

ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΙΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΤΩΝ ΤΕΧΝΗΤΩΝ ΜΕΣΟΣΠΟΝΔΥΛΙΩΝ ΔΙΣΚΩΝ

Ε. ΜΗΛΙΩΤΗΣ

Οι συνήθεις χειρουργικές προσεγγίσεις για την αντιμετώπιση των συμπτωματικών παθήσεων της οσφύος είναι: α) Δισκεκτομή, β) Αποσυμπίεση και γ) Σπονδυλοδεσία με ή χωρίς τη χρήση σταθεροποιητικών συστημάτων και εμφυτευμάτων.

Παρά τη μεγάλη βελτίωση των αποτελεσμάτων με τις παραπάνω μεθόδους, η οποία σε μεγάλο ποσοστό οφείλεται στη βελτιστοποίηση των τεχνικών, αλλά και τη διευκρίνιση των ενδείξεων, παραμένει ένα ποσοστό αποτυχίας ως προς την επίτευξη του επιδιωκόμενου αποτελέσματος, δηλαδή την ασυμπτωματική φυσιολογική λειτουργία της οσφύος (δισκεκτομή: οσφυαλγία 14-50%, σπονδυλοδεσία: οσφυαλγία 1-68%).

Αυτό οφείλεται: α) στο ότι με τις παραπάνω προσεγγίσεις δεν επανορθώνεται η βιολογική και η βιομηχανική δυσλειτουργία της πάσχουσας σπονδυλικής μονάδας και β) στις επιμέρους επιπλοκές των παραπάνω μεθόδων, όπως αποτυχία υλικών, ψευδάρθρωση, ταχεία εκφύλιση των παρακειμένων στη σπονδυλοδεσία δίσκων (εικόνα 1), κ.λπ.

Αυτός ο προβληματισμός για την αποτελεσματικότητα των υφιστάμενων μεθόδων ως προς την αντιμετώπιση της συμπτωματικής δυσλειτουργίας της σπονδυλικής μονάδας οδήγησε στη γέννηση μιας εξολοκλήρου νέας προσέγγισης, δηλαδή στη δημιουργία και την εφαρμογή του τεχνητού μεσοσπονδυλίου δίσκου. Αν και η ιδέα είναι σχετικά παλαιά, από το 1964 όταν ο Fernstrom αντικατέστησε τον ηνκτοειδή πυρήνα με μεταλλικά σφαιρίδια (εικόνα 2), η πρακτική εφαρμογή της ακόμη διερευνάται. Μια ριζοσπαστική ιδέα, συνήθως, προσεγγίζεται είτε με ενθουσιασμό είτε με επιφυλάξεις και αυτό αποτυπώνεται στη βιβλιογραφία, όπως επίσης στη βιβλιογραφία αναφαίνεται και η μεταβολή αυτών των τοποθετήσεων μετά τη σχετική εμπειρία.

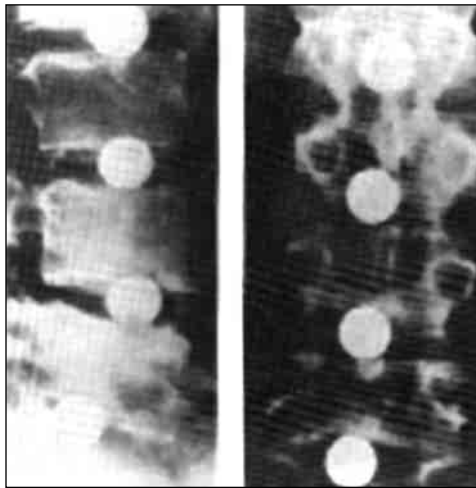
Για την προσέγγιση, λοιπόν, των πλεονεκτημάτων και των μειονεκτημάτων της πρακτικής εφαρμογής του τεχνητού μεσοσπονδυλίου δίσκου απαιτείται επιστημονικός ρεαλισμός που προϋποθέτει:

- α) αντικειμενικότητα,
- β) μελέτη της υφιστάμενης βιβλιογραφίας, και
- γ) βαθιά γνώση της παθοφυσιολογίας της πάθησης στην οποία απευθύνεται η νέα μέθοδος.

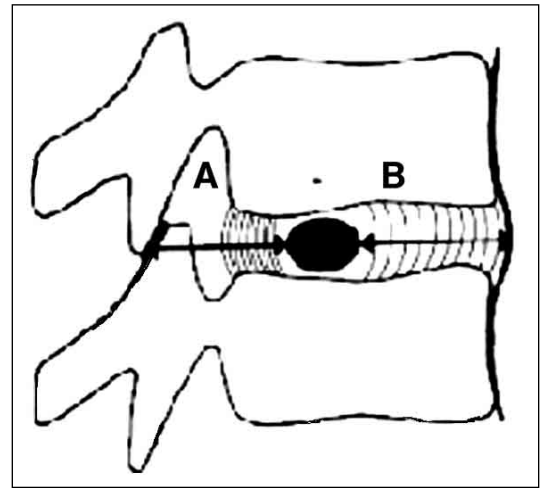
Αρχίζοντας από το τρίτο, θα πρέπει να λάβουμε υπ' όψιν ως σύνολο τη φυσιολογική λειτουργία του δίσκου και των συνδεσμικών στοιχείων της σπονδυλικής μονάδας, που σε συνδυασμό με την κατευθυντήρια λειτουργία των σπονδυλικών αρθρώσεων στοχεύουν στην εξασφάλιση της σταθερότητας, της ελαστικότητας, της κίνησης και της αντοχής στη φόρτιση προς όλες τις κατευθύνσεις^{26,27}.



Εικόνα 1. Ταχεία εκφύλιση παρακείμενων στην σπονδυλοδεσία δίσκων.



Εικόνα 2. (Fernstrom 1964). Αντικατάσταση του πηκτοειδή πυρήνα με μεταλλικά σφαιρίδια.



Εικόνα 3. Δίσκος σε προφόρτιση.

Η γλοιοελαστική ιδιότητα του μεσοσπονδυλίου δίσκου που βρίσκεται σε προφόρτιση, σε συνδιασμό με την ανελαστικότητα των συνδέσμων, παρέχει στο σύστημα τη δυνατότητα να ανθίσταται στις διατμητικές δυνάμεις που δημιουργούνται από τις έκκεντρες φορτίσεις αυξάνοντας τη σκληρότητά του, αλλά και στις στροφικές δυνάμεις προστατεύοντας τις σπονδυλικές αρθρώσεις από την υπερφόρτιση (εικόνα 3).

Σύμφωνα με τον Hellier¹⁷, η άρθρωση της σπονδυλικής μονάδας αποτελείται από ένα “κρπικά άκαμπτο” σύστημα, το δίσκο, που ανθίσταται σε δυνάμεις συμπιεστικές, διαταπικές, διατμητικές και στροφικές, από ένα “υπέρ-άκαμπτο” σύστημα, τις σπονδυλικές αρθρώσεις, που ανθίσταται σε δυνάμεις στροφικές και διατμήσεως, και τέλος από ένα “εύκαμπτο” σύστημα, τα οπίσθια μυοσυνδεσμικά στοιχεία, που φορτίζεται σε διάταση, ανθίσταται σε διατμητικά φορτία και προστατεύει τις αρθρώσεις.

Ανατρέχοντας στην περιγραφή της εξέλιξης της εκφυλιστικής νόσου της σπονδυλικής μονάδας από τους Friberg και Hirsch¹³, Farfan⁸, και Kirkaldy-Willis²⁰, διαπιστώνουμε ότι, συνήθως, η εκφύλιση ξεκινά από τον ινώδη δακτύλιο, αλλά με την επιδείνωση της λειτουργικής ανεπάρκειας του δίσκου δημιουργείται υπερφόρτιση των αρθρώσεων, εκφύλιση και αρχική χαλάρωση, και εν συνεχεία, ρίκνωση των συνδεσμικών στοιχείων της σπονδυλικής μονάδας.

Στη διαδικασία αυτή διακρίνουμε τρία κλινικά στάδια: α) προσωρινής δυσλειτουργίας, β) ασάθειας και γ) σταθεροποίησης με ή χωρίς συμπτώματα οσφυαλγίας.

Η αποδοχή της αντικατάστασης μόνο του πάσχοντος δίσκου ή του πηκτοειδούς πυρήνα θέτει έναν περιορισμό στη θεραπεία μιας πάθησης πιθανώς εκτεταμένης και έξω από το μεσοσπονδύλιο δίσκο. Ως παράδειγμα αυτού του

προβληματισμού είναι η ιδέα της εφαρμογής της μονοδιαμερισματικής αρthroπλαστικής σε γόνατο με γενικευμένη αρθρίτιδα.

Ο τεχνητός μεσοσπονδύλιος δίσκος, για να εξασφαλίζει φυσιολογική ανώδυνη λειτουργία της σπονδυλικής μονάδας, θα πρέπει να έχει τις παρακάτω ιδιότητες:

- A) Βιοσυμβατότητα.
- B) Μηχανική αντοχή.
- Γ) Σταθερότητα.
- Δ) Ελαστικότητα.
- E) Κίνηση προς όλες τις κατευθύνσεις.
- Στ) Δυνατότητα μόνιμης ενσωμάτωσης.
- Z) Ευχερή και ασφαλή χειρουργική εφαρμογή και δυνατότητα αφαίρεσης ή αντικατάστασης.
- H) Δυνατότητα σπονδυλοδεσίας μετά την αφαίρεση.
- Θ) Ευχερή, ασφαλή και αξιόπιστη παραγωγή αλλά και λογικό κόστος.

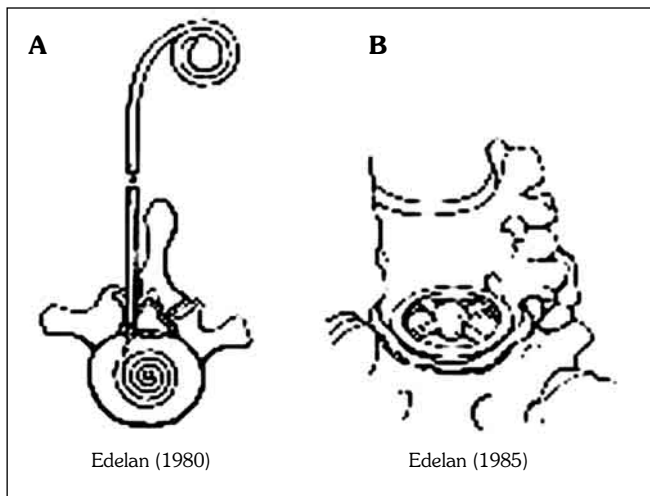
Η έκφραση αυτής της ιδέας κινήθηκε προς δύο κατευθύνσεις:

- α) την αντικατάσταση του πηκτοειδούς πυρήνα, και
- β) την ολική αντικατάσταση του μεσοσπονδυλίου δίσκου.

ΑΝΤΙΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΤΟΥ ΠΗΚΤΟΕΙΔΟΥΣ ΠΥΡΗΝΑ

Η σκέψη της αντικατάστασης του πηκτοειδούς πυρήνα βασίστηκε στην υπόθεση της αποκατάστασης του ύψους του δίσκου και της αποκατάστασης της φυσιολογικής κατανομής των φορτίων στον ινώδη δακτύλιο και τα οπίσθια οστεοσυνδεσμικά στοιχεία.

Χρησιμοποιήθηκαν διάφορα υλικά, όπως μεταλλικά σφαιρίδια 10-16 mm που απέτυχαν βυθιζόμενα στο σώ-

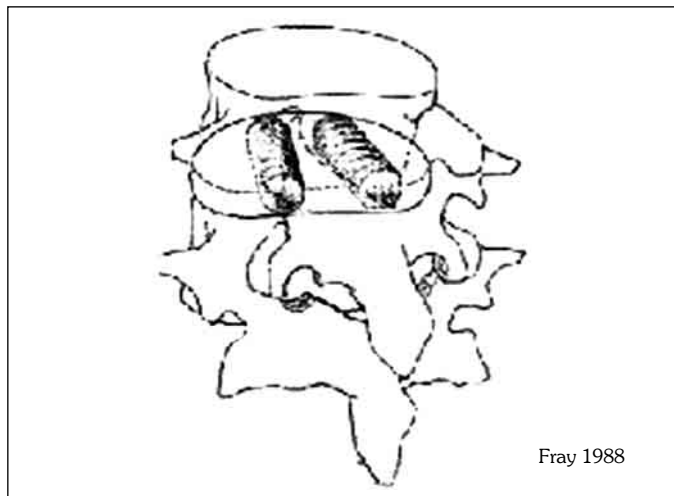


Εικόνα 4A,B. (Edelant 1980 - 1985). Αντικατάσταση του πηκτοειδούς πυρήνα

μα του σπονδύλου¹⁰ (εικόνα 4A,B), πλαστικά δοχεία σιλικόνης^{5,6} καθώς και έγχυση πολυουρεθάνης ταχείας πήξεως³¹, Polisiloxan³⁰, Mandarin σιλικόνης²⁹ ή ημιδιαπερατά δοχεία με υγρό¹² (εικόνα 5).

Οι παραπάνω προσεγγίσεις ήταν κυρίως θεωρητικές και καθαρά πειραματικές και δεν υπάρχουν σημαντικά στοιχεία για την εμβιομηχανική συμπεριφορά αυτών των εφαρμογών. Ο Nachemson²⁵ δε, διαπίστωσε αποκατάσταση της εμβιομηχανικής λειτουργίας της σπονδυλικής μονάδας με τη χρήση πυρήνα σιλικόνης, ενώ ο Horst¹⁹ παρατήρησε ομαλοποίηση των φορτίσεων και της κινητικής συμπεριφοράς της σπονδυλικής μονάδας.

Τα βασικά ερωτηματικά στην ανωτέρω προσέγγιση προκύπτουν από την αναξιοπιστία του πάσχοντος ινώδους δακτυλίου και τη δυσκολία της χειρουργικής διατήρησης της ακεραιότητάς του κατά την εισαγωγή του υλικού, από τις τεχνικές δυσχέρειες για την εφαρμογή του υλικού (όγκος, πίεση εγχύσεως κ.ά.), αλλά και από τη βιοσυμβατότητα και την αντοχή των υλικών σε διατμητικές δυνάμεις.

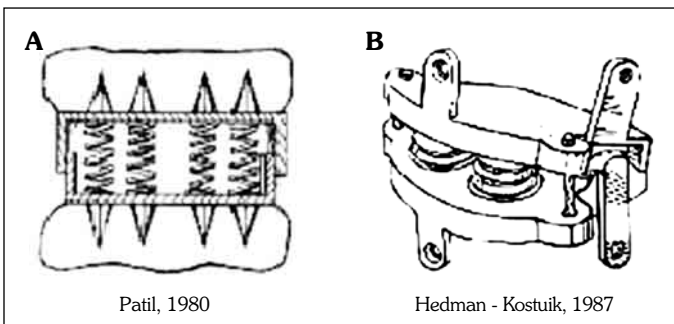


Εικόνα 5. (Fray 1988). Αντικατάσταση του δίσκου με ημιδιαπερατά δοχεία υγρού

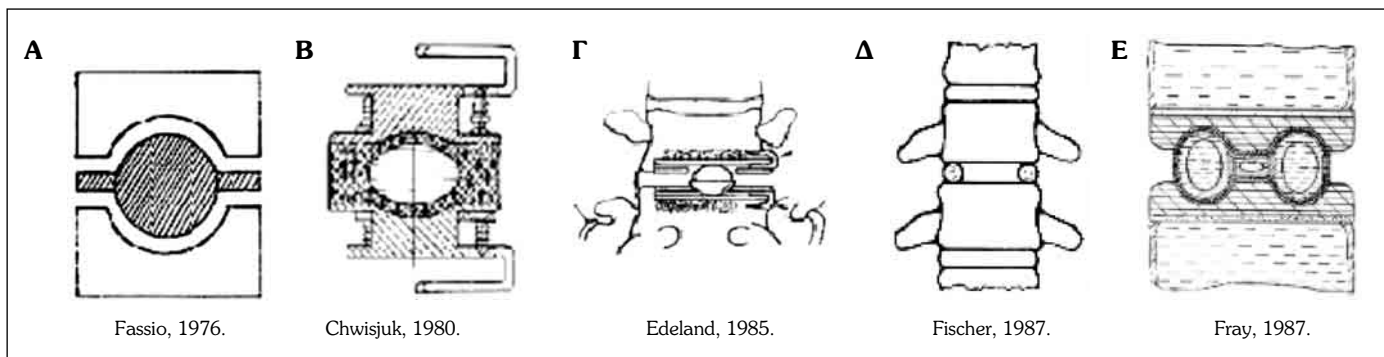
ΟΛΙΚΗ ΑΝΤΙΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΤΟΥ ΔΙΣΚΟΥ ΜΕ ΤΕΧΝΗΤΟ

Αυτή η προσέγγιση στηρίχθηκε στην πρόοδο της τεχνολογίας και της χρήσης προθετικών υλικών σε άλλες αρθρώσεις, που αποδείχθηκαν αξιόπιστες στην κλινική πράξη.

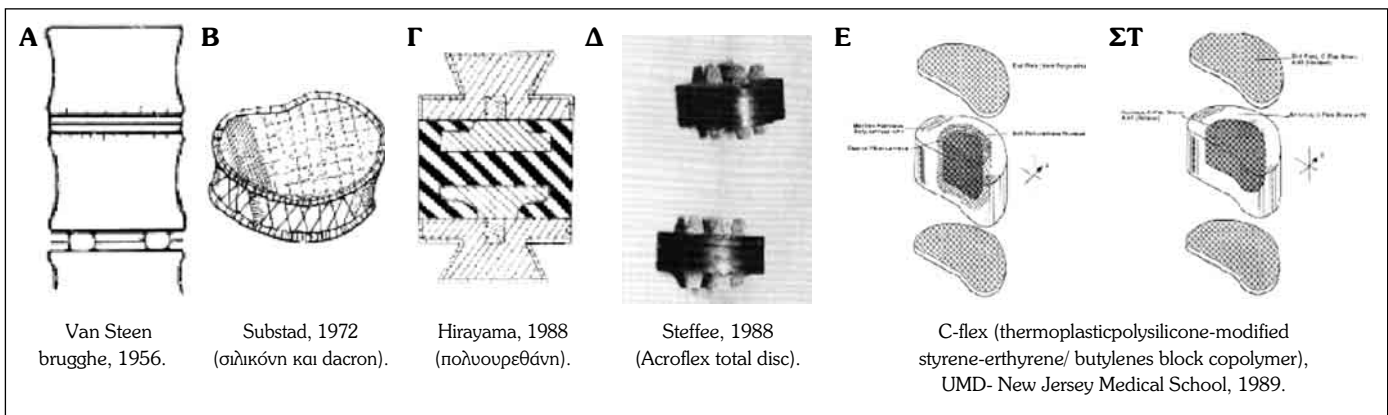
Η φαντασία ως προς το σχεδιασμό και τη χρήση διαφόρων υλικών εκφράστηκε με προτάσεις ρεαλιστικές ή



Εικόνα 6 A, B. Μηχανικά συστήματα ελατηρίων - μεταλλικών πλακών.



Εικόνα 7 A, B, Γ, Δ, E, Συστήματα δοχείων με υγρό-σιλικόνη μεταξύ μεταλλικών πλακών - Υδραυλικά συστήματα με συνδυασμό υλικών (Composite models).



Εικόνα 8 Α, Β, Γ, Δ, Ε, ΣΤ, Δίσκοι από διάφορα ελαστικά υλικά με ή χωρίς μεταλλικές πλάκες - Συμπαγή πολυμερή.

μη. Οι προτάσεις αυτές ανάλογα με την αρχή λειτουργίας τους και τα χρησιμοποιούμενα υλικά μπορούν να ταξινομηθούν στις ακόλουθες κατηγορίες όπως αυτές φαίνονται στις εικόνες 6, 7, 8 και 9.

ΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑ

Α. Συμπαγή Πολυμερή

- Substad, 1975 (σιλικόνη και dacron).
- Hirayama, 1988 (πολυουρεθάνη-μέταλλο).
- Steffee, 1988 (poliolefin rubber - μέταλλο - Acroflex total disc replacement).
- C-flex (thermoplastic polysilicone-modified styrene-ethylene/butylene block copolymer), UMD-New Jersey Medical School, 1989.

Τα πολυμερή λειτουργούν ως σύνολο χωρίς να διακρίνεται ένα κέντρο περιστροφής, και είναι ευαίσθητα στις διατμητικές δυνάμεις όπως και στην καταπόνηση.

Στην περίπτωση του C-flex, με ενίσχυση των ινών πολυουρεθάνης με διαφορετικό προσανατολισμό και μέγεθος ινών, η βιομηχανική συμπεριφορά ήταν ικανοποιη-

τική, αλλά υπήρχε πρόβλημα στερέωσης του συστήματος και εγείρονταν ανησυχίες για την αντοχή των πολλών εσωτερικών επιφανειών (interfaces) του συστήματος στην καταπόνηση.

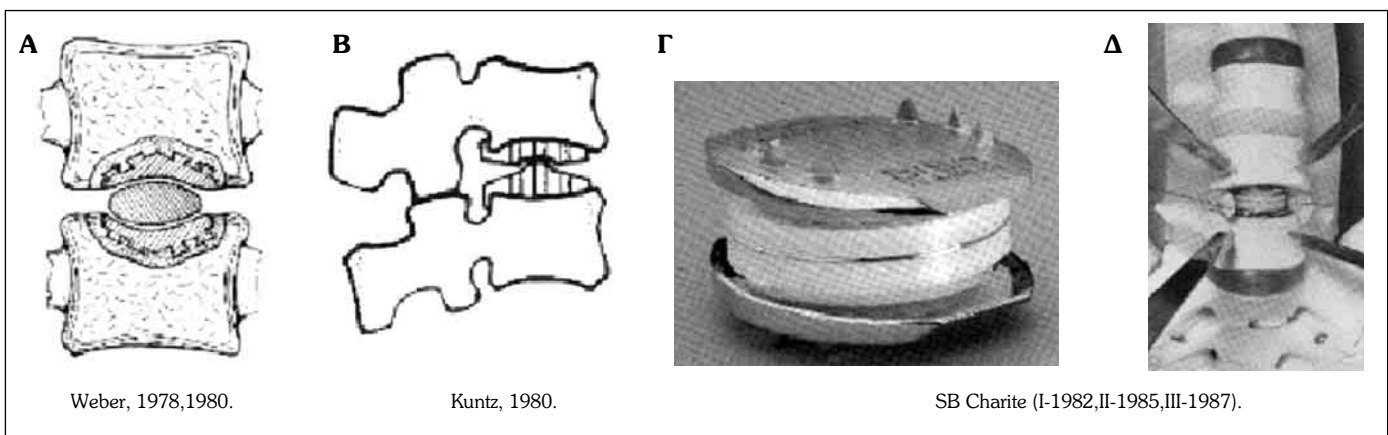
Β. Composite models

- Fassio, 1976 (συνθετική ρητίνη - μέταλλο)
- Chwisjuk, 1980 (ζελατινώδες υγρό - ελαστομερή - μέταλλο).
- Edeland, 1985 (σιλικόνη - πολυθυλένιο - μέταλλο).
- Fischer, 1987 (ελαστικό - υγρό ή αέρας ή σιλικόνη).
- Fray, 1987 (τιτάνιο - πλαστικό - άνθρακας - πολυουρεθάνη - έλαιο σιλικόνης).

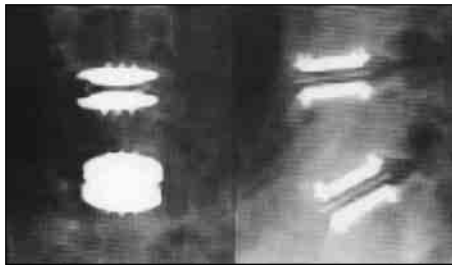
Η θεωρητική δημιουργία ενός γλοιοελαστικού συστήματος είναι πολύ ελκυστική, αλλά δεν υπάρχουν μελέτες για την εκτίμηση της αντοχής του υδραυλικού συστήματος, των επιφανειών του συστήματος (γλοιοελαστικών υλικών και μετάλλων) και για τη συγκράτηση της προθέσεως.

Γ. Μηχανικά συστήματα

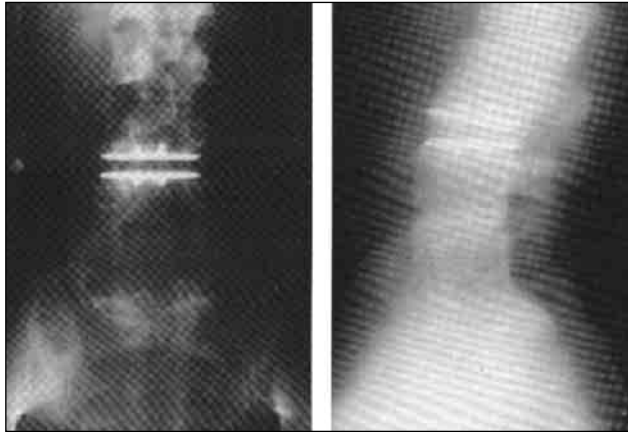
- Patil, 1980.
- Hedman-Kostuik, 1987.



Εικόνα 9 Α, Β, Γ, Δ, Συστήματα αρθρώσεως χαμηλής τριβής (low-friction sliding surfaces).



Εικόνα 10 Α.
SB Charite. **Β.**
Steffe - Acroflex.



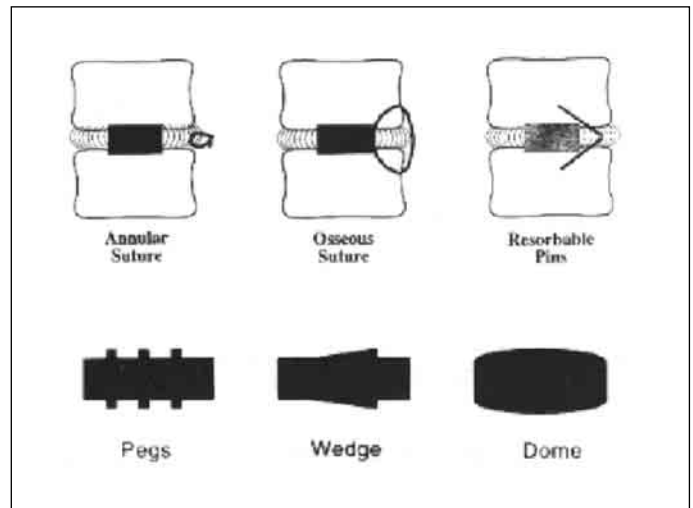
Στα συστήματα αυτά το βασικό πρόβλημα είναι ο προσδιορισμός της αντοχής των ελατηρίων, του εύρους των επιτρεπομένων κινήσεων και η αξιοπιστία τους στην απορρόφηση και την κατανομή των φορτίων, όπως και η πιθανή ακύρωση της λειτουργίας του συστήματος από την παρεμβολή ουλώδους ιστού.

Δ. Low-friction sliding surfaces

- Weber, 1978, 1980 (κεραμικός πυρήνας - πολυαιθυλένιο - με τσιμέντο).
- Kuntz, 1980 (πολυαιθυλένιο - CoCr - με τσιμέντο).
- SB Charite (I-1982,II-1985,III-1987) (πυρήνας chirulene - CoCr cast - χωρίς τσιμέντο).

Στα συστήματα αυτά, όταν υπάρχει ένα σταθερό κέντρο περιστροφής χωρίς ολίσθηση²², οι διατμητικές δυνάμεις μεταφέρονται στην επιφάνεια του οστού και της πρόθεσης, η δε καταπόνηση του πολυαιθυλενίου στην άρθρωση του συστήματος είναι πολύ μεγάλη. Όσον αφορά το σύστημα SB Charite (I-1982,II-1985,III-1987), με την εφαρμογή ενός ελεύθερου κινητού πυρήνα πολυαιθυλενίου μεταξύ των μεταλλικών επιφανειών υπερνικούνται αυτά τα προβλήματα και επιτυγχάνεται αποκατάσταση των βασικών κινήσεων στροφής και ολίσθησης. Το σύστημα αυτό έχει ελεγχθεί αρκετά και εφαρμόζεται κλινικά με αρκετά καλή πρώτη εκτίμηση.

Παρόλα αυτά, προκύπτει το πρόβλημα της ελαττωμένης αντίστασης του συστήματος στις στροφικές δυνάμεις με υπερφόρτιση των αρθρώσεων, όπως και όλα τα πιθανά προ-



Εικόνα 11. Τρόποι άμεσης στερέωσης και προτάσεις για καλύτερη σταθερότητα του ΤΜΔ.

βλήματα από την αντικατάσταση ενός “κρικικά άκαμπτου” συστήματος με ένα σύστημα ανεπαρκούς ακαμψίας.

ΕΛΕΓΧΟΣ ΣΕ ΠΕΙΡΑΜΑΤΟΖΩΑ

Εφαρμογή σε πειραματόζωα έδειξε ικανοποιητική ανοχή - βιοσυμβατότητα για τις κατασκευές σιλικόνης¹⁴ και C-flex³⁴, ενώ η βιοσυμβατότητα για τα μέταλλα και το πολυαιθυλένιο είναι γνωστή.

ΚΛΙΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ - ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

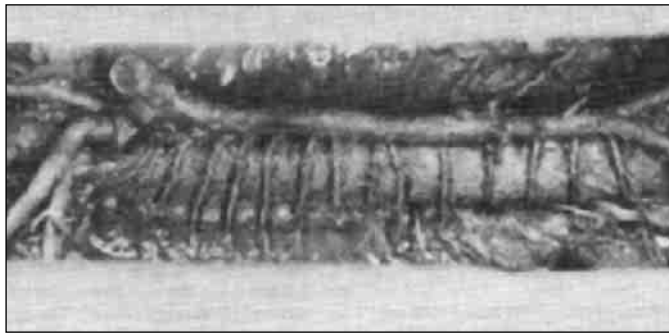
Οι υπάρχουσες κλινικές εφαρμογές και μελέτες (SB Charite I-1982, II-1985, III-1987 Acroflex total disc replacement) είναι λίγες και διερευνητικές (εικόνα 10Α,Β). Τα μειονεκτήματα των μελετών είναι ότι έχουν πολύ μικρό χρόνο παρακολούθησης, είναι αναδρομικές, δεν είναι συγκριτικές με άλλες χειρουργικές μεθόδους ομοειδών περιστατικών (σπονδυλοδεσία), δεν είναι διπλές τυφλές μελέτες και δεν είναι επαρκείς για την αύξηση της αντικειμενικότητας των αποτελεσμάτων τους.

ΣΤΕΡΕΩΣΗ - ΕΝΣΩΜΑΤΩΣΗ ΤΩΝ ΤΕΧΝΗΤΩΝ ΜΕΣΟΣΠΟΝΔΥΛΙΩΝ ΔΙΣΚΩΝ

Ο τεχνητός μεσοσπονδύλιος δίσκος αποτελεί μια μόνη πρόθεση. Λόγω της ανατομίας της περιοχής, αλλά και των μεγάλων διατμητικών δυνάμεων που αναπτύσσονται στη ΣΣ, χρειάζεται μια πολύ ισχυρή και ανθεκτική στερέωση, ίσως πολύ περισσότερο από άλλες προθέσεις (εικόνα 11).

Προς το παρόν, δεν υπάρχουν κλινικά δεδομένα για την απώτερη βιωσιμότητα της αρχικής στερέωσης που βα-

σίζεται σε ήδη γνωστές αρχές με όλους τους περιορισμούς και τα προβλήματά τους. Επειδή έχει διατυπωθεί η άποψη του περιορισμού της ηλικίας, κάτω των 45 ετών, γιατί σε μεγαλύτερες ηλικίες η πρόθεση μπορεί να βυθισθεί στο οστεοπορωτικό σπονδυλικό σώμα, δημιουργείται το εύλογο ερώτημα τι θα γίνει όταν αυτοί οι ασθενείς γεράσουν και αν οι γυναίκες αποτελούν κακούς υποψηφίους για την τοποθέτηση τεχνητού δίσκου.



Εικόνα 12. Ανατομική της πρόσθιας προσπέλασης για την τοποθέτηση τεχνητού μεσοσπονδυλίου δίσκου

ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΕΦΑΡΜΟΓΗ

Η τοποθέτηση του τεχνητού δίσκου γίνεται με πρόσθια προσπέλαση και κινητοποίηση των μεγάλων αγγείων, όπως και στην πρόσθια σπονδυλοδεσία με τους γνωστούς διαπεριεχειρητικούς κινδύνους. Το μεγάλο πρόβλημα προκύπτει όταν χρειαστεί αφαίρεση ή αντικατάσταση της πρόθεσης και σταθεροποίηση της ΣΣ δια της ουλής της προσπέλασης (εικόνα 12).

ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ - ΑΝΤΕΝΔΕΙΞΕΙΣ

Οι ενδείξεις για μια ριζοσπαστική και μόνιμη επέμβαση θα πρέπει να αποσαφηνιστούν με ακρίβεια για την αποφυγή της μείζονος αποτυχίας του επιδιωκόμενου αποτελέσματος, δηλαδή την ανακούφιση του ασθενούς. Ξεκινώντας από τις αντενδείξεις, ίσως με έκπληξη διαπιστώνουμε τις ελάχιστες και αμφισβητούμενες και από άλλες χειρουργικές προσεγγίσεις ενδείξεις.

A. Αντενδείξεις

1. Οστεοπάθειες - Οστεοπόρωση.
2. Φλεγμονή.
3. Σπονδυλολίθση - πλαγιολίθση >10%.
4. Σκολίωση.
5. Κήλη και υποτροπή κήλης του δίσκου.
6. Σπονδυλική στένωση κεντρική και πλάγια.
7. Σπονδύλωση με αρθρίτιδα των αρθρώσεων.
8. Μεγάλη στένωση του δίσκου.
9. Ηλικία >45 ετών.

B. Ενδείξεις

1. Δισκογενής πόνος.
2. Οσφυαλγία μετά δισκεκτομή χωρίς ίνωση ή υποτροπή.
3. Δισκοπάθεια - ασάθεια στα άκρα προηγηθείσας σπονδυλοδεσίας.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΤΑ ΤΟΥ ΤΜΔ

A. Γενικοί περιορισμοί

1. Η αντικατάσταση μόνο του ηκτοειδούς πυρήνα ή

και ολοκλήρου του δίσκου απευθύνεται μόνο σε ένα μέρος της άρθρωσης της πάσχουσας σπονδυλικής μονάδας.

2. Η αξιοπιστία της αντοχής των υπαρχόντων υλικών στην καταπόνηση είναι αμφισβητούμενη ως προς τις εμβιομηχανικές συνθήκες του μεσοσπονδυλίου δίσκου και το χρόνο, όπως απαιτείται σε μία πάθηση της μέσης ηλικίας.

3. Το μεγάλο πρόβλημα της συγκράτησης και της ενσωμάτωσης του ΤΜΔ στη ΣΣ παραμένει, όπως και σε όλες τις προθέσεις, ίσως δε είναι περισσότερο σοβαρό όταν απαιτείται η βιωσιμότητα της πρόθεσης για 35-40 χρόνια.

B. Σχεδιασμός - Βιομηχανικές μελέτες

1. Δεν υπάρχει σύγκλιση στη θεωρητική προσέγγιση του σχεδιασμού του ΤΜΔ, και τα διάφορα μοντέλα που προτείνονται απομακρύνονται από τη μίμηση της γλοιοελαστικής δυναμικής ιδιότητας του φυσιολογικού δίσκου υπό φόρτιση.

2. Δεν υπάρχει σύγκλιση σε ό,τι αφορά τα χρησιμοποιούμενα υλικά των δίσκων.

3. Δεν υφίσταται εξέλιξη στην κατασκευή των διαφόρων τύπων ΤΜΔ, ώστε να υπάρχει η δυνατότητα της συγκριτικής μελέτης των ιδιοτήτων τους, της εμβιομηχανικής ή της κλινικής συμπεριφοράς τους.

4. Δεν έχει εκτιμηθεί η απώτερη βιομηχανική συμπεριφορά των δίσκων με σύνθεση υλικών στις μεταξύ τους επιφάνειες.

5. Η αντικατάσταση του ηκτοειδούς πυρήνα είναι θεωρητικά και πρακτικά καταδικασμένη σε αποτυχία, λόγω της ανεπάρκειας του πάσχοντος ινώδους δακτυλίου.

Γ. Πειραματικές και κλινικές μελέτες

1. Οι μελέτες σε πειραματόζωα (δίποδα) είναι λίγες και ανεπαρκείς από άποψη χρόνου παρακολούθησης.

2. Οι κλινικές μελέτες έχουν μικρό χρόνο παρακολούθησης, δεν είναι προσχεδιασμένες και με σαφείς ενδείξεις και δεν είναι συγκριτικές με άλλες μορφές θεραπείας (σπονδυλοδεσία).

Δ. Ενδείξεις

Περιορισμένες και σχετικά ασαφείς.

Ε. Επιπλοκές

1. Οι επιπλοκές της χειρουργικής εφαρμογής, αλλά κυρίως η αστοχία των υλικών, η πιθανή καλάρωση και η μετακίνηση της πρόθεσης μπορεί να είναι πολύ σοβαρές για κάποιον που πάσχει από οσφυαλγία.

2. Η ανάγκη επανεγχείρησης για την αφαίρεση, την αντικατάσταση ή τη σταθεροποίηση της ΣΣ μετά από αποτυχία της πρόθεσης αυξάνει πολύ τη δυσκολία της επέμβασης και την πιθανότητα μείζονων επιπλοκών.

ΥΠΕΡ ΤΟΥ ΤΜΔ

1. Η ιδέα υφίσταται σαν κινητήριο μοχλός για συνεχή έρευνα και βελτίωση των προτάσεων και της επιστήμης.

2. Υπάρχει η ένδειξη για την πρακτική εφαρμογή αυτής της ιδέας που την κάνει ελκυστική.

3. Στην αγορά υπάρχουν τεχνητοί δίσκοι και δοκιμάζονται σε διάφορα κέντρα με ικανοποιητικά πρώιμα αποτελέσματα.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- Buttner-Janz K, et al. Intervertebral disc endoprosthesis-development and current status. *Beitr Orthop Traumatol* 1990, 37(3):137-147.
- Buttner-Janz K, et al. Biomechanics of the sB Charite lumbar intervertebral disc endoprosthesis. *Int orthop* 1989, 13(3):173-176.
- Chwsiuk NI, et al. The synthetic vertebral disc. *SU-PS* 895.433, 1980.
- Cinotti G, et al. Results of disc prosthesis after a minimum follow-up period of 2 years. *Spine* 1996, 15 21(8):995-1000.
- Edeland HG. The logical design of an intervertebral disc prosthesis. *Proceedings, second mediterranean conference on medical and biological engineering Marseille* 1980, 41-42.
- Edeland HG. Suggestions for a total elasto-dynamic intervertebral disc prosthesis. *Biomat Med Devices Artif Organs* 1981, 9(1):65-72.
- Enker P, et al. Artificial disc replacement. Preliminary report with a 3-year minimum follow-up. *Spine* 1993, 15 18(8):1061-1070.
- Farfan HF. Mechanical disorders of the Low Back. *Lee and Febiger* 1973.
- Fassio B. Prothese pour disques intervertebraux. *FR-PS* 2.372.622-3/12/76.
- Fernstrom U. Diskprotes av metal vid lumbar diskruptur. *Nord Med* 1964, 71:160.
- Fischer H. Stutzelement zum Halten zweier benachbarter wirbel. *DE-OS* 3.741.493-8/12/87.
- Fray O, et al. Gelenkendoprothese. *EPA* 0.277.282 A1-24/10/1987.
- Friberg S, Hirsch C. Anatomical and clinical studies on lumbar disc degeneration. *Acta Orthop Scand* 1950, 19:222.
- Frisch EE. Biomaterials in foot surgery. *Clin Podiatry* 1984, 1(1):11-27.
- Hedman TP, et al. Artificial spinal disc. *US-PS* 4.759.769-22/6/87.
- Hedman TP, et al. Design of an intervertebral disc prosthesis. *Spine* 1991, 16(6Suppl):S256-260.
- Hellier WG, et al. Wear studies for the development of an intervertebral disc prosthesis. *Spine* 1992, 17 (6 Suppl).
- Hirayama Y, et al. Artificial intervertebral disc. *EP* 0.317.972 A1-23/11/88.
- Horst M. Mechanische beanspruchung der wirbelkorpdeckplatte. *Die Wirbelsaule inforschung und praxis* 95, Stuttgart: Hippokrates 1982.
- Kirkaldy - Willis, et al. Instability of the lumbar spine. *Clin Orthop* 1982, 165:110-123.
- Kostuik JP. Intervertebral disc replacement Experimental study. *Clin Orthop* 1997, (337):27-41.
- Kuntz JD. Intervertebral disc prosthesis. *US-PS* 4.349.921-16/6/80.
- Lee CK, et al. Development of a prosthetic intervertebral disc. *Spine* 1991, 16(6 Suppl):S253-255.
- Lemaire JP, et al. Intervertebral disc prosthesis. Results and prospects for the year 2000. *Clin Orthop* 1997, (337):64-76.
- Nachemson A. Some mechanical properties of the lumbar intervertebral discs. *Bull Hosp Joint Dis* 1962, 23:130-143.
- Nachemson A, et al. Mechanical properties of human lumbar spine motion segments. Part I and II. *J Biomechanical Engineering* 1979, 101.
- Naylor A. The design and function of the human intervertebral disc. *Scientific foundations of orthopaedics and traumatology, William Heinemann Med. Books, London* 1980.
- Patil AA. Artificial intervertebral disc. *US-PS* 4.309.777-13/11/80.
- Roy-Camille R, et al. Experimental study of lumbar disk replacement. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1978, 64 Suppl. 2:106-107.
- Schneider PG, et al. Plastische bandscheiben-chirurgie.I.Mitt: Bandscheibenersatz im lumbalen Bereich mit silikonkautschuk. *Theoretische und experimentelle Untersuchungen. Z Orthop* 1974, 112:1078-1086.
- Schulman CM. Metod komdinirowannogo chirurgitscheskogo letschenija kompressionnyh fom pojasnitschnogo osteochondrosa s alloprotesirowaniem porashennyh meshpowonkowysh diskow. *Z Vopr Neurochir* 1977, 2:17-23.
- Steenbrugge MH. Perfectionnements aux protheses articulaires. *FR-PS* 1.122.634-28/5/56.
- Substad JA. Prothese zum Ersatz einer beschadigten oder degenerierten Bandscheibe und verfahren zu ihrer Herstellung. *Z Orthop* 1974, 112:203.242-24/1/72.
- Vuono-Hawkins M, et al. Mechanical evaluation of a canine intervertebral disc spacer: in situ and in vivo studies. *J orthop Res* 1994, 12(1):119-127.
- Weber BG. Zwischenwirbel-Prothese. *DE-OS* 2.804.936-6/2/78a.
- Zeegers WS, et al. Artificial disc replacement with the modular type SB Charite III: 2- year results in 50 prospectively studied patients. *Eur Spine J* 1999, 8(3):210-217.