



ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΕΠΙΣΤΗΜΟΝΙΚΗ ΕΤΑΙΡΕΙΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

Δυσλειτουργίες Χεριού

Δομή - Λειτουργία - Αξιολόγηση

Μηχανικές Ιδιότητες Τενόντων

**Παπαθανασίου Γ., Κομισόπουλος Χρ.,
Κουμαντάκης Γ., Μοβσεσιάν Μ.**

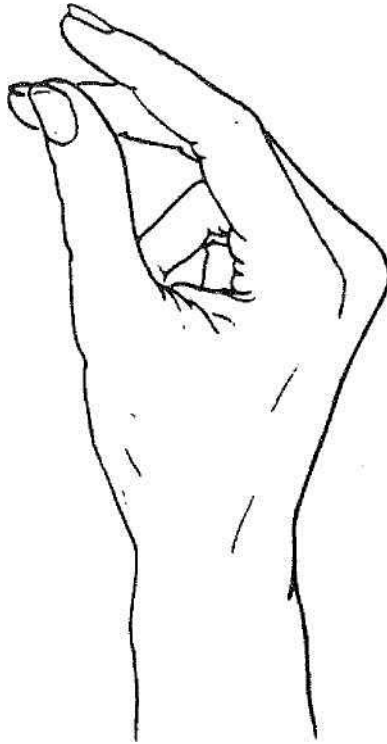
**Ελληνική Επιστημονική Εταιρεία Φυσικοθεραπείας
Τμήμα Χειρός**

Οκτώβριος 1996

ΔΥΣΛΕΙΤΟΥΡΓΙΕΣ ΧΕΡΙΟΥ

ΜΕΡΟΣ ΠΡΩΤΟ

ΔΟΜΗ - ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ - ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ



Αμφιθέατρο Ελληνικής Εταιρείας
Χειρουργικής Ορθοπαιδικής - Τραυματιολογίας
"Παύλος Κονιαλίδης"

Κυριακή 13 Οκτωβρίου 1996



ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΕΠΙΣΤΗΜΟΝΙΚΗ ΕΤΑΙΡΕΙΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

ΤΜΗΜΑ ΧΕΙΡΟΣ

&

ΣΠΟΥΔΑΣΤΕΣ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ Τ.Ε.Ι. ΑΘΗΝΑΣ

ΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΤΕΝΟΝΤΩΝ

Ο τένοντας αποτελεί ειδική μορφή βιολογικού υλικού και οι μηχανικές του ιδιότητες, όταν φορτίζεται, είναι χαρακτηριστικές και ιδιαίτερες για αυτόν τον τύπο ιστού. Πριν από την αναλυτική αναφορά σε αυτές τις ιδιότητες, είναι χρήσιμο να αναφερθούν λίγα στοιχεία για τις μηχανικές ιδιότητες των βιολογικών υλικών εν γένει. Είναι γνωστό πως η συμπεριφορά των διαφόρων υλικών σε συνθήκες μηχανικής φόρτισης εκφράζεται με χαρακτηριστικές μηχανικές ιδιότητες, όπως :

- Ελαστικότητα
- Πλαστικότητα
- Γλησιότητα
- Μηχανική αντοχή

Οι παραπάνω ιδιότητες, οι οποίες καθούνται και ρεολογικές συνήθως συνυπάρχουν στα περισσότερα υλικά σε διαφορετικές αναλογίες.

Η ελαστικότητα εκφράζει τη δυνατότητα ενός υλικού να επανέρχεται στο αρχικό του σχήμα, μετά την αφαίρεση του φορτίου που προκάλεσε την παραμόρφωσή του. Η επαναφορά στις αρχικές διαστάσεις είναι πλήρης, η αντίδραση του υλικού στα φορτία είναι άμεση και χωρίς χρονική καθυστέρηση και υπάρχει ευθέως ανάλογη σχέση μεταξύ επιβαλλόμενου φορτίου και παραμόρφωσης. Δεν υπάρχει καμμία απώλεια ενέργειας στο σύστημα, όση δαπανάται τόσο και αποδίδεται. Παράδειγμα ελαστικού υλικού αποτελεί το ελατήριο χωρίς τριβές.

Μια άλλη ιδιότητα των βιολογικών υλικών είναι η πλαστικότητα. Συμφωνα με αυτήν, ένα υλικό παραμορφώνεται συνεχώς όταν η φόρτιση ξεπεράσει τα όρια της ελαστικότητάς του. Η παραμόρφωση είναι μόνιμη, δηλαδή το υλικό δεν επανέρχεται στο αρχικό του σχήμα μετά την αφαίρεση του φορτίου. Υπάρχει μεγάλη απώλεια ενέργειας, όση δοθεί δε θα επιστραφεί, αλλά θα χαθεί σαν ενέργεια πλαστικής παραμόρφωσης.

Η γλησιότητα εκφράζει τη δυνατότητα των υλικών να ανθίστανται στη διατμητική φόρτιση. Το μηχανικό ανάλογο που αποδίδει τη γλησιότητα είναι η λειτουργία μιας σύριγγας γεμάτης με υγρό η παραμικρή εφαρμογή δύναμης στο έμβολό της θα προκαλέσει την κίνηση του εμβόλου και του υγρού. Μικρή αλλά σταθερή ταχύτητας δύναμη κινεί το σύστημα συνέχεια για όσο χρονικό διάστημα πιέζεται το έμβολο, ενώ εαν προσπαθήσουμε να πιέσουμε δυνατότερα και γρηγορότερα το έμβολο, οι τάσεις θα αυξηθούν πολύ και η κίνηση του υγρού θα γίνεται πολύ δυσκολότερα. Άρα, η παραμόρφωση είναι ανάλογη του χρόνου εφαρμογής της δύναμης, αλλά αντιστρόφως ανάλογη της ταχύτητας εφαρμογής της.

Η εφελεκυστική αντοχή είναι η πλέον σημαντική ρεολογική ιδιότητα. Καθορίζει το σημείο κατά το οποίο ένα υλικό που φορτίζεται θα διαρραγεί και μπορεί να εκφραστεί με το μέγιστο φορτίο θραύσης του υλικού, τη μέγιστη παραμόρφωσή του πριν από την τέλεια ρήξη, τη μέγιστη δαπάνη ενέργειας κατά την τέλεια ρήξη καθώς και το μέγιστο αριθμό επαναλαμβανόμενων φορτίσεων, αν

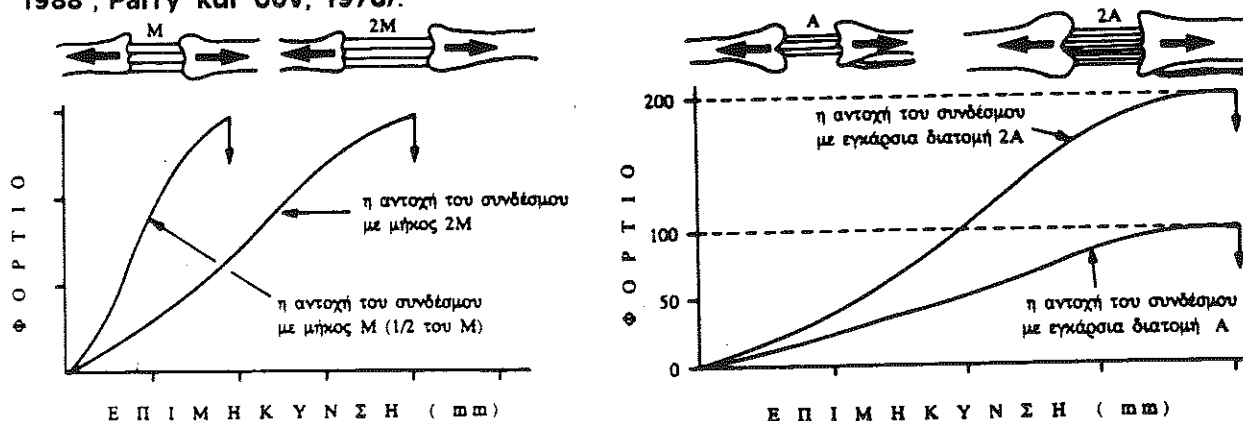
πρόκειται για δυναμική καταπόνηση (Nordin M. & Frankel V.H., 1980 ; 1989 ; Αθανασόπουλος Σ.Ι., 1989).

ΒΙΟΛΟΓΙΚΗ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑ ΤΕΝΟΝΤΩΝ

Η μηχανική αντοχή του τένοντα εξαρτάται από τα κατασκευαστικά του χαρακτηριστικά, όπως είναι το πάχος του, η περιεκτικότητά του σε κολλαγόνο και η διεύθυνση των ινών του. Συνήθως, η μηχανική αντοχή ενός υγιή τένοντα είναι μεγαλύτερη από δύο φορές αυτής του μυός του (Elliot, 1965).

Οι βραχείς τένοντες είναι ανθεκτικότεροι και απορροφούν περισσότερη ενέργεια ανά μονάδα όγκου. Οι μακρύτεροι τένοντες απορροφούν περισσότερη ενέργεια λόγω του σχετικά μεγαλύτερου όγκου τους και έτσι έχουν λιγότερες πιθανότητες να υποστούν ρήξη (σχήμα 2α).

Επίσης, η εγκάρσια διατομή του κολλαγόνου ιστού επηρεάζει άμεσα την αντοχή του. Έχει υπολογιστεί ότι όσο μεγαλύτερος είναι ο αριθμός και το πάχος των προσανατολισμένων προς την κατεύθυνση φόρτισης κολλαγόνων ινών ενός ιστού, τόσο περισσότερο φορτίο μπορεί να υποβαστάξει ο ιστός αυτός (Butler και συν, 1978), (σχήμα 2β). Ειδικότερα, σε κάποιους τένοντες, οι παράλληλα προς τον άξονά τους διευθετημένες ίνες κολλαγόνου είναι δύο τύπων, μεγάλης διαμέτρου και μικρής. Οι μεγάλης διαμέτρου ίνες κολλαγόνου παρουσιάζουν μεγάλη αντοχή σε εφελκυστική φόρτιση. Οι μικρής διαμέτρου ίνες έχουν υψηλό δείκτη επιφάνειας προς όγκο, έχουν ισχυρούς και πολλούς δεσμούς μεταξύ τους και με τις ίνες μεγάλης διαμέτρου, προβάλλοντας αντίσταση στην παραμόρφωση (Parry, 1988 ; Parry και συν, 1978).



Σχήμα 2. α. Σχέση του μήκους και της αντοχής των τενόντων.

β. Σχέση της εγκάρσιας διατομής και της αντοχής των τενόντων.

Ακόμη, η διπλή φύση (ινιδιακή και διάμεσης γλοιώδους ουσίας) του κολλαγόνου ιστού ηθεονεκτεί έναντι ενός συστήματος το οποίο αποτελείται από μια ουσία στο ότι έχει αυξημένη ικανότητα να αντέχει στη μετάδοση μιας ρήξης μέσα στον ιστό. Τα ινίδια, όντας διευθετημένα παράλληλα, μπορεί να πάθουν μεμονωμένη ρήξη, χωρίς σημαντική αλλαγή στις ιδιότητες του ιστού σαν σύνολο. Αντίθετα, η μετάδοση μιας μικρορήξης διαμέσου ενός συστήματος μιας ουσίας θα

κατέληγε στη σταδιακή καταστροφή και μόνιμη αχρήστευση του ιστού (Parry, 1988).

Τα μόρια κολλαγόνου του τένοντα έχουν ισχυρούς ενδομοριακούς δεσμούς και ασθενείς διαμοριακούς (δυνάμεις Van Der Waals), οι οποίοι παρουσιάζουν μεγαλύτερη τάση να καταστραφούν. Η εφαρμογή τάσης ευθυγραμμίζει το ελικοειδές κολλαγόνο, αυξάνοντας τις διαμοριακές δυνάμεις και την αντίσταση του ιστού στην παραμόρφωση.

Η μηχανική αντοχή των τενόντων αλλιάζει με την αύξηση της ηλικίας. Παρατηρείται μια σταδιακή αύξησή της έως τα 60 χρόνια, η οποία ελαττώνεται αργά από τα 60 έως τα 70 και περισσότερο απότομα από τα 70 έως τα 80 χρόνια. Η σκληρότητα του τένοντα κατά την εφαρμογή τάσης, καθώς και το μέγιστο μήκος που μπορούν να φτάσουν οι ίνες του πριν ραγούν μειώνονται, επίσης, με την ηλικία (Benedict και συν, 1968).

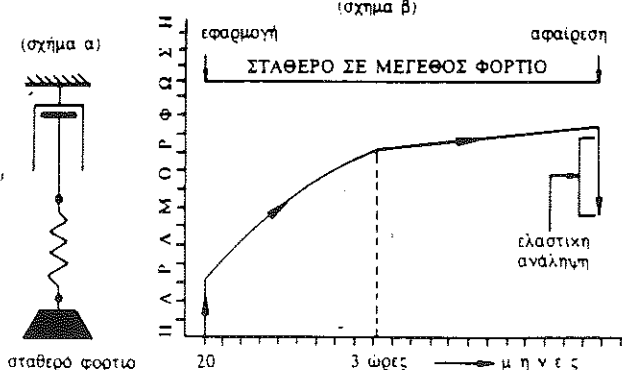
ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑ ΤΕΝΟΝΤΩΝ

Οι τένοντες ανήκουν στους κολλαγόνους ιστούς, οι οποίοι παρουσιάζουν ένα μοναδικό συνδυασμό της γλοιώδους και της ελαστικής ιδιότητας, γι' αυτό και καλούνται γλοιοελαστικά υλικά και η ιδιότητά τους γλοιοελαστικότητα.

Γλοιοελαστικό καλείται το υλικό εκείνο το οποίο αποτελεί συνδυασμό ενός ελαστικού στερεού και ενός γλοιώδους υγρού (Abrahams, 1967 ; Vildik, 1969).

Γλοιοελαστικότητα είναι η ιδιότητα των υλικών σύμφωνα με την οποία η μηχανική τους συμπεριφορά αλλιάζει ανάλογα με το πόσο γρήγορα θα φορτιστούν ή θα παραμορφωθούν. Ο σημαντικός παράγοντας στη μηχανική συμπεριφορά τους δεν είναι το ίδιο το φορτίο, αλλά το χρονικό διάστημα στο οποίο αυτό επιβάλλεται.

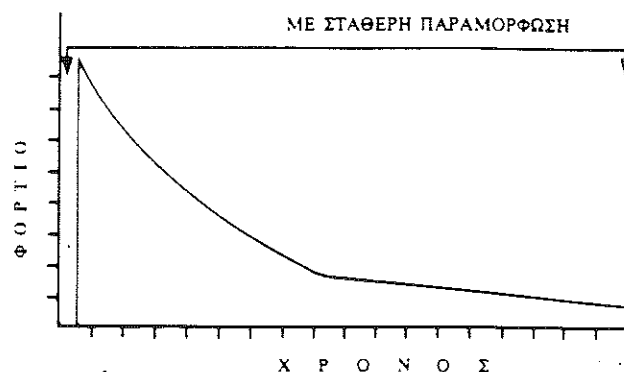
Χαρακτηριστικές γλοιοελαστικές ιδιότητες των τενόντων είναι το φαινόμενο του ερπυσμού και η χαλάρωση φορτίου. Στο φαινόμενο του ερπυσμού (creep), ένα γλοιοελαστικό υλικό παραμορφώνεται με την πάροδο του χρόνου όταν φορτιστεί με ένα σταθερό σε μέγεθος φορτίο για μεγάλο χρονικό διάστημα. Η παραμόρφωση αρχίζει σταδιακά, αφού παρέλθουν 20 λεπτά από τη στιγμή της εφαρμογής του φορτίου και στις 3 ώρες κορυφώνεται. Το φαινόμενο του ερπυσμού μπορεί να συνεχίσει να υφίσταται και ο ιστός να εξακολουθεί να παραμορφώνεται με πολύ βραδείς ρυθμούς για μήνες (σχήμα 3).



Σχήμα 3. α. Το μηχανικό ανάλογο που εκφράζει το φαινόμενο του ερπυσμού.

β. Η καμπύλη του φαινομένου του ερπυσμού.

Η χαλάρωση φορτίου χαρακτηρίζεται από τη μείωση του φορτίου με την πάροδο του χρόνου, σε υλικό που έχει ήδη ολοκληρωθεί το φαινόμενο creep. Αυτό σημαίνει ότι, όταν ο βαθμός παραμόρφωσης ενός υλικού παραμένει σταθερός, παρατηρείται ελάττωση στο φορτίο που απαιτείται για να διατηρηθεί αυτή η παραμόρφωση με την πάροδο του χρόνου (σχήμα 4), (Frankel & Nordin, 1989 ; White & Panjabi, 1978).



Σχήμα 4. Η καμπύλη της χαλάρωσης του φορτίου.

Οι ιδιότητες των τενόντων έχουν αναλυθεί, επίσης, χρησιμοποιώντας καμπύλες τάσης - εκατοστιαίας παραμόρφωσης, όπου τάση είναι η απάντηση στο φορτίο που εφαρμόζεται ανά μονάδα επιφανείας και εκατοστιαία παραμόρφωση η αλλαγή στο μήκος του τένοντα σε σχέση με το αρχικό, κατά την εφαρμογή φορτίου σε αυτόν.

Οι ίνες του τένοντα είναι διευθετημένες σχεδόν παράλληλα και κατά μήκος του ιστού, παρουσιάζοντας μεγαλύτερη αντοχή σε εφελκυστικά φορτία, τα οποία τείνουν να επιμηκύνουν και να ρηπτύνουν τον ιστό (Butler και συν, 1978). Έτσι, υποβάλλοντας ιστολογικά παρασκευάσματα τενόντων σε εφελκυστικά φορτία, χρησιμοποιώντας ένα σταθερό ρυθμό παραμόρφωσης, αποτυπώνεται η μηχανική συμπεριφορά του τένοντα σε καμπύλες τάσης - εκατοστιαίας παραμόρφωσης. Οι καμπύλες αυτές έχουν αναλυθεί σε διάφορες "περιοχές", οι οποίες χαρακτηρίζουν τη συμπεριφορά του ιστού (σχήμα 5).

Η πρώτη περιοχή είναι κοίλη. Η επιμήκυνση που αντιστοιχεί σε αυτήν πιστεύεται ότι είναι το αποτέλεσμα της αλλαγής στον προσανατολισμό των κολληγόνων ινών, οι οποίες από κυματοειδείς στη θέση χαλάρωσης ευθείάζονται και τείνουν να παραλληλιστούν προς την κατεύθυνση της φόρτισης (Elliot, 1965 ; Abrahams, 1967 ; Vliedik, 1969 ; Noyes, 1977). Κατ' έλλοις, όμως, αυτή η επιμήκυνση οφείλεται κυρίως σε ολίσθηση μεταξύ των ινών και σε διατμητικές δυνάμεις μεταξύ της θεμέλιας ουσίας και των ινών (Vliedik, 1982). Σε αυτήν την περιοχή απαιτείται λίγη δύναμη για να επιμηκυνθεί ο ιστός. Καθώς συνεχίζεται η φόρτιση, η σκληρότητα του ιστού αυξάνει και προοδευτικά απαιτείται όλο και μεγαλύτερη δύναμη για να προκαλέσει ίσα ποσά επιμήκυνσης. Το τέλος αυτής της περιοχής έχει βρεθεί ότι αντιστοιχεί σε εκατοστιαία παραμόρφωση του ιστού μεταξύ 1,5 - 4,0 % (Abrahams, 1967 ; Rigby, 1959).

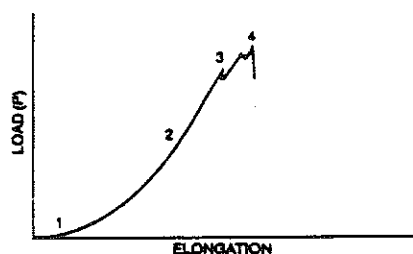
Στη δεύτερη περιοχή, η οποία καλείται "γραμμική" επειδή έχει συχνά σχεδόν τέτοια μορφή, η καμπύλη αντιπροσωπεύει την απάντηση του ιστού σε επιπλέον επιμήκυνση. Οι κολληγόνες ίνες τείνουν ακόμα περισσότερο να παραλληλιστούν προς την κατεύθυνση φόρτισης και χάνουν την κυματοειδή τους εμφάνιση

(Abrahams, 1967). Στο τέλος αυτής της περιοχής μπορεί να παρατηρηθούν μικρές πτώσεις της τάσης στις καμπύλες τάσης - εκατοστιαίας παραμόρφωσης. Αυτές οφείλονται σε πρόωπη διαδοχική ρήξη μερικών ινών που έχουν διαταθεί πάρα πολύ (Noyes και συν, 1974).

Βέβαια, μικρορήξεις μπορούν να παρατηρηθούν και πριν από την περιοχή αυτή του φορτίου, που καλείται γραμμικό φορτίο. Η ρήξη ινών έχει βρεθεί ότι αρχίζει να συμβαίνει σε τιμές εκατοστιαίας παραμόρφωσης 5 - 6 %, δηλαδή στο 105 - 106 % του αρχικού μήκους. Το σημείο στο οποίο επιτυγχάνεται το γραμμικό φορτίο είναι το σημείο υποχώρησης για τον ιστό και από εκεί και μετά αρχίζει η πλαστική παραμόρφωση (Abrahams, 1967).

Πέρα από την περιοχή του γραμμικού φορτίου (περιοχή 3 στο σχήμα 5) συμβαίνει η πλήρης ρήξη των ινωδών δεματίων του τένοντα με απρόβλεπτο τρόπο. Με την επίτευξη του μέγιστου φορτίου, που αντανακλά τη μέγιστη μηχανική αντοχή του ιστολογικού παρασκευάσματος, επέρχεται ξαφνικά η καταστροφή του (Noyes 1974, 1977). Η μέγιστη παραμόρφωση στην οποία συμβαίνει η πλήρης ρήξη του τένοντα κυμαίνεται στο 6 - 8 % της εκατοστιαίας παραμόρφωσης, δηλαδή στο 106 - 108 % του αρχικού μήκους του (Zarins, 1982).

Η τελική (μέγιστη) μηχανική αντοχή του τένοντα έχει περιορισμένο ενδιαφέρον από λειτουργική σκοπιά, επειδή υπό φυσιολογικές καθημερινές συνθήκες τα φορτία στα οποία υποβάλλεται ο τένοντας είναι της τάξεως του $1/3$ (Viidik 1980) με $1/4$ περίπου (Abrahams, 1967 ; Elliot, 1967 ; Kear & Smith, 1975) του μέγιστου φορτίου που μπορεί να υποβαστάξει. Η μέγιστη τιμή φυσιολογικής εκατοστιαίας παραμόρφωσης για τένοντες - σε τρέξιμο και άλματα, για παράδειγμα - κυμαίνεται στο 2 - 5 % (Fung, 1981).



Σχήμα 5. Καμπύλη τάσης - εκατοστιαίας παραμόρφωσης τένοντα υπό δοκιμασία εφελκυστικής φόρτισης, έως την πλήρη ρήξη του. Οι αριθμοί δείχνουν τις 4 χαρακτηριστικές περιοχές της καμπύλης.

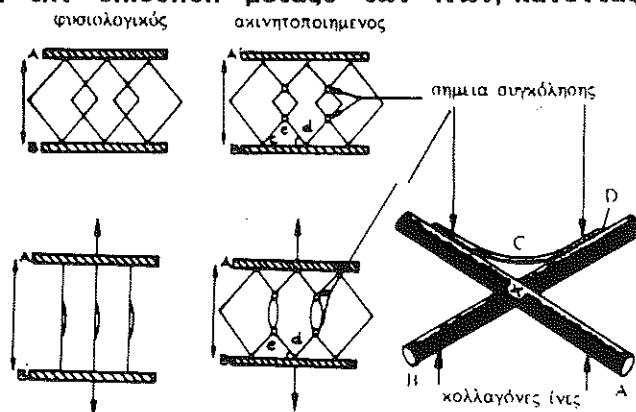
ΕΙΔΟΣ ΦΟΡΤΙΣΗΣ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑ ΤΕΝΟΝΤΩΝ

Ο ρυθμός φόρτισης ενός τένοντα αποτελεί ρυθμιστικό παράγοντα της μηχανικής συμπεριφοράς του. Σε υψηλούς ρυθμούς εκατοστιαίας παραμόρφωσης, όταν δηλαδή εφαρμόζεται τάση σε αυτόν με γρήγορο ρυθμό, ο τένοντας γίνεται περισσότερο εύθρυπτος. Παρουσιάζει υψηλή μηχανική αντοχή και σκληρότητα, απορροφά λιγότερη ενέργεια και γίνεται πιο αποτελεσματικός στην υποβάσταξη βαρύτερων φορτίων. Σε χαμηλούς ρυθμούς εκατοστιαίας παραμόρφωσης ο τένοντας γίνεται περισσότερο γλοιώδης ή εύκαμπτος, απορροφά περισσότερη ενέργεια, με συνέπεια να μειώνεται η αποτελεσματικότητά του στη μεταφορά φορτίων. Δηλαδή, σε γρήγορη φόρτιση ο τένοντας σκληραίνει έχοντας την

ικανότητα να φέρει βαρέα φορτία, με κίνδυνο όμως να ραγεί. Αντίθετα, σε αργή φόρτιση γίνεται περισσότερο ελαστικός προς όφελος της ακεραιότητας του αλλά αδυνατεί να φέρει βαρέα φορτία (Welsh και συν 1971).

Οι μηχανικές ιδιότητες του τένοντα επηρεάζονται και από τα φορτία που δέχεται και τη χρήση στην οποία υπόκειται. Η ακινητοποίηση ελαττώνει κατά πολύ τη μηχανική αντοχή του, η οποία επανέρχεται στα προηγούμενα φυσιολογικά επίπεδα πολύ δύσκολα και μετά από πολλές εβδομάδες. Οι Amiel και συν (1982) παρατήρησαν πως με την ακινητοποίηση σε συνδέσμους του γόνατος, αν και παρατηρήθηκε αύξηση και στον αναβολισμό αλλά και στον καταβολισμό του κολλαγόνου, η σχέση μεταξύ τους ήταν ελαφρά υπέρ του αναβολισμού. Λόγω του μεγαλύτερου αναβολισμού, ο ιστός περιέχει πολλές νεαρές ανώριμες ίνες οι οποίες έχουν μειωμένη μηχανική αντοχή και απαιτείται περίπου το 1/3 του φορτίου που μπορεί να υποβαστάξει ένας φυσιολογικός ιστός για να ραγεί.

Εκτός της ύπαρξης ανώριμων ινών κολλαγόνου σε ακινητοποιημένους ιστούς, οι Woo (1975) και Akeson (1973) παρατήρησαν, μετά από έρευνες ότι οι νεαρές μορφές των κολλαγόνων ινών είναι άτακτα διευθετημένες προς κάθε κατεύθυνση και δεν έχουν ένα σαφή προσανατολισμό, λόγω της έλλειψης μηχανικής φόρτισης. Ακόμα ο Akeson (1973) αναφέρει ότι πιθανά οι νεαρές κολλαγόνες ίνες, εξαιτίας της άτακτης διευθέτησής τους μέσα στον ιστό, προσκολλώνται στις παλαιές σε διάφορα στρατηγικά σημεία (σχήμα 6) και αυτή η συγκόλληση περιορίζει την ολίσθηση μεταξύ των ινών, κάνοντας έτσι τον ιστό λιγότερο διατετό.



Σχήμα 6. Η εκτατικότητα του φυσιολογικού τένοντα και μια από τις αιτίες του περιορισμού της εκτατικότητας στον ακινητοποιημένο.

Μετά από ακινητοποίηση κολλαγόνου ιστού για 8 εβδομάδες έχουν παρατηρηθεί τιμές κατά 39 % χαμηλότερες στο μέγιστο φορτίο και κατά 32 % στην ενέργεια που απορροφάται κατά την πλήρη ρήξη. Επίσης, οι καμπύλες τάσης - εκατοστιαίας παραμόρφωσης έδειξαν ότι με την ακινητοποίηση μειώθηκε και η σκληρότητα του ιστού (Noyes και συν, 1974).

Αντίθετα, η κίνηση - άσκηση και σε φυσιολογικό (Woo και συν, 1982) αλλά και σε ακινητοποιημένο κολλαγόνο ιστό (Noyes και συν, 1974) έχει βρεθεί ότι επιδρά θετικά στις ιδιότητες του κολλαγόνου. Διαφορετικοί τύποι ασκήσεων παράγουν διαφορετικού μεγέθους φορτία στους καμπτήρες τένοντες. Σε σύγκριση με την ανάπαυση ο Urbanik (1975) παρατήρησε ότι τα φορτία ήταν 2πλάσια με παθητική κάμψη - έκταση (200-300 γραμμάρια), 4πλάσια με ενεργητική

κίνηση εναντίον ελάχιστης αντίστασης (λιγότερο από 800 γραμμάρια) και 8πλησια με ενεργητική εναντίον μέτριας αντίστασης (1500 γραμμάρια περίπου). Η δυνατή κάμψη των δακτύλων, τέλος, φορτίζει τους καμπτήρες τένοντες με 5000 γραμμάρια.

Αρκετές έρευνες που έχουν γίνει στον τομέα της άσκησης έχουν δείξει ότι η αυξημένη τάση προκαλεί αλλοιγές στη σύσταση και οργάνωση του κολλαγόνου ιστού όπως επίσης και στις μηχανικές ιδιότητες. Οι Tipton και συν (1986) μετά από σχετική ανασκόπηση της βιβλιογραφίας υποστήριξαν πως τα αποτελέσματα της άσκησης στις μηχανικές ιδιότητες του κολλαγόνου ιστού είναι περισσότερο εμφανή σε ιστούς που επαναδραστικοποιούνται μετά από περίοδο ακινητοποίησης παρά σε φυσιολογικούς ιστούς. Η ανάκτηση των μηχανικών ιδιοτήτων γίνεται σταδιακά και μακροπρόθεσμα. Το πείραμα του Noyes (1977) είναι αρκετά χαρακτηριστικό : σε πρόγραμμα κινητοποίησης κολλαγόνου ιστού αμέσως μετά από ακινητοποίηση 8 εβδομάδων, ο ιστός υπολειπόταν ακόμη σε μηχανική αντοχή κατά 20 % έπειτα από διάστημα 5 μηνών από την έναρξη εφαρμογής του προγράμματος. Στους 12 μήνες περίπου η αντοχή και η σκληρότητα είχαν αποκτήσει σχεδόν τις φυσιολογικές τιμές τους.

ΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΤΕΝΟΝΤΩΝ ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΤΡΑΥΜΑΤΙΣΜΟ

Όσον αφορά στην επούλωση του κολλαγόνου ιστού αυτού καθαυτού, η μελέτη των Mason & Allen (1941), η οποία είναι γενικώς παραδεκτή μέχρι σήμερα, περιγράφει 3 στάδια επούλωσης σε σχέση με τη μηχανική αντοχή του :

α. Στάδιο απότομης μείωσης της μηχανικής αντοχής, το οποίο διαρκεί περίπου 5 ημέρες. Η μείωση της αντοχής είναι αποτέλεσμα του οιδήματος λόγω του τραυματισμού στην περιοχή και η όποια αντοχή οφείλεται στη συρραφή.

β. Στάδιο αύξησης της μηχανικής αντοχής, φτάνοντας ένα μέγιστο περίπου την 16η μέρα.

γ. Δεύτερο στάδιο αύξησης της μηχανικής αντοχής, το οποίο πιθανόν αρχίζει μεταξύ 19ης και 21ης μέρας και συνεχίζει για ακαθόριστο χρονικό διάστημα (η περίοδος που μελετήθηκε ήταν 72 μέρες).

Συσχετίσθηκε, επίσης, στην ίδια εργασία η αύξηση της μηχανικής αντοχής με την παρατηρούμενη αλλοιγή στη μορφολογία των τενόντων κατά τα τρία στάδια επούλωσης :

6 φάση εξίδρωσης και ινώδους γεφύρωσης του χάσματος μεταξύ των κομμένων τμημάτων του τένοντα.

6 φάση ινοπλάσας.

6 φάση ωρίμανσης και ανακατασκευής του κολλαγόνου.

Ο Viljanto (1964) βρήκε ότι η αντοχή κατά τις πρώτες 60 ημέρες της επούλωσης συσχετίζεται αυστηρά με το περιεχόμενο του ιστού σε κολλαγόνο. Οι Birdsell και συν (1966) παρατήρησαν 6-πλησια αύξηση στη σύνθεση κολλαγόνου σε συρραμμένους τένοντες, η οποία αρχίζει μετά την 1η εβδομάδα και φτάνει το μέγιστο μετά περίπου από 4 εβδομάδες. Ακόμα και μετά από 3 μήνες σημειώνεται μια 3-πλησια με 4-πλησια αύξηση. Ο Peacock (1965) εξέφρασε τη γνώμη ότι ο ουλώδης ιστός που καλύπτει το χάσμα αυξάνει την αντοχή του για

αρκετούς μήνες παρά την σταθερότητα στη συγκέντρωση κολλαγόνου. Επομένως, και το περιεχόμενο του ιστού σε κολλαγόνο αλλά και ο προσανατολισμός των κολλαγόνων ινών παράλληλα προς τη διεύθυνση της εφελκυστικής φόρτισης είναι σημαντικοί παράγοντες αύξησης της εφελκυστικής αντοχής. Για το μετασχηματισμό του κολλαγόνου ουλώδους ιστού σε ώριμο τενοντώδη ιστό, οι εφελκυστικές δυνάμεις είναι απαραίτητες (Potenza, 1962 α,β ; Flynn, 1965 ; Peacock, 1965 ; Viidik, 1967α).

Άλλος σημαντικός παράγοντας για την αύξηση της αντοχής του κολλαγόνου είναι η ωρίμανση του κολλαγόνου ιστού και η σταθεροποίησή του με εγκάρσιες γέφυρες. Το ανώριμο και διαλυτό κολλαγόνο πρέπει να ωριμάσει και να γίνει αδιάλυτο και περισσότερο ανθεκτικό στην υποβάσταξη φορτίων (Hirsch, 1974 ; Bailey και συν, 1974 ; Tanzer 1973).

Σύμφωνα με τον Steiner (1982), μετά από τραυματισμό τένοντα και επανασυρραφή του, βρίσκεται στο πιο αδύνατό του σημείο μεταξύ 3ης και 14ης μέρας μετά τη συρραφή. Η ικανότητα των ινών του να υποβληθούν σε εφελκυστικά φορτία είναι μειωμένη σε μεγάλο βαθμό.

Ο ίδιος ερευνητής μετά από πειραματική μελέτη βρήκε ότι σε ακινητοποιημένο τένοντα υπό επούλωση, το μέσο γραμμικό φορτίο και το μέγιστο φορτίο αυξάνουν κατά 50 % περίπου κάθε εβδομάδα. Μεταξύ 2ης και 4ης εβδομάδας το μέγιστο φορτίο κατά την πλήρη ρήξη αυξήθηκε περίπου κατά 100 %. Με αυτήν την παρατήρηση συμφωνούν και άλλοι μελετητές (Cowan & Courtemanche, 1959 ; Forward & Cowan, 1963 ; Hirsch, 1974 ; Levine και συν, 1966 ; Mason & Allen, 1941 ; Urbanik και συν, 1975). Η διατατικότητα (ικανότητα παραμόρφωσης-επιμήκυνσης) ως επί το πλείστον αυξάνει μετά από 3 εβδομάδες και η σκληρότητα λίγο μετά από τις 3 εβδομάδες. Η ενέργεια που απαιτείται για την πλήρη ρήξη αυξάνει καθ' όλη τη διάρκεια της φάσης επούλωσης. Υπάρχει μια αντίστροφη σχέση μεταξύ του γραμμικού φορτίου και του μήκους του κενού μεταξύ των δύο κομμένων τμημάτων του τένοντα.

Έτσι, από τη 2η-3η εβδομάδα υπάρχει αύξηση σε όλες τις εμβιομηχανικές ιδιότητες εκτός της διατατικότητας. Από την 3η - 4η εβδομάδα παρατηρείται αύξηση στην αντοχή, στη διατατικότητα και στην ικανότητα του τένοντα να απορροφά ενέργεια. Στις 4 εβδομάδες έχει επανέλθει περίπου το 70 % της φυσιολογικής σκληρότητας του τένοντα και το 25 % περίπου της αντοχής του. Ο τένοντας δηλαδή πρώτα αυξάνει σε σκληρότητα και έπειτα σε αντοχή (Steiner, 1982). Οι Woo και συν (1981) βρήκαν ότι με ελεγχόμενη παθητική κινητοποίηση συραμμένων καμπητών τενόντων συμβαίνει ανάκτηση άνω του 1/3 της τελικής εφελκυστικής αντοχής μετά από 12 εβδομάδες. Η αντοχή του τένοντα έχει βρεθεί ότι πλησιάζει το 50 % της φυσιολογικής μετά από 26 εβδομάδες επούλωσης (Steiner, 1982). Θα πρέπει, τέλος, να τονιστεί πως ένας άνθρωπος τένοντας δεν ανακτά πιθανόν τη φυσιολογική του αντοχή έως και 40 - 50 εβδομάδες μετά τη συρραφή (Nordin M. & Frankel V.H., 1980).

Όπως προκύπτει από τα παραπάνω, οι μηχανικές ιδιότητες συραμμένων τενόντων έχουν μεγάλες διαφορές σε σχέση με τους φυσιολογικούς κατά τη διαδικασία επούλωσής τους. Ο Hirsch (1974) καταλήγει στο συμπέρασμα ότι μετά από 8 εβδομάδες επούλωσης, η δύναμη που απαιτείται για την τέλεια ρήξη του τένοντα είναι μεγαλύτερη από αυτήν που μπορεί να εξασκήσει ο μυς πάνω του,

η δε εκατοστιαία παραμόρφωση είναι μεγαλύτερη από το κανονικό, ποτέ όμως άνω του 5 %. Προτείνει, έτσι, να αποφεύγεται η μέγιστη μυϊκή συστολή για τουλάχιστον 8 εβδομάδες, για να μην έχουμε καταστροφή της συρραφής.

Μεγάλο ρόλο για την επαναπόκτηση των μηχανικών ιδιοτήτων του τένοντα παίζει η ολισθηρότητά του μέσα στο έλγυτρό του. Εάν αυτή εμποδίζεται λόγω συμφύσεων τότε ο τένοντας δε θα φορτιστεί με τα κατάλληλα εφελκυστικά φορτία για να γίνει περισσότερο ανθεκτικός.

Άλλοι καθοριστικοί παράγοντες για την επαναπόκτηση των μηχανικών ιδιοτήτων συραμμένων τενόντων και για την πορεία και πρόγνωση σε τραυματισμούς καμπτήρων τενόντων στη ζώνη 2, είναι το σημείο του τραυματισμού, το είδος και η έκταση αυτού, το είδος της συρραφής και κατά πόσον συμβάλλει στη μηχανική αντοχή [πιο ανθεκτικοί τύποι συρραφής οι Kessler και Fish mouth μέθοδοι (Urbanik και συν 1975)], ο επηρεασμός των τροφικών οδών από τον τραυματισμό, η ηλικία, το πόσο γρήγορα σταμάτησε η ακινητοποίηση του ιστού κ. α. Συνεπώς, το σύστημα μέσα στο οποίο εντάσσεται η Αποκατάσταση είναι πολυπαραγοντικό και δεν είναι απλό να βγουν συγκεκριμένα συμπεράσματα για τις μηχανικές ιδιότητες και τον τρόπο που αυτές μεταβάλλονται κατά τα στάδια επούλωσης γενικότερα, αλλά μόνο μέσω ειδικών πειραματικών συνθηκών.

ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΗΣ ΠΡΩΙΜΗΣ ΚΙΝΗΤΟΠΟΙΗΣΗΣ ΣΤΙΣ ΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΤΩΝ ΤΕΝΟΝΤΩΝ

Η μετεγχειρητική αποκατάσταση μετά από συρραφή σε τραυματισμό καμπτήρα τένοντα στη ζώνη 2, θα πρέπει να διατηρεί μια ισορροπία μεταξύ της προστασίας της συρραφής από καταστρεπτικές για αυτήν δυνάμεις και της πρόληψης δημιουργίας συμφύσεων μεταξύ του σημείου της συρραφής και των ιστών γύρω από τον τένοντα.

Η πρώιμη κινητοποίηση έχει βρεθεί ότι έχει ωφέλιμη επίδραση στην αποκατάσταση της ολισθηρότητας του τένοντα μέσα στο έλγυτρό του, αυξάνει τη μηχανική αντοχή και προκαλεί τη μορφολογική αποκατάσταση του τραυματισμένου τένοντα (Mason & Allen, 1941 ; Gelberman και συν 1981 ; 1983). Αυτή η άποψη είναι αποδεκτή από όλους και 3 μέθοδοι μετεγχειρητικής κινητοποίησης, διαφορετικές ως προς τις αρχές τους, έχουν περιγραφεί :

- Παθητική κάμψη - ενεργητική έκταση (Lister και συν, 1977), η οποία είναι αυτή που χρησιμοποιείται πιο συχνά.
- Ελεγχόμενη ενεργητική κινητοποίηση (Small και συν, 1989 ; Cullen και συν, 1989).
- Συνεχή ή διακοπτόμενη παθητική κινητοποίηση (Strickland & Giovan, 1980 ; Bunker και συν 1989).

Οι παραπάνω 3 μέθοδοι συνδυάζονται μεταξύ τους, ανάλογα με το στάδιο της αποκατάστασης και την εμπειρία κάθε ερευνητή, για καλύτερα αποτελέσματα.

Οι Mason & Allen (1941) και οι Urbanik και συν (1975) έδειξαν ότι η εφελκυστική αντοχή της συρραφής ενός καμπτήρα τένοντα είναι στο πιο χαμηλό σημείο της μετά περίπου από 1 εβδομάδα και από πειραματικά δεδομένα που

έχουν δημοσιευτεί φαίνεται ότι οι περισσότερες ρήξεις συμβαίνουν μέσα στις πρώτες 3 εβδομάδες μετά τη συρραφή (Chow και συν, 1988 ; Small και συν, 1989 ; Bunker και συν, 1989 ; Elliot και συν, 1994).

Ο Strickland (1989) βρήκε ότι η συρραφή καμπτήρα τένοντα με μια τροποποιημένη Kessler συρραφή μπορεί να αντέξει φορτίο 920 γραμμαρίων 3 εβδομάδες μετά την εγχείρηση και οι Urbanlak και συν (1975) μέτρησαν το φορτίο στον καμπτήρα τένοντα κατά την ενεργητική κάμψη εναντίον ελαφριάς αντίστασης στα 800 γραμμάρια.

Επομένως, θα υπέθετε κανείς ότι η κινητοποίηση στην αρχή (πρώτες 3 εβδομάδες) βοηθά πιο πολύ στην αύξηση της ολισθητικής ικανότητας του τραυματισμένου τένοντα, παρά στη βελτίωση των μηχανικών του ιδιοτήτων. Όμως, έρευνες έχουν δείξει ότι η κίνηση επιδρά στις μηχανικές ιδιότητες από τις πρώτες μέρες μετά την επέμβαση. Οι Hitchcock και συν (1987) κατέληξαν μετά από μελέτη σε τένοντες, οι οποίοι κινητοποιήθηκαν πρώιμα, ότι παρουσίασαν άμεση και προοδευτική αύξηση της αντοχής τους σε σχέση με άλλους που ακινητοποιήθηκαν. Οι τελευταίοι είχαν σημαντική ελάττωση της αντοχής τους κατά τις πρώτες 20 ημέρες. Η αντοχή τους άρχισε έπειτα να αυξάνεται έως και 40 ημέρες μετά την έναρξη του πειράματος, αλλά δεν ξεπέρασε την τιμή που είχε η συρραφή αρχικά. Η αύξηση της αντοχής στους ακινητοποιημένους τένοντες είχε σαν συνέπεια το σχηματισμό πυκνών αγγειακών συμφύσεων από την περιφέρεια. Αντίθετα, πολλοί από τους τένοντες οι οποίοι κινητοποιήθηκαν πρώιμα, επουλώθηκαν με πλήρη απουσία συμφύσεων. Από τις πρώτες 5 ημέρες η διαφορά στην αντοχή μεταξύ των 2 ομάδων ήταν στατιστικά σημαντική ($p < 0,05$) και το μέγεθος αυτής της διαφοράς αυξανόταν με την πάροδο του χρόνου. Στις 40 ημέρες η ομάδα που κινητοποιήθηκε παρουσίασε τιμές τελικής αντοχής, ανάλογα με το είδος της συρραφής, περί το 27 - 32 % αυτής των φυσιολογικών τενόντων.

Σε παρόμοια συμπεράσματα κατέληξαν και άλλοι ερευνητές, οι οποίοι μελετώντας τις μηχανικές ιδιότητες καμπτήρων τενόντων που κινητοποιήθηκαν παθητικά κατά τις πρώτες 30 ημέρες μετά την συρραφή, βρήκαν σημαντικά μεγαλύτερες τιμές στο φορτίο, την τάση και την ενέργεια που απορροφάται κατά την τέλεια ρήξη σε σχέση με τένοντες που ακινητοποιήθηκαν μετεγχειρητικά (Feehan & Beauchene, 1990). Έτσι, σημειώνουν πως η παθητική πρώιμη κινητοποίηση όχι μόνο δεν εμποδίζει το ρυθμό της επουλωτικής διαδικασίας, όπως πιστευόταν παλαιότερα, αλλά οδηγεί σε περισσότερο επαρκή επουλώση του τένοντα. Οι Gelberman και συν, (1982), επίσης, βρήκαν ότι η άμεση παθητική κινητοποίηση καμπτήρων τενόντων οδήγησε σε 2ηθασια αύξηση του φορτίου κατά την τέλεια ρήξη και σε 3ηθασια αύξηση της σκληρότητας μετά από 3 εβδομάδες σε σχέση με ακινητοποιημένους. Παρόμοιες διαφορές σημειώθηκαν έως και το τέλος της μελέτης 12 εβδομάδες μετά τη συρραφή.

Τα ευρήματα αυτά μάλλον οδηγούν στο συμπέρασμα ότι η μειωμένη αρχική αντοχή του τένοντα, η οποία είχε παρατηρηθεί σε παλαιότερες μελέτες (Mason & Allen, 1941 ; Urbanlak και συν, 1975) και καθόριζε την εξιδρωματική φάση μπορεί να αποτελεί συνέπεια της ακινητοποίησης παρά μια αναπόφευκτη φάση της διαδικασίας επουλώσης του τένοντα.

Όσον αφορά στην πρώιμη ενεργητική κίνηση και στη χρησιμότητά της κατά την αποκατάσταση διατομών καμπτήρων τενόντων οι γνώμες διίστανται. Ο

Manske, (1988) έθεσε το ζήτημα εαν σε ένα τένοντα υπό επούλωση το μέγεθος της ολίσθησης είναι ικανοποιητικό, καθώς ακόμα και σε φυσιολογικούς τένοντες μια μικρή κίνηση ολίσθησης (3 - 6 mm) λαμβάνει χώρα κατά την παθητική κάμψη του δακτύλου. Διαισθανόταν πως ικανοποιητική διαδρομή του τένοντα για να εμποδίσει τη δημιουργία συμφύσεων επιτυγχάνεται μόνο με ενεργητική μυική συστολή των καμπτήρων και σημείωνε πως η μέθοδος του Kleinert έχει επιτυχία ίσως επειδή ο ασθενής "κλέβει" χωρίς να το αντιλαμβάνεται, συσπώντας τους καμπτήρες του.

Η πρώιμη κινητοποίηση με ενεργητική κάμψη θα πρέπει να δίνει περισσότερο προβλέψιμη και πιθανότερα μεγαλύτερη διαδρομή του τένοντα στο έλυστρό του, εαν συνδυαστεί με τεχνικές συρραφής αρκετά δυνατές, οι οποίες να μπορούν να αντέξουν τη μεγαλύτερη εκατοστιαία παραμόρφωση στο σημείο της συρραφής. Παρολαυτά, τα αποτελέσματα μελετών με πρώιμη ενεργητική κίνηση σε τραυματισμούς καμπτήρων τενόντων στη Ζώνη 2, με συμβατικές καθώς και με νέες βελτιωμένες τεχνικές συρραφής, δεν ήταν καλύτερα από εκείνα με τα προγράμματα παθητικής κάμψης (Silfverskiöld & May, 1994).

Ο ακριβής χρόνος κατά τον οποίο ένας επιδιορθωμένος καμπτήρας τένοντας μπορεί να αντέξει τα εφελκυστικά φορτία που εφαρμόζονται σε αυτόν από τη χωρίς περιορισμό χρήση του χεριού δεν έχει καθοριστεί επακριβώς. Ορισμένοι ερευνητές συστήνουν την απόφυγή υψηλών φορτίων κατά τις πρώτες 8 εβδομάδες και ότι η πλήρης δραστηριότητα δε θα πρέπει να αναλαμβάνεται πριν από 10 - 12 εβδομάδες μετά την εγχείρηση (Slattery, 1988 ; Chow και συν, 1988 ; Cullen και συν, 1989 ; Saldana και συν, 1991 ; May και συν, 1992 ; Karlander και συν, 1993) αλλά η βάση αυτών των συστάσεων δεν έχει πλήρως ξεκαθαριστεί. Οι Adolfsson και συν (1996) μετά από πειραματική μελέτη τους προτείνουν ότι η πλήρης δραστηριότητα του χεριού μπορεί να ξεκινήσει 8 εβδομάδες μετά την εγχείρηση, χωρίς ανεπιθύμητες επιδράσεις στα λειτουργικά αποτελέσματα ή αυξημένο κίνδυνο ρήξης της συρραφής. Υποθέτουν ότι το γεγονός αυτό οφείλεται εν μέρει στη μειωμένη δύναμη σύλληψης των δακτύλων, η οποία παρατηρήθηκε ακόμη και μετά από αρκετές εβδομάδες πλήρους κινητοποίησης.

Η ελεγχόμενη πρώιμη κινητοποίηση προτιμάται σήμερα σαν μέθοδος αποκατάστασης διότι εκτός του μηχανισμού της αντλίας για την τροφικότητα του τένοντα που ενεργοποιεί, επιβάλλει τα κατάλληλα μηχανικά φορτία για την ευθυγράμμιση του νεοπαραγόμενου κολληγόνου ιστού αφ' ενός και καθιστά περισσότερο ολισθηρό τον τένοντα μέσα στο έλυστρό του επιμηκύνοντας τις συμφύσεις μεταξύ αυτού και του έλυστρου αφ' ετέρου.

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Ευχαριστούμε θερμά τους κ.κ. Dr. Αθανασόπουλο Σπύρο και Ζέερν Ηλία για την πολύτιμη συμβολή τους στην ολοκλήρωση της εργασίας αυτής.

Βιβλιογραφία

- Αθανασόπουλος Σ.Ι., "Κίνησηθεραπεία", Αθήνα: Χρ. & Γ. Παραμανίδης Ο.Ε., 1989, 28-39.
- Fung Y.C.B., "Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues", New York: Springer Verlag, 222, 1981.
- "Gray's Anatomy", 35th Edition, Longman, 1973.
- Hunter J.M., Schneider L.H., Macklin E., "Tendon Surgery in the Hand", Weber E.R., Hardin G., Haynes D., "Synovial Fluid Nutrition of Flexor Tendon", St Louis: C.V. Mosby Company, 1987.
- Kapandji I.A., "The Physiology of the Joints", Volume One, Edinburgh: Churchill Livingstone, 1983, 192-193.
- Green D.P., "Operative Hand Surgery", 2nd Edition, Volume 3, Leddy J.P., "Flexor Tendons-Acute Injuries", 1988, 1935-1968.
- Manske P.R., Lesker P.A., "Diffusion as a Nutrient Pathway to the Flexor Tendon", In: Tendon Surgery in the Hand, Hunter J.M., Schneider L.H., Macklin E., St Louis: C.V. Mosby Co, 1987, 86-90.
- Nordin M. & Frankel V.H., "Basic Biomechanics of the Skeletal System", Philadelphia: Lea & Febiger, 1980, 87-108.
- Nordin M. & Frankel V.H., "Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System", 2nd Edition, Philadelphia-London: Lea & Febiger, 1989, 59-71.
- Πισίδης Αλ., "Ανατομική-Βασικές Γνώσεις", Εκδόσεις Λύχνος, 1984.
- Platzer W., "Εγχειρίδιο Ανατομικής του Ανθρώπου", Τόμος 1, Ιατρικές Εκδόσεις Λίτσα, 1984.
- Tubiana R., "The Hand", Chapter 2, Bonnel F. & Baldet P. "General Organization of the Tendon (Intratendinous Structure)", 1988, 6-10.
- Viidik A., "Mechanical Properties of Parallel-Fibred Collagenous Tissues", In Biology of Collagen, London: Academic Press, 1980, 237-255.
- White A. & Panjabi M., "Clinical Biomechanics of the Spine", Toronto: Ed. J. B. Lippincott Company, 1978.

Αρθρογραφία

- Abrahams M., "Mechanical Behaviour of Tendon In Vitro", Medical & Biological Engineering, 5, 433-443, 1967.
- Adolfsson L., Soderberg G., Larsson M., Karlander L-E., "The Effects of a Shortened Postoperative Mobilization Programme after Flexor Tendon Repair in Zone 2", The Journal of Hand Surgery, 21B, 1, 1996.
- Akeson W.H., Woo S. L-Y., Amiel D., "The Connective Tissue Response to Immobility: Biochemical Changes in Periarthicular Connective Tissues of the Immobilised Rabbit Knee", Clinical Orthopaedics & Related Research, 93, 356, 1973.
- Amadio P.C., Jaeger S.H., Hunter J.M., "Nutritional Aspects of Tendon Healing", The Hand, 373-378, 1985.

- Amadio P.C., Hunter J.M., Jaeger S.H., Wehbe M.A., Schneider L.H., "The Effect of Vincular Injury on the Results of Flexor Tendon Surgery in Zone 2", *Journal of Hand Surgery*, 10A, 5, 626-632, 1985.
- Amiel D., Woo S. L-Y., Harwood F.L., Akeson W.H., "The Effect of Immobilization on Collagen Turnover in Connective Tissue: A Biochemical-Biomechanical Correlation", *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 53, 325-332, 1982.
- Arai H., "Die Blutgefasse der Sehnen", *Anatomische Hefte*, Wiesbaden, 434, 363-382, 1907.
- Bailey A.J., Robins S.P., Ballan G., "Biological Significance of the Intermolecular Cross-Links of Collagen", *Nature*, 251, 105-109, 1974.
- Benedict J.V., Walker L.B., Harris E.H., "Stress-Strain Characteristics and Tensile Strength of Embalmed Human Tendon", *Journal of Biomechanics*, 1, 1968.
- Berkenbusch H., "Die Blutversorgung der Beugesehnen der Finger", *Nachrichten der Koniglichen Gesellschaft der Wissenschaften*, 14, 403-406, 1887.
- Birdsell D.C., Tustanoff E.R., Lindsay W.K., "Collagen Production in Regenerating Tendon", *Plastic and Reconstructive Surgery*, 37, 504, 1966.
- Bunker T.D., Potter B., Barton N.J., "Continuous Passive Motion Following Flexor Tendon Repair", *Journal of Hand Surgery*, 14B, 4, 406-411, 1989.
- Butler D.L., Ground E.S., Noyes F.R., Zernicke R.F., "Biomechanics of Ligaments and Tendons", *Exercise and Sports Science Review*, 6, 125-181, 1978.
- Caplan H.S., Hunter J.M., Merklm R.J., "Intrinsic Vascularization of Flexor Tendons", In *American Academy of Orthopaedic Surgeons, Symposium of Tendon Surgery in the Hand*, St Louis, C.V. Mosby Company, 48-58, 1975.
- Chow J.A., Thomes L.J., Dovel S. et al, "Controlled Motion Rehabilitation After Flexor Tendon Repair and Grafting", *Journal of Bone and Joint Surgery*, 70B, 4, 591-595, 1988.
- Cowan R.J., Courtemanche A.D., "An Experimental Study of Tendon Suturing Techniques", *Canadian Journal of Surgery*, 2, 373, 1959.
- Cullen K.W., Tolhurst P., Lang D., Page R.E., "Flexor Tendon Repair in Zone 2 Followed by Controlled Active Mobilization", *Journal of Hand Surgery*, 14B, 4, 392-395, 1989.
- Duran R.J., Houser R.G., "Controlled Passive Motion Following Flexor Tendon Repair in Zones 2 and 3", In *American Academy of Orthopaedic Surgeons, Symposium on Tendon Surgery in the Hand*, St Louis, C.V. Mosby Company, 105-114, 1975.
- Elliot D.H., "Structure and Function of Mammalian Tendon", *Biological Reviews of the Cambridge Philosophical Society*, 40, 392- 421, 1965.
- Elliot D.H., "The Biomechanical Properties of Tendon in Relation to Muscular Strength", *Annals of Physical Medicine*, 9, 1, 1967.
- Elliot D., Moiemmen N.S., Flemmind A.F.S., Harris S.B., Foster A.J., "The Rupture Rate of Acute Flexor Tendon Repairs Mobilized by the Controlled Active Motion Regimen", *Journal of Hand Surgery*, 19B, 5, 607-612, 1994.
- Feehan L.M., Beauchene J.G., "Early Tensile Properties of Healing Chicken Flexor Tendons: Early Controlled Passive Motion Versus Postoperative Mobilization", *Journal of Hand Surgery*, 15A, 1, 63-68, 1990.
- Flynn J.E., Graham J.H., "Healing of Tendon Wounds", *American Journal of Surgery*, 109, 315, 1965.
- Forward A.D., Cowan R.J., "Tendon Suture to Bone. An Experimental Investigation in Rabbits", *Journal of Bone and Joint Surgery*, 45A, 807, 1963.

- Gelberman R.H., Amiel D., Gonsalves M., Woo S. L-Y., Akeson W.H., "The influence of Protected Passive Mobilization on the Healing of Flexor Tendons: A Biochemical and Microangiographic Study", *The Hand*, 13, 2, 120-128, 1981.
- Gelberman R.H., Woo S. L-Y., Lothringer K., Akeson W.H., Amiel D., "Effects of Early Intermittent Passive Mobilization on Healing Canine Flexor Tendons", *Journal of Hand Surgery*, 7A, 2, 170-175, 1982.
- Gelberman R.H., Vande Berg J.S., Lundborg G.N., Akeson W.H., "Flexor Tendon Healing and Restoration of the Gliding Surface. An Ultrastructural Study in Dogs", *Journal of Bone and Joint Surgery*, 65A, 70-80, 1983.
- Hirsch C., "Tensile Properties During Tendon Healing", *Acta Orthopaedica Scandinavica*, Supplement 153, 1974.
- Hitchcock T.F., Light M.D., Bunch M.D. et al, "The Effect of Immediate Constrained Digital Motion on the Strength of Flexor Tendon Repairs in Chickens", *Journal of Hand Surgery*, 12A, 590-595, 1987.
- Hooper G., Davies R., Tuthill P., "Blood Flow and Clearance in Tendons", *Journal of Bone and Joint Surgery*, 66B, 441-443, 1984.
- Karlander L-E., Berggren M., Larsson M., Soderberg G., Nylander G., "Improved Results in Zone 2 Flexor Tendon Injuries With a Modified Technique of Immediate Controlled Mobilization", *Journal of Hand Surgery*, 18B, 1, 1993.
- Kear M. & Smith R.N., "A Method for Recording Tendon Strain in Sheep During Locomotion", *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 46, 896-905, 1975.
- Landi A., Elves M., Piaggi W., "The Blood Flow of Rabbits' Tendons. Variation With Age, Activity and Hypoxia", *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 54, 832-835, 1983.
- Leffert R.D., Weiss C., Athanasoulis C.A., "The Vincula", *Journal of Bone and Joint Surgery*, 56A, 1191, 1974.
- Levine J., Spinner M., Kenin A., "A Comparative Study of Tendon-to-Tendon and Tendon-to-Bone Suture-Line Strength", *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 48, 223, 1966.
- Lister G.D., Kleinert H.E., Kutz J.E., Atasoy E., "Primary Flexor Tendon Repair Followed by Immediate Controlled Mobilization", *Journal of hand Surgery*, 2, 6, 441-451, 1977.
- Lundborg G., "Experimental Flexor Tendon Healing Without Adhesion Formation. A New Concept of Tendon Nutrition and Intrinsic Healing Mechanisms", *Hand*, 8, 235, 1976.
- Lundborg G., Holm S., Myrhage R., "The Role Of the Synovial Fluid and Tendon Sheath for Flexor Tendon Nutrition", *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 14, 99, 1980.
- Manske P.R., Bridwell K., Lesker P.A., "Nutrient Pathways to Flexor Tendons of Chickens Using Tritiated Proline", *Journal of Hand Surgery*, 3, 4, 352-357, 1978.
- Manske P.R., Lesker P.A., Bridwell K., "Experimental Studies in Chickens on the Initial Nutrition of Tendon Grafts", *Journal of Hand Surgery*, 4, 6, 565-575, 1979.
- Manske P.R., Lesker P.A., "Nutrient Pathways of Flexor Tendons in Primates", *Journal of Hand Surgery*, 7, 5, 436-447, 1982.
- Manske P.R., Lesker P.A., "Comparative Nutrient Pathways to the Flexor Profundus Tendons in Zone II of Various Experimental Animals", *Journal of Surgical Research*, 34, 83-93, 1983.
- Manske P.R., Lesker P.A., "Histologic Evidence of Intrinsic Flexor Tendon Repair in Various Experimental Animals: An In Vitro Study", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 182, 297-304, 1984.

- Manske P.R., Lesker P.A., Gelberman R.H., Rucinsky T.E., "Intrinsic Restoration of the Flexor Tendon Surface In the Non-Human Primate", *Journal of Hand Surgery*, 10A, 5, 620-637, 1985.
- Manske P.R., "Flexor Tendon Healing", *Journal of Hand Surgery*, 13B, 3, 237-245, 1988.
- Mason M.L. & Allen H.S. "The Rate of Healing of Tendons", *Annals of Surgery*, 113, 3, 424-456, 1941.
- Matthews P., "The Fate of Isolated Segments of Flexor Tendons within the Digital Sheath. A Study In Synovial Nutrition", *British Journal of Plastic Surgery*, 29, 216, 1976.
- May E.J., Silfverskiold K.L., Sollerman C.J., "Controlled Mobilization after Flexor Tendon Repair in Zone II: A Prospective Comparison of three methods", *Journal of Hand Surgery*, 17A, 5, 942-952, 1992.
- Mc Dowell C.L., Snyder D.M., "Tendon Healing: An Experimental Model In the Dog", *Journal of Hand Surgery*, 2, 122, 1977.
- Nessler J.P., Amadio P.C., Berglund L.J., An K.-N., "Healing of Canine Tendon in Zones Subjected to Different Mechanical Forces", *Journal of Hand Surgery*, 17B, 5, 561-568, 1992.
- Noyes F.R., Torvik P.J., Hyde W.B., De Lucas J.L., "Biomechanics of Ligament Failure", *Journal of Bone and Joint Surgery*, 56A, 1406-1418, 1974.
- Noyes F.R., "Functional Properties of Knee Ligaments and Alterations Induced by Immobilization", *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 123, 210-242, 1977.
- Parry D.A.D., Craig A.S., Barnes G.R.G., "Tendon and Ligament from the Horse: An Ultrastructural Study of Collagen Fibrils and Elastic Fibres as a Function of Age", *Proceedings of the Royal Society of London B, Biological Sciences*, 203, 293-303, 1978.
- Parry D.A.D., "The Molecular and Fibrillar Structure of Collagen and its Relationship to the Mechanical Properties of Connective Tissue", *Biophysical Chemistry*, 29, 195-209, 1988.
- Peacock E.E. Jr, "A Study of the Circulation In Normal Tendons and Healing Grafts", *Annals of Surgery*, 149, 415, 1959.
- Peacock E.E. Jr, "Biological Principles in the Healing of Long Tendons", *Surgical Clinics of North America*, 45, 2, 461, 1965.
- Potenza A.D., "Tendon Healing within the Flexor Digital Seath In the Dog", *Journal of Bone and Joint Surgery*, 44A, 49, 1962a.
- Potenza A.D., "Detailed Evaluation of Healing Processes In Canine Flexor Digital Tendons", *Milit. Med.*, 127, 34, 1962b.
- Potenza A.D., "Critical Evaluation of Flexor Tendon Healing and Adhesion Formation within Artificial Digital Sheaths. An Experimental Study", *Journal of Bone and Joint Surgery*, 45A, 1217, 1963.
- Rigby B.J., Hirai N., Splkes J.D., Eyring H., "The Mechanical Properties of Rat Tail Tendon", *Journal of Gen. Physiology*, 43, 265, 1959.
- Saldana M.J., Chow J.A., Gerbino P., Westerbeck P., Schacherer T.G., "Further Experience in Rehabilitation of Zone II Flexor Tendon Repair With Dunamic Traction Splinting", *Plastic and Reconstructive Surgery*, 87, 3, 543-546, 1991.
- Silfverskiold K.L., May E.J., "Flexor Tendon Repair in Zone II with a New Suture Technique and an Early Mobilization Program Combining Passive and Active Flexion", *The Journal of Hand Surgery*, 19A, 1, 53-60, 1994.
- Small J.O., Brennen M.D., Colville J., "Early Active Mobilization Following Flexor Tendon Repair in Zone 2", *Journal of Hand Surgery*, 14B, 4, 383-391, 1989.

- Steiner M., "Biomechanics of Tendon Healing", *Journal of Biomechanics*, 15, 12, 951-958, 1982.
- Strickland J.W., Glovac V., "Digital Function Following Flexor Tendon Repair in Zone II: A Comparison of Immobilization and Controlled Passive Motion Techniques", *Journal of Hand Surgery*, 5, 6, 537-543, 1980.
- Strickland J.W., "Biologic Rationale, Clinical Application and Results of Early Motion Following Flexor Tendon Repair", *Journal of Hand Therapy*, 2, 2, 71-83, 1989.
- Tanzer M.L., "Cross-Linking of Collagen", *Science*, 180, 561-566, 1973.
- Tipton C.M., Vallas A.C., Matthes R.D., "Experimental Studies on the Influences of Physical Activity of Ligaments, Tendons and Joints: A Brief Review", *Acta Medica Scandinavica, Supplementum*, 711, 157-168, 1986.
- Urbaniak J.R., Cahill J.D., Mortenson R.A., "Tendon Suturing Methods: Analysis of Tensile Strengths", In *American Academy of Orthopaedic Surgeons, Symposium of Tendon Surgery in the Hand*, St. Louis, C.V. Mosby Company, p. 70-80, 1975.
- Viidik A., "The Effect of Training on the Tensile Strength of Isolated Rabbit Tendons", *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 1, 141, 1967a.
- Viidik A., "On the Rheology and Morphology of Soft Collagenous Tissue", *Journal of Anatomy*, 105, 184, 1969.
- Viidik A., Danielsen C.C., Oxlund H., "On Fundamental and Phenomenological Models, Structure and Mechanical Properties of Collagen, Elastic and Glycosaminoglycan Complexes", *Biorheology*, 19, 437, 1982.
- Viljanto J., "Biochemical Basis of Tensile Strength in Wound Healing", *Acta Chirurgica Scandinavica, Supplementum* 333, 1964. Thesis.
- Weidman K.A., Simonet W.T., Wood M.B., Cooney W.P., Istrup D.M., "Quantification of Regional Blood Flow to Canine Flexor Tendons", *Orthopaedic Research Society*, 9, 324, 1984.
- Welsh R.B., Mac Nab I., Riley V., "Biomechanical Studies of Rabbit Tendon", *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 81, 171, 1971.
- Woo S. L-Y., Akeson W.H., Amiel D., Convery F.R., Matthews J.V., "The Connective Tissue Response to Immobility: A Correlative Study of the Biomechanical and Biochemical Measurements of the Normal and Immobilized Rabbit Knee", *Arthritis and Rheumatism*, 18, 3, 257-264, 1975.
- Woo S. L-Y., Gelberman R.H., Cobb N.G., Amiel D., Lothringer K., Akeson W.H., "The Importance of Controlled Passive Mobilization on Flexor Tendon Healing", *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 52, 615-622, 1981.
- Woo S. L-Y., Gomez M.A., Woo Y-K., Akeson W.H., "Mechanical Properties of Tendons and Ligaments II. The Relationships of Immobilization and Exercise on Tissue Remodelling", *Biorheology*, 19, 397-408, 1982.
- Zarins B., "Soft Tissue Injury and Repair-Biomechanical Aspects", *International Journal of Sports Medicine*, 3, 9-11, 1982.