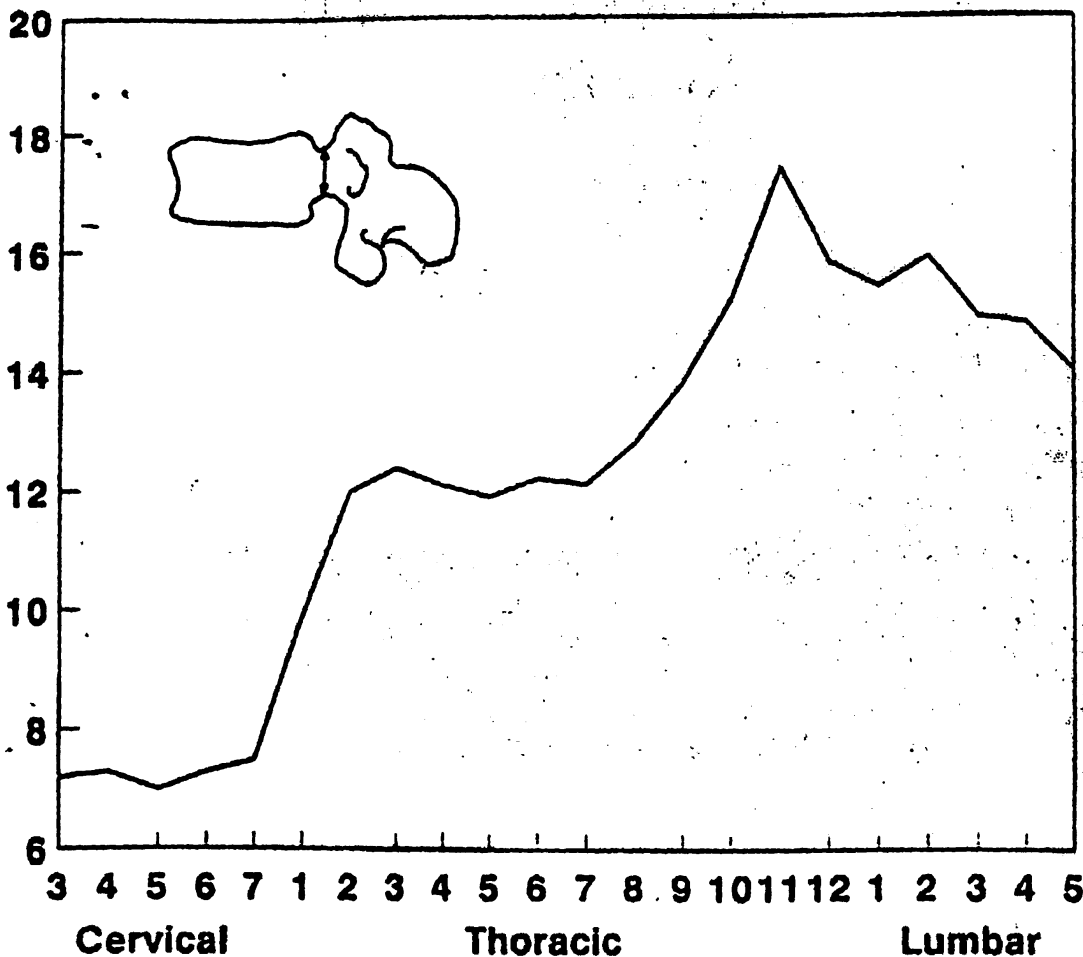


Εικόνα 5 : Οι μεταβολές της προσθοπίσθιας, βάθος, και πλάγιας διαμέτρου, πλάτος, του σπονδυλικού σωλήνος ανάλογα με την μοίρα της σπονδυλικής στήλης (Από Benzel EC: Biomechanics of Spine Stabilization. Mc Graw-Hill, Inc).

Ι. ε) Ο σπονδυλικός αυχένας

Ο σπονδυλικός αυχένας στην αυχενική μοίρα της σπονδυλικής στήλης είναι πιο βραχύς αλλά έχει μεγαλύτερη εσωτερική διάμετρο.





Εικόνα : 6 Το ύψος του αυχένα των σπονδύλων στην αντίστοιχη μοίρα της σπονδυλικής στήλης (Από Benzel EC: Biomechanics of Spine Stabilization. Mc Graw-Hill, Inc).

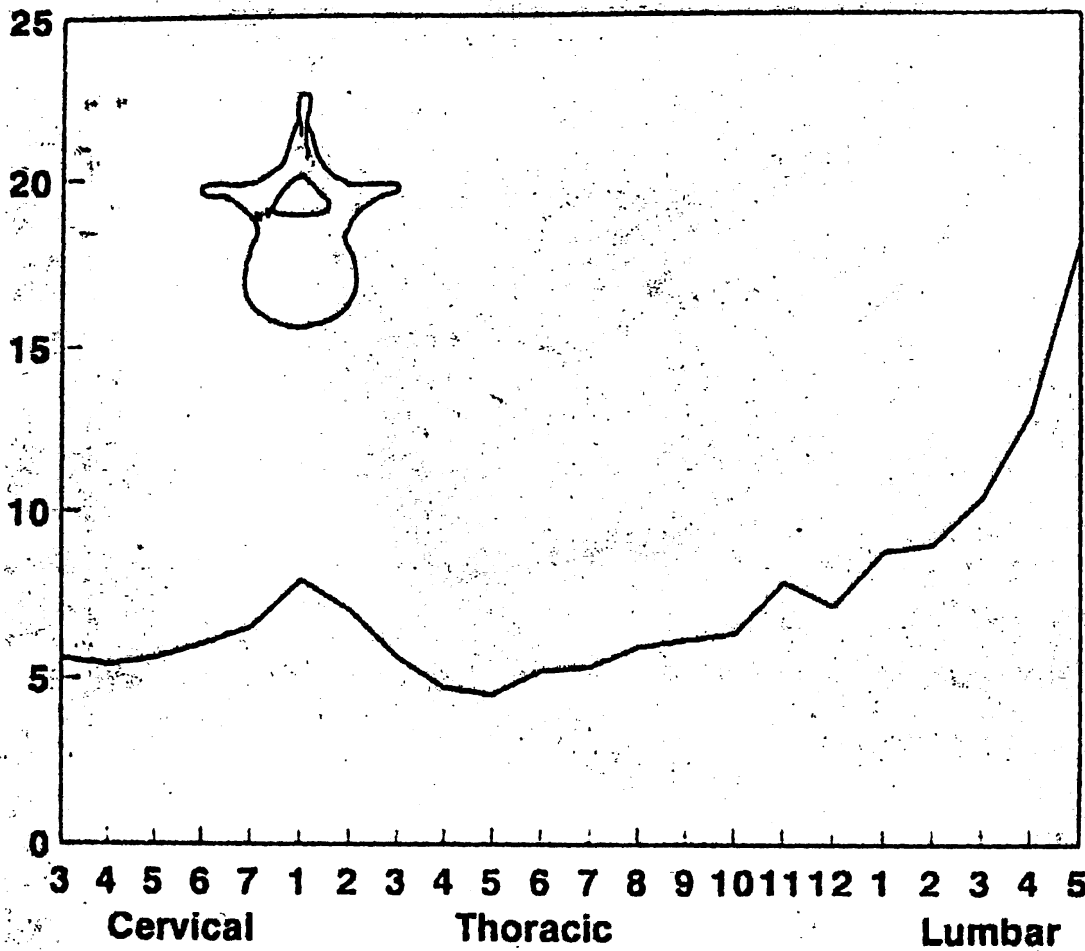
Το ύψος του σπονδυλικού αυχένα αυξάνει καθώς μεταβαίνουμε από την αυχενική προς τη μέση θωρακική μοίρα της σπονδυλικής στήλης και στη συνέχεια μειώνεται βαθμιαία. (Εικ.6)

Η οριζόντια διάμετρος του σπονδυλικού αυχένα μειώνεται βαθμιαία από την αυχενική προς τη μέση θωρακική μοίρα, και στη συνέχεια αυξάνει. (Εικ.7)

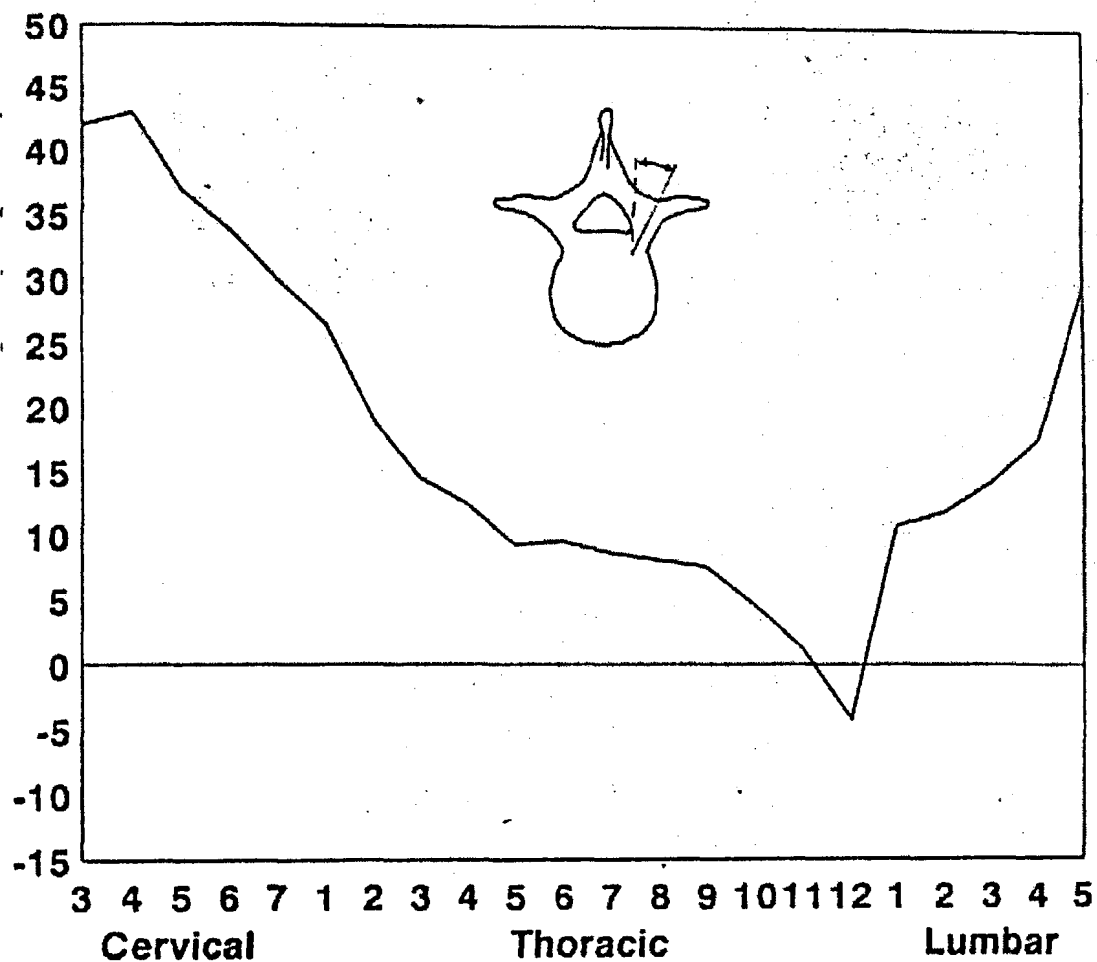
Η γωνία που σχηματίζεται μεταξύ του επιμήκους άξονα του σπονδυλικού αυχένα και του οβελιαίου επιπέδου μειώνεται βαθμιαία καθώς μεταβαίνουμε από τη αυχενική προς την θωρακοσφυϊκή μοίρα . Στην οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης η γωνία αυτή βαθμιαία αυξάνεται. Η γνώση των μεταβολών αυτών της κλίσης του σπονδυλικού αυχένα στα διάφορα τμήματα της σπονδυλικής στήλης είναι καθοριστικής σημασίας για την ασφαλή τοποθέτηση των διααυχενικών βιδών. (Εικ. 8)

Επίσης σημαντική για τον χειρουργό της σπονδυλικής στήλης είναι η γνώση των μεταβολών της κεφαλο- ουραίας κλίσης του σπονδυλικού αυχένα, στο οβελιαίο επίπεδο. (Εικ. 9)

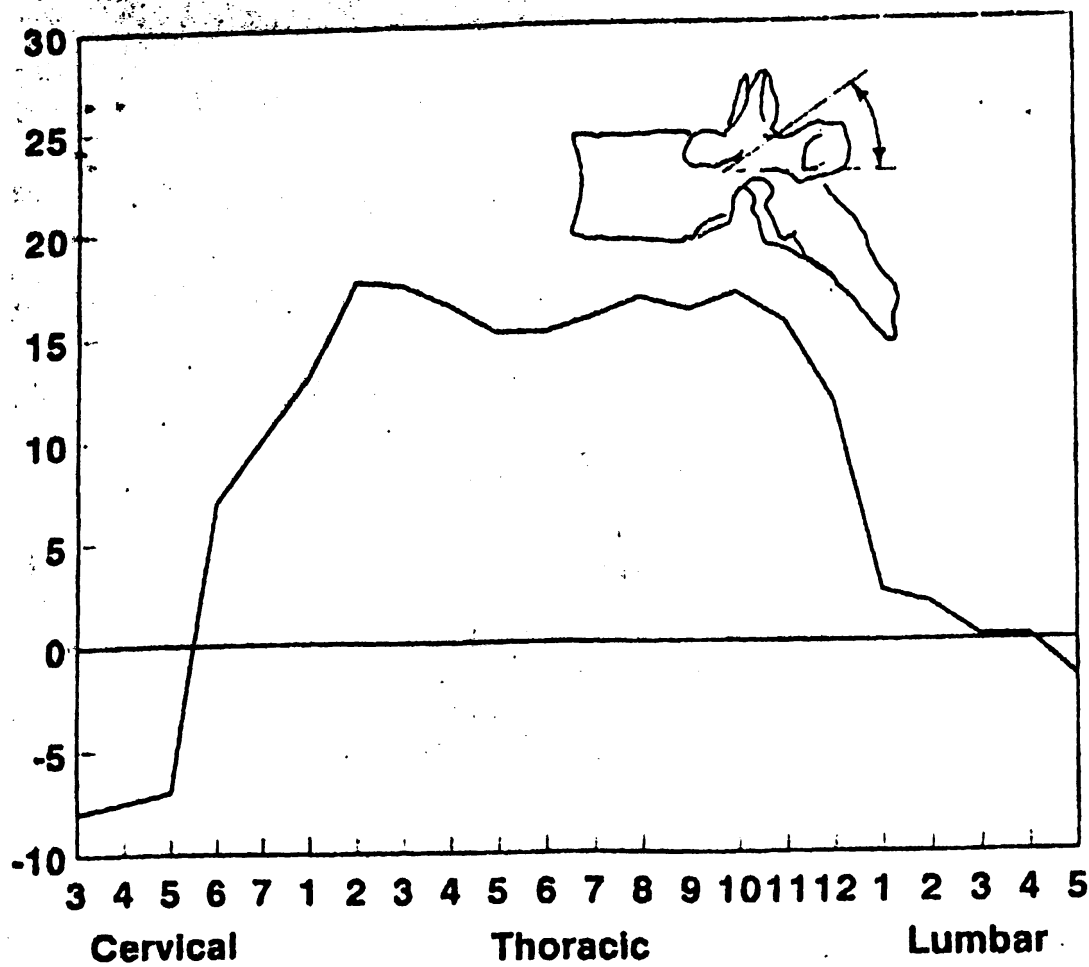




Εικόνα : 7 Το πλάτος του αυχένα, εγκάρσιο επίπεδο, των σπονδύλων στην αντίστοιχη μοίρα της σπονδυλικής στήλης. (Από Benzel EC: Biomechanics of Spine Stabilization. Mc Graw-Hill, Inc).



Εικόνα : 8 Η πλάγια απόκλιση του αυχένα των σπονδύλων στις αντίστοιχες μοίρες της σπονδυλικής στήλης. (Από Benzel EC: Biomechanics of Spine Stabilization. Mc Graw-Hill, Inc).



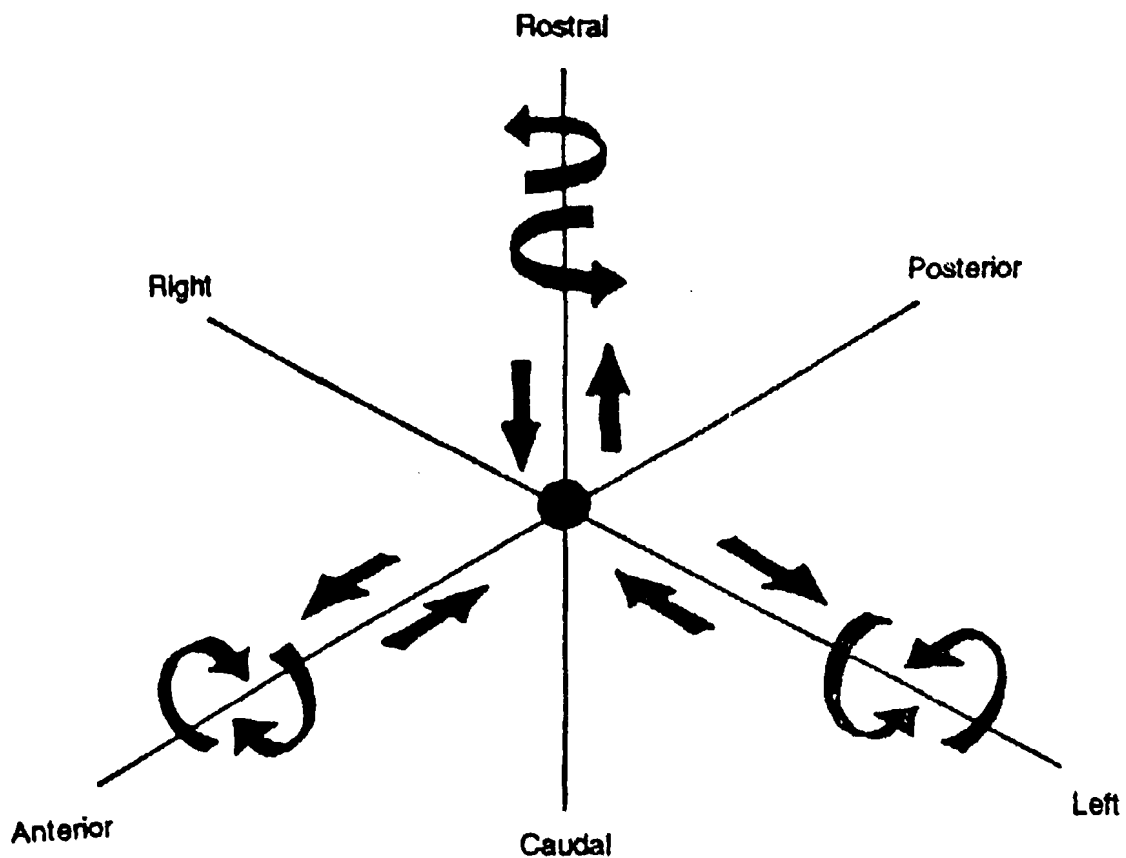
Εικόνα 9 : Η κεφαλο - ουραία απόκλιση του αυχένα των σπονδύλων στις αντίστοιχες μοίρες της σπονδυλικής στήλης. (Από Benzel EC: Biomechanics of Spine Stabilization. Mc Graw-Hill, Inc).

II. Αρχές φυσικής - κινηματικής

Η κατανόηση των αρχών της φυσικής, όπως αυτές εφαρμόζονται κατά την ηρεμία ή την κίνηση της σπονδυλικής στήλης, είναι πολύ σημαντική για τους χειρουργούς της σπονδυλικής στήλης. Είναι σημαντικό να μπορούμε να εκτιμήσουμε τις δυνάμεις που κάθε στιγμή δρούν στη σπονδυλική στήλη, καθώς και την κίνηση ή την παραμόρφωση που αυτές προκαλούν.



Οι δυνάμεις που δρουν στη σπονδυλική στήλη μπορούν να αναλυθούν σε ανύσματα. (Εικ. 10) Κάθε άνυσμα έχει συγκεκριμένο σημείο εφαρμογής, μέτρο και φορά στις τρεις διαστάσεις του χώρου. Όταν μια δύναμη επιδρά σε ένα σημείο της σπονδυλικής στήλης από μια απόσταση δημιουργεί ροπή η οποία στη συνέχεια μπορεί να προκαλέσει στροφή γύρω από έναν άξονα. Ο άξονας αυτός καλείται στιγμιαίος άξονας στροφής. Για να καθορίσουμε και να μελετήσουμε τις δυνάμεις, που δρουν στη σπονδυλική στήλη στο χώρο, χρησιμοποιούμε το Καρτεσιανό σύστημα συντεταγμένων. (Εικ. 10)



Εικόνα 10 : Το καρτεσιανό σύστημα συντεταγμένων (Από Benzel EC: Biomechanics of Spine Stabilization. Mc Graw-Hill, Inc).



Στο σύστημα αυτό υπάρχουν τρεις άξονες, x , y και z . Σε κάθε έναν από αυτούς τους άξονες μπορεί να γίνει περιστροφή. Σε κάθε εμβιομηχανική μελέτη θεωρούμε ότι ο στιγμιαίος άξονας περιστροφής, για κάθε εφαρμοζόμενη δύναμη, είναι το κέντρο του καρτεσιανού συστήματος των συντεταγμένων. Κατά μια έννοια ο στιγμιαίος άξονας στροφής είναι ένα υπομόχλιο. Για παράδειγμα στην κάμψη της σπονδυλικής στήλης, όλα τα σημεία που είναι μπροστά από τον στιγμιαίο άξονα περιστροφής πλησιάζουν μεταξύ τους ενώ τα σημεία που βρίσκονται πίσω από αυτόν απομακρύνονται. Ο στιγμιαίος άξονας περιστροφής έχει δυναμική έννοια καθώς όταν η σπονδυλική στήλη κινείται ο στιγμιαίος άξονας περιστροφής κάθε μελετούμενης μονάδας μεταβάλλεται. Στην κλινική πράξη ο στιγμιαίος άξονας περιστροφής μπορεί να προσδιορισθεί με τις δυναμικές ακτινογραφίες κατά τη μέθοδο των White και Panjabi.

III. Ζεύγη δυνάμεων

Όταν μια δύναμη εφαρμόζεται σε ένα σπονδυλικό σώμα σαν αποτέλεσμα αξονικής φόρτισης, τότε η δύναμη που ασκεί σε αυτόν υποκείμενος σπόνδυλος έχει την ίδια φορά και μέγεθος αλλά αντίθετη κατεύθυνση.



Όταν η φορά του ανύσματος των δύο δυνάμεων δεν συμπίπτει, αλλά οι δύο δυνάμεις έχουν παράλληλη φορά, τότε δημιουργείται ένα ζεύγος δυνάμεων. Αφού αυτές οι δυνάμεις έχουν το ίδιο μέγεθος δεν προκαλούν γραμμική μετατόπιση προς κάποια κατεύθυνση αλλά αναγκάζουν το σώμα στο οποίο ασκούνται περιστραφεί.

IV. Σταθερή και ασταθής σπονδυλική στήλη

Οι White και Panjabi όρισαν ως σταθερή τη σπονδυλική στήλη όταν αυτή είναι ικανή να περιορίζει μετακινήσεις και παραμορφώσεις τέτοιες που βάζουν σε κίνδυνο ή ερεθίζουν τα νευρικά στοιχεία. Επίσης η σταθερή σπονδυλική στήλη προλαμβάνει και εξουδετερώνει παραμορφώσεις που προκαλούν πόνο ή αλλαγές στη δομή της. Όμως γύρω από την έννοια της σταθερότητας εξακολουθούν να υπάρχουν γκρίζες περιοχές αφού υπάρχουν περιπτώσεις που δεν είναι ούτε απολύτως παρούσα ούτε απολύτως απύσα και άρα θα πρέπει να εκτιμάται κατά περίπτωση.

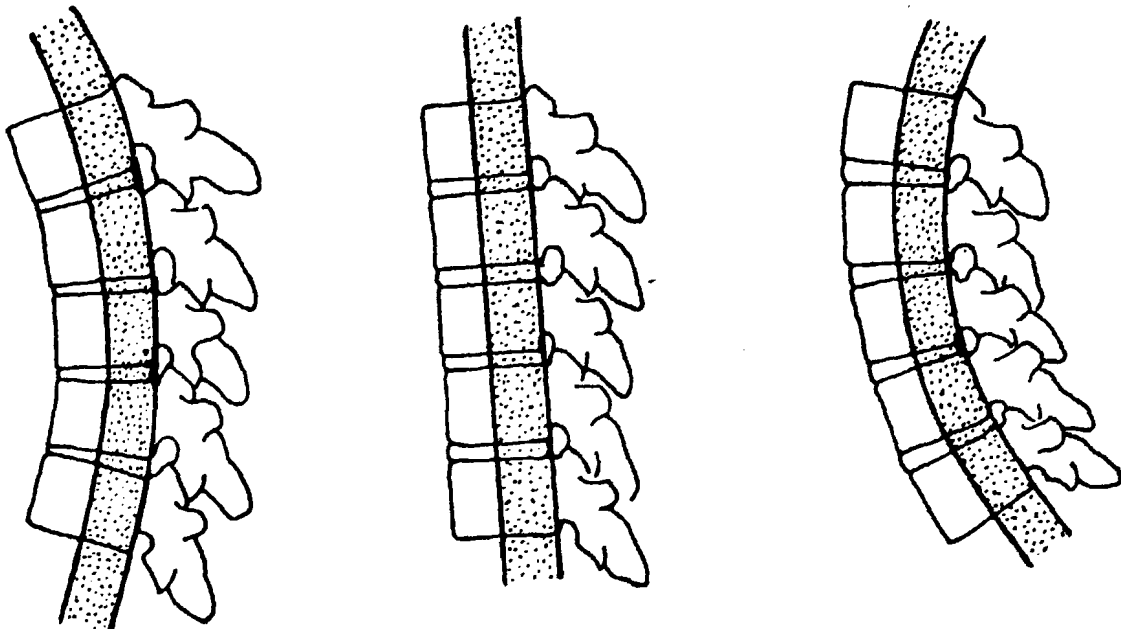
Αντίθετα, είναι πιο εύκολο να ορίσουμε την αστάθεια. Αστάθεια ορίζεται η ανικανότητα της σπονδυλικής στήλης να περιορίσει την υπερβολική και ανώμαλη μετά-κίνηση. Ο όρος υπερβολική αντανάκλα



την δυσκολία της ποσοτικοποίησης στην κλινική αντιμετώπιση της σπονδυλικής στήλης.

Μπορούμε να διακρίνουμε δύο βασικές κατηγορίες αστάθειας την οξεία και τη χρόνια αστάθεια, κάθε μία από αυτές διακρίνεται σε δύο υποκατηγορίες ανάλογα με την έκταση και τη σοβαρότητά τους. Θα πρέπει κάποιος να μελετήσει τους τόμους της βιβλιογραφίας που αναφέρονται στην οξεία αστάθεια για να εκτιμήσει τις δυσκολίες για την ποσοτικοποίησή της. Πολλές από αυτές τις προσπάθειες στηρίζονται σε πίνακες κριτηρίων και βαθμολόγησης. Οι ερευνητές, την προσπάθειά τους για τη καλύτερη μελέτη και κατανόηση της κίνησης της σπονδυλικής στήλης την διαχώρισαν σε επιμέρους τμήματα, τις κολώνες. Τα "σχήματα" των κολωνών, σε μετωπιαίο και οβελιαίο επίπεδο, εκφράζουν το βαθμό ακεραιότητας της σπονδυλικής στήλης. Η έννοια των τριών κολώνων, στο οβελιαίο επίπεδο, που προτάθηκε από τον Denis υπερτερεί έναντι αυτού των δυο κολώνων που είχε προταθεί από τους Baily, Holdsworth, Kelly και Whitesides αφού μπορεί να προσπελάσει τις συνιστώσες σε κάμψη, έκταση και στροφή, κάθε κάκωσης.





Εικόνα 11. Η ουδέτερη ζώνη του Denis (Από Benzel EC: Biomechanics of Spine Stabilization. Mc Graw-Hill, Inc).

Ο Denis εισήγαγε την τρίτη - μεσαία κολώνα την οποία ονόμασε ουδέτερο άξονα αφού αυτό το τμήμα της σπονδυλικής στήλης φέρει φορτία στην αξονική φόρτιση αλλά σε κάμψη ή σε έκταση δεν συμβαίνει μεγάλη συμπίεση ή διάταση. (Εικ. 11)

Η έννοια των τριών κολώνων του Denis είναι χρήσιμη για να καθορίσουμε την ύπαρξη ή όχι της αστάθειας.

V. Ιατρογενής αστάθεια της σπονδυλικής στήλης

Η χειρουργική της σπονδυλικής στήλης είναι από τη φύση της αποσταθεροποιητική, αφού συνοδεύεται από καταστροφές των



συνδέσμων και των μυών, απονευρωτικές βλάβες των μυών και διαταραχή της οστικής ακεραιότητας της σπονδυλικής στήλης.

Σημαντικό μέρος της συνδεσμικής σταθερότητας της σπονδυλικής στήλης οφείλεται στον πρόσθιο και οπίσθιο επιμήκη σύνδεσμο της σπονδυλικής στήλης και στους ινώδεις δακτυλίους. Ο τραυματισμός των συνδέσμων και ινωδών δακτυλίων, είτε λόγω κάποιας παθολογικής εξεργασίας είτε ιατρογενώς, διαταράσσει την ενδογενή σταθερότητα της σπονδυλικής στήλης.

Ο πρόσθιος επιμήκης είναι ένας ισχυρός σύνδεσμος, έχει σχετικά μεγάλο πλάτος και πολύ σπάνια έχουμε πλήρη ρήξη του. Γι' αυτό η συμμετοχή του στη μετεγχειρητική σταθερότητα της σπονδυλικής στήλης είναι σημαντική. Η δράση του σαν ταινία ελκυσμού συνήθως διατηρείται και ελέγχει την έκταση της σπονδυλικής.

Ο οπίσθιος επιμήκης αντίθετα έχει μικρότερο πλάτος και είναι πιο συχνή η πλήρης διατομή του. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την απώλεια υποστήριξης της σπονδυλικής στήλης στην κάμψη.

Η οστική ακεραιότητα της σπονδυλικής στήλης είναι επίσης σημαντική για τη σταθερότητά της. Η έκταση της πρόσθιας αποσυμπίεσης επηρεάζει την σταθερότητα της σπονδυλικής στήλης. Η ολική αφαίρεση του σπονδυλικού σώματος δημιουργεί μεγαλύτερη αστάθεια από ότι η μερική αφαίρεσή του και αυτό αφορά και στην



πρόσθια και στην πλάγια σωματεκτομή. Επίσης η θέση από όπου έχει αφαιρεθεί το οστικό τμήμα σε μια μερική σωματεκτομή επηρεάζει το τελικό αποτέλεσμα. Είναι μεγαλύτερη η αστάθεια όταν αφαιρείται το πρόσθιο τριτημόριο του σπονδυλικού σώματος από όταν αφαιρούνται το μέσο και το οπίσθιο ταυτόχρονα με την προϋπόθεση ότι τα συνδεσμικά στοιχεία και η οπίσθια κολώνα είναι ακέραια.

Η πεταλεκτομή, η οποία πολύ συχνά γίνεται για την αντιμετώπιση παθήσεων του μεσοσπονδυλίου δίσκου, επίσης μειώνει την ενδογενή σταθερότητα της σπονδυλικής στήλης. Η αποσταθεροποίηση που προκαλεί η πεταλεκτομή, κυρίως όταν συνυπάρχει πρόσθια βλάβη, μπορεί να επιδεινώσει τη νευρολογική κατάσταση του ασθενή. Τρεις είναι οι κύριες αιτίες της ιατρογενούς αποσταθεροποίησης. Η πρώτη αιτία είναι η μη έγκαιρη αναγνώριση ή μη εντόπιση συνοδού πρόσθιας αστάθειας. Η δεύτερη αιτία είναι η αφαίρεση του μεσακάνθιου συνδέσμου ο οποίος δεν είναι πολύ ισχυρός αλλά έχει εμβιομηχανικά πλεονέκτημα λόγω του μεγάλου μοχλοβραχίονα. Και η τρίτη αιτία ιατρογενούς αποσταθεροποίησης είναι η υπερβολική αφαίρεση των μικρών αρθρώσεων η οποία μπορεί να οδηγήσει σε αστάθεια.

VI. Μέταλλα



Η στοιχειώδης γνώση των μετάλλων και των κραμάτων τους είναι απαραίτητη για τους χειρουργούς της σπονδυλικής στήλης και χωρίς αυτή μπορεί να μην γίνει σωστή επιλογή του εμφυτεύματος για κάθε περίπτωση.

Στοιχείο ονομάζεται κάθε απλή ουσία η οποία δεν μπορεί να διαχωριστεί σε άλλες απλούστερες με τις συνήθεις χημικές μεθόδους. Το γίνεται από τη μείξη δύο ή περισσότερων στοιχείων και άλλων ουσιών.

Τα στοιχεία που συνήθως χρησιμοποιούνται για τη δημιουργία κραμάτων και την κατασκευή εμφυτευμάτων είναι το Αλουμίνιο (Al 13), το Τιτάνιο (Ti 22), το Βανάδιο (V 23), το Χρώμιο (Cr 24), το Μαγνήσιο (Mn 25), ο Σίδηρος (Fe 26), το Κοβάλτιο (Co 27), το Νικέλιο (Ni 28), Νιόβιο, Μολυβδένιο όπως και το Υδρογόνο (H 1), ο Άνθρακας (C 6), το Άζωτο (N 7) και το Οξυγόνο (O 8). Τα τελευταία αποτελούν συνήθεις «τύπους» των κραμάτων, είναι όμως απαραίτητα σε κάποιες φάσεις της επεξεργασίας τους.

Το «καθαρό», όχι κράμα, Τιτάνιο υπάρχει σε τέσσερις βαθμούς «καθαρότητας» ανάλογα με την περιεκτικότητά του σε «τύπους», του σιδήρου συμπεριλαμβανομένου.

Μερικά από τα κράματα που χρησιμοποιούνται στην κατασκευή σπονδυλικών εμφυτευμάτων είναι 316 L ανοξείδωτος χάλυβας (Cr 17%, Ni 13%, Mo 2,25%, Fe, C), χυτοσίδηρος (Co - Cr - Mo), και τιτάνιο (Ti



- 6Al - 4V) Τιτάνιο με 6% Αλουμίνιο και 4% Βανάδιο. Το τελευταίο αυξάνει σε χρήση στην κατασκευή εμφυτευμάτων σπονδυλικής στήλης.

Η διάβρωση, και η επακόλουθη εξασθένηση του μετάλλου, είναι μια δυνητική επιπλοκή της έκθεσης του μετάλλου σε ξένο περιβάλλον. Το κράμα Τιτανίου (Ti-6Al-4V), είναι πολύ πιο ανθεκτικό στη διάβρωση από τον ανοξείδωτο χάλυβα (316 L).

VII. Επιφάνειες επαφής μεταξύ των τμημάτων ενός συστήματος σπονδυλοδεσίας

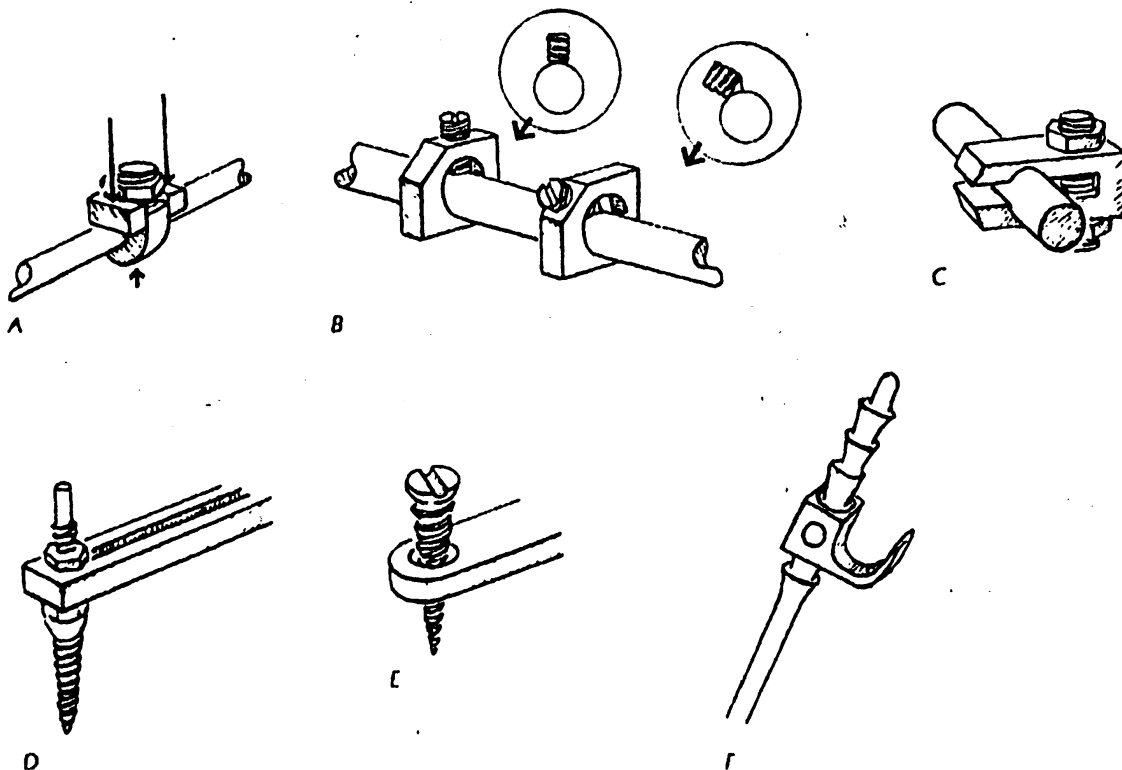
Ο μηχανισμός με τον οποίο τα διάφορα μέρη ενός συστήματος σπονδυλοδεσίας συνδέονται μεταξύ τους, έχει μεγάλη σημασία για τη σταθερότητα του συστήματος. Στα περισσότερα συστήματα οπίσθιας σπονδυλοδεσίας με διαυχενικές βίδες, τα επιμήκη τμήματα είναι ράβδοι ή πλάκες. Οι ράβδοι ή οι πλάκες συνδέονται με τα υπόλοιπα τμήματα κάθε συστήματος με διάφορους τρόπους.(Εικ. 12)

1) Σύστημα τριών σημείων(Three point system). Το σύστημα αυτό παρέχει σημαντική ακαμψία σε αξονική, στροφική και καμπτική φόρτιση. Η ακαμψία του συστήματος βασίζεται στις δυνάμεις που ασκούνται στις επιφάνειες επαφής και στην τριβή μεταξύ των τμημάτων του συστήματος.(Εικ. 12 Α)



2) Σύστημα ασφαλιζόμενου κοχλία.(Locking Screw) Ο μηχανισμός αυτός στηρίζεται στην πίεση του κοχλία πάνω στη ράβδο και στη σταθεροποίησή της στην απέναντι επιφάνεια εμποδίζοντας έτσι την μετακίνησή της. Η εφαρμογή του κοχλία πάνω στην επιμήκη ράβδο μπορεί να έχει είτε κάθετη διεύθυνση είτε να είναι εφαπτομένη. (Εικ. 12.B)

3) Κυκλοτερής σύνδεση.(Circumferential grip) Το σύστημα αυτό εφαρμόζει δύναμη κυκλοτερώς σε όλη την επιφάνεια της επιμήκου ράβδου ή στο μεγαλύτερο μέρος αυτής (Εικ. 12 C).



Εικόνα 12. Οι σημαντικότεροι μηχανισμοί σύνδεσης - ασφάλισης μεταξύ των τμημάτων ενός συστήματος σπονδυλοδεσίας. (Από Benzel EC: Biomechanics of Spine Stabilization. Mc Graw-Hill, Inc).

4) Ασφάλιση μεταξύ πλάκας - ροδέλας.(Εικ. 12 D) Υπάρχουν διάφοροι τύποι ασφάλισης ανάλογα με το βαθμό σταθερότητας που παρέχουν.



Διακρίνονται σε α) περιοριστικού τύπου, β) ημιπεριοριστικού τύπου, γ) άκαμπτα και δ) δυναμικά.

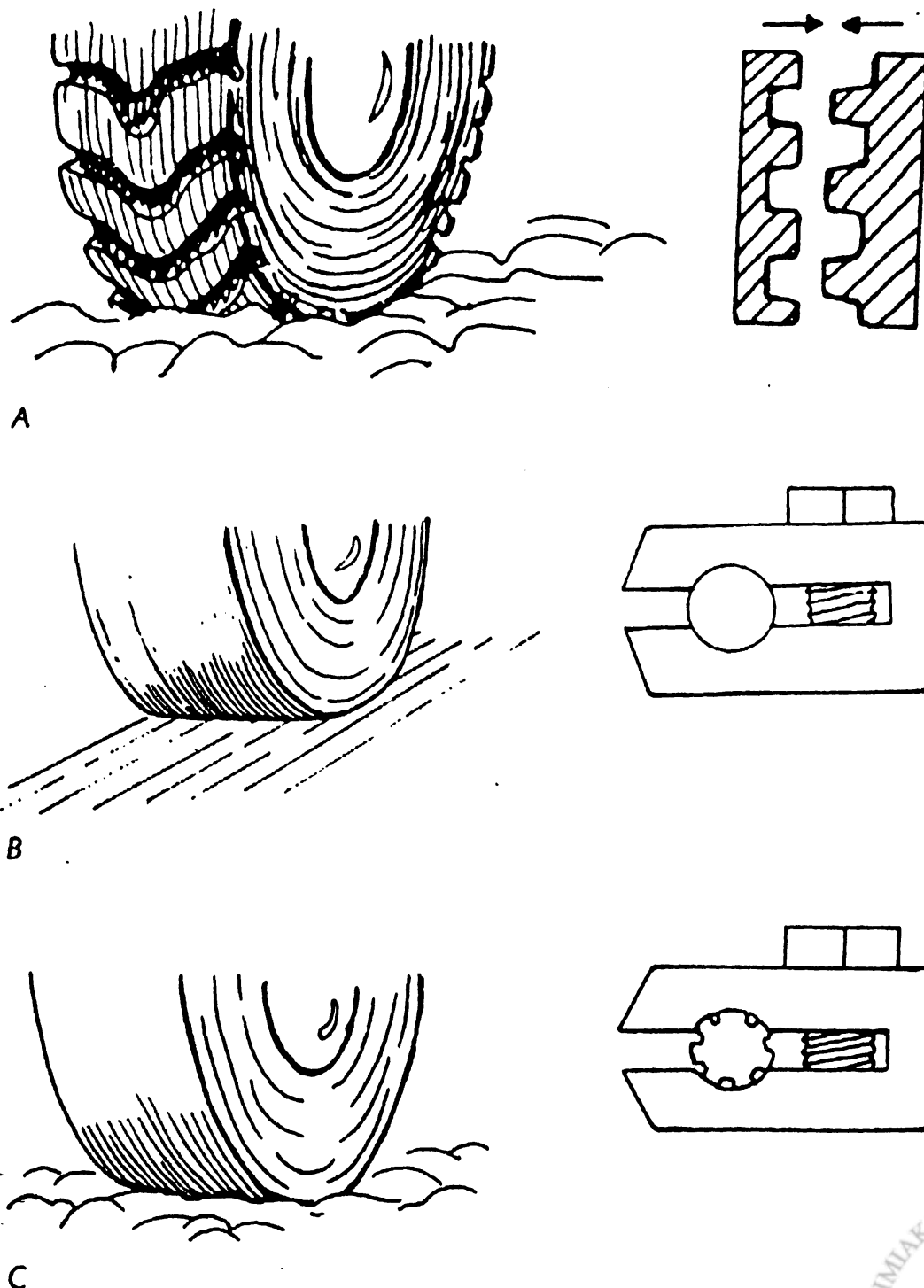
- 5) Ημιπεριοριστικού τύπου συνδέσεις : Συνδέσεις πλάκας - κοχλία (Εικ. 12 Ε)
- 6) Ημιπεριοριστικού τύπου συνδέσεις : Συνδέσεις εξαρτημάτων - επιμήκους ράβδου (Εικ. 12 F).

VIII. Η σημασία της τραχύτητας της επιφάνειας των εμφυτευμάτων.

Για να κατασκευάσουμε ένα σταθερό σύστημα οπίσθιας σπονδυλοδεσίας με διαυχενικές βίδες θα πρέπει να δώσουμε ιδιαίτερη έμφαση στην τριβή που αναπτύσσεται στα σημεία σύνδεσης των τμημάτων του. Η αύξηση της τριβής οδηγεί σε αύξηση της αξονικής και στροφικής ακαμψίας. Η τραχύτητα της επιφάνειας της επιμήκους ράβδου και των συνδετικών, συμβάλλει καθοριστικά στην μείωση της αξονικής ολίσθησης (axial sliding). Η αξονική σταθερότητα μειώνει ως εκ τούτου την απώλεια διόρθωσης που επιτυγχάνεται με τους διεγχειρητικούς χειρισμούς. Η σχετικά αυξημένη συχνότητα θραύσης της επιμήκους ράβδου του συστήματος Cotrel - Dubousset αποδόθηκε στην ιδιαίτερα αυξημένη τραχύτητα των επιμήκων ράβδων και στη συγκεντρωση φορτίων (stress concentration) στις αυλακωτές περιοχές (knurled) που εμφανίζονται στην



επιφάνεια της επιμήκους ράβδου και αποτελούν "αδύνατα" σημεία για θραύση -κόπωση. Ως εκ τούτου στα σύγχρονα συστήματα σπονδυλοδεσίας αποφεύγουμε πλέον ραβδώσεις και αυλακώσεις ώστε να αποφευχθούν παρόμοιες επιπλοκές.



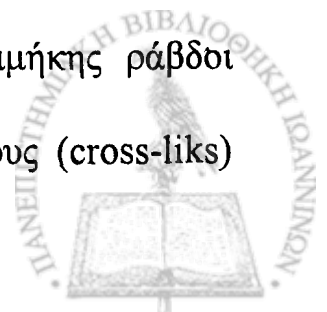
Εικόνα 13. Η επιφάνεια επαφής του κάθε τμήματος ενός συστήματος θα πρέπει να είναι αντιστοιχη με αυτή του άλλου τμήματος για να έχουμε μια σταθερή σύνδεση. (Από Benzel EC: Biomechanics of Spine Stabilization. Mc Graw-Hill, Inc).

Για να επιτύχουμε τη μεγαλύτερη τριβή και κατά συνέπεια τη μεγαλύτερη δυνατή ακαμψία σε ένα σύστημα σπονδυλοδεσίας, θα πρέπει η επιφάνεια κάθε εξαρτήματος αυτού να είναι ανάλογη της επιφάνειας των υπολοίπων που πρόκειται να συνδεθεί. Ένα ανάλογο παράδειγμα βρίσκεται στην καθημερινή χρήση ελαστικών στα αυτοκίνητα μας ανάλογα με το έδαφος στο οποίο κινούμαστε. Έτσι ένας αγρότης βάζει στο τρακτέρ του ελαστικά με μεγάλες γραμμώσεις ανάλογες του εδάφους στο οποίο κινείται. (Εικ. 13) Ενώ τα οχήματα που κινούνται στην ασφαλτο χρησιμοποιούν λάστιχα με μικρές ή καθόλου ραβδώσεις. Είναι εμφανές ότι ο αντίθετος συνδυασμός δεν ευνοεί καθόλου την κίνηση.

Γι αυτό κατασκευάζουμε τα συστήματα σπονδυλοδεσίας, συνήθως, με ανώμαλη επιφάνεια η οποία αυξάνει την τριβή μεταξύ των τμημάτων τους και αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την αύξηση της ακαμψίας του συστήματος.

ΙΧ. Εγκάρσια συνδετική - ενισχυτική ράβδος (Cross - link)

Σε πολλά συστήματα οπίσθιας σπονδυλοδεσίας οι επιμήκης ράβδοι συνδέονται μεταξύ τους με εγκάρσιες συνδετικές ράβδους (cross-links)

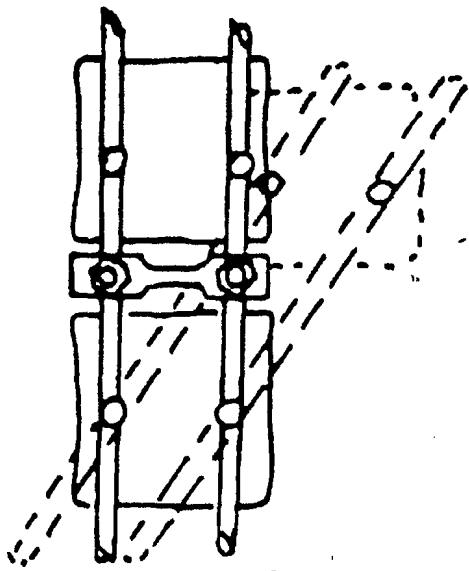


δημιουργώντας ένα άκαμπτο τετράπλευρο. Υπάρχουν διάφοροι τύποι εγκάρσιων ράβδων συνδετικών και ανάλογα με την κατασκευή τους και την ενδογενή ακαμψία (intrinsic stiffness) τους αυξάνει και η ακαμψία του συστήματος. Ένα ισχυρό εγκάρσιο συνδετικό μπορεί να αποτρέψει την πλάγια μετατόπιση μεταξύ των τμημάτων μιας σπονδυλοδεσίας, (Εικ. 14) Επίσης μπορεί να αυξήσει την στρωφική ακαμψία ενός συστήματος οπίσθιας σπονδυλοδεσίας με διαυχενικές βίδες.

Η ενδογενής ακαμψία του εγκάρσιου συνδετικού εξαρτάται από το είδος του υλικού που είναι κατασκευασμένο καθώς και την εγκάρσια διάμετρό του (cross - section area). Σύμφωνα με δημοσιευμένη μελέτη η ενδογενής ακαμψία ενός εγκάρσιου συνδετικού είναι ανάλογη με την τέταρτη δύναμη της εγκάρσιας διαμέτρου του (d^4). Ως εκ τούτου και η ακαμψία που προσφέρει το εγκάρσιο συνδετικό είναι ανάλογη της εγκάρσιας επιφάνειας του.(Dick) Ο τρόπος με τον οποίο τα εγκάρσια συνδετικά συνδέονται στις επιμήκεις ράβδους επηρεάζει επίσης την ακαμψία που θα προσδώσουν. Όσο πιο απλό είναι ένα σύστημα, με μικρό αριθμό εξαρτημάτων και με σχεδόν λείες επιφάνειες των επιμήκων ράβδων τόσο καλύτερες αποδόσεις θα έχει. Επίσης το μήκος του εγκάρσιου συνδετικού επηρεάζει την ακαμψία που προσφέρει. Οι διαυχενικοί κοχλίες τοποθετούνται, στη σπονδυλική στήλη, κατά τέτοιο τρόπο ώστε οι κορυφές τους να συγκλίνουν ενώ οι κεφαλές τους να αποκλίνουν.



Όσο μεγαλύτερη είναι αυτή η απόκλιση των κεφαλών των κοχλιών από τη μέση γραμμή τόσο μεγαλύτερη είναι η μεταξύ τους απόσταση. Στο παραπάνω δοκίμιο θα πρέπει να χρησιμοποιηθεί μεγαλύτερου μήκους εγκάρσιο συνδετικό. Αυτό το δοκίμιο είναι περισσότερο άκαμπτο από ένα άλλο στο οποίο οι κεφαλές των κοχλιών απέχουν λιγότερο και οι κοχλίες είναι παράλληλοι.



Εικόνα 14. Η εγκάρσια συνδετική ράβδος αποτρέπει την πλάγια μετατόπιση αλλά αυξάνει και την ακαμψία του συστήματος (Από Benzel EC: Biomechanics of Spine Stabilization. Mc Graw-Hill, Inc).

X. Σημασία της ελαστικότητας - ακαμψίας των σπονδυλικών εμφυτευμάτων

Ένα σύστημα οπίσθιας σπονδυλοδεσίας μπορεί να είναι είτε άκαμπτο είτε ελαστικό δηλαδή λιγότερο άκαμπτο. Επίσης μπορεί όταν τοποθετείται στη σπονδυλική στήλη να μεταφέρει δυνάμεις διάτασης ή συμπίεσης ή να είναι ουδέτερο. Μπορεί δηλαδή να τοποθετηθεί διατατικά, συμπιεστικά ή ουδέτερα στην σπονδυλική στήλη κατά τη



διάρκεια της επέμβασης. Όμως όταν η σπονδυλική στήλη φορτίζεται η δυναμική του εμφυτεύματος μπορεί να αλλάξει και έτσι ένα ουδέτερα τοποθετημένο σύστημα να λειτουργήσει συμπιεστικά ή διατατικά.

Τα άκαμπτα συστήματα οπίσθιας σπονδυλοδεσίας προσφέρουν πλήρη ακινησία των σπονδυλικών μονάδων, ενώ τα ελαστικά - δυναμικά μπορούν να επιτρέπουν τμηματική κίνηση σε μία ή περισσότερες κατευθύνσεις.

Ο χειρουργός όταν πρόκειται να χρησιμοποιήσει υλικό - εμφύτευμα για να σταθεροποιήσει ένα τμήμα της σπονδυλικής στήλης θα πρέπει να συνεκτιμήσει :

- α) Το είδος της αστάθειας. (Τμηματική, πρόσθια, οπίσθια, σύνθετη)
- β) Την ύπαρξη οστεοπόρωσης.

Ένα άκαμπτο εμφύτευμα, σύμφωνα με τη βιβλιογραφία, προσφέρει υψηλότερα ποσοστά πάρωσης. Όταν όμως υπάρχει μεγάλη διαφορά ακαμψίας μεταξύ του υλικού και της σπονδυλικής στήλης, όταν δηλαδή υπάρχει μεγάλη διαφορά στην ελαστικότητα του εμφυτεύματος από αυτή του οστού, μπορεί να προκληθεί θραύση του υλικού ή του οστού, χαλάρωση των κοχλιών μέσα στον σπονδυλικό αυχένα και αύξηση των φορτίων στα παρακείμενα επίπεδα.

Εμβιομηχανικά , ένα δυναμικό εμφύτευμα εξισορροπεί την εφαρμοζόμενη ροπή κάμψης με πίεση της πρόσθιας κολώνας, σε

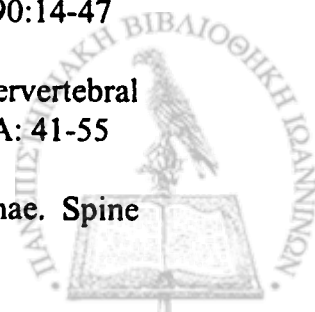


συνδυασμό με ελκυσμό των οπισθίων ράβδων. Αντίθετα ένα άκαμπτο εμφύτευμα αντιπαράθετει αντιδραστική ροπή στη ροπή κάμψης.

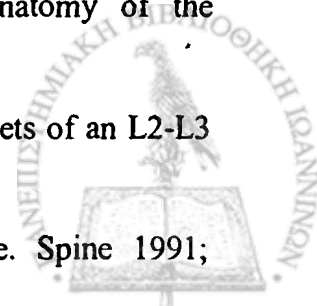


ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Bell GH, Dunbar O, Beck JS, et al: Variation in strength of vertebrae with age and their relation to osteoporosis. *Calcif Tissue Res* 1967; 1:75-86
2. Benzel EC, Hadden TA, Saulsbery CM: A comparison of the Minerva and halo jackets for stabilization of the cervical spine. *J Neurosurg* 1989; 70:411-414
3. Benzel EC: *Biomechanics of Spine Stabilization*. Mc Graw-Hill, Inc. 1994 USA
4. Berry JL, Moran Jm, Berg WS, et al : A morphometric study of human lumbar and selected thoracic vertebrae. *Spine* 1987;12:362-366
5. Broberg KB: On the mechanical behaviour of the intervertebral discs. *Spine* 1983;8:151-165
6. Chazal J, Tanguy A, Bourges M, et al: Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *J Biomech* 1985;18:167-176
7. Dvorac J, Schneider E, Saldinger P, et al : Biomechanics of the craniocervical region : The alar and transverse ligaments. *J Orthop. Res.* 1998;6:452-461
8. Esses SI, Botsford Dj, Huler RF, et al: Surgical anatomy of the sacrum. *Spine* 1991 :16 :283-288
9. Gertzbein SD, Holtby R, Tile M, et al: Determination of a locus of instantaneous centers of rotation of the lumbar disc by Moire fringes: Anew technique. *Spine* 1984;9:409-413
10. Goel VK, Njus GO; Sress-strain characteristic of spinal ligaments. 32d Trans Orthop Res Soc, New Orleans, 1986 :1-2
11. Krag MH, Weaver DL, Beynonn BD: Morphometry of the thoracic and lumbar spine related to transpedicular screw placement for surgical spinal fixation. *Spine* 1988; 13:27-32
12. Krag MK, Seroussi RE, Wilder DG, et al : Internal displacement distribution from in vitro loading of human thoracic and lumbar spinal motion segments : Experimental results and theoretical predictions. *Spine* 1987; 12:1001-165
13. Kramer J: *Intervertebral Disc Disease: Causes, Diagnosis, Treatment, and Prophylaxis*, 2d ed. Stuttgart and New York: George Thieme Verlag, 1990:14-47
14. Lin HS, Liu YK, Adams KH: Mechanical response of the lumbar intervertebral joint under physiological (complex) loading. *J Bone Joint Surg* 1978;60A: 41-55
15. Macintosh JE, Nikolai B: he morphology of the lumbar erector spinae. *Spine* 1987; 12:658-668



16. Myklebust JB, Pintar F, Yoganandan N, et al: Tensile strength of spinal ligaments. *Spine* 1988; 13:526-531
17. Nachemson A, Evans J: Some mechanical properties of the third lumbar inter-laminar ligament. *J. Biomech.* 1968;1:211-217
18. Panjabi MM, Duranceau J, Coel V, et al : Cervical human vertebrae : Quantitative three-dimensional anatomy of the middle and lower regions. *Spine* 1991;16:861-869.
19. Panjabi MM, Greenstein G, Duranceau J, et al : Three-dimensional quantitative morphology of lumbar spine ligaments. *J Spinal Disorders* 1991; 4 :54-72.
20. Panjabi MM, Hausfeld JN, White AA: A Biomechanical study of the ligamentous stability of the thoracic spine in man. *Acta Orthop. Scand.* 1981; 52: 315-326
21. Panjabi MM, Jorneus L, Greenstein G: Lumbar spine ligaments :An in vitro biomechanical study. 10th Meeting of the International Society for the study of the lumbar spine, Montreal, 1984:1-3
22. Panjabi MM, Takara K, Coel V, et al: Thoracic human vertebrae: Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine* 1991; 16:888-901
23. Panjabi M, Dvorak J, Duranceau J, et al : Three-dimensional movements of the upper cervical spine. *Spine* 1988; 13:726-730
24. Penning L, Wilmsink JT: Rotation of the cervical spine: A CT study in normal subjects. *Spine* 1987; 12:732-738
25. Perry O: Fracture of the vertebral end-plate in the lumbar spine. *Acta Orthop Scand* 1957; 25 (suppl)157-668
26. Perry O: Resistance and compression of the lumbar vertebrae, in *Encyclopedia of Medical Radiology*. New York; Springer- Verlag, 1974:215-221
27. Posner I, White AA, Edwards WT, et al: A biomechanical analysis of the clinical stability of the lumbar and lumbosacral spine. *Spine* 1982; &:374-389
28. Resnick D, Niwayama G: Intervertebral disk herniations: Cartilaginous (Schmorl's) nodes. *Radiology* 1978; 126: 57-65
29. Reynolds AF, Roberts A, Pollay M, et al: Quantitative anatomy of the thoracolumbar epidural space. *Neurosurgery* 1985;17:905-907
30. Shirazi- Adl A: Finite element evaluation of contact loads on facets of an L2-L3 lumbar segment in complex loads. *Spine* 1991;16: 533-541
31. Smith TM, Fernie GR: Functional biomechanics of the spine. *Spine* 1991; 16:1197-1203



32. Tkaczuk H: Tensile properties of the human lumbar longitudinal ligaments. Acta Orthop. Scand 1968(suppl):1
33. Van Schaik JPI, Verbiest H, VAN Schaik FDJ: The orientation of laminae and facet joints in the lower lumbar spine. Spine 1985; 10:59-63
34. Wall EJ, Cohen MS, Massie JB, et al: Cauda aquina anatomy 1. Intrathecal nerve root organization. Spine 1990;15:1244-1247
35. Weinstein PR, Ehni G, Wilson CB: Lumbar Spondylosis: Diagnosis, Management and Surgical Treatment. Chicago and London: Year Book, 1977:13-87
36. White AA, Panjabi MM (eds): Clinical Biomechanics of the Spine, 2d ed. Philadelphia: Lippincott, 1990: 1-125
37. White AA, Panjabi MM: Clinical Biomechanics of the Spine, 2d ed. Philadelphia: Lippincott, 1990: 1-125.
38. White AA, Panjabi MM: Clinical Biomechanics of the Spine, 2d ed. Philadelphia: Lippincott 1990:1-125
39. White AA, Panjabi MM: Clinical Biomechanics of the Spine, 2d ed. Philadelphia: Lippincott, 1990:30-342
40. White AA, Panjabi MM: The basic kinematics of the human spine: A review of past and current knowledge. Spine 1978; 3:12-20
41. Zindrick MR, Wiltse LL, Doornik A, et al: Analysis of the morphometric characteristics of the thoracic and lumbar pedicles. Spine 1987; 12:160-166



ΜΕΡΟΣ Β΄

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ



Περίληψη

Η μελέτη αυτή συγκρίνει την αποτελεσματικότητα της συνδετικής ράβδου στην ακαμψία δύο συστημάτων οπίσθιας σπονδυλοδεσίας (κοχλίες- ράβδοι) διαφορετικής σχεδίασης, κατασκευής και χημικής σύστασης, όπως αυτά εφαρμόζονται σε ενός και δύο επιπέδων αστάθεια. Δύο κοχλίες τιτανίου και δύο ανοξείδωτου χάλυβα τοποθετήθηκαν σε δύο κύβους ακρυλικού τσιμέντου δημιουργώντας ένα μοντέλο σωματεκτομής ενός και δύο επιπέδων. Στη συνέχεια το μοντέλο υποβλήθηκε σε μη καταστροφική φόρτιση σε δυνάμεις στροφής, κάμψης και έκτασης. Σε κάθε δοκιμασία κάθε μοντέλο τιτανίου ή ανοξείδωτου χάλυβα, χρησιμοποιήθηκαν ράβδοι διαμέτρου 4.9 mm, σε δυο διαφορετικά μήκη.(μικρό 10 cm και μεγάλο 15 cm).Επίσης οι δοκιμασίες έγιναν χωρίς τη χρήση εγκάρσιου συνδετικού ή με τη χρήση διαφορετικών συνδετικών ή ζεύγη αυτών. Συγκρίναμε την ακαμψία του συστήματος από ανοξείδωτο χάλυβα και του συστήματος τιτανίου χωρίς τη χρήση συνδετικού, με ενίσχυση με ένα ή δυο συνδετικά TSRH, ή με το ανοικτό ή κλειστό τύπου "H" συνδετικό. Η παρούσα μελέτη έδειξε



ότι με ή χωρίς ενίσχυση οι μικρές ράβδοι έδειξαν σημαντικά μεγαλύτερη ακαμψία σε σχέση με τις μεγαλύτερες του ίδιου υλικού και στους τρεις τρόπους φόρτισης. Το κλειστό "H" παρείχε την μεγαλύτερη αύξηση της ακαμψίας σε στροφή, σε κάμψη και σε έκταση, ενώ το μονό συνδετικό TSRH παρείχε τη μικρότερη αύξηση. Η στροφική ακαμψία των μικρών ράβδων ανοξειδώτου χάλυβα με ή χωρίς ενισχυτικό, ήταν σημαντικά μεγαλύτερη από αυτή αντίστοιχων από τιτάνιο. Η στροφική ακαμψία των μεγάλων ράβδων τιτανίου ήταν πάντα μεγαλύτερη από την αντίστοιχη των ράβδων ανοξειδώτου χάλυβα. Η εκτατική ακαμψία των μικρών, χωρίς ενίσχυση ράβδων τιτανίου ήταν μεγαλύτερη από την ακαμψία των μεγάλων ράβδων τιτανίου. Αντίθετα στις ράβδους ανοξειδώτου χάλυβα, χωρίς ενίσχυση, υπήρχε παρόμοια συμπεριφορά στο μικρό και στο μεγάλο μήκος. Οι μικρές ράβδοι τιτανίου, χωρίς ενίσχυση, έδειξαν μεγαλύτερη καμπτική ακαμψία από αυτή του μεγάλου μήκους. Οι μεγάλες ράβδοι ανοξειδώτου χάλυβα έδειξαν σημαντικά μεγαλύτερη καμπτική ακαμψία από τις αντίστοιχες τιτανίου.

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Τα πιο δημοφιλή συστήματα οπίσθιας σπονδυλοδεσίας μεταξύ των χειρουργών της σπονδυλικής στήλης είναι τα οπίσθια με τη χρήση



διαυγενικών κοχλιών και επιμήκων ράβδων. Στα συστήματα αυτά, είναι συχνή η χρήση μιας εγκάρσιας συνδετικής ράβδου που εφαρμόζεται κάθετα στις επιμήκεις ράβδους για να αυξηθεί η σταθερότητα του συστήματος και ιδιαίτερα η στροφική ακαμψία του.^{1-3,5,9} Μεγάλος αριθμός μελετών προερχόμενες από γνωστούς ερευνητές όπως οι Drijber, Lim, Pintar, Slosar και Zdeblick έχει αποδείξει ότι όσο πιο άκαμπτο είναι ένα σύστημα σπονδυλοδεσίας και όσο πιο ισχυρό εγκάρσιο συνδετικό χρησιμοποιείται, τόσο μεγαλύτερο είναι το ποσοστό πώρωσης - σπονδυλοδεσίας που επιτυγχάνεται^{13,18,24,25,27}. Αν και ο Dick και συνεργάτες^{11,12} έχουν μελετήσει την επίδραση του εγκάρσιου συνδετικού στην ακαμψία των συστημάτων οπίσθιας σπονδυλοδεσίας, ανάλογα με τον τύπο και το πάχος της (cross section area), δεν είναι γνωστή σε εμάς μελέτη που να αφορά στην επίδραση της ακαμψίας του εγκάρσιου συνδετικού και του μήκους των επιμήκων ράβδων στην ακαμψία ενός συστήματος σπονδυλοδεσίας.

Τα συστήματα οπίσθιας σπονδυλοδεσίας με διαυγενικούς κοχλίες και επιμήκεις ράβδους είναι κατασκευασμένα είτε από ανοξείδωτο χάλυβα (TSRH) είτε από κράμα τιτανίου (DDS). Υπάρχουν συστήματα στα οποία ο μηχανισμός κλειδώματος - ασφάλισης είναι στην επάνω επιφάνεια (top tightening) ενώ σε άλλα ο μηχανισμός αυτός βρίσκεται στην πλάγια επιφάνεια (side tightening). Τα τελευταία μόλις χρόνια



άρχισαν να κατασκευάζονται ίδια συστήματα σπονδυλοδεσίας τα οποία αποτελούνται είτε από ανοξείδωτο χάλυβα είτε από κράματα τιτανίου. Τα πλεονεκτήματα των συστημάτων σπονδυλοδεσίας, τα οποία έχουν κατασκευασθεί από κράματα τιτανίου, εντοπίζονται κυρίως στην απεικονιστική της σπονδυλικής στήλης στον μετεγχειρητικό έλεγχο με αξονική ή μαγνητική τομογραφία, όπως και στην καλύτερη βιοσυμβατότητα του τιτανίου. Το κράμα τιτανίου επίσης έχει δείξει μικρότερη διάβρωση, λιγότερη δηλαδή φθορά όταν εκτίθεται στα υγρά και τους ιστούς του σώματος. Πρόσφατες μελέτες έχουν αποδείξει ότι η ελαφρώς τραχεία επιφάνεια των ράβδων τιτανίου αυξάνει την προσκόλληση των άωρων οστεοκυτάρων πάνω στο εμφύτευμα όπως επίσης αυξάνεται και η διαφοροποίησή τους σε οστεοκύτταρα. Η επιφάνεια του τιτανίου έχει καλύτερη οστεοεπαγωγική ικανότητα από τον ανοξείδωτο χάλυβα.

Ο σκοπός της μη καταστροφικής (non - destructive) αυτής μηχανικής δοκιμασίας είναι η εκτίμηση της επίδρασης της συνδετικής ράβδου σε δύο διαφορετικά συστήματα οπίσθιας σπονδυλοδεσίας από τα οποία το ένα είναι κατασκευασμένο από ανοξείδωτο χάλυβα (TSRH) και το άλλο από κράμα τιτανίου (DDS).

Στη μηχανική αυτή δοκιμασία συγκρίνουμε στροφική ακαμψία, καμπτική ακαμψία, και εκτατική ακαμψία των δύο συστημάτων οπίσθιας



σπονδυλοδεσίας. Η σύγκριση αυτή γίνεται μετρώντας δυνάμεις ή ροπές σε συνδυασμό με τις προκαλούμενες παρεκτοπίσεις σε μήκος ή γωνία. Επίσης ελέγχουμε πώς οι παραπάνω τιμές των διαφόρων ακαμψιών μεταβάλλονται με την ενίσχυση των συστημάτων με εγκάρσια συνδετικά. Το υποθετικό ερώτημα που τίθεται είναι αν μπορούμε να αντικαταστήσουμε, θεωρητικά, ένα σύστημα οπίσθιας σπονδυλοδεσίας με διαυχενικούς κοχλίες το οποίο είναι κατασκευασμένο από ανοξείδωτο χάλυβα, με ένα άλλο κατασκευασμένο από κράμα τιτανίου. Εάν αυτή η υπόθεση επαληθευτεί τότε θα μπορούμε να καρπωθούμε τα πλεονεκτήματα των εμφυτευμάτων τιτανίου που αναφέρθηκαν παραπάνω. Όπως έχει ήδη αναφερθεί η μελέτη αυτή έχει το ενδογενές μειονέκτημα της σύγκρισης δύο διαφορετικών συστημάτων από πλευράς σχεδιασμού και μηχανικής συμπεριφοράς.

Υλικό και Μέθοδος

Σε αυτή τη μελέτη χρησιμοποιήθηκαν δύο συστήματα οπίσθιας σπονδυλοδεσίας με διαυχενικές βίδες και επιμήκεις ράβδους : ένα κατασκευασμένο από ανοξείδωτο χάλυβα (Texas Scottish Rite Hospital (TSRH) [Danek Medical Inc., Memphis, TN , USA]) και το άλλο κατασκευασμένο από κράμα τιτανίου [Ti-6Al-4V] (DDS (Dorsal Dynamic Spondylosis) [Plus, Rotkreuz, Switzerland].) Οι δοκιμασίες

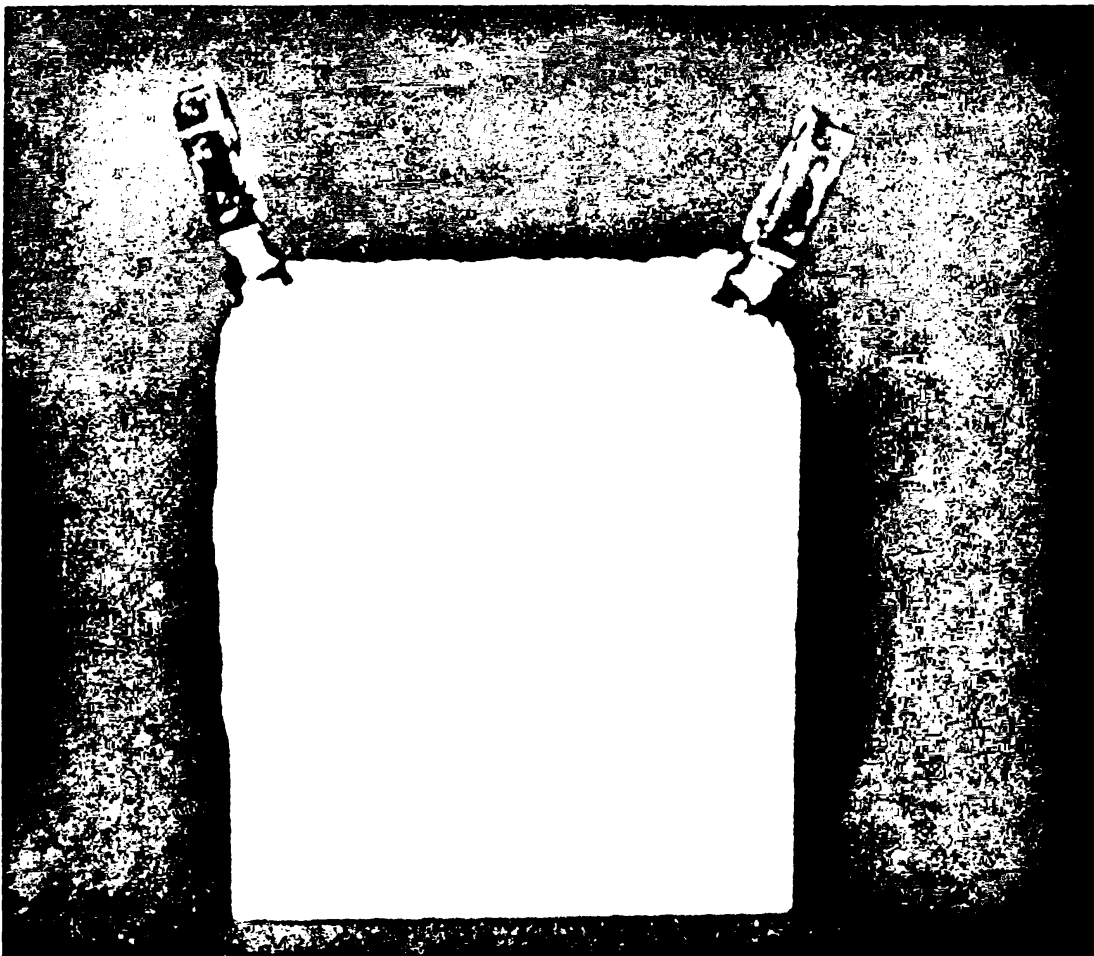


πραγματοποιήθηκαν στο εργαστήριο εμβιομηχανικής του Πανεπιστημίου Πατρών.

Συγκρίναμε τις μηχανικές ιδιότητες (στροφική, καμπτική και εκτατική ακαμψία) του ενός με εκείνες του άλλου χρησιμοποιώντας μη καταστροφική μηχανική φόρτιση. Το TSRH έχει το μηχανισμό σύνδεσης - ασφάλισης στην πλαϊνή επιφάνεια (side tightening) με υποδοχή τύπου "Υ" στην κεφαλή του κοχλία, με οδοντωτή ακτινωτή επιφάνεια για καλύτερη σύνδεση με το συνδετικό και σταθερότητα. (Εικ.1α, 1γ). Αυτό όμως στην κλινική πράξη σημαίνει εργώδης και περισσότερο χρονοβόρα διαδικασία συναρμολόγησης, καταστροφή οστικών ανατομικών μορίων και μεγάλης έκτασης παρασκευή των μαλακών μορίων. Ενώ το DDS ασφαλίζεται στην επάνω επιφάνεια (top tightening). Η κεφαλή του κοχλία στο σύστημα DDS είναι τύπου τουλίπας, κάνοντας την συναρμολόγησή του γρηγορότερη και λιγότερο εργώδη (Εικ.1β). Χρησιμοποιήθηκαν δύο διαφορετικά συστήματα γιατί όταν πραγματοποιήθηκαν οι μηχανικές δοκιμασίες δεν υπήρχε διαθέσιμο σύστημα σπονδυλοδεσίας από ανοξείδωτο χάλυβα και τιτάνιο. Δύο διαυχενικοί κοχλίες μήκους 60 mm και πάχους 6.5 mm από κάθε ένα από τα συστήματα τοποθετήθηκαν σε κύβους (50 x 50 mm) ακρυλικού τσιμέντου (PMMA) με γωνία εισόδου 15° από τη μέση γραμμή, όπως



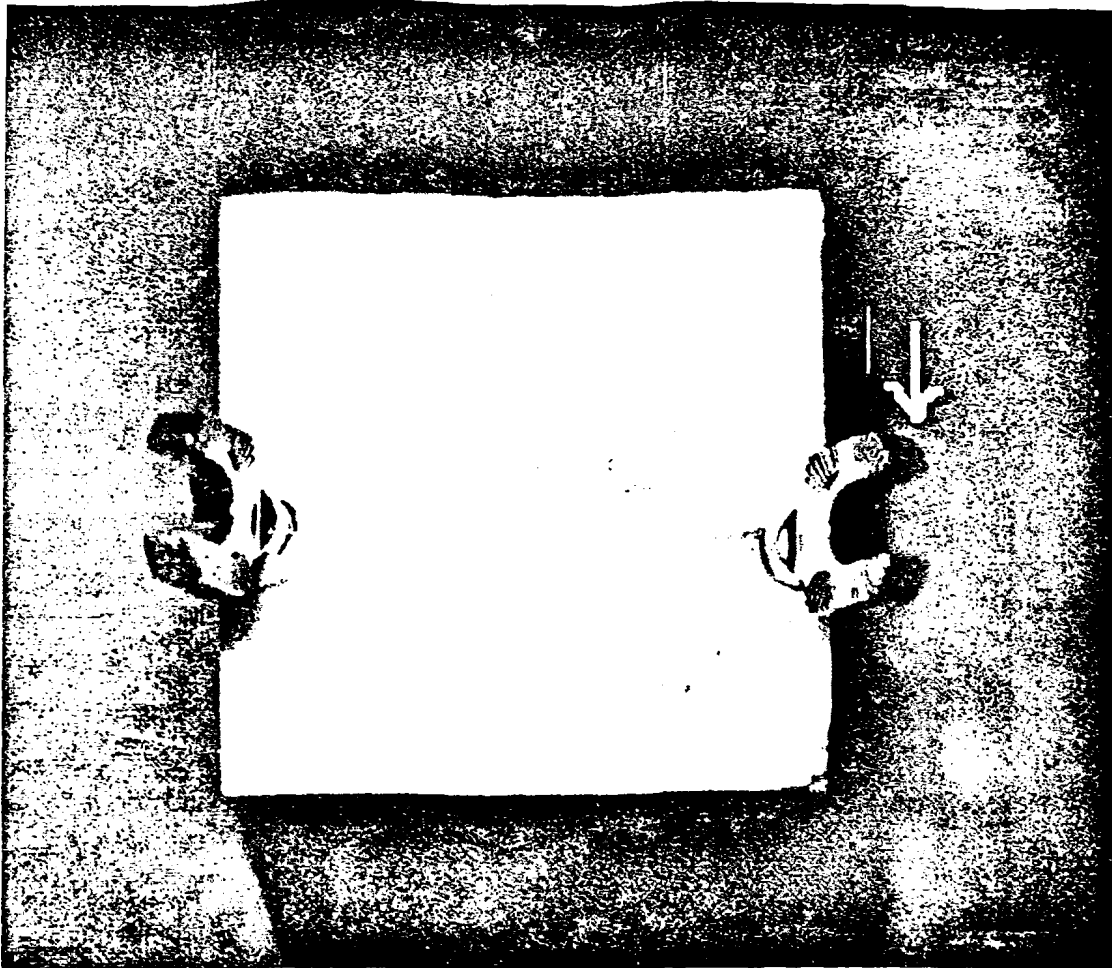
τοποθετούνται στους αυχένες των οσφυϊκών σπονδύλων στην ανθρώπινη σπονδυλική στήλη.(Εικ.1).



Εικόνα 1 α .Οι διαυχενικοί κοχλίες TSRH τοποθετήθηκαν στον κύβο ακρυλικού τσιμέντου με γωνία περίπου 15° από τη μέση γραμμή ενώ τμήμα του κοχλία περίπου 10 mm εξέχει από τον κύβο.

Οι διαυχενικοί κοχλίες τοποθετήθηκαν σε κύβους ακρυλικού τσιμέντου (PMMA) και όχι σε πτωματική ή ζωική σπονδυλική στήλη, όπως και οι Carson και Dick καθώς και εμείς σε προηγούμενη μελέτη μας. Ο σκοπός μας ήταν με τη στερέωση σε PMMA να εξουδετερωθεί ο βιολογικός παράγοντας (ποικιλία οστικής πυκνότητας και ανατομίας), κατάργηση της κίνησης στην επιφάνεια επαφής του εμφυτεύματος και του οστού, και

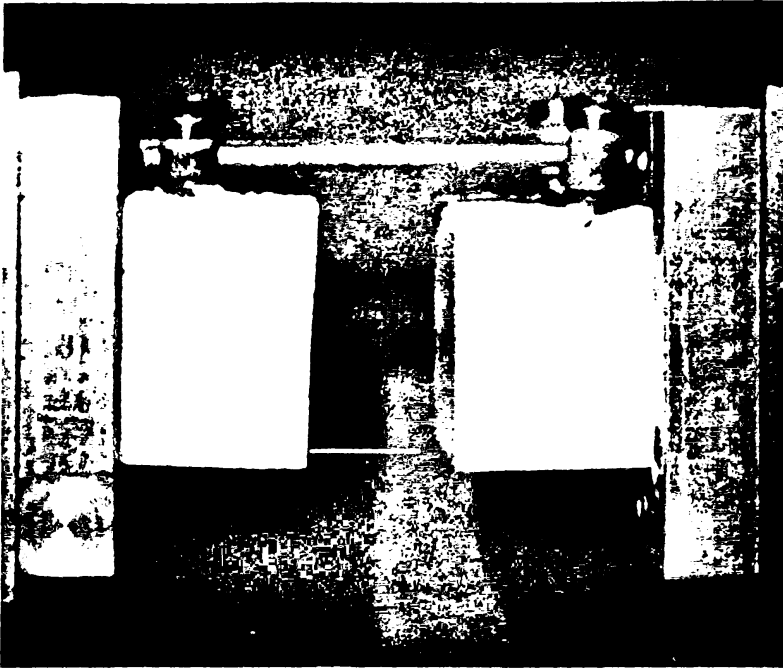




Εικόνα 1γ. Οι διαυγενικοί κοχλίες από ανοξείδωτο χάλυβα τοποθετημένοι στον κύβο ακρυλικού τσιμέντου. Διακρίνουμε τον τύπου "Υ" κεφαλή του κοχλία, καθώς και την οδοντωτή ακτινωτή επιφάνεια για την ασφαλέστερη σύνδεση.

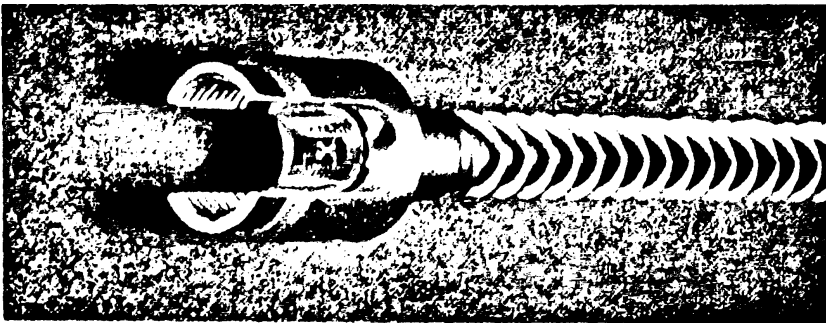
συνθήκες μέγιστης αστάθειας ("worst-case" scenario). Στη μηχανική αυτή συγκριτική μελέτη χρησιμοποιήθηκαν ράβδοι τιτανίου και ανοξείδωτου χάλυβα με διάμετρο 4.9 mm γιατί θέλαμε να πετύχουμε σχετική ελαστικότητα στο σύστημα ώστε να μπορούμε να μετρήσουμε την επίδραση του εγκάρσιου συνδετικού στην ακαμψία των συστημάτων. Στο σύστημα TSRH τοποθετήσαμε τις επιμήκεις ράβδους επί τα έσω των κοχλιών, έτσι που η μεταξύ τους κάθετη απόσταση να είναι ίδια με αυτή των επιμήκων ράβδων DDS. Η κάθετη απόσταση μεταξύ των επιμήκων

ράβδων ήταν και στα δύο συστήματα 4.5cm αφού σύμφωνα με την κλινική εμπειρία αυτή την απόσταση έχουν οι ράβδοι όταν

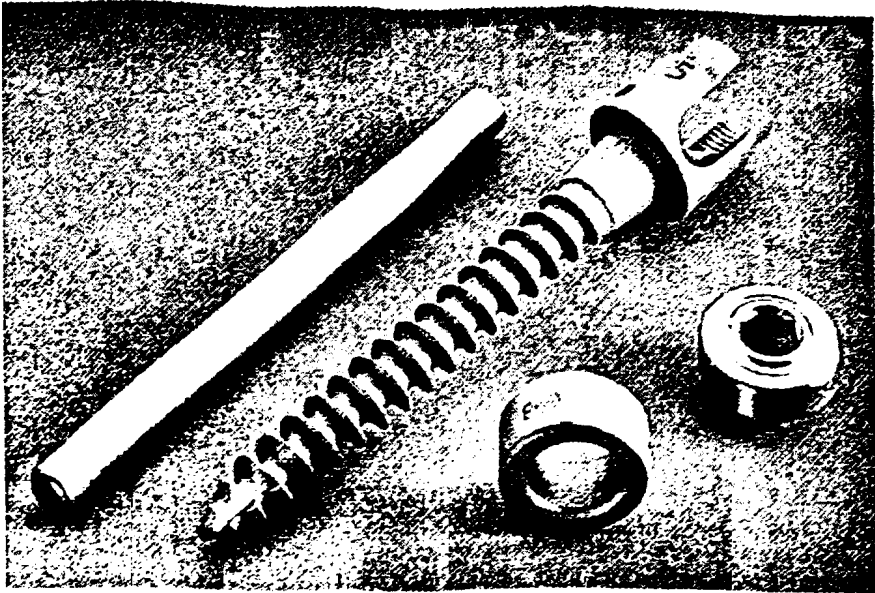


Εικόνα 1δ. Μετά τη συναρμολόγηση του συστήματος δημιουργείται ένα μετά σωματεκτομή μοντέλο τοποθετούνται στην ανθρώπινη οσφυϊκή σπονδυλική στήλη (Εικ.2α, β).

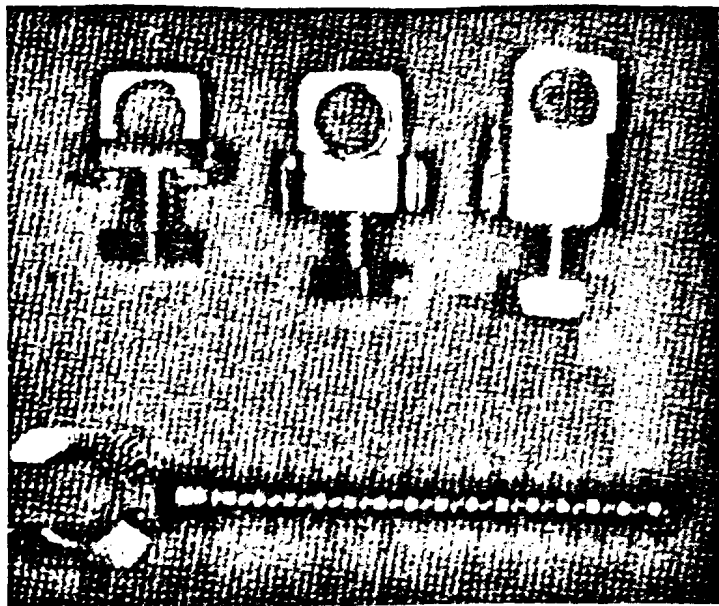
Όλες οι συνδέσεις μεταξύ των κοχλιών, των επιμήκων ράβδων και των εγκάρσιων συνδετικών έγιναν σύμφωνα με τις οδηγίες των κατασκευαστών, όπως στις πραγματικές συνθήκες χειρουργείου.



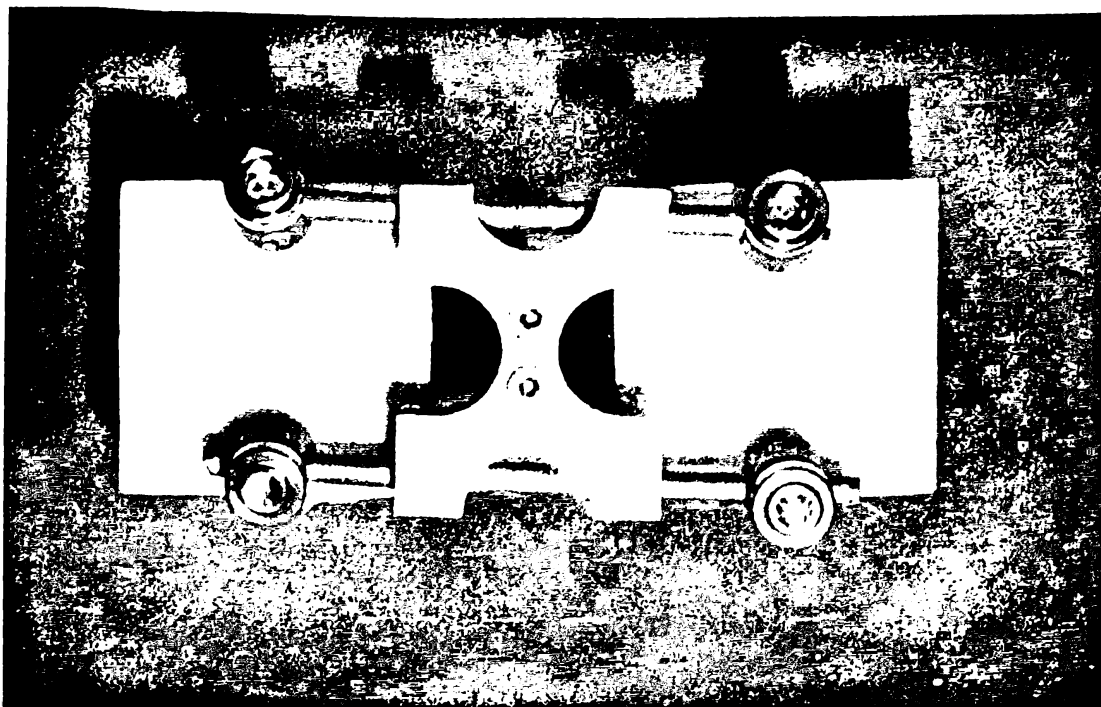
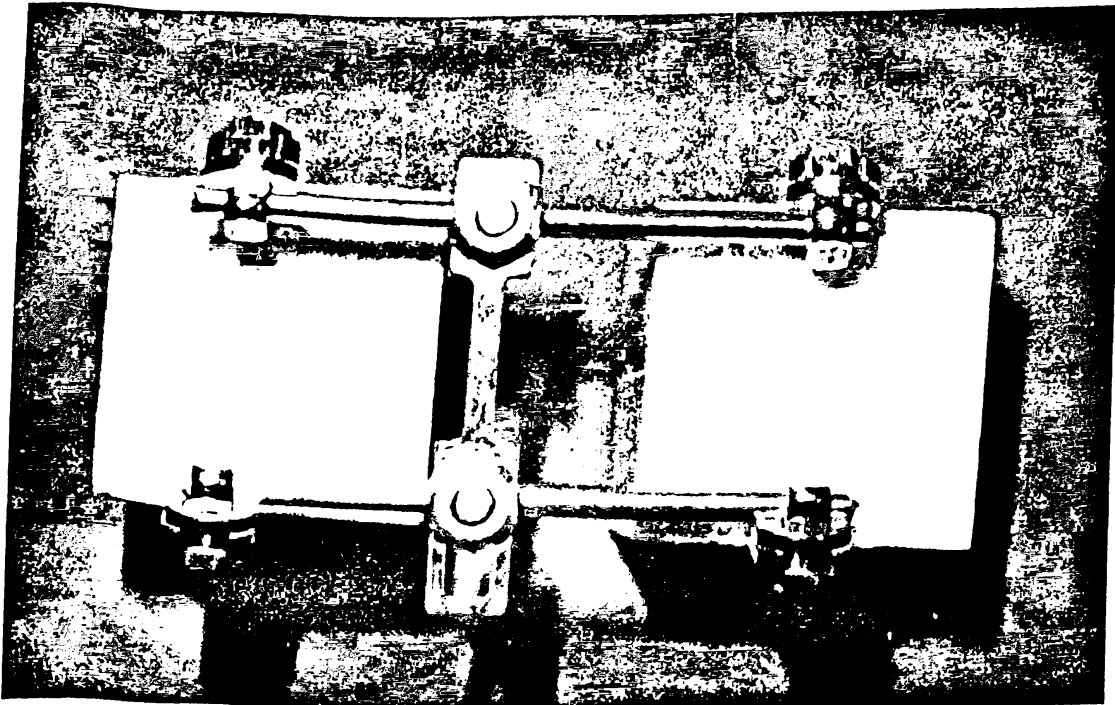
Εικόνα. 1ε Ο κοχλίας DDS. Διακρίνουμε το εσωτερικό σπείρισμα και τη διαμόρφωση του εσωτερικού της κεφαλής για την υποδοχή της ράβδου.



Εικόνα Ιε'. Ο κολλίας DDS με τμήμα ράβδου και τα εξαρτήματα σύνδεσης του πάνω σε αυτή



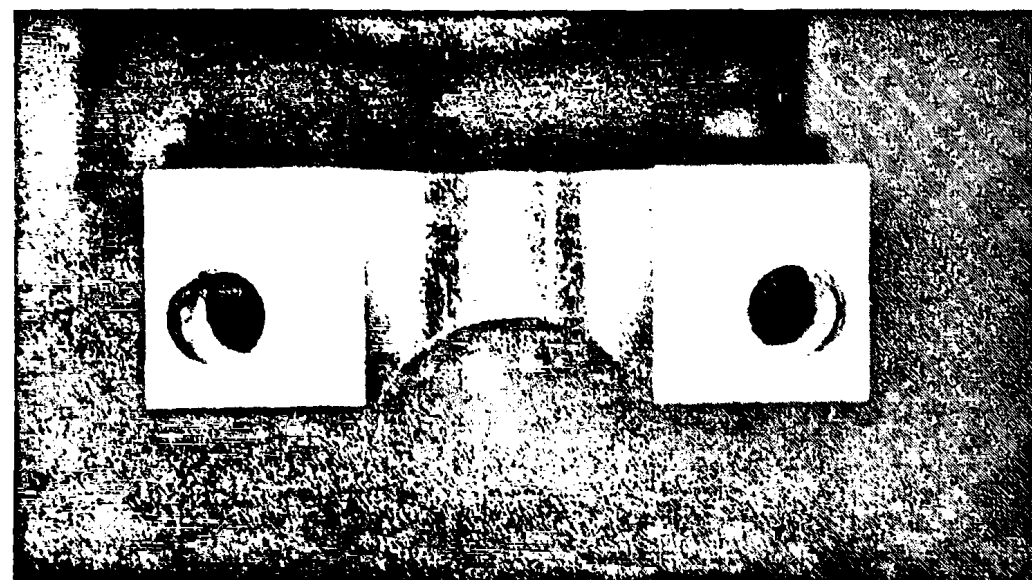
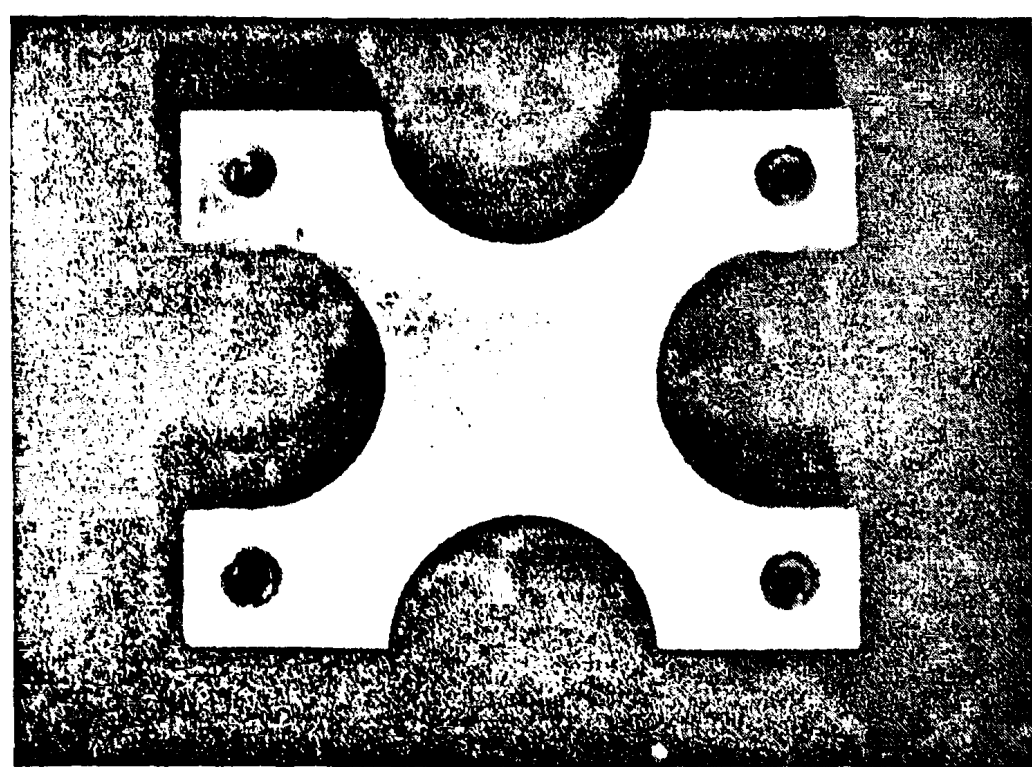
Εικόνα Ιζ. Ο κολλίας TSRH. Διακρίνουμε την οδοντωτή ακτινωτή επιφάνεια της τύπου "Υ" κεφαλής . Επίσης διακρίνουμε τα συνδετικά εξαρτήματα με τα οποία προσαρμόζεται στην ράβδο.



Εικόνες 2 α, β. Οι απόσταση μεταξύ των δύο ράβδων κάθε συστήματος μετά την συναρμολόγηση των δοκιμών ήταν αντίστοιχη της κλινικής εφαρμογής τους

Στη μελέτη αυτή χρησιμοποιήθηκαν, εκτός από το εγκάρσιο συνδετικό του TSRH, δύο σχήματος " H " συνδετικά τα οποία σχεδιάσθηκαν και

κατασκευάσθηκαν από αλουμίνιο, για τις ανάγκες της μηχανικής αυτής δοκιμασίας και όχι για εμπορική χρήση.

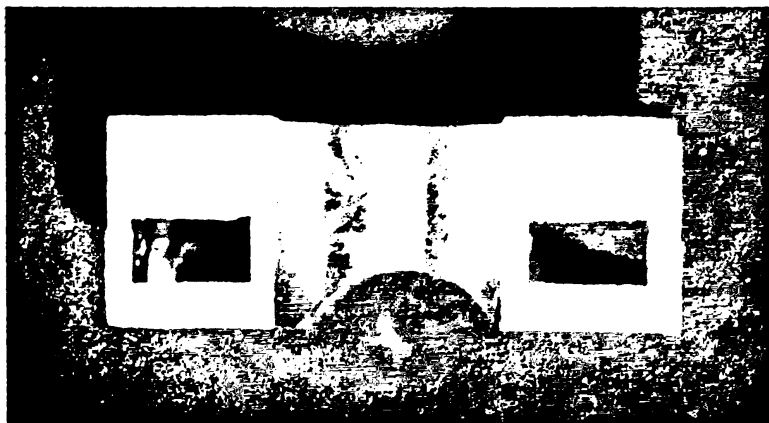
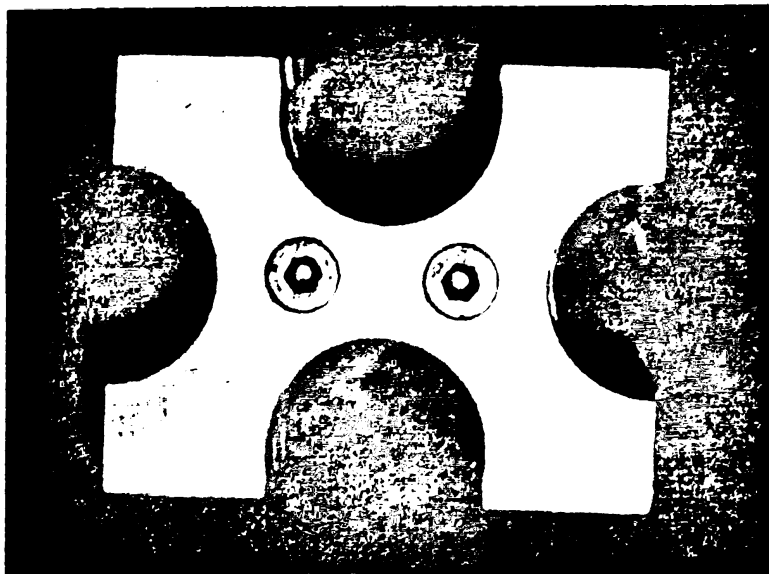


Εικόνες 3 α, β. Το συμπαγές - κλειστό εγκάρσιο συνδετικό τύπου "II". Διακρίνουμε τα δύο κυλινδρικά τούνελ μέσα στα οποία τοποθετούμε τις ράβδους, ενώ στη ραχιαία επιφάνεια διακρίνουμε τις ασφαλιστικές βίδες.

Χρησιμοποιήσαμε αλουμίνιο για την κατασκευή των συνδετικών στο εργαστήριό μας. Όμως στην κλινική πράξη όλα τα τμήματα ενός συστήματος πρέπει να είναι από το ίδιο υλικό, (ανοξειδωτος χάλυβας ή



τιτάνιο), για να αποφεύγεται η δημιουργία ρινισμάτων και η ηλεκτρόλυση.



Εικόνα 4 α, β. Το ανοικτό τύπου "H" εγκάρσιο συνδετικό. Μετά την συναρμολόγησή του σχηματίζονται δύο παραλληλόγραμμα τούνελ για την υποδοχή των ράβδων.

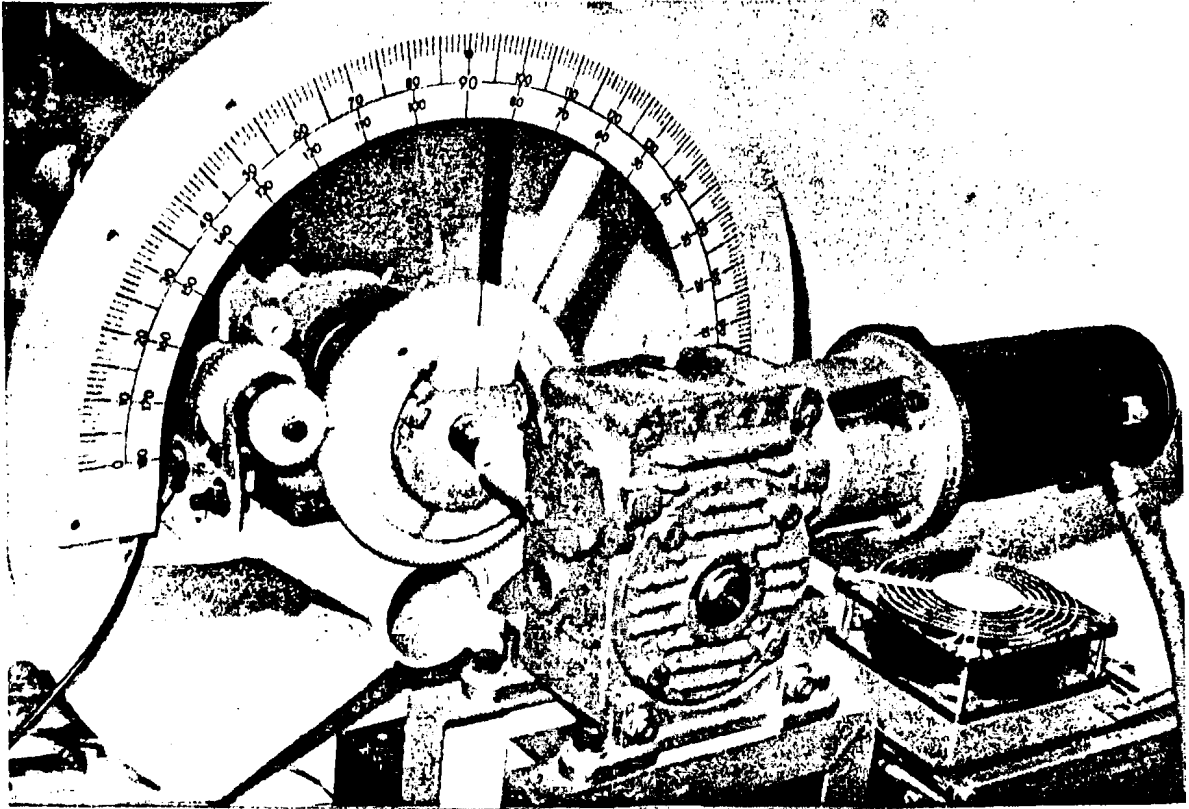
Το ένα από αυτά τα συνδετικά, το κλειστό "H", είναι συμπαγές με δύο επιμήκη κυλινδρικά "τούνελ" διαμέτρου 4.9 mm σχεδιασμένα να υποδεχθούν τις δύο επιμήκειες ράβδους τιτανίου και ανοξείδωτου χάλυβα.

(Εικ.3)

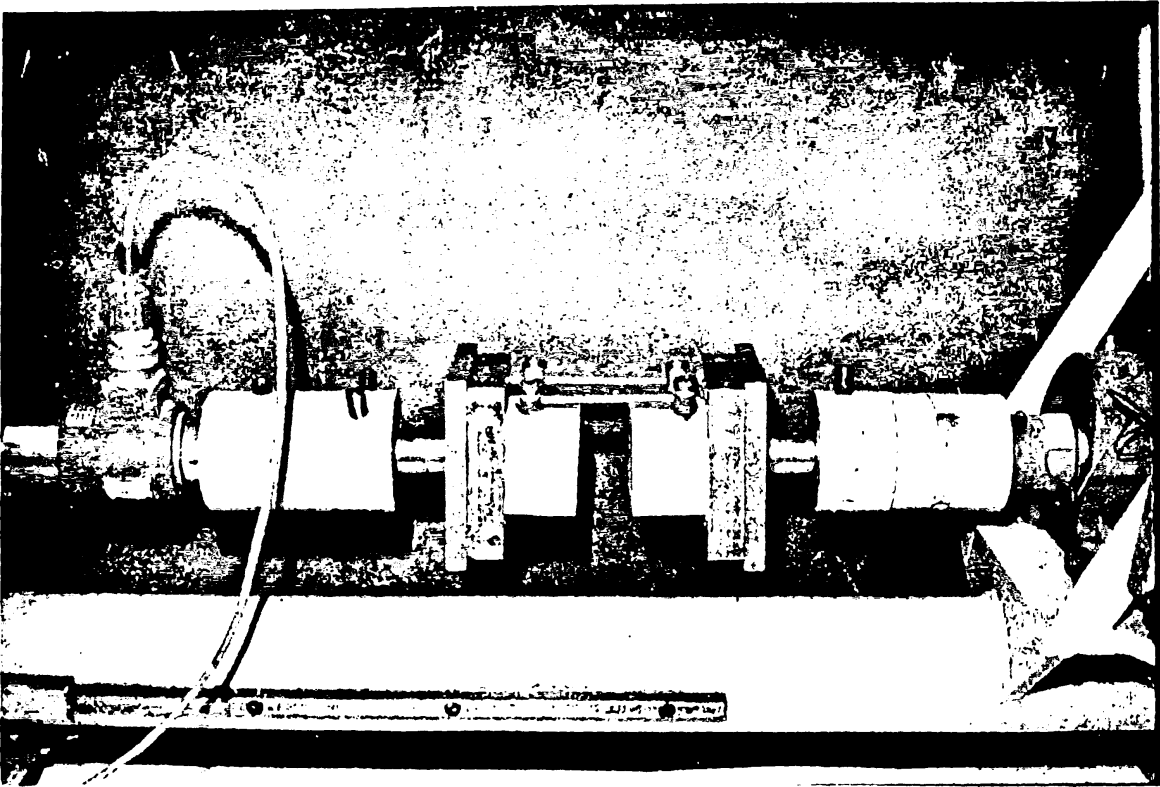
Μετά την τοποθέτηση των επιμήκων ράβδων ακολουθούσε η ασφάλισή τους, με τη χρήση ασφαλιστικών κοχλιών. Το άλλο συνδετικό το ανοικτό



"Η" δεν είναι τελείως συμπαγές αλλά αποτελείται από δύο τμήματα τα οποία μετά την τοποθέτηση των ράβδων συναρμολογούνται και ασφαλίζονται με τη χρήση ασφαλιστικών κοχλιών στο κεντρικό μέρος του " Η " συνδετικού.



Εικόνα 5. Η μηχανή στρέψης ελεγχόμενη από ηλεκτρονικό υπολογιστή.



• Εικόνα 6α. Το δοκίμιο τοποθετημένο στη μηχανή στρέψης.

Μετά τη συναρμολόγηση των δύο τμημάτων του εγκάρσιου συνδετικού "

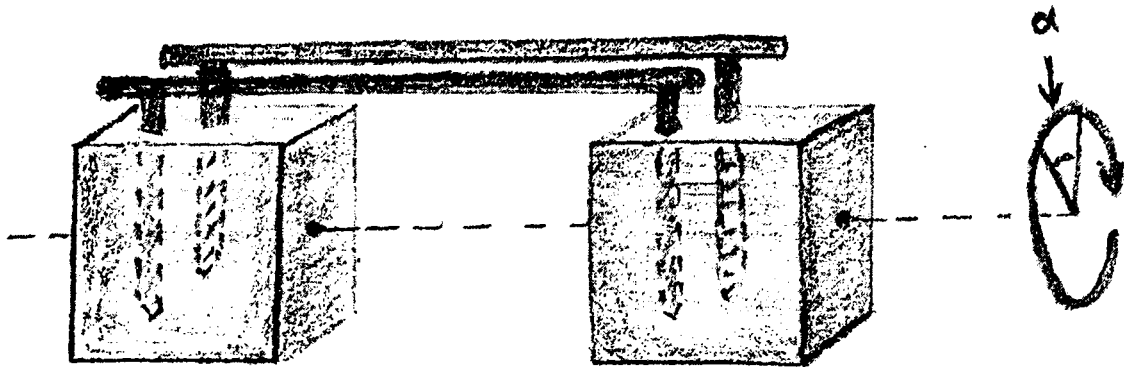
Η " σχηματίζονται παραλληλόγραμμα "τούνελ" στα οποία συγκρατούνται οι ράβδοι (Εικ.4).

Αρχικά πραγματοποιήθηκαν δοκιμασίες αξονικής ολίσθησης με την εφαρμογή μέγιστης αξονικής φόρτισης, 100 Kg, κατά μήκος της ράβδου (θλίψη), χωρίς να παρατηρηθεί ολίσθηση των συνδετικών επάνω στις ράβδους τιτανίου ή ανοξείδωτου χάλυβα. Αυτή είναι η μέγιστη που μπορεί να εφαρμόσει η μηχανή που χρησιμοποιήθηκε για τις δοκιμασίες.

Οι μηχανικές δοκιμασίες στις οποίες υποβλήθηκαν τα δοκίμια ήταν μη καταστροφική (non destructive) στατική στροφική φόρτιση με στροφή $0.5^\circ / \text{sec}$, και φόρτιση σε κάμψη και έκταση με μετατόπιση 1 mm/sec.

Στη συνέχεια εφαρμόσαμε αξονική στροφική



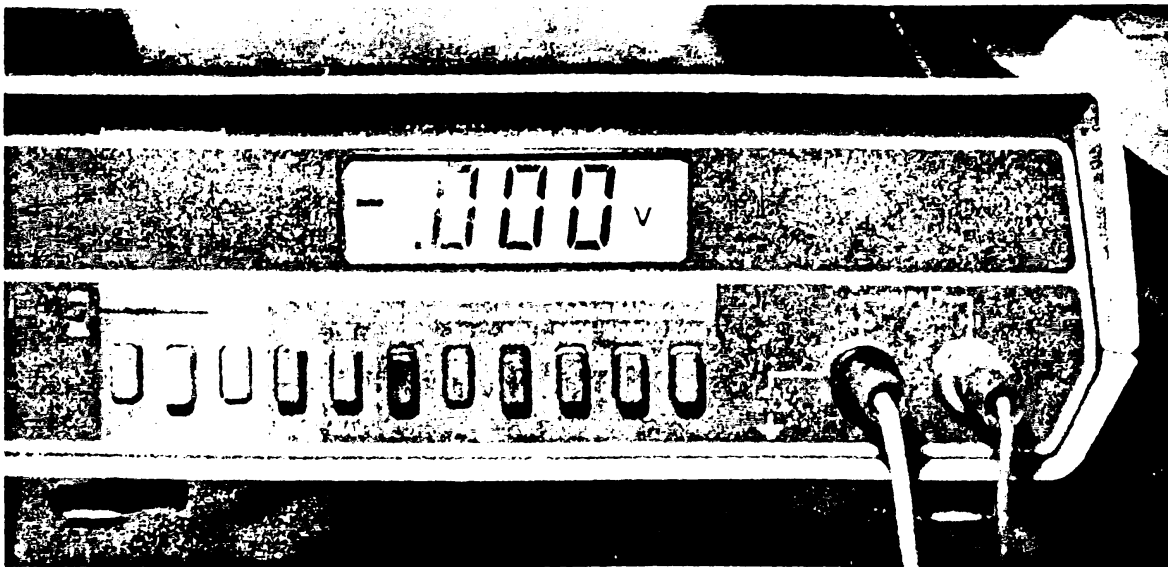


Εκόνα 6β. Τα δοκίμια υποβλήθηκαν σε δοκιμασία στροφής. Η σχετική, μεταξύ των κύβων, στροφή (γωνία α) ήταν 10° .

ροπή 100 Kg στους κύβους του ακρυλικού τσιμέντου με τη βοήθεια υποβοηθούμενης από υπολογιστή μηχανής. (Εικ.5, 6α,6β)

Τη δύναμη κάμψης και έκτασης εφαρμόσαμε στα δοκίμια με τη βοήθεια της MONSANTO Tensometer 20 testing machine (Dorcan, Swindon, Wiltshire, UK) με ειδικά σχεδιασμένες υποδοχές για τους κύβους του ακρυλικού τσιμέντου (Εικ.7,8). Ένας LVDT (Linear Voltage Displacement Transducer) μετρητής , ο οποίος τοποθετήθηκε στο μέσο της κάτω ακμής του κύβου, χρησιμοποιήθηκε για να μετρηθεί η παρεκτόπιση μεταξύ των δύο κύβων ακρυλικού τσιμέντου (PMMA). Κάθε κατασκευή δοκιμάσθηκε έξι φορές με πλήρη αποσυναρμολόγηση και επανασυναρμολόγηση, χρησιμοποιώντας κάθε φορά καινούρια συνδετικά και ράβδους και όλοι οι ασφαλιστικοί κοχλίες βιδώνονταν σε όλο το σπείραμα. Χρησιμοποιήθηκαν διαφορετικοί κοχλίες σε κάθε επανάληψη των μετρήσεων. Κάθε κύβος PMMA μόνο σε μία σειρά δοκιμασιών(κάμψη ή έκταση ή στροφή).Οι ράβδοι κάθε συστήματος

δοκιμάσθηκαν : α) χωρίς τη χρήση εγκάρσιου ενισχυτικού, ή με τη χρήση β) ενός εγκάρσιου συνδετικού TSRH μήκους 4.5 cm, γ) δύο εγκάρσιων συνδετικών TSRH ,δ) του ανοικτού "H" εγκάρσιου συνδετικού, και ε) του κλειστού "H" εγκάρσιου συνδετικού. Η εγκάρσια επιφάνεια διατομής (cross-sectional area) των εγκάρσιων συνδετικών TSRH και των εγκάρσιων συνδετικών "H" υπολογίσθηκε μετρώντας το μικρότερο πάχος στη μέση του συνδετικού με τη χρήση ενός παχύμετρου.



Εικόνα 7α. Η μηχανή ελέγχου κάμψης - έκτασης

Τα αποτελέσματα των δοκιμών καταγράφηκαν σε ηλεκτρονικό υπολογιστή και αφορούσαν την ροπή στροφής, την δύναμη κάμψης και τη δύναμη έκτασης.

Ως στροφική ακαμψία, ορίστηκε η στροφική ροπή που χρειάζεται για στροφική μετατόπιση 10^0 μεταξύ των κύβων ακρυλικού τσιμέντου. (Εικ.6β)

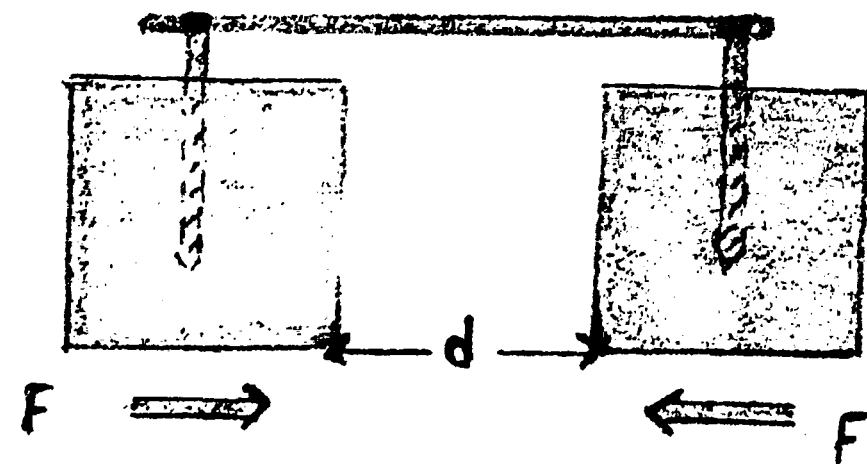


Ως καμπτική και εκτατική ακαμψία ορίσαμε αντίστοιχα τη δύναμη που απαιτείται για τη σχετική μετατόπιση κατά 5 mm, των κύβων ακρυλικού τσιμέντου. (Εικ. 7γ, 7δ)

Κάθε ένα από τα εγκάρσια συνδετικά τοποθετήθηκε στη μέση ή στην άκρη κάθε δοκιμίου και ακολούθησαν οι δοκιμασίες στροφής, κάμψης και έκτασης, έξι φορές κάθε δοκίμιο. Η στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων έγινε

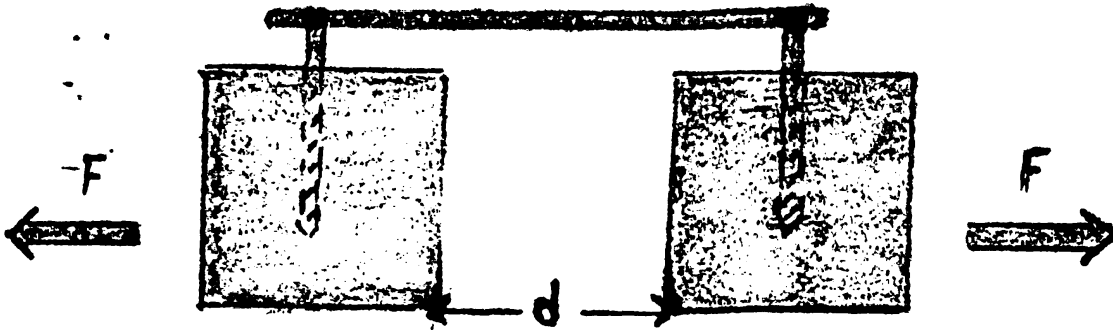


Εικόνα 7β. Το δοκίμιο στη μηχανή κάμψης - έκτασης.



Εικόνα 7 γ. Τα δοκίμια υποβλήθηκαν σε δοκιμασία κάμψης εφαρμόζοντας δυνάμεις κάμψης στο κατώτερο τμήμα των κύβων. Η απόσταση μεταξύ των κύβων (d) στο τέλος της κάμψης γίνεται : d - 5 mm





Εικόνα 7 δ. Τα δοκίμια υποβλήθηκαν σε δοκιμασία έκτασης εφαρμόζοντας εκτατικές δυνάμεις στο κατώτερο τμήμα των κύβων. Η αρχική απόσταση (d) μεταξύ των κύβων στο τέλος της δοκιμασίας γίνεται : $d + 5 \text{ mm}$

με τη χρήση του προγράμματος STATISTICA (StatSoft, Tulsa OK, USA) χρησιμοποιώντας ANOVA για τη στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων. Η δοκιμασία Box and Whisker's χρησιμοποιήθηκε για να δείξουμε την κατανομή των τιμών.

Αποτελέσματα

Οι τιμές που προέκυψαν από τις μετρήσεις είχαν πολύ στενή κατανομή και πολύ μικρές σταθερές αποκλίσεις. (Πίνακας 1-3). Η αξονική φόρτιση των 100 Kg στην οποία αρχικά υποβάλλαμε τα δοκίμια για τον έλεγχο της ολίσθησης των εγκάρσιων συνδετικών πανω στις επιμήκεις ράβδους δεν προκάλεσε καμία μετρήσιμη ολίσθηση - μετατόπιση μεταξύ της ράβδου, τιτανίου ή ανοξείδωτου χάλυβα, και κάποιου από τα τρία εγκάρσια συνδετικά.

Τα εγκάρσια συνδετικά που χρησιμοποιήθηκαν στις δοκιμασίες είχαν ελάχιστη επιφάνεια εγκάρσιας διατομής (cross-sectional area) 1) TSRH : 16.6 mm^2 , 2) ανοικτό "H" : 176 mm^2 και 3) κλειστό "H" : 208 mm^2 . Οι



δοκιμασίες που έγιναν μεταβάλλοντας τη θέση του συνδετικού πάνω στην ράβδο δεν έδωσαν στατιστικώς σημαντικές διαφορές στην τιμή της ακαμψίας. Δεν βρέθηκε κάποια θέση η οποία να προσδίδει μεγαλύτερη ακαμψία στο δοκίμιο.

Τα αποτελέσματα των συγκριτικών μετρήσεων κάθε τύπου ακαμψία φαίνονται στους πίνακες 1-3.

Όταν προσθέσαμε το κλειστό - συμπαγές " Η " στα δοκίμια με τις 10 cm μήκους ράβδους τιτανίου είχαμε αύξηση της στρωφικής τους ακαμψίας κατά 195 % και αύξηση της καμπτικής ακαμψίας κατά 55 %. Όταν όμως προσθέσαμε το ίδιο συνδετικό, κλειστό - συμπαγές " Η ", στα δοκίμια με τις 10 cm μήκους ράβδους ανοξειδωτου χάλυβα, η αύξηση της εκτατικής ακαμψίας ήταν 64 %. [Πίνακες 1-3].

Τα δοκίμια με τις 10 cm μήκους ράβδους τιτανίου και ανοξειδωτου χάλυβα, χωρίς τη χρήση εγκάρσιου συνδετικού, έδειξαν 38 % και 64 % μεγαλύτερη στρωφική ακαμψία από τα αντίστοιχα με τις 15 cm μήκος ράβδους .(Πίνακας 1)

Τα δοκίμια με τις 10 cm μήκους ράβδους TSRH, με ή χωρίς τη χρήση εγκάρσιου συνδετικού, έδειξαν σημαντικά μεγαλύτερη στρωφική-ακαμψία από τα αντίστοιχα δοκίμια του DDS. (Πίνακας 1)



Πίνακας 1 : Η επίδραση της συνδετικής ράβδου στην στροφική ακαμψία των συστημάτων ανοξειδωτου χάλυβα και τιτανίου.

Τύπος συνδετικής ράβδου	Μήκος ράβδου 10 cm		Μήκος ράβδου 15 cm	
	Τιτάνιο	Ανοξ.Χάλυβας	Τιτάνιο	Ανοξ.Χάλυβας
Χωρίς συνδετικό	376 ± 14	480 ± 17	239 ± 12	173 ± 14
Μονό TSRH	503 ± 13	591 ± 17	346 ± 15	265 ± 12
Διπλό TSRH	614 ± 21	700 ± 19	479 ± 15	352 ± 14
Ανοικτό "H"	569 ± 22	779 ± 22	358 ± 14	289 ± 3
κλειστό "H"	1109 ± 18	1228 ± 36	599 ± 15	421 ± 12

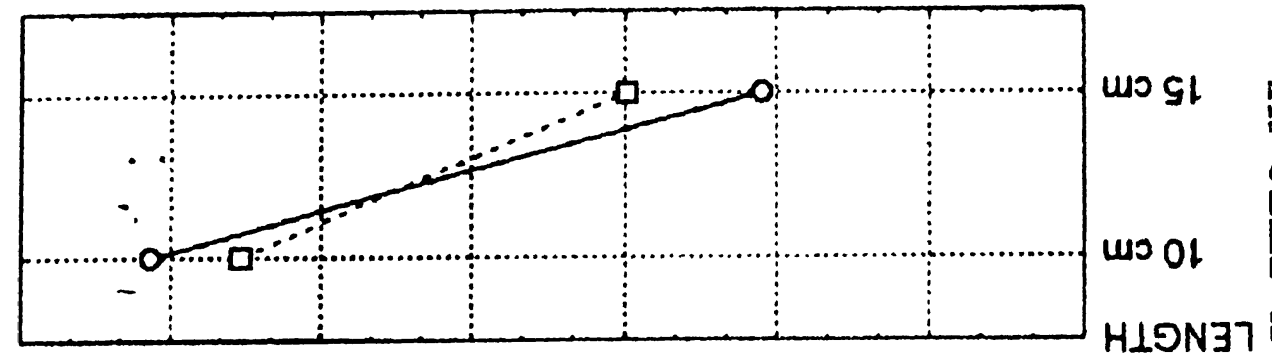
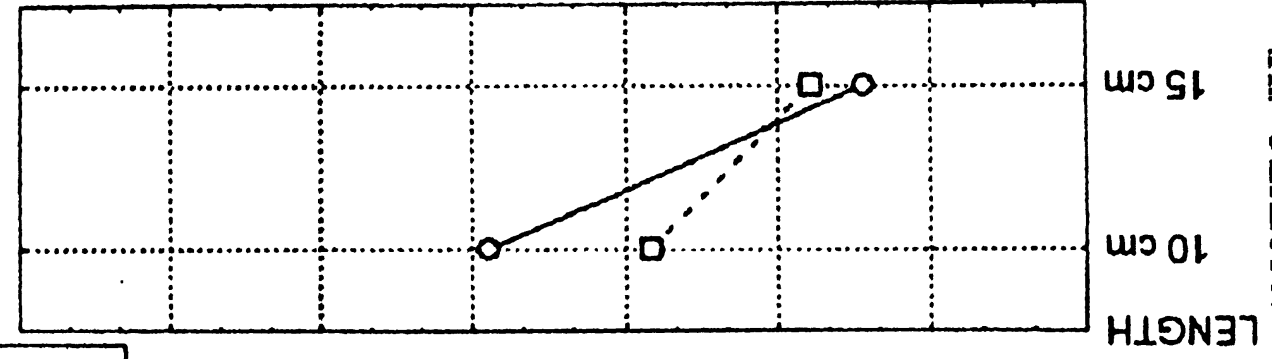
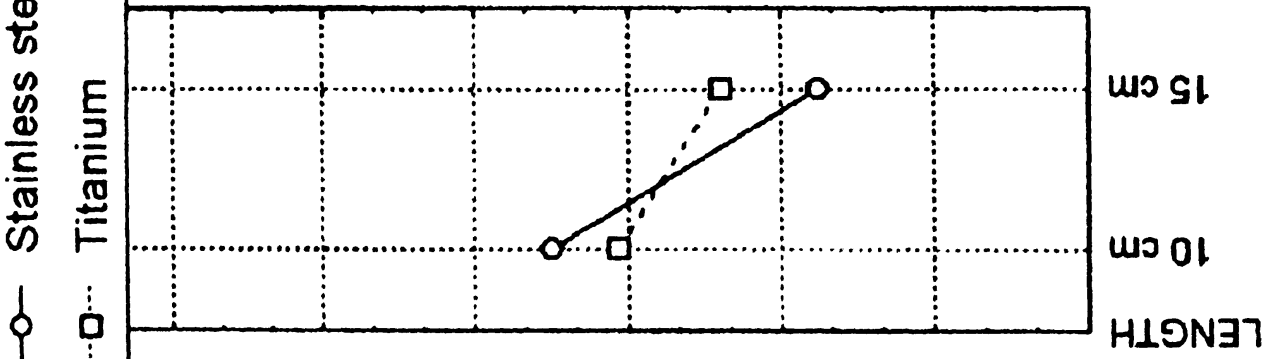
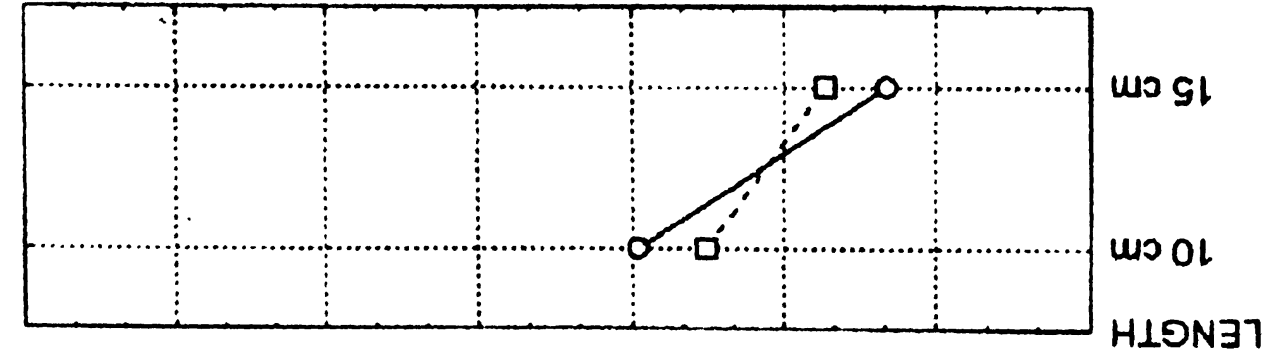
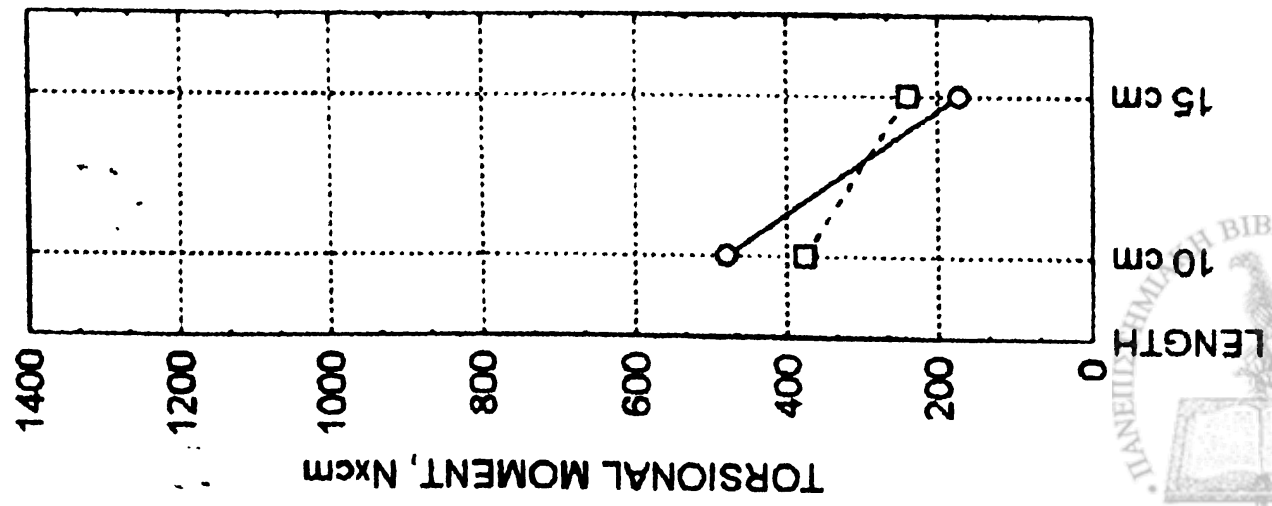
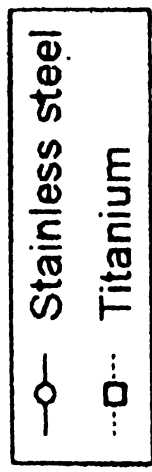
Όλες οι τιμές εκφράζονται σε Newtons. Cm (N.cm) δείχνουν μέση τιμή ± σταθερή απόκλιση
 p-value = unpaired t-test

N. S. = Statistical Non - Significant

* = P < 0.05, ** = P < 0.01, *** = P < 0.001



Σελίδα 1. 11 Ομοφυή ακαμψία των δύο συστημάτων ανάλογα με το εγκάρσιο συνδετικό που χρησιμοποιήθηκε.



ΧΩΡΙΣ ΕΥΝΑΕΤΙΚΟ

ΜΟΝΟ ΤΣΡJJ

ΔΙΠΛΟ ΤΣΡJJ

ΑΝΟΙΚΤΟ ΤΠ

ΚΑΛΕΣΤΟ ΤΠ

Πίνακας 2 : Η επίδραση της συνδυαστικής ράβδου στην εκτατική ακαμψία των δύο συστημάτων (Τιτάνιο , ανοξ. Χάλυβας)

Τύπος συνδυετικού	μήκος ράβδου 10 cm		μήκος ράβδου 15 cm		p-value	Ανοξ. Χάλυβας	Ανοξ. Χάλυβας p-value
	Τιτάνιο	Ανοξ. Χάλυβας	Τιτάνιο	Ανοξ. Χάλυβας			
Χωρίς συνδετικό	125 ± 2	114 ± 5	95 ± 3	116 ± 2	***		***
μονό TSRH	129 ± 9	130 ± 8	106 ± 5	120 ± 2	N. S.		***
διπλό TSRH	139 ± 1	140 ± 2	107 ± 2	121 ± 1	N. S.		***
ανοικτό "H"	138 ± 3	145 ± 4	113 ± 2	120 ± 4	*		*
κλειστό "H"	154 ± 5	187 ± 16	127 ± 1	135 ± 2	**		***

Όλες οι τιμές εκφράζονται σε Newtons. Cm (N.cm) μέση τιμή ± σταθερή απόκλιση

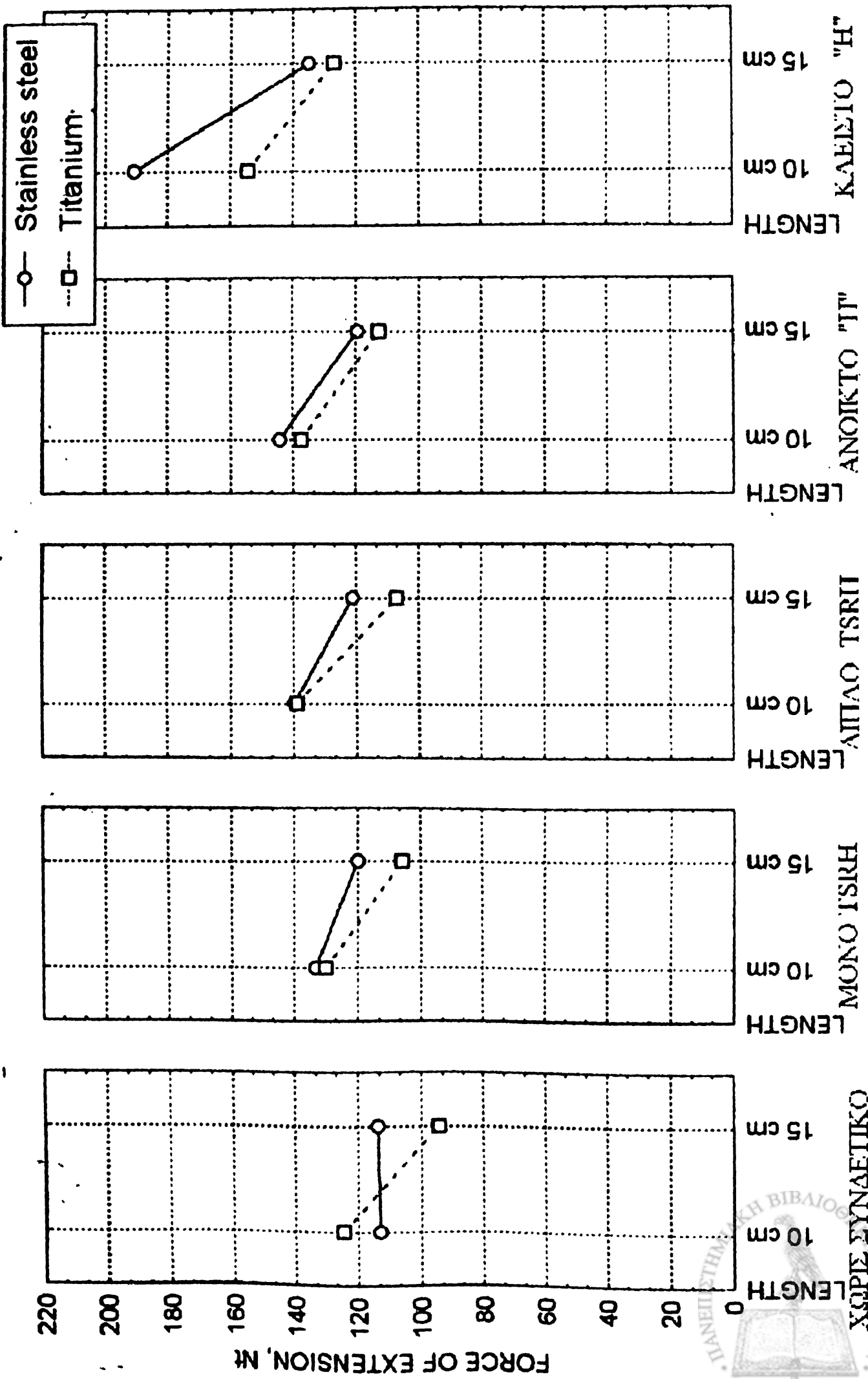
p-value = unpaired t-test

N. S. = Statistical Non - Significant

* = P < 0.05, ** = P < 0.01, *** = P < 0.001



Σχήμα 2. Η εκατοική εκκιμψία των δύο συστημάτων ανάλογα με το εγκάρσιο συνδετικό που χρησιμοποιήθηκε



Πίνακας 3 : Η επίδραση της συνδετικής ράβδου στην καμπτική ακαμψία των δύο συστημάτων (Τιάνιο, ανοξ. Χάλυβας)

Τύπος συνδετικού	μήκος ράβδου 10 cm		μήκος ράβδου 15 cm	
	Τιάνιο	Ανοξ. Χάλυβας	Τιάνιο	Ανοξ. Χάλυβας
	133 ± 3	117 ± 2	97 ± 2	108 ± 1
			p-value	p-value
Χωρίς συνδετικό			***	***
μονό TSRH	145 ± 6	141 ± 3	N. S.	***
διπλό TSRH	154 ± 3	143 ± 4	**	N. S.
ανοικτό "H"	195 ± 4	149 ± 3	***	***
κλειστό "H"	206 ± 3	178 ± 3	***	N. S.

Όλες οι τιμές εκφράζονται σε Newtons. Cm (N.cm) μέση τιμή ± σταθερή απόκλιση
p-value = unpaired t-test

N. S. = Statistical Non - Significant

* = P < 0.05, ** = P < 0.01, *** = P < 0.001



ΧΡΟΠΕ ΣΥΝΑΕΤΙΚΟ

LENGTH
10 cm
15 cm

ΜΟΝΟ ΤΣΡΗΙ

LENGTH
10 cm
15 cm

ΑΙΠΙΑΟ ΤΣΡΗΙ

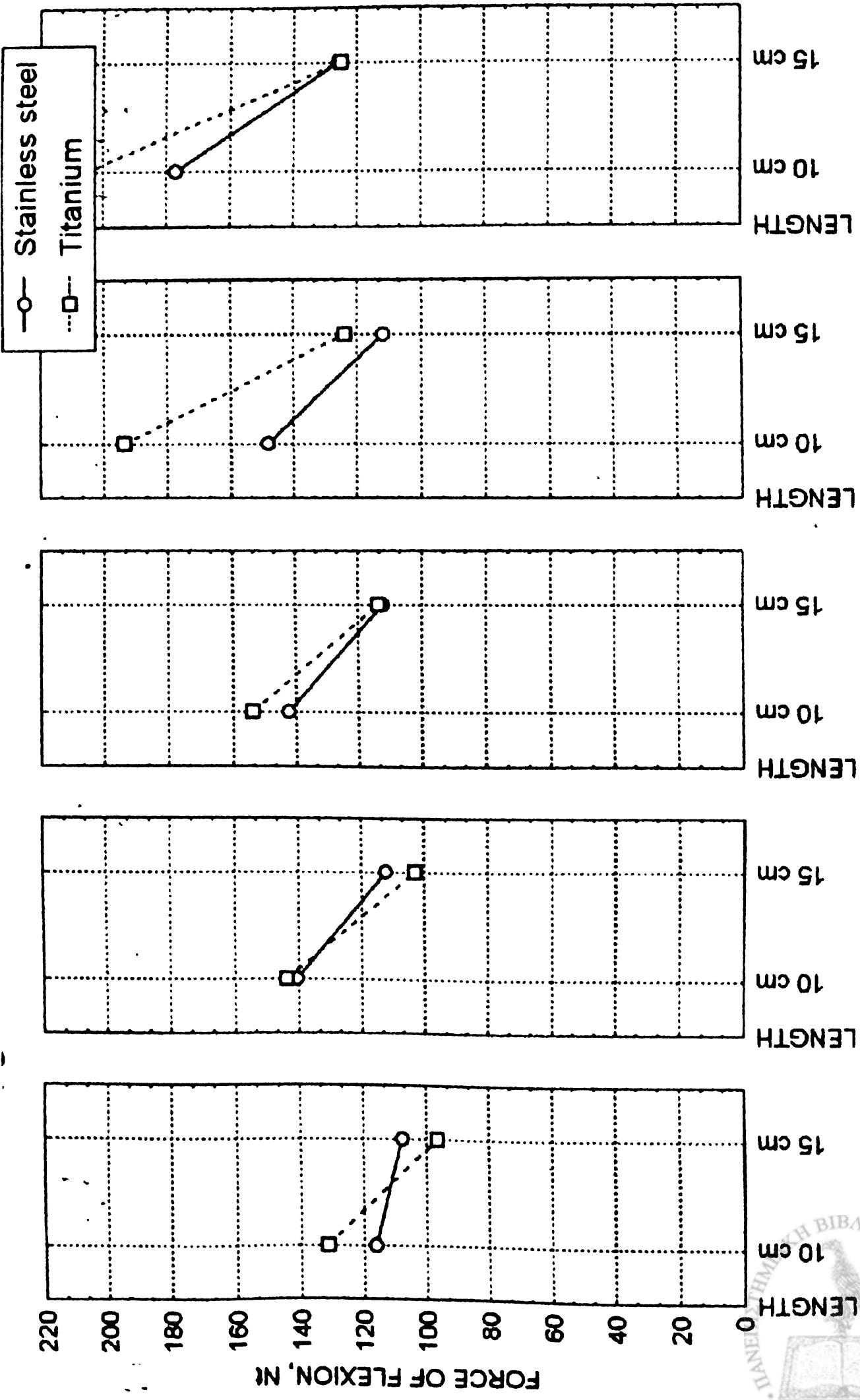
LENGTH
10 cm
15 cm

ΑΝΟΙΚΤΟ "Π"

LENGTH
10 cm
15 cm

ΚΑΡΕΤΟ "Π"

LENGTH
10 cm
15 cm



Αντίθετα, τα δοκίμια με τις 15 cm ράβδους DDS, με ή χωρίς τη χρήση ενισχυτικής ράβδου, έδειξαν σημαντικά μεγαλύτερη στρωφική ακαμψία από τα αντίστοιχα TSRH. (Πίνακας 1)

Η εκτατική ακαμψία των δοκιμίων με τις 10 cm ράβδους DDS, χωρίς τη χρήση εγκάρσιου συνδετικού, ήταν κατά 24 % μεγαλύτερη από την αντίστοιχη των δοκιμίων με τις 10 cm ράβδους DDS. Τα δοκίμια με ράβδους TSRH, χωρίς τη χρήση εγκάρσιου συνδετικού είχαν παρόμοια εκτατική ακαμψία είτε χρησιμοποιούσαμε 10 cm είτε 15 cm μήκους ράβδους. (Πίνακας 2)

Τα δοκίμια με τις 15 cm μήκους ράβδους TSRH ενισχυμένα με οποιοδήποτε εγκάρσιο συνδετικό, έδειξαν σημαντικά μεγαλύτερη εκτατική ακαμψία από τα αντίστοιχα με τις 15 cm μήκους ράβδους DDS.

(Πίνακας 2)

Το απλό και το διπλό συνδετικό TSRH δεν επηρέασε σημαντικά την εκτατική ακαμψία των δοκιμίων με τις 15 cm μήκους ράβδους TSRH

(Πίνακας 2)

Η καμπτική ακαμψία των δοκιμίων με τις 10 cm ράβδους DDS, χωρίς τη χρήση εγκάρσιου συνδετικού, ήταν κατά 37 % μεγαλύτερη από εκείνη των δοκιμίων με τις 15 cm μήκους ράβδους DDS.



Τα δοκίμια με τις 15 cm μήκους ράβδους TSRH, έδειξαν σημαντικά μεγαλύτερη καμπτική ακαμψία από τα αντίστοιχα με τις ίδιου μήκους ράβδους DDS.(Πίνακας 3)

Το ανοικτό " H " δεν προσέφερε σημαντικά μεγαλύτερη καμπτική ακαμψία, ούτε στα δοκίμια με τις 10 cm μήκους ούτε σε αυτά με τις 15 cm μήκους ράβδους TSRH, σε σχέση με το απλό συνδετικό TSRH. (Πίνακας 3)

Τα δοκίμια χρησιμοποιούσαν 10 cm ράβδους DDS έδειξαν μεγαλύτερη καμπτική ακαμψία από αυτά που χρησιμοποιούσαν αντίστοιχες ράβδους TSRH, με ή χωρίς τη χρήση οποιουδήποτε εγκάρσιου ενισχυτικού (Πίνακας 3,)

Λόγω των μικρού εύρους των σταθερών αποκλίσεων σε όλες τις μετρήσεις, (Πίνακας 1, 2 και 3) η επίδραση κάθε μίας από τις παραμέτρους, ο τύπος του συστήματος, το μήκος της ράβδου και ο τύπος του εγκάρσιου συνδετικού, στην ακαμψία κάθε συστήματος ήταν πολύ σημαντική.($P < 0.01$)

Συζήτηση

Τις τελευταίες δύο - τρεις δεκαετίες, με την εξέλιξη της τεχνολογίας αλλά και της αύξησης της χρήσης μεταλλικών



εμφυτευμάτων στην χειρουργική της σπονδυλικής στήλης, έκαναν την εμφάνισή τους αρκετά νέα συστήματα σπονδυλοδεσίας. Η εμβιομηχανική μελέτη αυτών των συστημάτων δεν έχει γίνει πάντα με τα ίδια κριτήρια και με τις ίδιες συνθήκες. Αυτό κάνει δύσκολή την σύγκριση των αποτελεσμάτων μεταξύ των μελετητών.

Υπάρχουν τρεις βασικές δοκιμασίες με τις οποίες μπορεί να γίνει η εμβιομηχανική μελέτη ενός συστήματος οπίσθιας σπονδυλοδεσίας. Οι δοκιμασίες αυτές είναι η στατική καταστροφική φόρτιση, η κυκλική φόρτιση – κόπωση και η μη καταστροφική στατική φόρτιση.

Με την καταστροφική δοκιμασία ελέγχουμε την αντοχή ενός συστήματος και μπορούμε να εντοπίσουμε τα αδύνατα σημεία του στη διάρκεια της σχεδίασης και της κατασκευής του. Η δοκιμασία κόπωσης μας δίνει στοιχεία για την αντοχή του συστήματος στο χρόνο. Η δοκιμασία όμως η οποία έχει κλινική σημασία είναι, κατά τον Panjabi²², η στατική μη καταστροφική δοκιμασία. Η δοκιμασία αυτή μετράει την ικανότητα του συστήματος να παρέχει σταθερότητα στην ασταθή σπονδυλική στήλη, σε πολλές κατευθύνσεις. Στην στατική μη καταστροφική δοκιμασία δοκιμασία δεν έχουμε καταστροφή του υπο εξέταση υλικού αλλά τα αποτελέσματά της μας δείχνουν τη δυνατότητα του συστήματος να παρέχει την απαιτούμενη ακαμψία για τη γρήγορη



επίτευξη είτε της οστικής πόρωσης ενός κατάγματος, είτε την επίτευξη οστικής σπονδυλοδεσίας.

Σε πολλές εμβιομηχανικές μελέτες συστημάτων οπίσθιας σπονδυλοδεσίας με διαυγενικές βίδες έχει χρησιμοποιηθεί είτε ανθρώπινη πτωματική είτε ζωική σπονδυλική στήλη. Η χρήση ανθρωπίνων και ζωικών δοκιμίων δημιουργεί πολλά και σημαντικά προβλήματα σε στατικές ή κυκλικές δοκιμασίες.

Ο λόγος είναι ότι οι διαφορές στην ηλικία, το μέγεθος και την οστική πυκνότητα των δειγμάτων μπορεί να επηρεάσουν στατιστικώς σημαντικά τα αποτελέσματα των μετρήσεων και να οδηγήσουν σε λάθος συμπεράσματα. Επι πλέον η επανάληψη μιας δοκιμασίας κάτω από τις ίδιες συνθήκες δεν είναι πρακτικά εφικτή διότι η πρώτη δοκιμασία έχει προξενήσει ήδη αλλοιώσεις στο οστό.

Ακόμα πιο δύσκολη είναι η πραγματοποίηση της δοκιμασίας κόπωσης σε πτωματικά ή ζωικά δοκίμια, αφού οι αλλοιώσεις που συμβαίνουν στην επιφάνεια επαφής του υλικού με το οστό, επηρεάζουν άμεσα το αποτέλεσμα. Επιπρόσθετα σε ζωικά δοκίμια δεν είναι δυνατή η τοποθέτηση όλων των κοχλιών με πανομοιότυπο τρόπο. Οι διαφορές στην τοποθέτηση των κοχλιών εντοπίζονται κυρίως στο μήκος του κοχλία και την κατεύθυνση αλλά και την ευθυγράμμιση και την αρχική φόρτιση του δοκιμίου.



Η λύση των προβλημάτων που δημιουργεί η χρήση ζωικών ή πτωματικών μοντέλων εντοπίζεται στη χρήση συνθετικού μοντέλου δοκιμασιών. Κύβοι ή κύλινδροι από υψηλού μοριακού βάρους πολυαιθυλένιο ή ακρυλικό τσιμέντο μπορούν να χρησιμοποιηθούν αντί οστικών δειγμάτων για την τοποθέτηση των κοχλιών του συστήματος.

Με τον τρόπο αυτό μπορούμε να παρακάμψουμε τα παραπάνω προβλήματα και να έχουμε ακριβείς μετρήσεις για τις ενδογενείς μηχανικές ιδιότητες του συστήματος το οποίο μελετάμε.

Σύμφωνα με τους Asher, Ashman, Lim και άλλους συγγραφείς^{2,3,5,18} όταν πραγματοποιούμε μια οπίσθια σπονδυλοδεσία με τη χρήση ενός συστήματος διαυχενικών βιδών και ράβδων συχνά έχουμε να διαλέξουμε ανάμεσα σε κάποιο περισσότερο ή λιγότερο άκαμπτο συνδυάζοντας το τύπο και της διαστάσεις των ράβδων και τον τύπο της συνδετικής ράβδου.

Σε αυτή τη μη καταστροφική συγκριτική μελέτη, πραγματοποιήσαμε μηχανικές δοκιμασίες με σκοπό να εκτιμήσουμε την επίδραση, στην ακαμψία κάθε ενός εκ των δύο συστημάτων (DDS, TSRH), τεσσάρων διαφορετικών συνδετικών ράβδων σε ένα μοντέλο σωματεκτομής με σοβαρή αστάθεια ενός και δύο επιπέδου. Ταυτόχρονα μελετήθηκε η επίδραση του μήκους της ράβδου στην, στροφική, καμπτική και εκτατική ακαμψία, ενός συστήματος από τιτάνιο



(DDS) και ενός από ανοξείδωτο χάλυβα (TSRH). Σε πραγματικές "in vivo" συνθήκες κάθε μεταλλικό εμφύτευμα θα πρέπει, όταν εφαρμόζεται στη σπονδυλική στήλη, να παρέχει ακαμψία σε στροφικές δυνάμεις - ροπές και δυνάμεις κάμψης και έκτασης ώστε να εξασφαλίζει κυκλοτερή, 360°, υποστήριξη της σπονδυλικής στήλης για την απρόσκοπτη επίτευξη της οστικής σπονδυλοδεσίας. Η αποτελεσματικότητα του εγκάρσιου συνδετικού, η επίδραση του μήκους της ράβδου καθώς και η ενδογενής ακαμψία είτε του συστήματος από ανοξείδωτο χάλυβα είτε του συστήματος από τιτάνιο μελετήθηκαν με μη καταστροφική δοκιμασία παρόμοια με αυτή που συνιστάται από τη βιβλιογραφία^{13-15,20}. Κανένα από τα συστήματα που μελετήθηκαν δεν έδειξε ιδιαίτερα μεγάλη ακαμψία αφού το εύρος της μετατόπισης και της στροφής που υποβλήθηκαν ήταν περιορισμένο.

Όσον αφορά στο μήκος της ράβδου, αυτή η μελέτη έδειξε ότι ανεξάρτητα από το υλικό που έχουν κατασκευασθεί, τα δοκίμια με τις βραχίες ράβδους χωρίς τη χρήση εγκάρσιου συνδετικού έδειξαν σημαντικά μεγαλύτερη ακαμψία από αυτά με μεγαλύτερου μήκους ράβδους της ίδιας σύστασης. (Titanium, stainless steel)

Τα δοκίμια με μεγάλου μήκους ράβδους τιτανίου έδειξαν σημαντικά μεγαλύτερη στροφική ακαμψία από αυτά με του ιδίου μήκους ράβδους ανοξείδωτου χάλυβα ($P < 0.001$). Θεωρητικά ίσως θα πρέπει να



επιλέγουμε τις ράβδους τιτανίου, λόγω και των γνωστών πλεονεκτημάτων που αναφέρθηκαν παραπάνω, έναντι των ράβδων από ανοξείδωτο χάλυβα.

Τα δοκίμια με τις μεγάλες ράβδους τιτανίου έδειξαν μικρότερη εκτατική ακαμψία από τα αντίστοιχα του ανοξείδωτου χάλυβα. ($P < 0.05 - 0.001$)

Σε προηγούμενη δημοσιευμένη εργασία από τον Byars⁷ και συνεργάτες υποστηρίζεται ότι η χρήση μεγαλύτερου πάχους ράβδων μπορεί να αυξήσει σημαντικά την εκτατική ακαμψία ενός τέτοιου συστήματος. Οι βραχείες ράβδοι τιτανίου (10 cm), προσφέρουν πολύ μεγαλύτερη καμπτική ακαμψία από τις αντίστοιχες του ανοξείδωτου χάλυβα ($P < 0.05$). Ίσως θα πρέπει να τις προτιμούμε όταν χρησιμοποιούμε μεταλλικά εμφυτεύματα σε βραχείες σπονδυλοδεσίες για αστάθειες ενός επιπέδου.

Η επίδραση που έχει η χρήση των συνδετικών ενισχυτικών ράβδων στην ακαμψία κάθε συστήματος ήταν περισσότερο εμφανής στις βραχείες ράβδους από ότι σε αυτές μεγαλύτερου μήκους.

Η επίδραση της ενίσχυσης ήταν περισσότερο εμφανής στα δοκίμια με τις βραχείες ράβδους τιτανίου και ανοξείδωτου χάλυβα από ότι σε αυτά με τις μεγάλου μήκους ράβδους όσον αφορά στη στρωφική και καμπτική ακαμψία, ενώ στην έκταση είχαν διαφορετική συμπεριφορά.



Η μελέτη αυτή έδειξε ότι σε βραχείες οπίσθιες σπονδυλοδεσίες οι οποίες γίνονται για την αντιμετώπιση σοβαρής πρόσθιας αστάθειας ενός επιπέδου, οι ράβδοι ανοξείδωτου χάλυβα μπορούν να αντικατασταθούν επιτυχώς από τις αντίστοιχες τιτανίου, αφού αυτές ενισχυθούν με κάποιο εγκάρσιο συνδετικό, χωρίς να παρουσιάζουν σημαντικές διαφορές στην στροφική και καμπτική ακαμψία.

Σε οπίσθια αστάθεια δύο επιπέδων οι ράβδοι τιτανίου με ή χωρίς τη χρήση εγκάρσιου ενισχυτικού, μπορούν να αντικαταστήσουν τις αντίστοιχες του ανοξείδωτου χάλυβα χωρίς καμία διαφορά στη στροφική ακαμψία.

Ο Lim και συνεργάτες¹⁸ χρησιμοποιώντας τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων έδειξαν ότι η χρήση δύο συνδετικών ενισχυτικών ράβδων του συστήματος ISOLA, στα δυο άκρα των επιμήκων ράβδων, μπορεί να αυξήσει τη στροφική ακαμψία του συστήματος. Η δική μας μελέτη έδειξε ότι το εγκάρσιο συνδετικό μπορεί να τοποθετηθεί σε οποιοδήποτε σημείο των επιμήκων ράβδων χωρίς να επηρεάζεται σημαντικά η ακαμψία του συστήματος. Το τελευταίο διευκολύνει σημαντικά την τοποθέτηση των εμφυτευμάτων στην οπίσθια σπονδυλοδεσία. Η διαφορά μεταξύ των δικών μας αποτελεσμάτων και αυτών του Lim πιθανώς να οφείλεται στο διαφορετικό σύστημα και διαφορετικό τύπο συνδετικού που δοκιμάστηκε.



Το κλειστό "H" με τη μεγαλύτερη και το απλό TSRH με τη μικρότερη εγκάρδια επιφάνεια, προσέφεραν τη μεγαλύτερη και τη μικρότερη αντίστοιχα αύξηση στην ακαμψία και στα δύο συστήματα που δοκιμάστηκαν. Παρόμοια ευρήματα έχουν αναφερθεί και από άλλους συγγραφείς όπως οι Armstrog, Ashman, Cotrel, Dick, Lim και McAfee^{1,3,9,11,18,19}.

Η πλέον σημαντική αύξηση ήταν εκείνη της στροφικής ακαμψίας των δοκιμίων κατά 195 % που έδωσε το πιο συμπαγές και άκαμπτο συνδετικό το κλειστό "H" σε συνδιασμό με τις βραχείες ράβδους τιτανίου (DDS).

Μικρότερη αύξηση της στροφικής ακαμψίας παρουσίασαν τα δοκίμια με τις βραχείες ράβδους ανοξειδωτου χάλυβα (TSRH) κατά 156 %, ενώ τα δοκίμια με τις μεγάλες ράβδους τιτανίου(DDS) αύξησαν τη στροφική τους ακαμψία κατά 150 %. Τη μικρότερη αύξηση της στροφικής ακαμψίας παρουσίασαν τα δοκίμια με τις μεγάλες ράβδους ανοξειδωτου χάλυβα (TSRH), ενισχυμένα με το κλειστό "H" συνδετικό κατά 143 %.

Οι διαφορές αυτές στις τιμές της στροφικής ακαμψίας θα πρέπει να οφείλονται στην ενδογενή στροφική ακαμψία των ράβδων κάθε συστήματος.

Κάτω από παρόμοιες μηχανικές συνθήκες ο Goel και οι συνεργάτες του¹⁵ είχαν μόνο 30 % αύξηση της στροφικής ακαμψίας αν και



χρησιμοποίησαν πιο παχιές ράβδους (7.5 mm) ISOLA και δύο συνδετικές ράβδους.

Προηγούμενες πειραματικές μελέτες των Dick, McAfee, και Panjabi αναφέρουν αύξηση της στροφικής ακαμψίας 22-58%^{11,19,22} με τη χρήση συνδετικού. Η διαφορά μεταξύ των αποτελεσμάτων προηγούμενων μελετών και των δικών μας οφείλεται στη χρήση του συμπαγούς κλειστού NTC συνδετικού με τη μεγαλύτερη εγκάρσια επιφάνεια και στο διαφορετικό τρόπο που συνδέονται και ασφαλίζουν μεταξύ τους τα διάφορα μέρη κάθε συστήματος.

Δεν υπάρχουν προηγούμενες μελέτες που να εκτιμούν την εκτατική ακαμψία με τη χρήση εγκάρσιου συνδετικού.(crosslink) Το κλειστό "H" με τη μεγαλύτερη εγκάρσια διατομή αύξησε σημαντικά την εκτατική ακαμψία όλων των δοκιμών ανεξάρτητα της σ'υνθεσης των ράβδων και του συνδετικού. Η αύξηση αυτή όμως της εκτατικής ακαμψίας ήταν σημαντικά μικρότερη από αυτή της στροφικής ακαμψίας. Την μεγαλύτερη αύξηση της εκτατικής ακαμψίας με τη χρήση του κλειστού συνδετικού "H", έδειξαν τα δοκίμια με τις βραχείες ράβδους ανοξειδωτού χάλυβα (TSRH) κατά 64 % και ακολούθησαν αυτά με τις μεγάλες ράβδους τιτανίου (DDS) κατά 34 %, με τις μικρές ράβδους τιτανίου (DDS) κατά 23 % και αυτά με τις μεγάλες ράβδους ανοξειδωτού χάλυβα (TSRH) κατά 17 %. Θεωρητικά οι διαφορές αυτές θα πρέπει να



οφείλονται στην ενδογενή εκτατική ακαμψία χωρίς τη χρήση συνδετικής ενισχυτικής ράβδου.

Το κλειστό "H", με τη μεγαλύτερη εγκάρσια διατομή, αύξησε σημαντικά την καμπτική ακαμψία όλων των δοκιμίων ανεξαρτήτως υλικού σύνθεσης. Η αύξηση αυτή της καμπτικής ακαμψίας όμως ήταν σημαντικά μικρότερη από αυτή της στρωφικής ακαμψίας. Τη μεγαλύτερη αύξηση της καμπτικής ακαμψίας, με τη χρήση του κλειστού συνδετικού "H", έδειξαν τα δοκίμια με τις βραχείες ράβδους τιτανίου (DDS) και ανοξείδωτου χάλυβα (TSRH) τα οποία έδειξαν παρόμοια αύξηση (55 % και 52 % αντίστοιχα). Ακολούθησαν τα δοκίμια με μεγάλες ράβδους τιτανίου (DDS) κατά 29 % και οι μεγάλες ράβδοι ανοξείδωτου χάλυβα (TSRH) κατά 16 %. Μετά από ανασκόπηση της βιβλιογραφίας, δεν βρέθηκε προηγούμενη μελέτη για την αποτελεσματικότητα της συνδετικής ράβδου στην αντίσταση στην κάμψη σε ανάλογες συνθήκες.

Η διάρκεια της ζωής ενός συστήματος διαυχενικής σπονδυλοδεσίας εξαρτάται από τον σχεδιασμό και από το υλικό από το οποίο είναι κατασκευασμένο και όπως υποστηρίζει ο McNamara δεν θα πρέπει όλα να αποδίδονται στη χημική του σύσταση²¹

Ο Pienkowski και οι συνεργάτες του²³ υπέβαλαν σε κυκλική φόρτιση (1 million cycles) δύο διαφορετικά συστήματα οπίσθιας διαυχενικής σπονδυλοδεσίας κατασκευασμένα από κράμα τιτανίου και ανοξείδωτο



χάλυβα. Οι μετρήσεις τους έδειξαν ότι το εμφύτευμα από ανοξείδωτο χάλυβα ήταν περισσότερο άκαμπτο από το αντίστοιχο που ήταν κατασκευασμένο από τιτάνιο. Όμως η δική μας μελέτη είναι τελείως διαφορετική αφού πραγματοποιήθηκαν διαφορετικές δοκιμασίες, διαφορετικών συστημάτων και χρησιμοποιήθηκαν διαφορετικές παράμετροι.

Επίσης, σύμφωνα με τον Ranjabi,²² μόνο η στατική μη καταστροφική φόρτιση που υποβάλλαμε τα δύο συστήματα έχει κλινική σημασία για την επίτευξη γρήγορης και σταθερής σπονδυλοδεσίας.

Από τα αποτελέσματα της μελέτης αυτής μπορούμε να συμπεράνουμε ότι σε αστάθεια ενός και δύο επιπέδων, ενίσχυση των ράβδων ανοξείδωτου χάλυβα με κάποιο άλλο συνδετικό εκτός του κλειστού "H" , δεν αυξάνει σημαντικά την αντίσταση του συστήματος στην κάμψη και την έκταση και πρακτικά δεν είναι απαραίτητη η προσθήκη του.

Η ενίσχυση των ράβδων τιτανίου με εγκάρσιο συνδετικό σε ενός και δύο επιπέδων αστάθεια, δεν αυξάνει την εκτατική ακαμψία συστήματος αυξάνει όμως σημαντικά την καμπτική ακαμψία.

Όλα τα εμφυτεύματα από κράμα τιτανίου που έχουν μελετηθεί από τον Ranjabi και τους συνεργάτες του στο παρελθόν²², υποβλήθηκαν σε κυκλική δοκιμασία φόρτισης και ήταν λιγότερο άκαμπτα από τα αντίστοιχα του ανοξείδωτου χάλυβα.



Αν και οι Johnston και McAfee^{16,20} έχουν δείξει ότι η επιτυχία μιας σπονδυλοδεσίας εξαρτάται άμεσα από την ακαμψία του συστήματος σπονδυλοδεσίας, οι συγγραφείς χρησιμοποίησαν λιγότερο άκαμπτα συστήματα σπονδυλοδεσίας χωρίς τη χρήση σπογγώδους μοσχεύματος, όπως κατά κανόνα γίνεται στην κλινική πράξη.

Ο Pienkowski και οι συνεργάτες του²³ πιστεύουν ότι θα πρέπει να υπάρχει ένα όριο στην ακαμψία ενός συστήματος σπονδυλοδεσίας, και κάθε πρόσθετη αύξηση της ακαμψίας του είναι χωρίς κλινική σημασία ή και βλαπτική, προκαλώντας stress shielding και οστεοπενία.

Στις περιπτώσεις όμως όπου η μεγαλύτερη ακαμψία του συστήματος σπονδυλοδεσίας είναι κλινικά απαραίτητη, τότε η χρήση του επιθυμητού εμφυτεύματος, δηλαδή του τιτανίου λόγω και των πλεονεκτημάτων του στην απεικονιστική της σπονδυλικής στήλης αλλά και τη βιοσυμβατότητά του, είναι δυνατή είτε μεταβάλλοντας τις διαστάσεις του εμφυτεύματος π.χ. το πάχος των ράβδων, κατά τον Byars⁷, είτε χρησιμοποιώντας μια περισσότερο άκαμπτη συνδετική ράβδο όπως το κλειστό "H" της παρούσας μελέτης.

Μπορούμε δηλαδή να αυξήσουμε την ακαμψία ενός συστήματος από τιτάνιο, και να εκμεταλλευτούμε τα πλεονεκτήματα του τιτανίου στην απεικονιστική και την συμβατότητα, αν αυξήσουμε τη διάμετρο των



ράβδων αφού η ακαμψία είναι ανάλογη με την τέταρτη δύναμη της διαμέτρου της ράβδου⁷.

Για ένα ασφαλές τελικό κλινικό συμπέρασμα θα πρέπει να μελετήσουμε και τις φορτίσεις που ασκούνται στο οστό από τις βίδες, ούτως ώστε ένα άκαμπτο σύστημα να μην οδηγήσει στην απόσχιση του σπονδυλικού σώματος.

Είναι όμως αληθής η άποψη των Krag και Zdeblick ότι η ιδανική ακαμψία ενός εμφυτεύματος και τα χαρακτηριστικά κόπωσης του είναι άγνωστα^{17,26} και έτσι και άλλες ακόμη μελέτες είναι απαραίτητες για να δοθεί μια απάντηση στο ερώτημα αυτό.

Μερικές κλινικές και ανατομικές συνθήκες όπως η διατήρηση των ακανθωδών αποφύσεων, οι παραμορφωμένες μικρές αρθρώσεις και οι μεσακάνθιοι σύνδεσμοι μπορεί να μην επιτρέπουν την χρήση ενός ευμεγέθους συνδετικού όπως το "H". Ακόμα η χρήση ενός ογκώδους εμφυτεύματος μπορεί να αυξήσει το νεκρό χώρο κάτω από τους παρασπονδυλικούς μύες με επακόλουθο τη δημιουργία αιματώματος και σηπτικής φλεγμονής.

Σε προηγούμενη μελέτη⁶ έχουμε δείξει ότι οι βραχείες ράβδοι (10 cm) πάχους 6.5 mm από ανοξείδωτο χάλυβα παρέχουν σημαντικά μεγαλύτερη στροφική ακαμψία από τις μεγάλου μήκους (15 cm) ράβδους με ή χωρίς τη χρήση ενισχυτικής συνδετικής ράβδου. Αν και τα "H"



συνδετικά έχουν μεγαλύτερη εγκάρσια διατομή από τα συνδετικά TSRH, υλικά άλλα εκτός από το αλουμίνιο το ίδιο άκαμπτα και με μικρότερο όγκο μπορούν να κατασκευασθούν για κλινική χρήση.

Στους περιορισμούς της μελέτης μπορούμε να συμπεριλάβουμε το ότι το μοντέλο που χρησιμοποιήσαμε αντιπροσωπεύει μια ακραία περίπτωση ολικής σωματεκτομής, απουσία μεσοσπονδυλίων δίσκων, μαλακών μορίων και συνδέσμων που συνδέουν τους σπονδύλους. Είναι γνωστό και δεν χωρά αμφισβήτηση ότι με κανένα τρόπο δεν μπορούμε να αντιμετωπίσουμε, στην κλινική πράξη, την μετά σωματεκτομή πρόσθια αστάθεια μόνο με οπίσθια σπονδυλοδεσία. Επίσης στο μοντέλο μας χρησιμοποιήθηκαν μόνο δύο κοχλίες σε κάθε άκρο της σπονδυλοδεσίας και όχι δημιουργία δαγκάνας (claw) όπως γίνεται στην κλινική πράξη.

Η χρήση ακρυλικού τσιμέντου στη θέση του σπονδύλου εκμηδενίζει κάθε κίνηση στην επιφάνεια μεταξύ του οστού και του κοχλία. Ένας άλλος περιορισμός είναι ο διαφορετικός τρόπος σύνδεσης των δύο συστημάτων που χρησιμοποιήθηκαν στη μελέτη αυτή. Στη πραγματικότητα όμως αυτό που αξιολογήθηκε στη μελέτη αυτή ήταν η ακαμψία των ράβδων, των συνδέσεων μεταξύ των ράβδων και των κοχλίων των ράβδων καθώς και των εγκάρσιων συνδετικών και όχι ολόκληρου του συστήματος.



Με βάση τα αποτελέσματα της μελέτης αυτής φαίνεται ότι για να εξασφαλίσουμε ένα άκαμπτο και ασφαλές σύστημα οπίσθιας σπονδυλοδεσίας για μια σημαντική πρόσθια αστάθεια είναι απαραίτητη η χρήση ισχυρών - συμπαγών συνδετικών ράβδων μέχρι να επιτευχθεί συμπαγής οστική σπονδυλοδεσία.

Πιστεύουμε ότι τα θεωρητικά συμπεράσματα αυτής της μελέτης θα πρέπει να λαμβάνονται υπ' όψιν από τους χειρουργούς της σπονδυλικής στήλης προκειμένου να επιλέξουν το κατάλληλο υλικό και την κατάλληλη συνδετική ράβδο σε κάθε σπονδυλοδεσία, ανάλογα με το βαθμό αστάθειας και τη ζητούμενη ακαμψία.



Πρακτική σημασία των αποτελεσμάτων της πειραματικής αυτής μελέτης.

Στη σύγχρονη χειρουργική της σπονδυλικής στήλης η μεγάλη πλειοψηφία των χρησιμοποιούμενων μεταλλικών υλικών σπονδυλοδεσίας είναι κατασκευασμένα από τιτάνιο λόγω των γνωστών πλεονεκτημάτων του τόσο στην διαγνωστική όσο και στη φιλική του συμπεριφορά στο οστό. Επειδή η αντικατάσταση των άλλοτε χρησιμοποιούμενων υλικών από ανοξείδωτο χάλυβα με παρόμοια από κράματα τιτανίου για τα παραπάνω αναφερθέντα πλεονεκτήματα του τιτανίου, έγινε ραγδαία τα τελευταία χρόνια, είναι πιστεύουμε χρήσιμο και πρακτικής σημασίας να γνωρίζουμε πότε μπορεί ένα υλικό σπονδυλοδεσίας από ανοξείδωτο χάλυβα να αντικατασταθεί από το ανάλογό του από κράμα τιτανίου χωρίς να χάσει τις μηχανικές του ιδιότητες.

Πρακτικά στην κλινική πράξη είναι χρήσιμο να γνωρίζουμε πώς ένα δεδομένο σύστημα σπονδυλοδεσίας με διαυχενικούς κοχλίες από τιτάνιο μπορεί να παρέξει ίδια ή μεγαλύτερη στροφική, καμπτική και εκτατική ακαμψία από το προϋπάρχον ίδιο σύστημα φτιαγμένο από ανοξείδωτο χάλυβα.



Στην παρούσα μη καταστροφική μελέτη πάνω σε μοντέλο σωματεκτομής (Worst case senario) αποδείχτηκε ότι το σύστημα DDS αποτελούμενο από εξαρτήματα τιτανίου, όχι μόνο μπορεί να αντικαταστήσει επάξια το σύστημα TSRH με εξαρτήματα από ανοξείδωτο χάλυβα, αλλά και να είναι σε ορισμένες δοκιμασίες πιο ισχυρό. Έτσι όταν πρόκειται για σπονδυλοδεσία μοντέλου σωματεκτομής διπλού επιπέδου το σύστημα DDS από τιτάνιο παρέχει μεγαλύτερη στροφική ακαμψία από εκείνη του TSRH από ανοξείδωτο χάλυβα. Επίσης σε περίπτωση σωματεκτομής ενός επιπέδου, το DDS υπερτερεί σε καμπτική ακαμψία σε σχέση με το TSRH.

Αντίθετα σε ενός επιπέδου σωματεκτομή το TSRH υπερτερεί στην στροφική ακαμψία από το DDS. Σε δύο επιπέδων σωματεκτομή πλεονεκτεί επίσης το TSRH από ανοξείδωτο χάλυβα έναντι του από τιτάνιο DDS διότι παρέχει μεγαλύτερη εκτατική ακαμψία.

Πρακτικά σε ένα μοντέλο απλής ή διπλής σωματεκτομής η μηχανική σταθερότητα εξαρτάται κύρια από τη στροφική ακαμψία και λιγότερο από την καμπτική και εκτατική ακαμψία.

Όμως, ποια είναι η ιδανική ακαμψία σε ένα σύστημα οπίσθιας σπονδυλοδεσίας με διαυχενικούς κοχλίες που θα μας εγγυηθεί την οστική σπονδυλοδεσία ;



diameter in two different lengths (short, 10 cm; long, 15 cm), not augmented or augmented with different transfixation devices or a pair of devices. The authors compared the stiffness of stainless steel and titanium constructs without cross-link with the stiffness of that reinforced with single or double Texas Scottish Rite Hospital (TSRH) cross-link, closed new-type cross-link (closed NTC), or open new-type cross-link (open NTC). The results showed that augmentation or no augmentation of short rods conferred significantly more stiffness than that of long rods of the same material in all three loading modes. The closed NTC provided the greatest increase of torsional, extension, and flexion stiffness, and single TSRH provided the least amount of stiffness. Torsional stiffness of short stainless steel rods augmented or not augmented was significantly greater than that of their titanium counterparts. Torsional stiffness of long titanium rods was always greater than that of their stainless steel counterparts. Extension stiffness of short nonaugmented titanium rods was superior to that of long titanium rods, whereas extension stiffness of nonaugmented short and long stainless steel rods was similar. Nonaugmented short titanium rods showed greater flexion stiffness than that of long titanium rods. Long stainless steel rods displayed significantly greater flexion stiffness than did their titanium counterparts. This nondestructive study showed that cross-links increase the torsional stiffness significantly but less so the flexion and extension stiffness of both titanium and stainless steel posterior transpedicular constructs. This increase was proportional to the cross-sectional diameter of the cross-link. Titanium constructs showed more torsional stiffness when used in two-level instability and steel showed more torsional stiffness in one-level instability, particularly when they are reinforced. Stainless steel constructs showed greater flexion stiffness when they were used in two-level and titanium showed greater flexion stiffness in one-level instability, particularly when they were reinforced with stiff cross-links. The effect of transfixation on extension forces was obvious when thick cross-links were used.



Βιβλιογραφία.

1. Armstrong GWD, Connock SHG. A transverse loading system applied to a modified Harrington instrumentation. Clin Orthop 1975;108:70-5.
2. Asher M, Carson W, Heinig C, Strippgen W, Arendt M. A modular rod linkage system to provide rotational stability. Spine 1988;13:1398-6.
3. Ashman R, Birch J, Bone L, et al. Mechanical testing of spinal instrumentation. Clin Orthop 1988;227:113-25.
4. Ashman R.B, Herring J.A, Johnstan C.E., Lowery G.L, Sutterlin C.E. TSRH Universal Spinal Instrumentation. Hundley and as. Dallas, Texas 1993.
5. Ashman R, Galpin R, Corin J, Johnston C. Biomechanical analysis of pedicle screw instrumentation systems in a corpectomy model. Spine 1989;14:1398-405.
6. Baikousis A, Korovessis P, Deligianni D. Effect of the crosslink and TSRH rod length on the stiffness of TSRH pedicle-rod construct in corpectomy model. 21st Triennial World Congress, SICOT 1999, Sidney, Australia, ed. Societe Internationale de Chirurgie Orthopaedique et de Traumatologie. Abstract book p.229.
7. Byars EF, Snyder RD. Engineering Mechanics of Deformable Bodies. Scranton : International Textbook, 1969:410.



8. Carson W.L, Duffield R.C, Arendt M.,Ridgely B.J, Gaines R.W, :Internal forces and moments in transpedicular spine instrumentation, the effect of pedicle angle and transfixation - the 4R-4Bar linkage concept. Spine 1990;15:893-901.
9. Cotrel Y, Dubousset J, Guillaumat M. New universal instrumentation in spine surgery. Clin Orthop 1988;227:10-23.
- 10.Cunninghan B.W, Seftor J.C, Shomo Y, McAfee P.C.: Static and cyclic biomechanical analysis of pedicle screw spinal constructs. Spine1993;18:1677-1688.
- 11.Dick JC, Jones MP, Zdeblick TA, Kunz DN, Horton WC. A biomechanical comparison evaluating the use of intermediate screws and crosslinkage in lumbar pedicle fixation. J. Spinal Disord.1994;7:402-407.
- 12.Dick J.C., Zdeblick T.A., Bartel B.D., Kunz D.N. Mechanical evaluation of Cross-Link designs in rigid pedicle screw systems. Spine 1997;22:370-375.
- 13.Drijber FLIP, Finlay J.B, Dempsey A.J. Evaluation of linear finite-element analysis models' assumptions for external devices. J.. BIOMECH. 1992;25:849-855.



14. Goel V.K, Nishiyama, Weinstein J.N, Liu Y.K. Mechanical properties of lumbar spinal motion segments as affected by partial disk removal. Spine 1986;11:1008-12
15. Goel V.K, Nye T.A, Clark C.R, Nishiyama, Weinstein J.N : An application to Luque closed loop. Spine 1987;12:150-9.
16. Johnston CE, Welch RD, Baker KJ, Ashmann RB. Effect of spine construct stiffness on short segment fusion mass incorporation. Spine 1995;20:2400-7.
17. Krag MH. Biomechanics of thoracolumbar spine fixation. Spine 1991;16(Suppl) : S84-99.
18. Lim, T-H., Eck, J. C., An, H. S., Hong, J. H., Ahn, J-Y., and You, J. W. Biomechanics of Transfixation in Pedicle Screw Instrumentation Spine 1996 ; 21 : 2224-29.
19. McAfee P, Sutterlin C, Gurr K, Wander K, Cunningham B. Device related osteoporosis with spinal instrumentation. Spine 1989;14:919-26.
20. McAfee PC, Farey ID, Sutterlin CE, et al. The effect of spinal implant rigidity on vertebral bone density : A canine model. Spine 1991;16(Suppl):S190-7.



21. McNamara MJ, Dawson JM, Meyer L, Spengler DM. Evaluation of cross-linking members in a porcine laminectomy model. Proceeding, NASS, 1992, 107.
22. Panjabi M.M : Biomechanical evaluation of spinal fixation devices : I. A conceptual framework. Spine 1988;13:1129-34.
23. Pienkowski D, Stephens GC, Doers TM, Hamilton DM. Multicycle mechanical performance of titanium and stainless steel transpedicular spine implants. Spine 1998;23:782-788.
24. Pintar F.A., Maiman D.J., Yoganandan N., Droese K.W., Hollowell J.P., Woodard E. Rotational stability of a spinal pedicle screw/rod system. J. Spinal Disord. 1995;8:49-55.
25. Slosar P.J, Patwardhan A.G, Lorenz M, Havey R, Sartori M.: Instability of the lumbar burst fracture and limitations of transpedicular instrumentation. Spine 1995;20:1452-61.
26. Zdeblick TA. A prospective randomized study of lumbar fusion. Presented at the annual meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeon, Washington, DC, 1992.
27. Zdeblick TA. A prospective randomized study of lumbar fusion. Preliminary results. Spine 1993;18:983-91.

