

ΑΛΕΞΑΝΔΡΕΙΟ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΘΕΣΣΑΛΟΝΙΚΗΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΑΓΓΕΛΜΑΤΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ



ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΘΕΜΑ

“Αξιολόγηση και επανεκπαίδευση των ιδιοϋποδοχέων της άρθρωσης του γόνατος μετά από ανάκτηση της προσθιοπίσθιας σταθερότητάς της”

Επιβλέπων καθηγητής: κ. ΚΟΤΖΑΗΛΙΑΣ Δ.

**ΒΑΘΡΑΚΟΚΟΙΛΗΣ
ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ**

**ΒΑΣΙΛΕΙΑΔΗΣ
ΓΡΗΓΟΡΗΣ**

ΘΕΣΣΑΛΟΝΙΚΗ 2007

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΕΙΣΑΓΩΓΗ	4
Εξειδικευμένη ορολογία	7
Η ΑΡΘΡΩΣΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ	9
Ανατομικά στοιχεία	
Μυϊκό σύστημα	10
Σύνδεσμοι	12
Αγγείωση - Νεύρωση	13
Κινησιολογική ανάλυση της άρθρωσης	15
<u>Προσθοπίσθια και εγκάρσια σταθερότητα</u>	
ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΚΑΙ ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗ ΤΗΣ ΑΡΘΡΩΣΗΣ	16
Λειτουργική εμβιομηχανική των χιαστών συνδέσμων	17
Αλληλεπίδραση των χιαστών συνδέσμων	18
<u>Η συμπεριφορά των συνδέσμων σε κινήσεις ραιβότητας και βλαισότητας</u>	20
Εμβιομηχανική των μοσχευμάτων στην αποκατάσταση των συνδέσμων	21
Αντανακλαστικά τόξα των χιαστών συνδέσμων	22
Αδυναμία τετρακεφάλου σε ρήξεις ΠΧΣ	23
ΕΠΙΔΗΜΙΟΛΟΓΙΚΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ	24
<u>Κατασκευαστικοί παράγοντες</u>	25
<u>Νευρομυϊκοί παράγοντες</u>	25
<u>Εμβιομηχανικοί παράγοντες</u>	26
<u>Ορμονικοί παράγοντες</u>	26
Αλληλεπιδράσεις	27
ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΙ ΚΑΚΩΣΗΣ	28
ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΑ ΣΤΗ ΣΥΝΔΕΣΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΤΩΝ ΧΙΑΣΤΩΝ	29
Λειτουργικά αποτελέσματα	32
Τα αλλομοσχεύματα στη συνδεσμοπλαστική	35
Ενδείξεις	36
Επιπλοκές	36
Τα συνθετικά μοσχεύματα στη συνδεσμοπλαστική	38
ΝΕΥΡΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ	39
Υποδιαιρέσεις του ΚΝΣ	40
ΑΙΣΘΗΤΙΚΟΤΗΤΑ	42
ΥΠΟΔΟΧΕΙΣ	42
Δυναμικό υποδοχέα	45
Χαρακτηριστικά υποδοχέα	45
Ιδιοδεκτικοί υποδοχείς	47
Ρυθμιστικοί μηχανισμοί σε νωτιαίο επίπεδο	48
ΙΔΙΟΔΕΚΤΙΚΟΤΗΤΑ	50
Ορισμός	
Ιδιοδεκτικότητα & τραυματισμοί	50
ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΙΔΙΟΔΕΚΤΙΚΟΤΗΤΑΣ	52
Μέθοδοι αξιολόγησης ιδιοδεκτικότητας	52
<u>Διαδικασία αξιολόγησης</u>	53

Ηλεκτρονικά συστήματα αξιολόγησης ισορροπίας	54
<u>KAT 2000 (Kinesthetic Ability Trainer)</u>	54
<u>Neurocom's Balance Master</u>	54
<u>Kistler Force Platform</u>	55
<u>Biodex Stability System</u>	56
Συστήματα αντίληψης & αναπαραγωγής γωνιακής θέσης	57
<u>Ισοκινητικά δυναμόμετρα</u>	57
<u>Ηλεκτρονικά γωνιόμετρα</u>	58
Λειτουργικά τεστ αξιολόγησης ισορροπίας	58
ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ	59
ΙΔΙΟΔΕΚΤΙΚΗ ΕΠΑΝΕΚΠΑΙΔΕΥΣΗ & ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ	63
Προγράμματα ιδιοδεκτικότητας και αποκατάσταση	63
Προγράμματα ιδιοδεκτικότητας και πρόληψη τραυματισμών	67
Η επίδραση της κόπωσης στην ιδιοδεκτική ικανότητα	69
Ασκήσεις βελτίωσης της ιδιοδεκτικότητας	71
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ-ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ	73
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	75

“Αξιολόγηση και επανεκπαίδευση των ιδιοϋποδοχέων της άρθρωσης του γόνατος μετά από ανάκτηση της προσθιοπίσθιας σταθερότητάς της”

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η άρθρωση του γόνατος είναι η μεγαλύτερη του σώματος και αποτελείται από δύο επιμέρους αρθρώσεις, την κνημομηριαία και την επιγονατιδομηριαία άρθρωση. Η διατήρηση της σταθερότητας της άρθρωσης εξαρτάται κυρίως από την ακεραιότητα των συνδεσμικών της στοιχείων. Οι κυριότεροι σύνδεσμοι που συμβάλλουν σε αυτήν, είναι οι χιαστοί σύνδεσμοι.

Ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος αποτελεί ένα πολύ σημαντικό παράγοντα διατήρησης της σταθερότητας στην άρθρωση. Απορροφά περίπου το 85% της δύναμης που προκαλεί την προς τα εμπρός ολίσθηση της κνήμης σε σχέση με το μηρό και η ακεραιότητα του θεωρείται αναγκαία για τη προστασία των υπόλοιπων δομών της άρθρωσης, όπως των μηνίσκων και του αρθρικού χόνδρου.

Ωστόσο, είναι γεγονός ότι τα τελευταία χρόνια, παρουσιάζεται αυξημένη συχνότητα πρόκλησης κακώσεων του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου κυρίως λόγω της μεγάλης συμμετοχής του γενικού πληθυσμού σε διάφορα αθλήματα, ομαδικά και ατομικά. Η αποκατάσταση μετά από ολική ρήξη του συνδέσμου είναι χειρουργική και πλέον πραγματοποιείται με τη μέθοδο της αρθροσκόπησης. Μοσχεύματα για τη συνδεσμοπλαστική χρησιμοποιούνται από τον ίδιο τον ασθενή, από άλλο δότη ή είναι συνθετικά-προσθετικά ανάλογα με την κατάσταση και το βαθμό βλάβης της άρθρωσης.

Ερευνητές προσπαθώντας να μειώσουν τη συχνότητα εμφάνισης του φαινομένου, χρησιμοποίησαν ως μέσο πρόληψης ένα στοιχείο που είναι απαραίτητο κατά την αποκατάσταση, την εξάσκηση της ιδιοδεκτικότητας. Μετά από έναν τέτοιο τραυματισμό εμφανίζεται περιορισμός της ιδιοδεκτικής ικανότητας στην άρθρωση. Ο Sherrington (1948) την περιέγραψε ως την ικανότητα της γνώσης της θέσης, της κίνησης, της ισορροπίας και της μηχανικής κατακόρυφου που η αλλαγή τους προκαλεί πιέσεις και τάσεις στις αρθρώσεις.

Συνεπώς, ένα σημαντικό στοιχείο για την πλήρη επαναφορά της λειτουργικότητας του μέλους και για τη μείωση της πιθανότητας εμφάνισης κάποιου νέου τραυματισμού, είναι η επανεκπαίδευση των ιδιοϋποδοχέων της άρθρωσης η οποία επιτυγχάνεται με μια ποικιλία ασκήσεων.

Για την προστασία της άρθρωσης απαιτείται σωστή ιδιοδεκτική αντίδραση από τον οργανισμό, η οποία προϋποθέτει την έγκαιρη δραστηριοποίηση όλων των ανατομικών στοιχείων που εμπλέκονται στις κινήσεις και στην ισορροπία του ανθρωπίνου σώματος. Οι ασκήσεις βελτίωσης της ιδιοδεκτικότητας επανεκπαιδεύουν ουσιαστικά τον εγκέφαλο έτσι ώστε να αναγνωρίζει που βρίσκονται τα άκρα του σώματος στο χώρο.

Υπάρχουν πολλές ειδικές ασκήσεις και τεστ που πραγματοποιούνται με στόχο όχι μόνο την ανάκτηση της ιδιοδεκτικότητας αλλά και της αξιολόγηση του πάσχοντος σκέλους σε άτομα που έχουν υποστεί κάποια βλάβη. Ωστόσο, η ιδιοδεκτική ικανότητα μπορεί να βελτιωθεί και σε υγιή άτομα με σκοπό την πρόληψη από ένα ενδεχόμενο τραυματισμό και την προετοιμασία για την αντιμετώπιση δύσκολων καταστάσεων.

Η ιδιοδεκτικότητα μειώνεται με τον τραυματισμό, την υποκινητικότητα, την ακινητοποίηση. Οι ιδιοδεκτικοί υποδοχείς είναι τοποθετημένοι στους μύες, τους τένοντες, τους συνδέσμους, το θύλακο και εμποδίζουν την υπερβολική κίνηση της άρθρωσης λόγω της αντανακλαστικής μυϊκής σύσπασης που προκαλείται. Επομένως, κρίνεται αναγκαίο να επανεκπαιδεύονται σε υψηλό βαθμό μετά από ένα τραυματισμό, καθώς η αισθητική πληροφόρηση που προωθείται στον εγκέφαλο είναι σημαντικά μειωμένη και υπάρχει πάντα αυξημένος κίνδυνος υποτροπής του.

Έρευνες που πραγματοποιήθηκαν σε ασθενείς μετά από ρήξη των χιαστών συνδέσμων πριν αλλά και μετά την χειρουργική επέμβαση έχουν δείξει σημαντικά ελλείμματα στην ιδιοδεκτικότητα της άρθρωσης. Επιπλέον έχουν να παρουσιάσουν πολύ καλά αποτελέσματα αναφορικά με την επανεκπαίδευση των ιδιοϋποδοχέων και το βαθμό βελτίωσης της ικανότητας τους αξιολογώντας τους, με έμμεσο τρόπο. Η αξιολόγηση τους γίνεται κατά κύριο λόγο μέσω της ισορροπίας αλλά και μέσω αντίληψης και αναπαραγωγής συγκεκριμένης γωνιακής θέσης της άρθρωσης. Υπάρχουν πολλά συστήματα που χρησιμοποιούνται για το σκοπό αυτό με τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα τους.

Κατά την διαδικασία αποκατάστασης της λειτουργικότητας της άρθρωσης μέσω της ιδιοδεκτικότητας είναι απαραίτητο να λαμβάνεται σοβαρά υπόψη και ο παράγοντας κόπωση δεδομένου ότι επηρεάζει σε μεγάλο βαθμό το συντονισμό της κίνησης. Για το λόγο αυτό υπάρχουν αρκετές έρευνες

κυρίως σε αθλητές, οι οποίες την εντάσσουν στη καθημερινή ρουτίνα των προπονήσεων είτε πρόκειται για υγιής είτε για τραυματισμένους αθλητές.

Δεδομένου ότι η βελτίωση της ιδιοδεκτικής ικανότητας αποτελεί ένα σημαντικό στοιχείο τόσο στον τομέα της αποκατάστασης μετά από βλάβη της άρθρωσης του γόνατος, όσο και στον τομέα της πρόληψης ενδεχόμενων τραυματισμών θα ήταν πολύ σημαντικό να εξεταστούν μέσω ανασκόπησης της βιβλιογραφίας μέθοδοι αξιολόγησης και αποκατάστασης της ιδιοδεκτικότητας καθώς και να γίνει μια προσπάθεια κατανόησης του τρόπου λειτουργίας των υποδοχέων με βάση τη διαφορετική ευαισθητοποίηση τους.

Εξειδικευμένη ορολογία

Αίσθηση της θέσης της άρθρωσης: μια “υπό-αίσθηση” της ιδιοδεκτικής αίσθησης σχετίζεται με την αίσθηση της θέσης της άρθρωσης

Αισθητικοί υποδοχείς: είναι ειδικές νευρικές απολήξεις που όταν διεγείρονται, εξάγουν κεντρομόλες ώσεις προς το ΚΝΣ. Υπάρχουν πέντε τύποι αισθητικών υποδοχέων ανάλογα με το ερέθισμα για το οποίο ευθύνονται. Οι μηχανοϋποδοχείς, οι θερμοϋποδοχείς, οι χημειοϋποδοχείς, οι υποδοχείς πόνου και οι ηλεκτρομαγνητικοί υποδοχείς.

Αναστολή των κεντρομόλων ερεθισμάτων: διακοπή της νευρικής παροχής σχετικά με το κινητικό-αισθητικό σύστημα, αναφέρεται στην καταστροφή των μηχανοϋποδοχέων και των σχετιζόμενων νευρικών ινών.

Βαθμοί ελευθερίας: ο αριθμός των τρόπων με τους οποίους μπορεί να κινείται μια συγκεκριμένη κινητική μονάδα

Έλεγχος της στάσης: η ικανότητα διατήρησης του ελέγχου της στάσης. Είναι αυτόματος και γίνεται εφικτός, α. με την απόκτηση των κεντρομόλων πληροφοριών από τις σωματοαισθητικές, οπτικές και ακουστικές πηγές, β. με την ενσωμάτωση και επεξεργασία των πληροφοριών από το ΚΝΣ και γ. με την εκτέλεση των κινητικών εντολών από το μυοσκελετικό σύστημα.

Θερμοϋποδοχείς: υποδοχείς υπεύθυνοι για τη μετάδοση ερεθισμάτων θερμότητας

Μηχανοϋποδοχείς: υποδοχείς οι οποίοι ενεργοποιούνται με μηχανικά ερεθίσματα. Διακρίνονται σε αυτούς που βρίσκονται στην επιφάνεια του σώματος και είναι υπεύθυνοι για ερεθίσματα από το εξωτερικό περιβάλλον και σε αυτούς που ανταποκρίνονται σε ερεθίσματα που ανέρχονται εντός των ιστών του σώματος.

Νευρομυϊκός έλεγχος: η ακούσια φυγόκεντρη αντίδραση σε ένα ερέθισμα με στόχο την επίτευξη δυναμικής σταθερότητας της άρθρωσης.

Σωματοαισθητικό σύστημα: η διαδικασία συλλογής ερεθισμάτων από τους περιφερικούς αισθητικούς υποδοχείς, οι οποίοι στη συνέχεια ενεργοποιούν την άνοδο κεντρομόλων πληροφοριών προς το ΚΝΣ

Χημειοϋποδοχείς: υποδοχείς υπεύθυνοι για τη μετατροπή χημικών ερεθισμάτων σε νευρικές ώσεις.

Η ΑΡΘΡΩΣΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ

Ανατομικά στοιχεία

Η άρθρωση του γόνατος, σχηματίζεται από το περιφερικό άκρο του μηριαίου οστού, από το κεντρικό άκρο της κνήμης και από την επιγονατίδα. Οι μηριαίοι κόνδυλοι, χωρίζονται εμπρός με τη μηριαία τροχιλία, ενώ κεντρικά χωρίζονται με τον μεσοκονδύλιο βόθρο.



Εικόνα 1. Η άρθρωση του γόνατος

Ανάμεσα στα άκρα του μηριαίου οστού και της κνήμης παρεμβάλλονται οι δυο μηνίσκοι (έσω και έξω), που βοηθούν στη καλύτερη επαφή των μηριαίων κονδύλων με τη σχετικά επίπεδη επιφάνεια των κνημιαίων γληνών. Το μεσοκονδύλιο έπαρμα της κνήμης, χωρίζει τις κνημιαίες γλήνες σε έσω και έξω. Στο πρόσθιο χείλος του μεσοκονδύλιου επάρματος προσφύονται το πρόσθιο κέρασ του έσω μηνίσκου, ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος και το πρόσθιο κέρασ του έξω μηνίσκου. Ο οπίσθιος χιαστός με τα οπίσθια κέρατα του έσω και έξω μηνίσκου, προσφύονται στο οπίσθιο χείλος του μεσοκονδύλιου επάρματος (Insall, 1993).

Η επιγονατίδα είναι το μεγαλύτερο σησαμοειδές οστό στο ανθρώπινο σώμα με διάμετρο περίπου 5 εκ. Η αρθρική επιφάνεια της επιγονατίδας, έχει το μεγαλύτερο πάχος από τα σησαμοειδή οστά στο ανθρώπινο σώμα και αυτό γιατί ασκούνται μεγάλες δυνάμεις μεταξύ του μηριαίου οστού και της επιγονατίδας. Αποτελείται από την έσω και έξω επιφάνεια. Έχει τριγωνικό σχήμα και εξυπηρετεί δύο λειτουργίες: α. προσφέρει υπομόχλιο στον τετρακέφαλο μηριαίο μυ, β. προστατεύει την άρθρωση του γόνατος (Charman, 1985).

Ο αρθρικός θύλακας έρχεται να περιβάλλει τα οστά που συμμετέχουν στο σχηματισμό της άρθρωσης. Προσφύεται στο μηριαίο οστό, στην πρόσθια επιφάνεια του και σε μια απόσταση 2-4 εκατοστά από την τροχιλία και από

τους μηριαίους κονδύλους. Στην κνήμη ο αρθρικός θύλακας προσφύεται στην περιφέρεια των αρθρικών γληνών. Επίσης, προσφύεται στη βάση των δυο μηνίσκων (εκτός από το οπίσθιο τμήμα του έξω μηνίσκου).

Μυϊκό σύστημα

Στην πρόσθια επιφάνεια της άρθρωσης βρίσκεται ο τετρακέφαλος μηριαίος, που αποτελείται από τον ορθό μηριαίο, τον έσω, έξω και μέσο πλατύ. Καταφύονται μαζί στην επιγονατίδα, στη συνέχεια στον επιγονατιδικό σύνδεσμο και από εκεί στο κνημιαίο κύρτωμα. Η έκφυση τους διαφοροποιείται, καθώς ο ορθός μηριαίος είναι διαρθρικός και εκφύεται με δυο τένοντες, από την πρόσθια κάτω λαγόνια άκανθα και από την οφρύ της κοτύλης. Ο μέσος πλατύς εκφύεται από την πρόσθια, άνω και έξω επιφάνεια του μηριαίου οστού, ο έξω πλατύς εκφύεται από τον μείζον τροχαντήρα, ενώ ο έσω εκφύεται από το άνω μέρος της έσω επιφάνειας του μηριαίου οστού. Η νεύρωση τους γίνεται από το μηριαίο νεύρο και ενεργούν στην άρθρωση του γόνατος για την πραγματοποίηση έκτασης.



Εικόνα 2. Μύες της πρόσθιας επιφάνειας

Το μυϊκό σύστημα της οπίσθιας και έξω επιφάνειας του γόνατος αποτελείται από το δικέφαλο μηριαίο, τον ιγνυακό και τη λαγονοκνημιαία ταινία. Η μακρά κεφαλή του δικεφάλου μηριαίου, εκφύεται από το έσω χείλος ισχιακού κυρτώματος και καταφύεται στην κεφαλή της περόνης και το έξω χείλος της κνήμης, ενώ η βραχεία κεφαλή από το μεσομύιο διάφραγμα και καταφύεται στον έξω κνημιαίο κόνδυλο. Οι δυο κεφάλες νευρώνονται από το

κνημιαίο και περνιαίο νεύρο αντίστοιχα και εκτελούν κάμψη και έξω στροφή στην άρθρωση του γόνατος. Η λαγονοκνημιαία ταινία, αποτελεί τη συνέχεια του τείνοντος την πλατεία περιτονία μυός και καταφύεται στον έξω κόνδυλο της κνήμης και στο έξω χείλος της επιγονατίδας. Ο μυς νευρώνεται από το άνω γλουτιαίο νεύρο και λόγω θέσης, βοηθάει στην έξω σταθερότητα του γόνατος, όταν αυτό είναι σε έκταση. Όταν το γόνατο βρίσκεται στις 30 μοίρες κάμψης πραγματοποιεί έκταση στο γόνατο. Ο ιγνυακός μυς εκφύεται από τον έξω μηριαίο κόνδυλο και καταφύεται στο έσω χείλος και στην ιγνυακή επιφάνεια της κνήμης. Νευρώνεται από το κνημιαίο νεύρο. Είναι ο μόνος έσω στροφέας του γόνατος, ανεξάρτητα από τη θέση του ισχίου και σημαντική είναι η ιδιότητα του, ως σταθεροποιός της οπίσθιας έξω γωνίας του γόνατος.

Το μυϊκό σύστημα που στηρίζει την έσω πλευρά του γόνατος αποτελείται από το χήναιο πόδα (ραπτικός, ισχνός προσαγωγός και ημιτενοντώδη μυς) και τον ημιϋμενώδη. Οι τένοντες του χήναιου πόδα καταφύονται στο πρόσθιο και έσω χείλος της κνήμης. Η έκφυση τους βρίσκεται στην πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα, στην ηβική σύμφυση και στην πρόσθια επιφάνεια του ισχιακού κυρτώματος αντίστοιχα. Ο ημιϋμενώδης εκφύεται από το έξω χείλος του ισχιακού κυρτώματος και καταφύεται με τρεις δεσμίδες στην περιφέρεια του έσω κνημιαίου κόνδυλου, στο έσω χείλος της κνήμης και στο οπίσθιο τοίχωμα του αρθρικού θύλακα του γόνατος. Νευρώνεται, όπως και ο ημιτενοντώδης από το ισχιακό νεύρο (Warren, 1979). Από την άλλη, ο ραπτικός νευρώνεται από το μηριαίο νεύρο και ο ισχνός από το θυροειδές νεύρο. Οι τέσσερις μύες αυτοί, ενεργούν στην άρθρωση του γόνατος κάνοντας κάμψη και έσω στροφή.

Τέλος, η οπίσθια επιφάνεια του γόνατος αποτελείται από την έσω και έξω κεφαλή του γαστροκνημίου μυός και τον πελματικό μυ. Ο γαστροκνήμιος καταφύεται στο οπίσθιο χείλος του ογκώματος της πτέρνας μέσω του Αχιλλείου τένοντα. Ενεργεί ως ισχυρός πελματικός καμπτήρας του ποδιού, καθώς επίσης και ως λιγότερο ισχυρός καμπτήρας ή εκτείνοντας, ανάλογα που βρίσκεται ο άξονας έκτασης-κάμψης του γόνατος, σε σχέση με τη γραμμή έλξης του μυός. Ο μυς νευρώνεται από το κνημιαίο νεύρο. Ο πελματικός μυς εκφύεται από τον έξω μηριαίο κόνδυλο και τον αρθρικό θύλακο του γόνατος ενώ καταφύεται σε τένοντα ο οποίος μεταβαίνει στον Αχιλλείο τένοντα. Η ενέργεια του μυ στην άρθρωση του γόνατος, είναι η κάμψη (ενεργεί

βοηθητικά). Η νεύρωση του, όπως και του γαστροκνημίου προέρχεται από το κνημιαίο νεύρο.

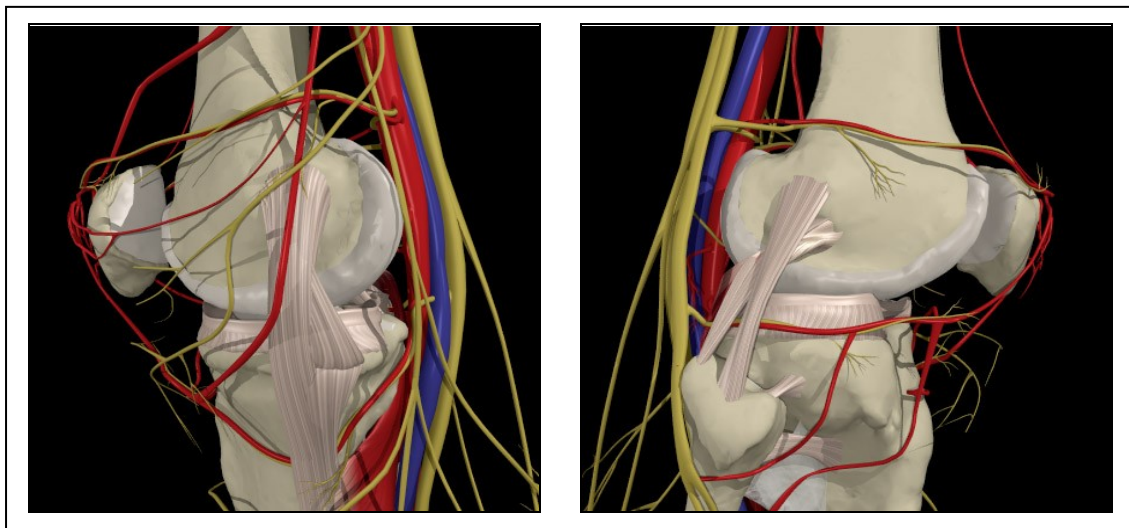
Σύνδεσμοι

Η σταθερότητα του γόνατος δεν εξαρτάται μόνο από το σχήμα των οστών που την αποτελούν και το μυϊκό σύστημα της άρθρωσης, αλλά κυρίως από τους ισχυρούς συνδέσμους που την περιβάλλουν. Αυτοί είναι:

1. Ο επιγονατιδικός, ο οποίος αποτελεί τη συνέχεια του τένοντα του τετρακεφάλου μηριαίου και εκτείνεται από τη κορυφή της επιγονατίδας μέχρι το κνημιαίο κύρτωμα,

2. Οι καθεκτικοί σύνδεσμοι της επιγονατίδας, οι οποίοι είναι ινώδη πέλματα και εκτείνονται και από τις δύο μεριές των υπερκονδύλιων κυρτωμάτων μέχρι την επιγονατίδα και το κνημιαίο κύρτωμα,

3. Ο έσω πλάγιος σύνδεσμος, ο οποίος εκφύεται από το έσω υπερκονδύλιο κύρτωμα και καταφύεται στον έσω κνημιαίο κόνδυλο. Εμπλέκεται με τη βάση του έσω μηνίσκου και τον αρθρικό θύλακο, ενώ επίσης ενισχύεται από την κατάφυση του χηνείου ποδός. 4. Ο έξω πλάγιος σύνδεσμος, ο οποίος εκφύεται από το έξω υπερκονδύλιο κύρτωμα, καταφύεται στην κεφαλή της περόνης και δεν έχει επαφή με τον αρθρικό θύλακο



Εικόνα 3. α. Έσω πλάγιος σύνδεσμος β. Έξω πλάγιος σύνδεσμος

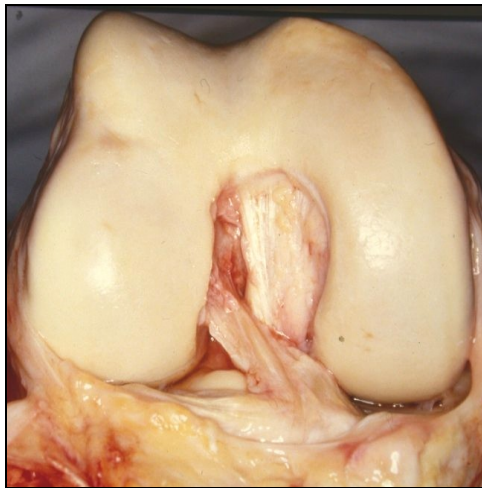
5. Ο λοξός ιγνυακός, ο οποίος είναι προέκταση του ημιμυενωδη μυ και έρχεται σε επαφή με τον αρθρικό θύλακα στην οπίσθια επιφάνεια του,

6. Ο τοξοειδής ιγνυακός σύνδεσμος και

7. Οι χιαστοί σύνδεσμοι

α. Ο πρόσθιος χιαστός εκφύεται από τον πρόσθιο μεσογλήνιο βόθρο με φορά προς τα πάνω, πίσω και έξω ενώ καταφύεται στη μεσοκονδύλια επιφάνεια του έξω μηριαίου κονδύλου

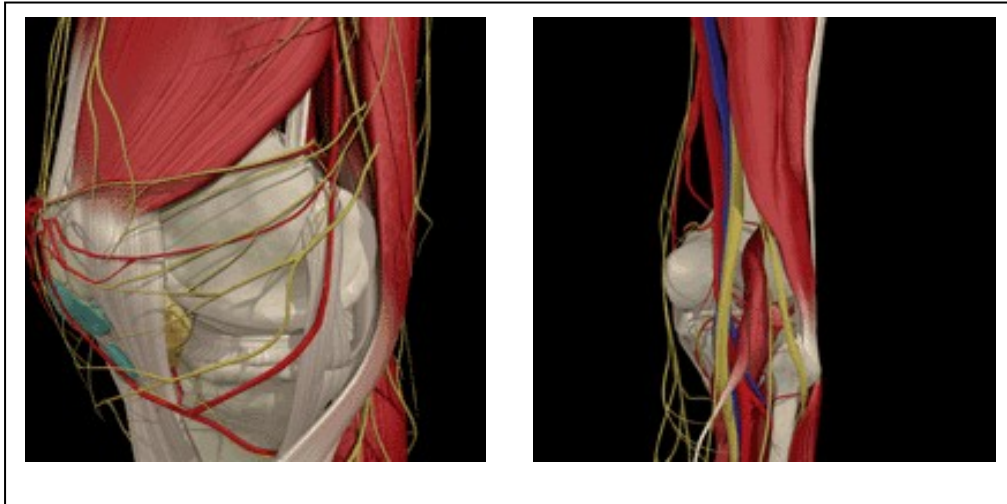
β. Ο οπίσθιος χιαστός εκφύεται από τον οπίσθιο μεσογλήνιο βόθρο με φορά προς τα πάνω, έσω, εμπρός και καταφύεται στη μεσοκονδύλια επιφάνεια του έσω μηριαίου κονδύλου.



Εικόνα 4. Εκφυση-κατάφυση των χιαστών συνδέσμων

Αγγείωση και νεύρωση της άρθρωσης

Η άρθρωση του γόνατος τροφοδοτείται από κλάδους της μηριαίας και της ιγνυακής αρτηρίας. Η κατιούσα αρτηρία του γόνατος αποτελεί κλάδο της μηριαίας αρτηρίας και παρέχει αιμάτωση στον έσω πλατύ μυ και στο μεσομύιο διάφραγμα. Η έσω και η έξω αρτηρία του γόνατος περιβάλλουν το περιφερικό άκρο των μηριαίων κονδύλων και τροφοδοτούν τους μηνίσκους, ενώ η μέση αρτηρία αιματώνει τους χιαστούς συνδέσμους (Miller, 2000).



Εικόνα 5. Αγγεία και νεύρα της άρθρωσης

Η άρθρωση του γόνατος νευρωνεται από τελικούς κλάδους του κνημιαίου, του ισχιακού και του μηριαίου νεύρου. Οι μηνίσκοι, οι σύνδεσμοι και οι υποχόνδριες επιφάνειες των οστών νευρώνονται από ενδοαρθρικούς αισθητικούς κλάδους. Το έσω και έξω ιγνυακό νεύρο, προέρχονται από το ισχιακό, περνούν μέσα από την ιγνυακή κοιλότητα και ευθύνονται για τη νεύρωση των γύρω από την άρθρωση μυϊκών ομάδων. Το μακρό περονιαίο νεύρο, που αποτελεί το μικρότερο τελικό κλάδο του ισχιακού νεύρου, διέρχεται στα πλάγια του ιγνυακού βόθρου ανάμεσα στο έσω χείλος του δικοφαλου μηριαίου και την έξω κεφαλή του γαστροκνημίου (Vladimirov, 1968). Η νεύρωση του δέρματος της περιοχής του γόνατος παρέχεται από το οπίσθιο δερματικό μηριαίο νεύρο, από το έξω δερματικό νεύρο του γαστροκνημίου, το σαφηνές νεύρο, το θυροειδες νεύρο και δερματικούς κλάδους του μηριαίου νεύρου.

Κινησιολογική ανάλυση της άρθρωσης

Προσθιοπίσθια σταθερότητα

Η προσθιοπίσθια σταθερότητα του γόνατος διασφαλίζεται κυρίως από τους χιαστούς συνδέσμους. Ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος, αποτελείται από δυο δέσμες ινών, την πρόσθια έσω δέσμη που διατείνεται όταν το γόνατο βρίσκεται σε κάμψη και την οπίσθια έξω δέσμη, που είναι πιο κυρτή και διατείνεται όταν το γόνατο βρίσκεται σε έκταση. Πρόσφατες εργασίες, αφήνουν ανοικτό το ενδεχόμενο, στο σύμπλεγμα του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου να περιλαμβάνονται και άλλοι μικρότεροι σύνδεσμοι. Το μήκος του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου κυμαίνεται από 3-38 χιλιοστά, ενώ το πλάτος του 10-12 χιλιοστά (Ramis, 1994). Η διαδρομή του είναι ενδοαρθρική αλλά διαθέτει τη δική του υμενώδη μεμβράνη. Η νεύρωση του, από μηχανοϋποδοχείς του κνημιαίου νεύρου συμβάλλει στον ιδιοδεκτικό του ρόλο (Kennedy, 1982). Στον πρόσθιο χιαστό σύνδεσμο δεν υπάρχουν νευρικές ίνες που άγουν το πόνο και έτσι εξηγείται γιατί ο πόνος από ρήξεις του, είναι ελάχιστος πριν τουλάχιστον αναπτυχθεί αίμαρθρος (Shutte, 1987).

Ο οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος, όπως και ο πρόσθιος, είναι ενδοαρθρικός και στο μεγαλύτερο μέρος, η πορεία του είναι εξωθυλακική. Διαθέτει τρεις δεσμίδες, ανάλογα με τη τάση που καλούνται να απορροφήσουν (Harner, 1995). Η πρόσθια έξω, που είναι μεγαλύτερη και διατείνεται όταν το γόνατο έρχεται σε κάμψη, η οπίσθια έσω, που διατείνεται κατά την έκταση (Harner, 1995; Johnson, 1990; Bongiovanni, 1990) και τους μηνισκομηριαίους συνδέσμους (Ramis, 1994; Harner, 1995). Η πρόσθια έξω και η οπίσθια έσω δέσμη έχουν τις ίδιες ανατομικές και μηχανικές ιδιότητες καθώς και τα ίδια σημεία πρόσφυσης. Η εγκάρσια επιφάνεια του οπίσθιου χιαστού συνδέσμου κοντά στην έκφυση της στο μηριαίο οστό είναι κατά 50% μεγαλύτερη από την αντίστοιχη του πρόσθιου και 20% μεγαλύτερη προς την κατάφυση. Οι μηνισκομηριαίοι σύνδεσμοι, αν και μικρότεροι σε μέγεθος διαθέτουν σημαντική δύναμη (Kusawama, 1994; Harner, 1995). Αυτό σημαίνει ότι παίζουν σημαντικό λειτουργικό ρόλο στη σταθερότητα της άρθρωσης του γόνατος. Ο οπίσθιος χιαστός νευρώνεται από το κνημιαίο και θυροειδες νεύρο, που του παρέχουν την ιδιοδεκτική του λειτουργία.

Εγκάρσια σταθερότητα

Η έσω σταθερότητα της άρθρωσης του γόνατος, επιτυγχάνεται από τον έσω πλάγιο σύνδεσμο, όταν σε αυτόν ασκούνται δυνάμεις βλαισότητας. Αντίθετα, για την έξω σταθερότητα του γόνατος ευθύνεται ο έξω πλάγιος σύνδεσμος. Ο τοξοειδής ιγνυακός σύνδεσμος, αποτρέπει την οπίσθια μετατόπιση και έξω στροφή με τάση ραιβότητας στο γόνατο.

ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΚΑΙ ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗ ΤΗΣ ΑΡΘΡΩΣΗΣ

Όπως σε όλες τις αρθρώσεις, έτσι και στο γόνατο, σκοπός της άρθρωσης είναι να επιτρέψει τη κίνηση των οστών που συνιστά η άρθρωση, ενώ παράλληλα να προσδίδει αντοχή στα φορτία που αναπτύσσονται λόγω της βαρύτητας κατά τη διάρκεια των κινήσεων.

Ως κινηματική, ορίζεται ο κλάδος της μηχανικής που μελετά τη κίνηση ενός σώματος χωρίς να αναφέρεται σε δυνάμεις ή στη μάζα.

Εμβιομηχανική, ορίζεται η επιστήμη που μελετά τη κινητική και κινηματική ενός σώματος (Σφetsιωρης, 2003).

Η σύνθετη αλληλεπίδραση του μηρού, της κνήμης και της επιγονατίδας επιτρέπει στην άρθρωση του γόνατος να αντέχει στα εξαιρετικά υψηλά φορτία, που αναπτύσσονται στα διάφορα στάδια της φυσιολογικής βάρδιας.

Στο γόνατο υπάρχουν 6 βαθμοί ελευθερίας, 3 στρωφικοί και 3 μετατοπιστικοί. Οι στρωφικές κινήσεις είναι η έσω-έξω στροφή, η κάμψη-έκταση και η γωνία ραιβότητας-βλαισότητας. Οι μετατοπιστικές κινήσεις είναι η πρόσθια-οπίσθια μετατόπιση, η έσω-έξω ολίσθηση και η κεφαλική-ουραία ολίσθηση (Woo, 1999). Το γόνατο πρέπει να παρέχει ικανοποιητική κίνηση χωρίς να υστερεί όσο αναφορά την παροχή σταθερότητας, τόσο κατά την διάρκεια στατικών δραστηριοτήτων όπως είναι η όρθια στάση, όσο και δυναμικών λειτουργιών, όπως είναι η βάρδια και το τρέξιμο. Οι στόχοι αυτοί επιτυγχάνονται μέσω της αλληλεπίδρασης του ερειστικού συστήματος, των αρθρικών επιφανειών, των συνδέσμων, των μηνίσκων και των μυών που περιβάλλουν το γόνατο (Fu, 1993). Οποιαδήποτε αλλαγή σε αυτούς τους παράγοντες, είναι δυνατόν να αλλάξει την εμβιομηχανική της άρθρωσης του γόνατος, αυξάνοντας υπερβολικά τα φορτία και τις λειτουργικές απαιτήσεις στις υπόλοιπες κατασκευές. Η κατανόηση των φυσιολογικών

αλληλεπιδράσεων των κατασκευών αυτών είναι απαραίτητη όταν πρόκειται να γίνουν θεραπευτικές παρεμβάσεις.

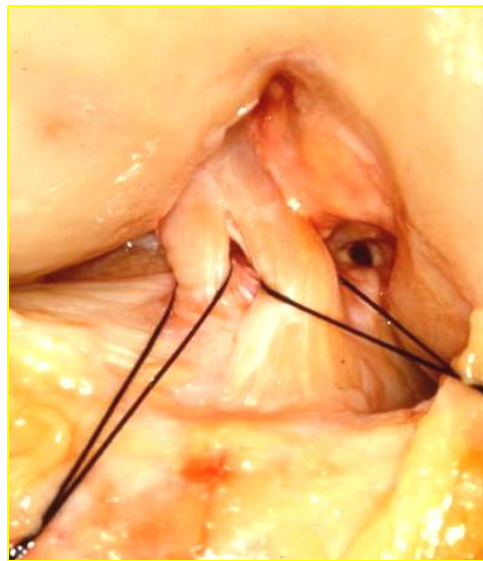
Λειτουργική εμβιομηχανική των χιαστών συνδέσμων

Από τους συνδέσμους της άρθρωσης του γόνατος, οι χιαστοί είναι οι πλέον σημαντικοί, αφού αποτρέπουν την παθητική πρόσθια και οπίσθια ολίσθηση του γόνατος. Σε περίπτωση ρήξη ενός από τους δυο χιαστούς συνδέσμους διαταράσσεται η εμβιομηχανική της άρθρωσης ακόμα και κατά τη βάδιση. Βασική λειτουργία του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου είναι η παρεμπόδιση της πρόσθιας ολίσθησης της κνήμης σε σχέση με το μηρό. Κατά την πλήρη έκταση ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος απορροφά το 75% των φορτίων της πρόσθιας μετατόπισης και το 85% των αντιστοιχών φορτίων μεταξύ 30° και 90° κάμψης (Butler, 1980).

Μεταξύ άλλων, στις λειτουργίες του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, περιλαμβάνεται η αντίσταση που προβάλλεται κατά την έσω στροφή της κνήμης καθώς και κατά τη γωνιώδη παρουσία (ραιοβότητα \ βλαιοβότητα) των πλάγιων συνδέσμων. Η απώλεια του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, οδηγεί σε ελάττωση του ζεύγους των δυνάμεων που ανθίσταται στις στροφικές κινήσεις και κατά συνέπεια σε αστάθεια του γόνατος. Οι εργασίες που έχουν ασχοληθεί με τις εμβιομηχανικές ιδιότητες του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου είναι πολλές, αλλά δεν είναι δυνατή η εξαγωγή ενιαίων συμπερασμάτων σχετικά με τις τάσεις που μπορεί να δεχθεί. Αρκετές εργασίες συμπεραίνουν ότι οι πρόσθιες ίνες (τόσο οι έσω όσο και οι έξω) αντέχουν σε υψηλότερες εφελκυστικές δυνάμεις από ότι οι οπίσθιες (Butler, 1991). Η εφελκυστική δύναμη που μπορεί να δεχθεί πρόσθιος χιαστός φτάνει περίπου τα 2200 N, αλλά οι τιμές αυτές μεταβάλλονται ανάλογα με τις ηλικίες και τα επαναλαμβανόμενα φορτία. Όσο η τιμή της πρόσθιας συρταροειδούς κίνησης είναι μεγαλύτερη, τόσο η δύναμη που προβάλλει ο σύνδεσμος αυξάνεται (Smith, 1993).

Από την άλλη πλευρά, βασική λειτουργία του οπίσθιου χιαστού είναι η αντίσταση στην οπίσθια μετατόπιση της κνήμης σε σχέση με το μηριαίο, σε όλες τις θέσεις κάμψης του γόνατος (Fischer-Rusmussen, 2001). Πρόσφατη εργασία των Nagura et al (2002) συμπεραίνει, ότι τα φορτία που τείνουν να μετατοπίσουν προς τα πίσω τη κνήμη σε σχέση με το μηρό, είναι μεγάλα όταν

το γόνατο βρίσκεται σε μεγάλη κάμψη και ο οπίσθιος χιαστός παίζει σημαντικό ρόλο στο περιορισμό των φορτίων αυτών. Αντίθετα ήταν τα αποτελέσματα της έρευνας των Li et al (2004), που μετά από αφαίρεση του οπίσθιου χιαστού, κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι δεν είναι ο οπίσθιος χιαστός που παίζει σημαντικό περιοριστικό ρόλο στην αντιμετώπιση των φορτίων αυτών, αλλά άλλοι παράγοντες όπως είναι τα μαλακά μέρη της οπίσθιας επιφάνειας του γόνατος (τα οπίσθια κέρατα των μηνίσκων, οι οπίσθιοι μηριαίοι, το δέρμα και το υποδόριο λίπος).



Εικόνα 6. Πρόσθιος & Οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος

Αλληλεπίδραση των χιαστών συνδέσμων

Η αλληλοδιάδοχη εφαρμογή τάσης στον πρόσθιο και οπίσθιο χιαστό σύνδεσμο, όταν το γόνατο βρίσκεται σε διαφορετικές γωνίες κάμψης και έκτασης συμβάλλει ουσιαστικά στη σταθερότητα της άρθρωσης. Το μήκος των συνδέσμων και η τάση που ασκείται σε αυτούς, μεταβάλλεται συνεχώς κατά την κάμψη και έκταση της άρθρωσης και αυτό οφείλεται στην ασυμμετρία των προσφύσεων τους. Στην πλήρη έκταση, ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος διατείνεται, ενώ ο οπίσθιος παραμένει χαλαρός. Στην όρθια στάση με υπερέκταση στα γόνατα, η άρθρωση είναι παθητικά σταθερή και η ανάγκη της για μυϊκή στήριξη είναι πολύ μικρή. Καθώς το γόνατο κάμπτεται, το οπίσθιο-έξω τμήμα του πρόσθιου χιαστού χαλαρώνει ενώ ο οπίσθιος χιαστός διατείνεται, ιδιαίτερα η πρόσθια έξω δέσμη του. Μεταξύ 20⁰-50⁰ κάμψης, η σταθερότητα της άρθρωσης είναι περισσότερο εύθραυστη, αφού κανένας από

τους χιαστούς συνδέσμους δε βρίσκεται σε μεγάλη τάση. Οι αλλαγές της κατεύθυνσης των ινών του πρόσθιου και του οπίσθιου χιαστού κατά τη διάρκεια της κάμψης του γόνατος, εξασφαλίζει τη δυναμική σταθερότητα του γόνατος στο οβελιαίο επίπεδο.

Καθώς το γονατο κάμπτεται, οι ίνες του πρόσθιου χιαστού προσανατολίζονται από τη πλέον κάθετη προς μια περισσότερο οριζόντια κατεύθυνση, σε σχέση με τη γραμμή της άρθρωσης. Οι ίνες του οπίσθιου χιαστού προσανατολίζονται ακριβώς αντίθετα με αυτές του πρόσθιου κατά τη διάρκεια της κάμψης και έκτασης. Επομένως, καθώς το γονατο έρχεται προς την πλήρη κάμψη, ο ρόλος του οπίσθιου χιαστού γίνεται πιο σημαντικός στην αποτροπή της οπίσθιας μετατόπισης της κνημης (Andiacchi, 2000). Η δυναμική αυτή αλληλεπίδραση των δυο χιαστών συνδέσμων, αναφέρεται συχνά και ως «four bar cruciate linkage system». Η διασταύρωση των δυο χιαστών συνδέσμων δείχνει επίσης, ότι το κέντρο περιστροφής της άρθρωσης κινείται προς τα πίσω κατά τη διάρκεια της κάμψης του γόνατος, επιτρέποντας την ολίσθηση όσο και κύλιση του μηρού σε σχέση με την κνήμη. Παράλληλα, αποτρέπει τη κύλιση του μηρού έξω από την κνημιαία γλήνη κατά τη διάρκεια της πλήρους κάμψης της άρθρωσης.

Κατά τη διάρκεια των φάσεων του κύκλου της βάρδισης, τα διανύσματα των δυνάμεων γύρω από το γονατο στο οβελιαίο επίπεδο αλλάζουν. Τα μηχανικά φορτία που ασκούνται στην άρθρωση μεταβάλλονται λόγω των αλλαγών της θέσης του ποδιού, καθώς επίσης και λόγω της έντασης και του τύπου της δραστηριότητας της βάρδισης. Κατά τη διάρκεια της φυσιολογικής βάρδισης προκαλούνται δυνάμεις αντίδρασης που είναι πολλαπλάσιες 2 έως 5 φορές του σωματικού βάρους, ενώ κατά το τρέξιμο περισσότερο από 24 φορές. Οι δυνάμεις που ασκούνται από τους μυς, βοηθούν στο να αντισταθμίσουν τα λειτουργικά αυτά φορτία και οι δυνάμεις αντίδρασης, καθώς το γονατο κάμπτεται και ο άξονας φόρτισης μετατοπίζεται από εμπρός προς τα πίσω. Οποιαδήποτε κάκωση στους συνδέσμους, στους μύες ή στα οστά της περιοχής, μεταβάλλει την ευαίσθητη αυτή ισορροπία δυνάμεων και έτσι η άρθρωση δεν είναι πλέον σε θέση να ανεχτεί τα φορτία αυτά, με αποτέλεσμα την εμφάνιση εκφυλιστικών αλλοιώσεων. Η δράση των μυών γύρω από την άρθρωση αναστέλλεται από τη τάση των χιαστών συνδέσμων κατά τη κάμψη και έκταση.

Ο τετρακέφαλος διάμεσος του επιγονατιδικού τένοντα, καταφύεται στην πρόσθια επιφάνεια της κνήμης. Επομένως, όταν η κνήμη μετατοπίζεται προς τα εμπρός από τον εκτατικό μηχανισμό, η μετατόπιση παρεμποδίζεται από την τάση που ασκείται από τον πρόσθιο χιαστό σύνδεσμο. Το μηχανικό πλεονέκτημα είναι μέγιστο όταν το κέντρο περιστροφής της άρθρωσης του γόνατος είναι κατακόρυφο, ως προς τη γραμμή της άρθρωσης. Στην περίπτωση ανεπάρκειας του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, παρατηρείται κατά τη βάδιση πρόσθια μετατόπιση της κνήμης στο οβελιαίο επίπεδο, με αποτέλεσμα να μετατοπίζεται και το κέντρο περιστροφής της άρθρωσης και να αυξάνονται οι δυνάμεις που ασκούνται στο γόνατο. Το φαινόμενο αυτό οδηγεί σε αύξηση των δυνάμεων αντίδρασης από το έδαφος με αποτέλεσμα την αύξηση των δυνάμεων που ασκούνται στις κατασκευές που έχουν υποστεί τη κάκωση.

Στην περίπτωση ρήξης του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, αυξάνεται η τάση στις κατασκευές εκείνες που δευτερογενώς παρεμποδίζουν την πρόσθια μετατόπιση της κνήμης, όπως είναι οι μηνίσκοι και ο αρθρικός θύλακας. Εάν δεν αποκατασταθεί η ακεραιότητα του συνδέσμου, η μετατόπιση των φορτίων σε άλλες κατασκευές δημιουργεί με το χρόνο εκφυλιστικές αλλοιώσεις. Με τη σταδιακή ατροφία του τετρακεφαλου, που παρατηρείται στη ρήξη του πρόσθιου χιαστού, ο εκτατικός μηχανισμός ασκεί μικρότερη τάση στην κνήμη, ελαττώνοντας την τάση στα δευτερογενή στοιχεία που περιορίζουν την πρόσθια μετατόπιση. Με την έννοια αυτή θα μπορούσε να υποστηριχθεί η άποψη, ότι η ατροφία του τετρακεφάλου δρα προστατευτικά προς τις άλλες κατασκευές της άρθρωσης, χωρίς αυτό να σημαίνει ότι αποτρέπονται οι βλάβες στις κατασκευές αυτές.

Η συμπεριφορά των συνδέσμων σε κινήσεις ραιβότητας και βλαισότητας

Η εγκάρσια σταθερότητα της άρθρωσης του γόνατος επιτυγχάνεται μέσω των πλάγιων συνδέσμων της. Όταν εφαρμόζονται τάσεις ραιβότητας ή βλαισότητας στο γόνατο, οι χιαστοί σύνδεσμοι συμβάλλουν δευτερογενώς στη σταθεροποίησή του και δεν είναι δυνατόν να ανταποκριθούν στο ρόλο αυτό από μόνοι τους, χωρίς τους πλάγιους συνδέσμους.

Εμβιομηχανική των μοσχευμάτων στην αποκατάσταση των συνδέσμων

Η μέγιστη τάση που μπορεί να αντέξει ένας σύνδεσμος ή μόσχευμα πριν αποκοπούν έχουν μελετηθεί επαρκώς. Έχει αναφερθεί ότι οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος, είναι σε θέση να δεχθεί εφελκυστικά φορτία της τάξης των 2160-2500N (220-255kg) πριν αποκοπεί. Οι τιμές αυτές αφορούν εργαστηριακά ευρήματα.

Πολλές έρευνες, έχουν δείξει ότι ο οπίσθιος χιαστός αντέχει σε μεγαλύτερες εφελκυστικές δυνάμεις από τον πρόσθιο, αλλά για το θέμα αυτό οι απόψεις δίστανται. Σε πειράματα που έχουν πραγματοποιηθεί σε ποντίκια έχει βρεθεί ότι έσω πλάγιος σύνδεσμος αντέχει τα δίπλα εφελκυστικά φορτία από τον πρόσθιο χιαστό.

Οι Cooper et. al. (2005) υποστήριξαν ότι η εφελκυστική τάση των μοσχευμάτων που λαμβάνονται από το κεντρικό τριτημόριο του τένοντα της επιγονατίδας είναι περίπου 4389N (447,67kg) για τα μοσχεύματα που έχουν πάχος 15 χιλιοστά και 2977N (303,65kg) για τα μοσχεύματα πάχους 10 χιλιοστών. Η περιστροφή του μοσχεύματος κατά 90 μοίρες αυξάνει την αντοχή στις εφελκυστικές δυνάμεις κατά 30%. Με το πέρασμα του χρόνου η δύναμη των συνδέσμων και μοσχευμάτων ελαττώνεται λόγω της φθοράς και της εκφύλισης. Τα βιολογικά επίσης αποτελέσματα της γήρανσης, της ωρίμανσης και της ακινητοποίησης επηρεάζουν τις γλοιοελαστικές ιδιότητες των μοσχευμάτων και οδηγούν στην ελάττωση της εμβιομηχανικής τους δύναμης.

Καθώς αυξάνεται η συχνότητα της κάκωσης των συνδέσμων στο γόνατο, υπάρχει αντιπαράθεση από τους ειδικούς σε ότι αφορά τη σειρά και την αναγκαιότητα της χειρουργικής ανακατασκευής πρόσθιου ή οπίσθιου χιαστού συνδέσμου και της οπίσθιας έξω γωνίας του γόνατος στις περιπτώσεις συνδυασμένων κακώσεων.

Έρευνα έδειξε, ότι σε τραυματισμό πρόσθιου χιαστού, οπίσθιου χιαστού και οπίσθιας έξω γωνίας του γόνατος θα πρέπει να ανακατασκευαστούν και τα τρία σημεία, αλλά άμεση προτεραιότητα έχουν ο οπίσθιος χιαστός και η οπίσθια έξω γωνία του γόνατος (Miller, 1995).

Αντανακλαστικά τόξα των χιαστων συνδέσμων

Ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος είναι σε θέση να αντέξει φορτίο 2000N πριν από τη ρήξη του (Woo, 1991). Οι τιμές αυτές έχουν μετρηθεί εργαστηριακά σε ανθρώπινα πτώματα. Οι δυνάμεις όμως που θα μπορούσαν να ασκηθούν στον πρόσθιο χιαστό σύνδεσμο στην πραγματικότητα και ειδικά στις αθλητικές δραστηριότητες είναι πολύ μεγαλύτερες από τις τιμές αυτές. Μία ισχυρή σύσπασση του τετρακέφαλου μυός, μεγαλύτερη των 2000N θα οδηγούσε σε ρήξη του συνδέσμου.

Είναι προφανές λοιπόν ότι υπάρχει κάποιος περισσότερο σύνθετος μηχανισμός που αμβλύνει τις τάσεις στο σύνδεσμο, ώστε να μη ξεπερνά το όριο θραύσης. Η ιδέα της ύπαρξης άμεσου προστατευτικού αντανακλαστικού μηχανισμού, που συνδέει τους μηχανοϋποδοχείς των χιαστών συνδέσμων με τους μύς γύρω από την άρθρωση του γόνατος έχει διατυπωθεί και σήμερα πλέον έχει αποδειχθεί από πολυάριθμες έρευνες. Ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος, συνδέεται μέσω κεντρομόλων ινών τόσο με τον τετρακέφαλο, όσο και με τους ισχιοκνημιαίους μύες. Η ενεργοποίηση της μιας ή της άλλης μυϊκής ομάδας, σχετίζεται με την εντόπιση του ερεθίσματος. Οι ισχιοκνημιαίοι φαίνεται ότι ενεργοποιούνται όταν ασκηθεί μεγάλη τάση στην πρόσθια έσω δέσμη του ΠΧΣ, ενώ όταν η τάση εφαρμόζεται στην οπίσθια έξω δέσμη, ενεργοποιείται ο τετρακέφαλος μύς (Raunest, 1996).

Η συνεργοποίηση των ισχιοκνημιαίων μυών, αντισταθμίζει τη δύναμη που ασκεί τετρακέφαλος στη κνήμη και εξομαλύνει τη κίνηση του γόνατος (Louie, 1987; Renstrom, 1986). Έτσι, με τους μηχανισμούς αυτούς παρατηρείται ένας εξαιρετικός συντονισμός της μυϊκής δραστηριότητας, γύρω από τις αρθρώσεις.

Ο συντονισμός της συν-ενεργοποίησης αυτής, προφανώς προγραμματίζεται από ένα μεγάλο αριθμό πληροφοριών, που προέρχονται από την περιφέρεια (μύες, τένοντες, σύνδεσμοι) και οι οποίες αναλύονται στο νωτιαίο μυελό και στα κέντρα κινητικού έλεγχου. Στις απρόσμενες κινήσεις όμως, τα κεντρομόλα ερεθίσματα τροποποιούν τη μυϊκή δραστηριότητα ώστε να προστατέψουν τους συνδέσμους από τη ρήξη. Αρκεί ο χρόνος αντίδρασης να βρίσκεται στα όρια σύζευξης του συστήματος, διαφορετικά θα προκληθεί

κακωση στο σημείο εκείνο που ασκούνται οι μεγαλύτερες τάσεις τη δεδομένη στιγμή.

Η ιδιοδεκτικότητα του γονατος, επηρεάζεται στους ασθενείς με χρόνια ρήξη του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου (Barrack, 1989; Barrett, 1991; Fischer-Rasmussen, 2000). Υπάρχουν πολλές αναφορές, ότι η ιδιοδεκτικότητα βλάπτεται αμέσως μετά απο τη ρήξη του συνδεσμου και ότι το γεγονός αυτό οδηγεί σε προβλήματα κατα τη δυναμική φόρτιση της άρθρωσης του γόνατος. Μετά τη χειρουργική ανακατασκευή του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου το έλλειμμα της ιδιοδεκτικότητας αποκαθιστάται σταδιακά αλλά δεν ομαλοποιείται ποτέ (Fremerey, 2000).

Κλινικά, η διαπίστωση ύπαρξης αντανεκλαστικού τόξου στους χιαστούς συνδεσμου, επιβεβαιώνει, ότι η φυσιολογική λειτουργία του γόνατος εξαρτάται απο ένα κλειστό κύκλωμα νευρομυϊκού συντονισμού. Η αποκατάσταση της μηχανικής σταθερότητας σε ένα γόνατο που έχει υποστεί ρήξη του χιαστού συνδέσμου, πολλές φορές δεν είναι επαρκής για να αποκτήσει το γόνατο τη φυσιολογική του λειτουργία. Για το λόγο αυτό εισήχθη ο όρος λειτουργική αστάθεια της άρθρωσης που γίνεται αισθητή απο τον παθόντα παρά τη μηχανική σταθερότητα της άρθρωσης. Συνεπώς, κρίνεται λογική η εισαγωγή της λειτουργικής επανεκπαίδευσης στην αποκατάσταση.

Αδυναμία τετρακεφάλου σε ρήξεις ΠΧΣ

Σε ασθενείς με ρήξη του ΠΧΣ, παρατηρείται σημαντική αδυναμία του τετρακέφαλου μυός. Η αδυναμία αυτή είναι έκδηλη ακόμα και αν δεν συνυπάρχει ατροφία του μυός γεγονός που δηλώνει ότι η ατροφία όταν αυτή υπάρχει δεν αποτελεί αιτία ελάττωσης της δύναμης του. Από άλλους ερευνητές έχει αναπτυχθεί η υπόθεση ότι η αιτία της αδυναμίας του τετρακεφάλου οφείλεται στην απουσία κεντρομόλων ερεθισμάτων απο τον πρόσθιο χιαστό σύνδεσμο (Snyder-Mackler, 1994). Αν και ο ακριβής μηχανισμός δεν έχει εξακριβωθεί προηγούμενες εργασίες έχουν αποδείξει ότι η έλλειψη κεντρομόλων ερεθισμάτων απο τις αρθρικές κατασκευές του γόνατος είναι σε θέση να θίξουν μόνο τους α-κινητικούς νευρώνες και κατ' επέκταση συμπεραίνεται ότι η ρήξη του πρόσθιου χιαστού δεν είναι σε θέση να ελαττώσει άμεσα την ένταση της μέγιστης εκούσιας συστολής (Johansson,

1991). Αντίθετα, μελέτες σε πειραματόζωα έχουν αποδείξει, ότι η δραστηριότητα των γ-κινητικών νευρώνων την επηρεάζει και ότι η ελάττωση του αριθμού των γ-κινητικών που προκαλείται λόγω της ρήξης του συνδέσμου είναι σε θέση να εξηγήσει την αδυναμία αυτή.

Τα αποτελέσματα της έρευνας των Willmore et. al. (1994), έδειξαν ότι η εξασθένηση των κεντρομόλων ινών της άρθρωσης διαταράσσει τη λειτουργία τόσο των γ- όσο και των α-κινητικών νευρώνων. Επειδή όμως οι κεντρομόλες ίνες επηρεάζουν άμεσα το gamma loop και πολύ λιγότερο τους α-κινητικούς νευρώνες, προκύπτει ότι εξασθένηση των κεντρομόλων ινών της άρθρωσης, έχει σαν αποτέλεσμα τη μείωση της έντασης της μέγιστης εκούσιας συστολής του τετρακεφάλου.

Έχει αποδειχθεί επίσης, ότι η εξασθένηση των κεντρομόλων ινών που προκαλείται από την ελάττωση των γ-κινητικών μπορεί να παρεμποδίσει την πυροδότηση των κινητικών νευρώνων υψηλής ευαισθησίας (Miller, 2000). Επομένως, ο μηχανισμός ελάττωσης της δύναμης του τετρακεφάλου μύος που προκαλείται σε ρήξη του πρόσθιου χιαστού οφείλεται στην επιβράδυνση των κεντρομόλων ερεθισμάτων.

ΕΠΙΔΗΜΙΟΛΟΓΙΚΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ

Τις τελευταίες δεκαετίες η συχνότητα εμφάνισης των κακώσεων του πρόσθιου χιαστού έχει αυξηθεί σημαντικά. Μόνο στις ΗΠΑ οι περιπτώσεις που καταγράφονται είναι περισσότερες από 250.000 ανά έτος. Οι περισσότερες κακώσεις του πρόσθιου χιαστού αφορούν τους αθλητές. Την τελευταία δεκαετία όμως, έχουν αυξηθεί σημαντικά οι κακώσεις του συνδέσμου, που οφείλονται σε πτώσεις και τροχαία ατυχήματα. Η κάκωση του, εμφανίζει τη μεγαλύτερη συχνότητα στις ηλικίες μεταξύ 15 και 44 ετών. Η συχνότητα εμφάνισης της κάκωσης είναι αυξημένη στις γυναίκες 2-8 φορές περισσότερο σε σχέση με τους άνδρες (Huston, 2000; Rozzi1999). Ειδικότερα στην καλαθοσφαίριση η συχνότητα της κάκωσης στις γυναίκες είναι 4 φορές μεγαλύτερη από ότι στους άνδρες. Τα επιδημιολογικά αυτά δεδομένα προέρχονται από εκτεταμένες έρευνες που έχουν πραγματοποιηθεί σε μεγάλο φάσμα αθλητικών δραστηριοτήτων. Τα αθλήματα στα οποία η συχνότητα της κάκωσης είναι αυξημένη είναι η γυμναστική, η καλαθοσφαίριση, η πετοσφαίριση και το ποδόσφαιρο.

Στα άτομα που έχουν υποστεί χειρουργική συνδεσμοπλαστική, ο κίνδυνος νέας ρήξης του μοσχεύματος είναι αυξημένος, τόσο στο άκρο που έχει υποβληθεί σε επέμβαση όσο και στο υγιές.

Τα περισσότερα από τα επιδημιολογικά δεδομένα της κάκωσης του πρόσθιου χιαστού, έχουν βασιστεί σε στατιστικά δεδομένα. Υπάρχουν όμως πολλές εργασίες, που έχουν ασχοληθεί αναλυτικότερα με τους παράγοντες που συμβάλλουν στην κάκωση του συνδέσμου και οι οποίες ανατρέπουν πολλές από τις απόψεις που έχουν επικρατήσει. Τα συμπεράσματα των ερευνών σχετικά με τα αίτια πρόκλησης της κάκωσης, αναφέρονται στη συνέχεια ταξινομημένα ανά κατηγορία.

A. Κατασκευαστικοί παράγοντες

1. Η πύελος των γυναικών δεν είναι ευρύτερη των ανδρών όπως μέχρι σήμερα ήταν αποδεκτό (Arendt, 1995; Petersen, 1998). Είναι όμως μεγαλύτερη η σχέση της πυέλου προς το μήκος του μηριαίου, με αποτέλεσμα την εμφάνιση βλαισότητας (Horton, 1989; Livingston, 2001)..

2. Στις γυναίκες, η γωνία Q είναι μεγαλύτερη από την αντίστοιχη των ανδρών, αλλά δεν σχετίζεται με την κάκωση του πρόσθιου χιαστού.

3. Το μέγεθος και το σχήμα της μεσοκονδύλιας εντομής, συμβάλλει στην παγίδευση του πρόσθιου χιαστού και την κάκωσή του (Charlton, 2001; Van Lunen, 2003)

4. Ο συνδυασμός της βλαισότητας του γόνατος και της έξω στροφής της κνήμης συμβάλλει στην παγίδευση του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου ειδικά όταν η μεσοκονδύλια εντομή έχει μικρότερο εύρος. Οι κινήσεις της έξω στροφής της κνήμης εμφανίζονται συχνότερα στις γυναίκες κατά τη διάρκεια των αθλητικών δραστηριοτήτων (Chaudhari, 2003; Ferber, 2003; Malinzak, 2001).

5. Τα γόνατα των γυναικών εμφανίζουν μεγαλύτερη χαλαρότητα, ενώ μεγαλύτερη είναι η τροχιά της ενεργητικής στροφής των ισχίων, σε σχέση με τους άνδρες.

B. Νευρομυϊκοί παραγοντες

1. Οι μύες των γυναικων ενεργοποιούνται νωρίτερα, κατα την προσγείωση απο τα άλματα σε σχέση με τους άνδρες.

2. Οι διάφορες που παρατηρούνται στο νευρομυϊκό έλεγχο κατα τη διάρκεια της επαφής με το έδαφος, προκαλούν σημαντικές μεταβολές στην τρισδιάστατη φόρτιση της άρθρωσης του γόνατος, που οδηγούν σε κάκωση του πρόσθιου χιαστού (McLean, 2003).

3. Η σταθεροποίηση της άρθρωσης του γόνατος των γυναικών βασίζεται περισσότερο στο τετρακέφαλο συγκριτικά με τους άνδρες (Huston, 1996; Shultz, 2001)

4. Στις γυναικες εμφανίζεται ελαττωμένη μυϊκή σκληρότητα κατα τη προσπάθεια του έλεγχου των κινήσεων του γονατος (Granata, 2002; Shultz, 2003).

5. Η μυϊκή αντοχή των γυναικών είναι ελαττωμένη, με αποτέλεσμα την πρώιμη κόπωση που αποτελεί παράγοντα κίνδυνου για την πρόκληση κακώσεων (Gabbett, 2002; Rahnama, 2002; Boden, 2000)

Γ. Εμβιομηχανικοί παράγοντες

1. Ο μηχανισμός κάκωσης του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου χωρίς επαφή, περιλαμβάνει επιβράδυνση του γόνατος σε θέση έκτασης, προσγείωση απο άλμα και ελιγμούς με πλάγια βήματα (Boden, 2000).

2. Κατα τη διάρκεια των ελιγμών με πλάγια βήματα, τα γόνατα των γυναικών έρχονται σε μεγαλύτερη βλαισότητα σε σχέση με τους άνδρες, ενώ κατα την προσγείωση απο άλμα σε μεγαλύτερη έκταση (McLean, 1999).

3. Κατα τη διάρκεια της προσγείωσης στο ένα πόδι, στις γυναίκες εμφανίζεται μικρότερη κάμψη στο γόνατο και αυξημένη έσω στροφή στο ισχίο (Lephart, 2002).

4. Στα γόνατα των γυναικών παρατηρείται αυξημένη έκταση και τάση βλαισότητας στο άλμα και στο απότομο σταμάτημα, που συνοδεύεται από μεγαλύτερη πρόσθια διατμηματική τάση στην κνήμη και κατ' επέκταση αυξημένη τάση στον πρόσθιο χιαστό σύνδεσμο (Chappell, 2002).

Δ. Ορμονικοί παραγοντες

1. Η υποκειμενική αναφορά στον έμμηνο κύκλο δεν θεωρείται ακριβής και είναι δυνατόν να οδηγεί σε αναξιόπιστα ευρήματα (Caraffa, 1996; Slauterbeck, 1999).

2. Υπάρχουν ενδεχομένως αλλαγές, που εξαρτώνται απο ορμόνες κατα τη διάρκεια του έμμηνου κύκλου, οι οποίες επηρεάζουν τη φυσική απόδοση (Otto, 2003)

3. Η αύξηση των επιπέδων της οιστραδιόλης, ελαττώνει τη φόρτιση αστοχίας του συνδεσμου, πειραματικά σε ποντίκια (Yack, 2003)

4. Έχει αποδειχθεί ότι τα επίπεδα των ορμονών επηρεάζουν τις γλοιοελαστικές ιδιότητες, της κνημομηριαίας άρθρωσης (Deie, 2002; Romani, 2003).

5. Υπάρχουν σημαντικές διαφορες στη χαλαρότητα της άρθρωσης του γόνατος ανάμεσα στα δυο φύλα, τόσο πριν όσο και μετά την άσκηση. Όμως και στα δυο φυλά παρατηρείται αύξηση της χαλαρότητα της άρθρωσης μετά την άσκηση (Pollard, 2003).

Αλληλεπιδράσεις

1. Η θεραπευτική άσκηση αποδεδειγμένα ελαττώνει τη συχνότητα εμφάνισης κακώσεων στο πρόσθιο χιαστό και εν γενεί στο κάτω ακρο (Heidt, 2000; Hewett, 1999; Soderman, 2000).

2. Οι εμβιομηχανικές αναλύσεις έχουν δείξει, ότι τα πρότυπα κίνησης του σώματος είναι δυνατόν να προσαρμόζονται και ότι οι δυνάμεις αντίδρασης απο το έδαφος ελαττώνονται όταν εφαρμοσθεί ειδικό πρόγραμμα επανεκπαίδευσης (Cowling, 2003; Lephart, 2003; McCrory, 2003; Prapavessis, 2003; Wojtys, 2002).

3. Η ειδική επανεκπαίδευση έχει σαν αποτέλεσμα τις νευρομυϊκές προσαρμογές αλλα η προπόνηση αντίστασης όχι (Lephart, 2003; McCrory, 2003)

4. Η εφαρμογή πρωτοκόλλου πλειομετρικής προπόνησης αυξάνει τη δύναμη του τετρακεφάλου μυός, αλλα δεν παρατηρούνται αλλαγές στη δύναμη των ισχιοκνημιαίων και των απαγωγών μυών του ισχίου (Lephart, 2003; McCrory, 2003).

5. Η ειδική επανεκπαίδευση επηρεάζει τη συχνότητα των κακώσεων (Rozzi, 1999).

ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΙ ΚΑΚΩΣΗΣ

Οι δραστηριότητες που φαίνεται να εμπλέκονται στην κάκωση του ΠΧΣ είναι εκείνες, που για την εκτέλεση τους απαιτούν απότομες αλλαγές της κατεύθυνσης του σώματος. Τέτοιες καταστάσεις στον αθλητισμό είναι τα άλματα, η γρήγορη επιτάχυνση και επιβράδυνση, καθώς και απότομες και απρόβλεπτες προσκρούσεις με συμπαίκτες και αντιπάλους. Για την κατανόηση των κίνδυνων, είναι απαραίτητη η γνώση των μηχανισμών που συχνά οδηγούν σε κάκωση του συνδέσμου.

Ο κλασικός μηχανισμός κάκωσης στο ποδόσφαιρο, έχει ως αποτέλεσμα την εμφάνιση συνδυασμένων κακώσεων στην άρθρωση που είναι γνωστές ως ``άτυχη τριάς`` (ρήξη ΠΧΣ και έσω πλάγιου συνδέσμου σε συνδυασμό με ρήξη έσω μηνίσκου). Η κάκωση αυτή προκαλείται από την εξωστροφή της κνήμης, με ταυτόχρονη άσκηση τάσης βλαισότητας και συνήθως παρατηρείται κατά τη χρονική στιγμή που ο παίκτης ενώ στηρίζεται στο ένα πόδι, δέχεται από τα πλάγια πλήξη από συμπαίκτη του. Καθώς εφαρμόζεται η πίεση στην άρθρωση, οι μύες και τα θυλακοσυνδεσμικά στοιχεία της έσω επιφάνειας της άρθρωσης, υποχωρούν με αποτέλεσμα αρχικά τη ρήξη του έσω πλάγιου συνδέσμου και δευτερογενώς του ΠΧΣ (Kennedy, 1971).

Οι απότομες αλλαγές της κατεύθυνσης σε συνδυασμό με επιτάχυνση ή επιβράδυνση της ταχύτητας του σώματος, οδηγούν συχνά σε κάκωση του πρόσθιου χιαστού ακόμα και όταν δεν υπάρχει επαφή. Στις περισσότερες περιπτώσεις, η σταθεροποίηση του ποδιού στο έδαφος ή στο πάτωμα αποτελεί προϋπόθεση του μηχανισμού κάκωσης του συνδέσμου. Η «παγίδευση» του ποδιού στο έδαφος συνήθως είναι ο κυριότερος παράγοντας κινδύνου. Εάν το πόδι, καταφέρει να «ελευθερωθεί» από το έδαφος την κατάλληλη στιγμή, τότε η κάκωση αποτρέπεται (Johnson, 1988).

Πολλοί ερευνητές υποστηρίζουν ότι οι κακώσεις είναι αποτέλεσμα προσκρούσεων ή πτώσεων όπως π.χ. στο σκι.

Στην πραγματικότητα όμως, πολλές κακώσεις συμβαίνουν στην άρθρωση πριν τη πτώση. Η περιγραφή του μηχανισμού της κάκωσης πολλές φορές είναι δύσκολη, λόγω της μεγάλης ταχύτητας και της πολυπλοκότητας της πτώσης. Στην ταξινόμηση των μηχανισμών κάκωσης στο συγκεκριμένο άθλημα, έχει βοηθήσει σημαντικά η μαγνητοσκόπηση των περιστατικών και η ανάλυση τους, σε μικρότερη ταχύτητα.

Οι μηχανισμοί κάκωσης ταξινομούνται σε τέσσερις κατηγορίες.

Η πρώτη αναφέρεται στην περίπτωση μεγάλης έντασης ροπής στο γόνατο, ενώ ταυτόχρονα η κνήμη έρχεται σε έξω στροφή ως προς το μηρό. Εάν κατά τη στιγμή του συμβάντος το πόδι δεν ελευθερωθεί, προκύπτει κάκωση των έσω θυλακοσυνδεσμικών στοιχείων και του ΠΧΣ (Steadman, 1988).

Η δεύτερη κατηγορία εμπλέκει υπερέκταση της άρθρωσης ή συνδυασμένη υπερέκταση και έσω στροφή της κνήμης.

Στην τρίτη κατηγορία ανήκουν οι κακώσεις του προσθίου χιαστού που προκαλούνται από το «μηχανισμό της μπότας» ειδικά στο σκι. Οι κακώσεις αυτές συμβαίνουν όταν ο σκιέρ προσγειώνεται στο πίσω τμήμα των χιονοπέδων, χάνει ελαφρά την ισορροπία του και κλείνει το σώμα του προς τα πίσω, ενώ το γόνατο παραμένει σε υπερέκταση. Στην περίπτωση αυτή ασκείται έντονη ροπή στη κνήμη με αποτέλεσμα την πρόσθια μετατόπιση της, σε σχέση με το μηρό (πρόσθιο συρτάρι). Η κατάσταση αυτή, επιδεινώνεται από την έντονη συστολή του τετρακεφάλου μυός, που επιτείνει την πρόσθια μετατόπιση της κνήμης, καθώς το γόνατο έρχεται σε υπερέκταση (Steadman, 1988).

Τέλος, στην τετάρτη κατηγορία ανήκουν οι κακώσεις που προκαλούνται από στροφικές κινήσεις της κνήμης, στην προσπάθεια να διατηρηθεί η ισορροπία και η θέση υπερβολικής κάμψης του γονατος, με αποτέλεσμα την κάκωση του ΠΧΣ.

ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΑ ΣΤΗ ΣΥΝΔΕΣΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΤΩΝ ΧΙΑΣΤΩΝ

Ιδιομοσχεύματα

Ο πρόσθιος χιαστός, είναι ο σύνδεσμος του γονατος που υπόκειται πιο συχνά από κάθε άλλο σε χειρουργική ανακατασκευή (Miller, 1995). Έχει υπολογισθεί ότι στις ΗΠΑ κάθε χρόνο πραγματοποιούνται περισσότερες από

100.000 επεμβάσεις. Η μη χειρουργική αντιμετώπιση της ρήξης του ΠΧΣ είναι δυνατόν να οδηγήσει σε αστάθεια της άρθρωσης, κακώσεις στους μηνίσκους και στους αρθρικούς χόνδρους και ενδεχομένως επιταχύνει την εξέλιξη εμφάνισης οστεοαρθρίτιδας στα ενεργά άτομα (Corry, 1999; Delay, 2001; Bach, 2001).

Απο τη στιγμή που θα τεθεί η διάγνωση της ρήξης του συνδέσμου, απόλυτη ένδειξη για συνδεσμοπλαστική αποτελούν: (Bartolozzi, 1993; Bach, 2001).

- οι αθλητές υψηλών επιδόσεων.

- τα υγιή και νεαρής ηλικίας άτομα

- άτομα που εμπλέκονται σε αθλητικές δραστηριότητες στις οποίες απαιτούνται αλλαγές κατεύθυνσης και άλματα

- άτομα που ασχολούνται με αθλητισμό αναψυχής περισσότερο από 5 ώρες την εβδομάδα.

- άτομα που εμφανίζουν κρίσεις αστάθειας περισσότερες φορές ανά έτος.

- ασθενείς που η αξιολόγηση με το αρθρόμετρο δίνει πρόσθια μετατόπιση της κνημης μεγαλύτερη από 5 χιλιοστά σε σύγκριση με το ετερόπλευρο άκρο

- ασθενείς στους οποίους έχει αποτύχει η συντηρητική αντιμετώπιση.

Στις σχετικές ενδείξεις για συνδεσμοπλαστική περιλαμβάνονται (Bartolozzi, 1993).

- άτομα που διάγουν καθιστικό τρόπο ζωής.

- άτομα παχύσαρκα

- η παρουσία εκφυλιστικής αρθροπάθειας.

- η συνύπαρξη ρήξης μηνίσκου.

- η αποτυχία προσαρμογής του ασθενή στο προεγχειρητικό πρόγραμμα.

Οι χειρουργοί χρησιμοποιούν πολλές τεχνικές για τη χειρουργική ανακατασκευή του συνδέσμου. Εξαιρετική σημασία έχει η πηγή του μοσχευματος που πρόκειται να αντικαταστήσει τον σύνδεσμο. Το μόσχευμα που θα χρησιμοποιηθεί, μπορεί να προέρχεται από τον ίδιο τον ασθενή (ιδιομόσχευμα), ή από άλλο δότη (αλλομόσχευμα) ή να είναι συνθετικό-προσθετικό. Τα σημεία από τα οποία αφαιρούνται τα ιδιομοσχεύματα είναι το

μέσο τρίτο του τένοντα της επιγονατίδας, ο τένοντας του τετρακεφαλου μυός, ο τένοντας του ημιτενοντώδους μυός, ο τένοντας του ισχνού μυός, η λαγονοκνημιαία ταινία, ο τείνων της πλατειά περιτονία και ο Αχιλλεύς τένοντας.

Παρόλο που υπάρχει σημαντική βιβλιογραφία, σχετικά με τη θέση αφαίρεσης του μοσχεύματος, δεν υπάρχει ομοφωνία σχετικά με το ποια από τις πηγές αυτές, προσφέρει μόσχευμα καλύτερης ποιότητας.

Οι πιο συχνές επιλογές για την αντικατάσταση του ΠΧΣ, είναι ο επιγονατιδικός τένοντας και η διπλή δέσμη από τους τένοντες των ισχιοκνημιαίων μυών (Anderson, 2001; Shaieb, 2002).

Άλλος σημαντικός παράγοντας είναι η επιλεγόμενη χειρουργική τεχνική. Πολλοί χειρουργοί επιλέγουν την αρθροσκοπική τεχνική ενώ άλλοι επιλέγουν την αρθροτομή. Άσχετα με την τεχνική που επιλέγεται στόχος της συνδεσμοπλαστικής του ΠΧΣ είναι:

- ο περιορισμός του φαινομένου της πρόσθιας μετατόπισης της κνήμης.
- η πλήρης αποκατάσταση της κινηματικής της άρθρωσης του γόνατος.
- η ανάκτηση ανώδυνης κίνησης στο μέτρο του δυνατού.
- η καλύτερη δυνατή λειτουργία της άρθρωσης.

Πολλοί είναι οι παράγοντες, που συνυπολογίζονται στην επιλογή του καταλληλότερου μοσχεύματος. Το μόσχευμα θα πρέπει να προσεγγίζει όσο το δυνατόν περισσότερο τη δύναμη και τη σκληρότητα του ΠΧΣ. Παράλληλα, η καθήλωση του μοσχεύματος θα πρέπει να είναι σταθερή και τα σημεία πρόσφυσης του μοσχεύματος τα πλέον σωστά εντοπισμένα. Το μόσχευμα, τέλος, θα πρέπει να αφαιρείται από τη περιοχή του, προκαλώντας την ελάχιστη δυνατή κάκωση ή αδυναμία των ιστών του ασθενή. Στην πραγματικότητα δεν υπάρχει καμία πηγή λήψης μοσχεύματος που να καλύπτει όλα τα ανώτερα κριτήρια (Mologne, 2000).

Όπως έχει αναφερθεί η εφελκυστική δύναμη που είναι σε θέση να δεχθεί ο ΠΧΣ κυμαίνεται από 1725-2195N. Η σκληρότητα επίσης του συνδεσμού αναφέρεται ότι κυμαίνεται από 242-306 N (Barrett, 1991). Κατά τη διάρκεια των καθημερινών δραστηριοτήτων οι δυνάμεις που ασκούνται στον ΠΧΣ προσεγγίζουν τα 823N για ένα άτομο με σωματικό βάρος 70kg όταν κατηφορίζει κεκλιμένο επίπεδο. Οι δυνάμεις που ασκούνται όμως κατά τη διάρκεια αθλητικών δραστηριοτήτων μπορεί να είναι πολύ υψηλότερες. Επιπλέον, τα φορτία που ασκούνται στο μόσχευμα μετεγχειρητικά,

ενδεχομένως να ξεπερνούν τα αντίστοιχα που ασκούνται στο φυσιολογικό μόσχευμα λόγω του ελαττωμένου μυϊκού έλεγχου ή ακόμα και των παρεκκλίσεων στη τοποθέτηση του μοσχεύματος.

Η επιλογή του, εξαρτάται απο τη δυνατότητα του να αντέξει τα υψηλά επίπεδα τάσης. Πολλοί ερευνητές, αναφέρουν ότι το μόσχευμα που προέρχεται απο τον τένοντα της επιγονατίδας είναι κατα 138-170% ισχυρότερο και κατα 125%σκληροτερο απο τον αρχικό σύνδεσμο (Mologne, 2000).

Ο συνδυασμός μοσχευμάτων απο τον ημιτενοντώδη και ισχνό, αναφέρεται ότι είναι 200% ισχυρότερος και 300% σκληρότερος απο τον αρχικό σύνδεσμο (Mologne, 2000).

Η μεγάλη αρχική εφελκυστική δύναμη, η σκληρότητα και η τεχνική καθήλωσης απο οστό σε οστό καθιστούν το τένοντα της επιγονατίδας λύση επιλογής για την πλαστική του ΠΧΣ. Αντίθετα, το μόσχευμα μονής δέσμης απο τον τένοντα των ισχιοκνημιαίων μυών έχει βρεθεί ότι είναι κατώτερο σε σχέση με τη δύναμη και τη σκληρότητα απο το φυσιολογικό ΠΧΣ. Έτσι, η τετραπλή δέσμη μοσχεύματος απο τον τένοντα των ισχιοκνημιαίων μυών (διπλή δέσμη ισχνού και διπλή δέσμη ημιτενοντωδους) είναι ισχυρότερη και σκληρότερη και χρησιμοποιείται ως εναλλακτική λύση. Όμως, πρέπει να δίδετε προσοχή διότι εάν το μόσχευμα είναι πολύ σκληρό, ενδεχομένως να υπάρξει πρόβλημα με την επίτευξη της πλήρους τροχιάς κίνησης της άρθρωσης και την ανάπτυξη επιγονατιδομηριαίου πόνου (Shaieb, 2002).

Λειτουργικά αποτελέσματα

Η δύναμη και η σκληρότητα του μοσχευματος αποτελούν σημαντικούς παράγοντες, όμως στην πράξη η λειτουργία της άρθρωσης είναι αυτή που καθορίζει την επιτυχία ή την αποτυχία της χειρουργικής επέμβασης (Miller, 1995).

Για τα μοσχεύματα επιγονατιδικού τένοντα έχουν πραγματοποιηθεί πολυάριθμες έρευνες (Barrett, 2002; Bartlett, 2001; Eriksson, 2001; Feller,2001). Ανάμεσα στις παραμέτρους που έχουν εξετασθεί είναι α. η περίμετρος του μηρού, β. η τροχιά κίνησης της άρθρωσης, γ. η σταθερότητα της άρθρωσης, δ. ο πόνος και τα κατακόρυφα άλματα. Προηγούμενες έρευνες

αναφέρουν ότι υπάρχει θετική συσχέτιση ανάμεσα στη δύναμη των εκτεινόντων μυών της άρθρωσης και τα λειτουργικά αποτελέσματα (Miller, 1995). Αν και έχει αναφερθεί ότι η χρήση του τένοντα της επιγονατίδας προκαλεί μεγαλύτερη ατροφία του τετρακεφαλου μυός δεν παρατηρήθηκαν διάφορες στην περίμετρο του μηρού σε καμία έρευνα (Eriksson, 2001; Feller, 2001). Σχετικά με το έλλειμμα της τροχιάς κίνησης της άρθρωσης στην έκταση, μόνο δύο από τις σχετικές έρευνες βρίσκουν ότι υπάρχει σημαντικό έλλειμμα στην έκταση, όταν επιλέγεται το μόσχευμα από τον τένοντα της επιγονατίδας (Shaieb, 2002).

Η έλλειψη πλήρους έκτασης στο γόνατο είναι σε θέση να επηρεάσει τη σταθερότητα της άρθρωσης, κατά την εκτέλεση λειτουργικών δραστηριοτήτων. Ακόμα και μικρό έλλειμμα έκτασης του γόνατος, έχει σαν αποτέλεσμα την παραγωγή ροπών κάμψης κατά τη διάρκεια της φόρτισης, με αποτέλεσμα ο τετρακέφαλος μυς να βρίσκεται σε αυξημένη ενεργοποίηση ακόμα και όταν η γραμμή της βαρύτητας πέφτει μπροστά από τη γραμμή της άρθρωσης.

Ο τετρακέφαλος μυς συμβαλλει στην πρόσθια μετατόπιση της κνημης σε σχέση με το μηρό και αυξάνει την τάση στον ΠΧΣ. Η ισοκινητική αξιολόγηση της δύναμης του τετρακεφάλου και των ισχιοκνημιαίων έχει εστιασθεί κυρίως στη σύγκεντρη δράση, ενώ υπάρχει έλλειψη στοιχείων σχετικά με την έκκεντρη. Οι ασθενείς με μοσχεύματα από τον επιγονατιδικό τένοντα εμφανίζουν έλλειμμα δύναμης στον τετρακέφαλο μυ που κυμαίνεται από 15-41% συγκριτικά με το άλλο άκρο (Harner, 1995; Miller, 2000). Το έλλειμμα της δύναμης του τετρακεφάλου, φαίνεται να είναι μεγαλύτερο όσο η γωνιακή ταχύτητα αξιολόγησης είναι μικρή. Αντίθετα, το έλλειμμα δύναμης των ισχιοκνημιαίων μυών κυμαίνεται από 2-10%. Αναφορικά με την αρθρική σταθερότητα δύο από τις σχετικές εργασίες αναφέρουν καλύτερη σταθεροποίηση της άρθρωσης όταν χρησιμοποιείται μόσχευμα από τον επιγονατιδικό τένοντα (Anderson, 2001; Witvrouw, 2001).

Σε μια έρευνα των Avery et. al. (2002), που πραγματοποιήθηκε με τη βοήθεια μαγνητικής τομογραφίας, βρέθηκε ότι στους 3-4 μήνες μετά την αφαίρεση του μοσχεύματος, ο τένοντας της επιγονατίδας υπόκειται σε αναγέννηση. Στην πράξη, παρατηρείται έντονη αύξηση και στη συνέχεια ανακατασκευή ώστε να φτάσει τα φυσιολογικά πλαίσια περί τον 12-18

μετεγχειρητικό μήνα. Οι Yens et al (2001) αναφέρουν ότι οι ασθενείς που έχουν υποστεί ανακατασκευή του ΠΧΣ με μόσχευμα απο τον τένοντα της επιγονατίδας έχουν κατα 18% μεγαλύτερη πιθανότητα να επιστρέψουν στα επίπεδα των δραστηριοτήτων τους πριν την κακωση, συγκριτικά με τους ασθενείς που έχει χρησιμοποιηθεί μόσχευμα απο τους ισχιοκνημιαίους.

Παρόλο που η λήψη μοσχεύματος μόνο απο τον ισχνό ή μόνο από τον ημιτενοντώδη δεν είναι σπάνια, συχνότερα χρησιμοποιείται η σύζευξη των δυο προηγούμενων μοσχευμάτων. Για την αξιολόγηση της κλινικής αποτελεσματικότητας των τεχνικών αυτών έχουν χρησιμοποιηθεί μετρήσεις της περιμέτρου του μηρού, της τροχιάς κίνησης της άρθρωσης, της ισοκινητικής δύναμης, της σταθερότητας του γονατος, του πόνου και των κάθετων αλμάτων.

Σχετικά με τις μετρήσεις της περιμέτρου δεν προκύπτουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Ωστόσο, διαφορές έχουν βρεθεί στην αξιολόγηση της ισοκινητικής δύναμης. Έχει καταγράψει έλλειμμα στη δύναμη τόσο στον τετρακέφαλο όσο και στους ισχιοκνημιαίους μύες, ιδιαίτερα όμως στους ισχιοκνημιαίους που το έλλειμμα τους φαίνεται να φτάνει στο 18%. Το έλλειμμα στη δύναμη των ισχιοκνημιαίων φαίνεται να οφείλεται στην αφαίρεση του μοσχεύματος απο τους εν λόγω μύες. Το έλλειμμα φαίνεται να είναι μεγαλύτερο όταν η σύγκριση των τιμών γίνεται με βάση το άλλο ακρο.

Σχετικά με τη σταθερότητα της άρθρωσης, αναφέρεται ότι τα μοσχεύματα των οπίσθιων μηριαίων μυών, εμφανίζουν μεγαλύτερη χαλαρότητα σε σύγκριση με αυτά του επιγονατιδικού (Barett, 2001). Σε όλες τις έρευνες για τη μέτρηση της χαλαρότητας του μοσχεύματος, χρησιμοποιήθηκε το αρθρόμετρο KT-1000 (μηχανικό σύστημα μέτρησης της πρόσθιας μετατόπισης της κνημης) (Fremerey, 2000).

Όταν γίνεται σύγκριση ανάμεσα σε διαφορετικούς τύπους μοσχευμάτων, σε σχέση με τα κλινικά αποτελέσματα, παράμετροι που έχουν σημασία είναι το σημείο απο όπου έχει ληφθεί το μόσχευμα, η σταθερότητα της άρθρωσης, η ισοκινητική δύναμη των εκτεινόντων και καμπτηρών μυών και η εμφάνιση πρόσθιου πόνου στην άρθρωση.

Λόγω των ελλειμμάτων της δύναμης και της εμφάνισης προσθίου πόνου στο γόνατο οι Barett et. al. (2002) προτείνουν η επιλογή του μοσχευματος να γίνεται ανάλογα με τις δραστηριότητες του ασθενή. Αν ο

ασθενής ασχολείται με αθλήματα όπως η γυμναστική και η πάλη, αθλήματα που απαιτούν σημαντική δύναμη των ισchioκνημιαίων μυών, όπως και επίσης αθλήματα όπως το ποδόσφαιρο και οι ταχύτητες δρόμου που εμφανίζουν αυξημένη συχνότητα κακώσεων των ισchioκνημιαίων, η λύση επιλογής είναι το μόσχευμα του τένοντα της επιγονατίδας. Αντίθετα σε λιγότερη έντονες δραστηριότητες, μόσχευμα επιλογής είναι η λήψη από τον τένοντα των ισchioκνημιαίων.

Τα αλλομοσχεύματα στη συνδεσμοπλαστική

Τα αλλομοσχεύματα (ως αλλομοσχευμα ορίζεται το μόσχευμα που λαμβάνεται από άλλο δοτή, συνήθως είναι πτωματικό) άρχισαν να χρησιμοποιούνται τη δεκαετία του 80 στην πλαστική του ΠΧΣ, στην προσπάθεια αντιμετώπισης των χειρουργικών και μετεγχειρητικών προβλημάτων που προέκυπταν από τη λήψη ιδιομοσχευμάτων. Ως εναλλακτική λύση στα ιδιομοσχεύματα, τα αλλομοσχεύματα προσφέρουν αρκετά πλεονεκτήματα .

Επιτρέπουν στον χειρουργό να προστατεύσει τους ιστούς του ασθενή, περιορίζοντας τη χειρουργική νοσηρότητα που συνοδεύει τη λέπτυνση των μοσχευμάτων. Στα πλεονεκτήματα της χρήσης των αλλομοσχευμάτων περιλαμβάνονται:

- 1) η ελάττωση της χρονικής διάρκειας της χειρουργικής επέμβασης,
- 2) η καλαισθησία,
- 3) ο ελαττωμένος μετεγχειρητικός πόνος και
- 4) η ελάττωση των μετεγχειρητικών επιπλοκών.

Για τους λόγους αυτούς τα αλλομοσχεύματα βρήκαν την καλύτερη αποδοχή τους, σε επεμβάσεις αναθεώρησης της συνδεσμοπλαστικής που είχαν χρησιμοποιηθεί ιδιομοσχεύματα.

Εκτός όμως από τα πλεονεκτήματά τους, υπάρχουν αρκετοί λόγοι που περιορίζουν τη χρήση τους. Στους λόγους αυτούς περιλαμβάνονται

- 1) η μετάδοση μικροβίων,
- 2) η καθυστερημένη επούλωση ,
- 3) η εμφάνιση ανοσολογικών αντιδράσεων και

4) ο περιορισμός της διαθεσιμότητας ορισμένων αλλομοσχευμάτων. Επιπλέον στα μειονεκτήματα προστέθηκε πρόσφατα και η ανάπτυξη ανθεκτικών μολύνσεων μετά τη τοποθέτησή τους στο σώμα.

Ενδείξεις

Το μόσχευμα μπορεί να αφαιρεθεί και από το συμμετρικό άκρο με λέπτυνση του τένοντα, αλλά τις περισσότερες φορές, αν είναι ενημερωμένος ο ασθενής, προτιμά να μην υποστεί και δεύτερη επέμβαση στο υγιές άκρο. Οι διαφορετικές διαστάσεις των αλλομοσχευμάτων επιτρέπουν στον χειρουργό να προχωρήσει στη διεύρυνση της οστέινης σήραγγας με απλές διαδικασίες. Σήμερα, στις περισσότερες περιπτώσεις που απαιτείται χειρουργική αποκατάσταση του ΠΧΣ σε άρθρωση που εμφανίζει όμως εκφυλιστικές αλλοιώσεις με έντονη δυσκαμψία χρησιμοποιούνται αλλομοσχεύματα, αφού κύριος στόχος είναι η πρώιμη κινητοποίηση της άρθρωσης (Shelbourne, 1993). Επιπλέον αν ο ασθενής προχωρήσει σε ολική αρθροπλαστική, δεν παραβλάπτεται ο εκτατικός μηχανισμός.

Τα αλλομοσχεύματα χρησιμοποιούνται επίσης στη χειρουργική αποκατάσταση κακώσεων περισσότερων του ενός συνδέσμων (εξάρθρωση γονατος), όπου απαιτούνται πολλά μόσχευματα. Στις ενδείξεις της χρήσης τους περιλαμβάνονται οι ασθενείς με προβλήματα στην επιγονατιδομηριαία άρθρωση και η συνδεσμοπλαστική του οπίσθιου χιαστού με μόσχευμα διπλής δέσμης.

Επιπλοκές

A. Μετάδοση λοιμώξεων.

Ένα σημαντικό θέμα που προκύπτει από τη χρήση αλλομοσχευμάτων, είναι η μετάδοση των λοιμώξεων. Το 1989 υπολογίστηκε ότι η επίπτωση της μετάδοσης της λοίμωξης για τα αλλομοσχεύματα που δεν είχαν υποστεί επεξεργασία ήταν περίπου 1 προς 1.600.000. Από τότε μέχρι και σήμερα, η συχνότητα εμφάνισης της νόσου έχει αυξηθεί σημαντικά και επομένως δυνητικά και ο αριθμός των μολυσμένων δωτών έχει αυξηθεί.

B. Βιολογική ενσωμάτωση.

Το μόσχευμα που χρησιμοποιείται στην αντικατάσταση δεν μπορεί ποτέ να είναι πανομοιότυπο του φυσικού αλλά χρησιμοποιείται ως βάση,

(ικρίωμα) πάνω στην οποία γίνεται η μετανάστευση κύτταρων και παράγεται κατασκευή που προσομοιάζει το σύνδεσμο. Μετά την εμφύτευση στο σώμα, τόσο τα αλλομοσχεύματα όσο και τα ιδιομοσχεύματα, υπόκεινται στην ίδια διαδικασία ενσωμάτωσης που συνίσταται σε τέσσερα στάδια:

1)της νέκρωσης, 2)της κυτταρικής μετανάστευσης, 3)της επαναγγείωσης και 4) της επαναδιάταξης του κολλαγόνου (Jackson, 1987; Shino, 1988).

Μετά την εμφύτευση, τα κύτταρα του δοτή εξαφανίζονται ταχύτατα, μέσα σε τέσσερις εβδομάδες περίπου. Η κυτταρική μετανάστευση στο αλλομόσχευμα αρχίζει από τα υμενώδη κύτταρα την 4-6 μετεγχειρητική εβδομάδα. Η μετανάστευση των κύτταρων στο μόσχευμα αρχίζει από το περιφερικό και συνεχίζει στο κεντρικό τμήμα του. Η αγγείωση του μοσχεύματος αρχίζει από το υποεπιγονατιδικό λιπώδες σώμα και τον υμενώδη ιστό, ολοκληρώνεται δε περί τον 6 μήνα. Παρόλα αυτά σε σχετικές μελέτες (Malinin, 2002) έχει διαπιστωθεί ότι στο κεντρικό τμήμα του μοσχεύματος, η μετανάστευση των κύτταρων παραμένει ελλιπής περί τα 2 χρόνια μετά την εμφύτευση. Έρευνες σε ανθρώπους (Martinez, 1996) έχουν δείξει ότι το μόσχευμα δεν ωριμάζει νωρίτερα από τους 18 μήνες μετά την εμφύτευση, ενώ η ωρίμανση ολοκληρώνεται σε 2-3.5 έτη. Σύμφωνα με τις εργασίες αυτές, το κρίσιμο ερώτημα δεν είναι αν ο ρυθμός ενσωμάτωσης των μοσχευμάτων διαφέρει, αλλά το πότε είναι σε θέση να αναπτύξουν την πλήρη τους δύναμη και τις μηχανικές τους ιδιότητες.

Γ. Ανοσολογική απάντηση.

Τα αντιγόνα που υπάρχουν στα μοσχεύματα είναι δυνατόν να προκαλέσουν ισχυρή ανοσολογική απάντηση του οργανισμού. Αρχικά, υπήρχε η πεποίθηση ότι τα αλλομοσχεύματα, που είχαν υποστεί επεξεργασία του τύπου deep-freeze και freeze-dried περιορίζουν σημαντικά τις ανοσολογικές αντιδράσεις του οργανισμού. Αν και ο ακριβής μηχανισμός της ανοσολογικής απάντησης δεν είναι γνωστός, πιστεύεται ότι οφείλεται σε διάφορες στη βιολογική ενσωμάτωση και ανακατασκευή του μοσχεύματος και δεν έχει ιδιαίτερη κλινική αξία (Thompson, 1994.).

Δ. Μόλυνση.

Αν και είναι ασυνήθης η πιθανότητα βακτηριακής λοίμωξης του μοσχεύματος, αυτή πρέπει να λαμβάνεται υπόψη. Παρά το γεγονός ότι οι

μέθοδοι αντισηψίας και αποστείρωσης των μοσχευμάτων είναι πλέον εξελιγμένες, η πιθανότητα μόλυνσης αν και πολύ μικρή, υπάρχει. Οι παράγοντες που παίζουν ρόλο στη μόλυνση είναι ο χρόνος μεταξύ θανάτου του δότη και λήψης του μοσχεύματος, η καθυστέρηση στην κατάψυξη του μοσχεύματος αμέσως μετά τη λήψη και η αιτία θανάτου του δότη (κοιλιακά τραύματα).

Τα συνθετικά μοσχεύματα στη συνδεσμοπλαστική

Στο τέλος της δεκαετίας του 70 και αρχές του 80 έγιναν οι πρώτες προσπάθειες για την εύρεση υποκατάστατων του ΠΧΣ με στόχο την αυξημένη αντοχή του μοσχεύματος και την καλύτερη σταθεροποίηση, που θα εξασφάλιζαν την άμεση μετεγχειρητική κινητοποίηση της άρθρωσης και την ταχύτερη επιστροφή στις αθλητικές δραστηριότητες. Πρόσφατες αναδρομικές μελέτες όμως, σε δείγμα 855 περιπτώσεων συνδεσμοπλαστικής με συνθετικά μοσχεύματα, διαπιστώνουν ότι αυτά καταστρέφονται με το πέρασμα του χρόνου σε ποσοστό 40-78%. Ως αιτίες αστοχίας των μοσχευμάτων αναφέρεται η αντίδραση των ιστών και οι μηχανικοί περιορισμοί των μοσχευμάτων. Η πρώτη γενιά των προθέσεων του ΠΧΣ κατασκευάστηκαν από ουσίες όπως το πολυτετραφλουροαιθινελιο και το πολυπροπυλενιο (Weitzel, 2002). Τα συνθετικά μοσχεύματα διακρίνονται σε τρεις βασικές κατηγορίες,

- 1) τις αληθείς προθέσεις (δεν βασίζονται στην ανάπτυξη κολλαγόνου ιστού),
- 2) τα ικρίωματα (χρησιμοποιούν ως ικρίωμα για την ανάπτυξη κολλαγόνου ιστού) και
- 3) τα συστήματα επικάλυψης (χρησιμοποιούν ως ικρίωμα για την ανάπτυξη κολλαγόνου ιστού).



Εικόνα 7. Συνθετικό μόσχευμα

ΝΕΥΡΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ

Γενικά

Το νευρικό σύστημα διαιρείται σε δύο συστατικά στοιχεία, το κεντρικό νευρικό σύστημα (ΚΝΣ) και το περιφερικό νευρικό σύστημα (ΠΝΣ). Το κεντρικό νευρικό σύστημα αποτελείται από τον εγκέφαλο και το νωτιαίο μυελό. Ο νευρικός ιστός αποτελεί το κύριο συστατικό των οργάνων του νευρικού συστήματος και περιλαμβάνει τους νευρώνες και τη νευρογλοία. Η νευρογλοία δε συμμετέχει στη νευρική λειτουργία, αλλά χρησιμεύει για τη στήριξη, την απομόνωση και τη θρέψη των νευρώνων. Ο νευρώνας αποτελείται από το νευρικό κύτταρο, τους δενδρίτες και από το νευρίτη με τα έλυτρα του. Ο συνολικός αριθμός νευρώνων που απαρτίζουν το ΚΝΣ υπολογίζεται σε 10^{10} κύτταρα. Ανάλογα με την κατεύθυνση που άγουν τις διεγέρσεις, διακρίνονται:

- α. σε αισθητικούς (υποδεκτικούς, προσαγωγούς, κεντρομόλους)
- β. σε κινητικούς (απαγωγούς, φυγόκεντρους)
- γ. σε συνδετικούς νευρώνες.

Οι περισσότεροι νευρώνες δεν είναι ούτε αισθητικοί, ούτε κινητικοί, αλλά διάμεσοι, οι οποίοι συνδέουν τους προσαγωγούς με τους απαγωγούς κινητικούς νευρώνες. Ομάδες από νευρωνικά κύτταρα μέσα στο ΚΝΣ που περιβάλλονται από νευράξονες ονομάζονται πυρήνες ενώ ομάδες τέτοιων κυττάρων στο ΠΝΣ ονομάζονται γάγγλια (Guyton & Hall, 1998)

Το περιφερικό νευρικό σύστημα θεωρητικά, περιλαμβάνει όλα τα στοιχεία που βρίσκονται έξω από τον εγκέφαλο και το νωτιαίο μυελό. Περιλαμβάνει τα περιφερικά νεύρα και τα νευρωνικά κύτταρα που

εντοπίζονται στα γάγγλια της ραχιαίας οδού και στα γάγγλια του αυτόνομου νευρικού συστήματος. Τα νεύρα που εκπορεύονται από το κρανίο είναι προεκτάσεις του εγκεφάλου, ενώ τα νωτιαία αποτελούν προεκτάσεις του νωτιαίου μυελού. Τα πρώτα είναι 12 στον αριθμό ενώ τα δεύτερα που είναι μικτά και σχηματίζονται από τη συνένωση των ραχιαίων (αισθητικών) και των κοιλιακών (κινητικών) οδών αριθμούν 31 ζεύγη εκ των οποίων, 8 είναι αυχενικά, 12 θωρακικά, 5 οσφυϊκά, 5 ιερά και 1 κοκκυγικό (Guyton & Hall, 1998)

Υποδιαιρέσεις του ΚΝΣ

Το ΚΝΣ περιλαμβάνει τα εξής τμήματα:

Τα εγκεφαλικά ημισφαίρια

Αποτελούνται από τον εγκεφαλικό φλοιό και από ορισμένες εν τω βάθει κατασκευές, τα βασικά γάγγλια, στα οποία υπάγονται ο κερκοφόρος πυρήνας, το κέλυφος, η ωχρή σφαίρα, ο αμυγδαλοειδής πυρήνας, η καλύπτρα και ο υπόκαμπος. Η λειτουργία των βασικών γαγγλίων, σαν σύνολο, επιφέρει αναστολή του μυϊκού τόνου. Ωστόσο, ο ρόλος τους δεν είναι μόνο ανασταλτικός αλλά και διεγερτικός, δεδομένου ότι έχει παρατηρηθεί έκλυση θετικών μυϊκών συστολών και περίπλοκων κινήσεων μέσω διέγερσης συγκεκριμένων περιοχών μέσα σε αυτά. Ο αμυγδαλοειδής πυρήνας συντονίζει τις αυτόνομες και ενδοκρινικές αποκρίσεις σε συνδυασμό με συγκινησιακές καταστάσεις, ενώ ο υπόκαμπος συμμετέχει στις λειτουργίες αποταμίευσης της μνήμης. Στα εγκεφαλικά ημισφαίρια επικάθονται οι έλικες του φλοιού του εγκεφάλου που διαιρούνται σε τέσσερις λοβούς: το μετωπιαίο, το βρεγματικό, το κροταφικό και τον ινιακό (Guyton & Hall, 1998).

Ο διεγκέφαλος

Βρίσκεται πάνω από το μεσεγκέφαλο και περιλαμβάνει τους δύο θαλάμους, τον υποθάλαμο, την υποθαλάμιο περιοχή, τον μεταθάλαμο, τον επιθάλαμο και την τρίτη κοιλία. Ο θάλαμος αποτελεί τον κύριο σταθμό των προσαγωγών αισθητικών οδών προς τον εγκεφαλικό φλοιό. Ο υποθάλαμος είναι ο κύριος ρυθμιστής των αυτόνομων ενδοκρινικών και σπλαχνικών λειτουργιών.

Ο μεσεγκέφαλος

Βρίσκεται στο ανώτερο μέρος του στελέχους, πάνω από τη γέφυρα και αποτελείται από το τετράδυμο σκέλος (ραχιαία) και το εγκεφαλικό σκέλος (κοιλιακά). Ελέγχει πολλές αισθητικές και κινητικές λειτουργίες όπως είναι οι κινήσεις των ματιών και ο συντονισμός των οπτικών και ακουστικών αντανακλαστικών.

Η παρεγκεφαλίδα

Αποτελείται από δύο ημισφαίρια και από το μεταξύ τους σκώληκα. Ρυθμίζει την εκμάθηση της κινητικής επιδεξιότητας. Είναι ο κύριος ρυθμιστής της μυϊκής συνέργιας για την επιτέλεση εκούσιων κινήσεων και για τη διατήρηση της ισορροπίας του σώματος.

Η γέφυρα

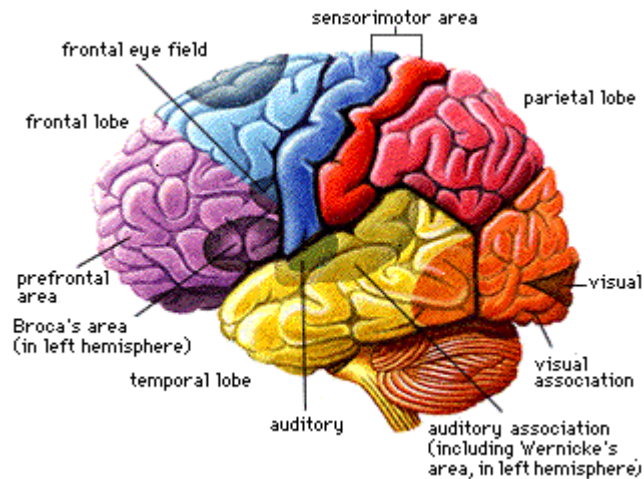
Η γέφυρα βρίσκεται πάνω από τον προμήκη μυελό και μεταφέρει πληροφορίες για κίνηση από τα εγκεφαλικά ημισφαίρια στην παρεγκεφαλίδα. Η τελευταία βρίσκεται πίσω από τη γέφυρα και συνδέεται με το στέλεχος του εγκεφάλου με τα τρία σκέλη της.

Ο προμήκης μυελός

Βρίσκεται ακριβώς πάνω από το νωτιαίο μυελό και περιλαμβάνει κέντρα που είναι υπεύθυνα για τις ζωτικές αυτόνομες λειτουργίες, όπως η αναπνοή, ο έλεγχος της καρδιακής συχνότητας.

Ο νωτιαίος μυελός

Ο νωτιαίος μυελός με 8 αυχενικά, 12 θωρακικά, 5 οσφυϊκά και 5 ιερά μυελοτόμια, αποτελεί το ουραίο τμήμα του ΚΝΣ. Βλάβη του προκαλεί κινητικές, αισθητικές και ορθοκυστικές διαταραχές. Συνεχίζεται προς τα πάνω ως εγκεφαλικό στέλεχος το οποίο μεταβιβάζει ώσεις προς και από το νωτιαίο μυελό και τον εγκέφαλο. Στο νωτιαίο μυελό εισέρχονται και επεξεργάζονται αισθητικές πληροφορίες από το δέρμα, τις αρθρώσεις και τα μαλακά μόρια του κορμού και των άκρων.



Εικόνα 8. Διακεκριμένα μέρη του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος

ΑΙΣΘΗΤΙΚΟΤΗΤΑ

Ο όρος αναφέρεται στο σύνολο των συνειδητών λειτουργιών οι οποίες ενημερώνουν κάθε ζωντανό οργανισμό για τις συνθήκες που επικρατούν στο περιβάλλον και τις μεταβολές που συμβαίνουν σε αυτό. Οι πληροφορίες – ερεθίσματα από το περιβάλλον, ανιχνεύονται από περιφερικούς υποδοχείς οι οποίοι βρίσκονται διάσπαρτοι στο σώμα και στη συνέχεια διοχετεύονται μέσω κεντρομόλων αισθητικών ινών στο ΚΝΣ (Guyton & Hall, 1998).

Οι ρυθμιστικοί μηχανισμοί του γ-νευρώνα, της παρεγκεφαλίδας αλλά και του εξωπυραμιδικού συστήματος δε θα μπορούσαν να λειτουργήσουν και να ανταποκριθούν στις ανάγκες χωρίς την προσαγωγή πληροφοριών από αισθητικούς υποδοχείς.

Μετά από αλληπάλληλες νευρωνικές συνάψεις καταλήγουν στον αντίπλευρο αισθητικό φλοιό όπου γίνεται η απαρτίωση της αίσθησης. Κατά τη διαδικασία μεταφοράς των αισθητικών ερεθισμάτων διαμέσου τριών νευρικών συνάψεων, συνάπτονται εν σειρά τέσσερις νευρώνες (Σταυρίδης, 1997)

ΥΠΟΔΟΧΕΙΣ

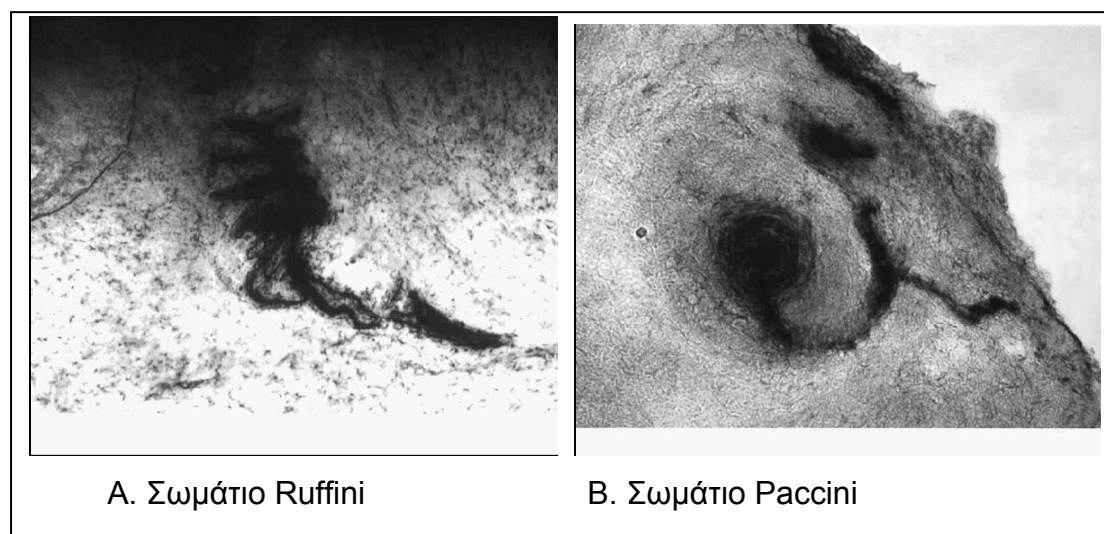
Η ταξινόμηση των υποδοχέων γίνεται με δύο τρόπους:

α. Ανάλογα με τη θέση εντοπισμού τους

β. Ανάλογα με το είδος ενέργειας που μετατρέπεται σε δυναμικό ενέργειας (Σταυρίδης, 1997)

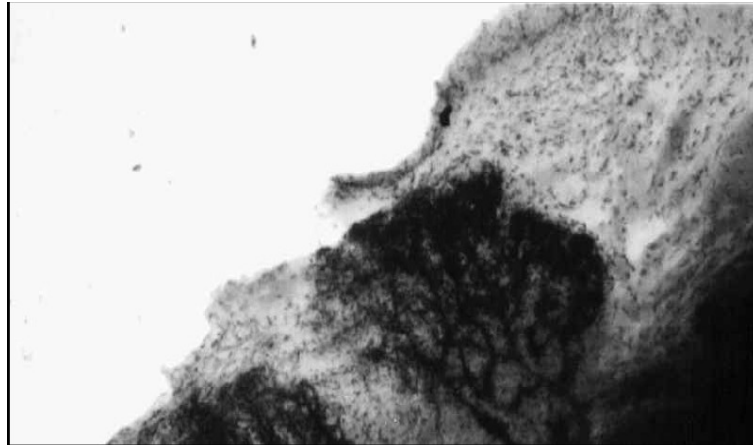
Σύμφωνα με την πρώτη ταξινόμηση οι υποδοχείς διακρίνονται σε εξωδεκτικούς και ιδιοδεκτικούς. Οι πρώτοι βρίσκονται στην επιφάνεια του δέρματος, ενώ οι δεύτεροι βρίσκονται στις αρθρικές επιφάνειες, στους μύες και στους τένοντες. Η ταυτόχρονη μεταφορά της ίδιας πληροφορίας από δύο διαφορετικούς υποδοχείς, δε σημαίνει ότι μπορεί να γίνει αντιληπτή διεγείροντας την ίδια πύλη εισόδου. Επιπλέον, λόγω της μορφολογικής και λειτουργικής διαφοροποίησής τους διεγείρονται από συγκεκριμένο είδος ερεθίσματος. Έχουν αναγνωριστεί 7 είδη αισθητικών εξωδεκτικών υποδοχέων και 2 είδη αισθητικών ιδιοδεκτικών υποδοχέων (Σταυρίδης, 1997)

Αισθητικοί εξωδεκτικοί υποδοχείς είναι δίσκοι του Merkel, τα σωματίδια Ruffini, τα σωματίδια Meissner, τα σωματίδια Paccini, τα σωματίδια Krause, οι υποδοχείς στο θύλακο των τριχών και οι ελεύθερες νευρικές απολήξεις.



Εικόνα 9. Μορφολογία μηχανοϋποδοχέων Π.Χ.Σ.

Αισθητικοί ιδιοδεκτικοί υποδοχείς είναι τα τενόντια όργανα Golgi και οι μυϊκές άτρακτοι που εντοπίζονται στους τένοντες και στους μύες αντίστοιχα.



Εικόνα 10. Τενόντιο όργανο Golgi

Σύμφωνα με τον Εποκα (1988) μια ταξινόμηση των υποδοχέων με βάση τη θέση εντοπισμού τους, είναι σε:

1. Εξώδοχους
2. Ιδιοδεκτικούς
3. Εσώδοχους

Οι εξώδοχοι υποδοχείς εντοπίζονται κυρίως στο δέρμα και διεγείρονται από ερεθίσματα του εξωτερικού περιβάλλοντος. Υποδοχείς στο μάτι και στο εσωτερικό αυτί ανταποκρίνονται σε ερεθίσματα προερχόμενα από απόσταση. Τα ερεθίσματα με τα οποία διεγείρονται οι ιδιοδεκτικοί υποδοχείς προέρχονται από το ίδιο το σώμα και αφορούν κυρίως το μυοσκελετικό σύστημα. Οι εσώδοχοι υποδοχείς διεγείρονται από ερεθίσματα παραγόμενα από τα εσωτερικά όργανα του σώματος (σπλαχνικά) (Brodal, 1992).

Σύμφωνα με τη δεύτερη ταξινόμηση των υποδοχέων διακρίνονται σε μηχανοϋποδοχείς (μηχανική ενέργεια), θερμοϋποδοχείς (θερμική ενέργεια), και υποδοχείς πόνου.

Οι μηχανοϋποδοχείς μετατρέπουν τη μηχανική παραμόρφωση των ιστών σε ηλεκτρική ενέργεια, μεταδίδοντας ένα νευρικό σήμα στο ΚΝΣ. Είναι ιδιαίτερα ευαίσθητοι σε αλλαγές (ερεθίσματα) προερχόμενες από τους ιστούς μιας άρθρωσης παρά από ερεθίσματα του εξωτερικού περιβάλλοντος. Για το λόγο αυτό αποκαλούνται ιδιοϋποδοχείς. Όταν δεχθούν κάποιο ερέθισμα επαναλαμβανόμενα η συχνότητα από τις νευρικές εκπολώσεις μειώνεται. Αυτό οφείλεται στην ικανότητα των υποδοχέων για προσαρμογή και αποτελεί το λεγόμενο φαινόμενο εξοικείωσης των υποδοχέων. Συνεπώς, οι

μηχανοϋποδοχείς μπορούν να ανιχνεύουν όχι μόνο ερεθίσματα, αλλά και τις αλλαγές που εμφανίζονται σε αυτά (Schulte & Happel, 1990; Guyton & Hall, 1998).

Μια άλλη κατηγορία υποδοχέων που ανταποκρίνονται κυρίως στα χημικά στοιχεία που παράγονται ή απελευθερώνονται από κύτταρα σαν αποτέλεσμα φλεγμονής ή άλλης καταστροφής ανεξάρτητα από την αιτία εμφάνισής τους (μυοσκελετική κάκωση, μόλυνση κ.α.), είναι οι χημειοϋποδοχείς. Διεγείρονται από ερεθίσματα που περιβάλλουν τους ίδιους τους υποδοχείς αυτούς και αφορούν το υγρό στοιχείο. Άλλου είδους τέτοιοι υποδοχείς είναι της γεύσης και της όσφρησης (Brodal, 1992; Guyton & Hall, 1998).

Επίσης, οι φωτοϋποδοχείς, που βρίσκονται στον αμφιβληστροειδή χιτώνα, αποτελούν μια κατηγορία υποδοχέων με πολύ χαμηλό κατώφλι διέγερσης. Μία άλλη ομάδα υποδοχέων, είναι οι θερμοϋποδοχείς που βρίσκονται στην επιφάνεια του δέρματος αλλά και εν τω βάθει και είναι υπεύθυνοι για την αίσθηση της θέρμανσης και της ψύξης του ιστού στον οποίο εντοπίζονται (Brodal, 1992).

Δυναμικό υποδοχέα

Η αισθητική πληροφόρηση μετατρέπεται σε ένα τοπικό δυναμικό – δυναμικό υποδοχέα – και όταν το δυναμικό της μεμβράνης του εσωτερικού του νευρώνα αυξηθεί σημαντικά, ξεκινάει ένα δυναμικό ενέργειας που πορεύεται κατά μήκος της νευρικής ίνας. Σήμερα έχει διευκρινιστεί πλήρως ο μηχανισμός μέσω του οποίου η μηχανική ή θερμική ενέργεια που εφαρμόζεται στον υποδοχέα μετατρέπεται σε δυναμικό ενέργειας το οποίο μεταφέρεται για αναγνώριση στο ΚΝΣ.

Πιο συγκεκριμένα, σε έρευνες που πραγματοποιήθηκαν σε σωματίδια του Raccini, διαπιστώθηκε ότι η εφαρμογή ελαφράς πίεσης στον υποδοχέα αυτό προκαλεί διάνοιξη των διαύλων Na^+ . Σε κατάσταση ηρεμίας η μεμβράνη του υποδοχέα επιτρέπει τη διέλευση περιορισμένου αριθμού ιόντων Na^+ γιατί οι διάυλοι μεταφοράς είναι μικροί. Με την επίδραση του ερεθίσματος προκαλείται παραμόρφωση του σχήματος της μεμβράνης και αύξηση των διαύλων με αποτέλεσμα την αύξηση της εισόδου των ιόντων Na^+ και εξόδου των ιόντων K^+ . Το δυναμικό αυτό που αναπτύσσεται, ονομάζεται δυναμικό

υποδοχέα και μεταφέρεται κατά μήκος της νευρικής ίνας μέσω των κόμβων του Ranvier.

Η συχνότητα του δυναμικού ενέργειας είναι ανάλογη με το εύρος του δυναμικού του υποδοχέα και επηρεάζεται από την ισχύ του ερεθίσματος. Η ένταση του ερεθίσματος και ο αριθμός των υποδοχέων που ενεργοποιούνται καθορίζουν και τον αριθμό των διαύλων Na^+ που θα διανοιγούν. Όταν το δυναμικό του υποδοχέα φτάσει τα 10 mV τότε πυροδοτεί το δυναμικό ενέργειας, ενώ όταν ξεπεράσει τα 100 mV τα ερεθίσματα γίνονται αντιληπτά ως αίσθημα πόνου.

Χαρακτηριστικά υποδοχέα

Οι υποδοχείς πέρα από τις διαφορές που παρουσιάζουν στην ανατομία και τη λειτουργία τους, εμφανίζουν και κάποια άλλα χαρακτηριστικά.

- α. δυνατότητα ευαισθητοποίησης
- β. ικανότητα προσαρμογής στο ερέθισμα
- γ. διέγερση από ορισμένης έντασης ερέθισμα

Με την επίδραση διαφόρων παραγόντων στον υποδοχέα είναι δυνατόν να επηρεαστεί και να μειωθεί η ουδός διέγερσης του. Αυτό αναφέρεται ως φαινόμενο ευαισθητοποίησης του υποδοχέα.

Κάθε υποδοχέας έχει τη δυνατότητα να διεγείρεται από ερεθίσματα των οποίων η ένταση βρίσκεται σε ορισμένα όρια από πλευράς τιμών. Τα όρια αυτά εξαρτώνται από διάφορους παράγοντες όπως είναι το είδος του υποδοχέα, το είδος του ερεθίσματος αλλά και από την προσωπικότητα του ατόμου αναφορικά με το ψυχολογικό κομμάτι (Guyton & Hall, 1998).

Υπάρχει μεγάλη εξειδίκευση σε υποδεκτικό επίπεδο. Για κάθε υποδοχέα υπάρχει ένα ξεχωριστό ερέθισμα στο οποίο είναι ευαίσθητος. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται “νόμος επαρκούς διέγερσης”. Εξαιρούνται οι υποδοχείς του πόνου οι οποίοι διεγείρονται από διάφορα ερεθίσματα είτε ηλεκτρικά, είτε μηχανικά, είτε χημικά, δεδομένου ότι όλα αυτά είναι ικανά να προκαλέσουν πόνο (Guyton & Hall, 1998). Αυτό δε σημαίνει βέβαια ότι όλοι αυτοί οι υποδοχείς διεγείρονται ταυτόχρονα, αλλά η ανταπόκριση τους εξαρτάται από το βαθμό ευαισθητοποίησης τους και από το είδος του πρωταρχικού ερεθίσματος.

Ιδιαίτερη λειτουργική σημασία, έχει το γεγονός ότι μετά από ένα χρονικό διάστημα από την έναρξη του ερεθισματοαγωγού παράγοντα, παρουσιάζεται ελάττωση των παραγόμενων ώσεων η οποία είναι δυνατόν να καταλήξει σε πλήρη απώλεια ανταπόκρισης του οργάνου στο ερέθισμα. Το φαινόμενο από ονομάζεται προσαρμογή. Ο βαθμός προσαρμογής των υποδοχέων διαφέρει ανάλογα με το είδος τους. Ορισμένοι υποδοχείς εξοικειώνονται μέχρι την πλήρη απόσβεση τους, ενώ άλλοι δεν εμφανίζουν ποτέ πλήρη εξοικείωση. Οι πρώτοι χαρακτηρίζονται ως φασικοί και προσαρμόζονται ταχέως, ενώ οι δεύτεροι χαρακτηρίζονται τονικοί και προσαρμόζονται πολύ αργά. Φασικοί υποδοχείς θεωρούνται τα σωματίδια Paccini, ενώ τονικοί θεωρούνται οι υποδοχείς του πόνου, οι οποίοι παράγουν νευρικές ώσεις για όσο χρόνο διατηρείται το ερέθισμα. Σε αυτοί την κατηγορία υπάγονται και οι ιδιοδεκτικοί υποδοχείς, οι οποίοι προσαρμόζονται βραδέως, γεγονός απαραίτητο για τη διατήρηση της στάσης και της ισορροπίας (Σταυρίδης, 1997).

Ιδιοδεκτικοί υποδοχείς

Ο κύριος ρόλος των υποδοχέων που βρίσκονται σε μια άρθρωση είναι η παροχή πληροφοριών, τόσο για την κατάσταση της όσο και για το περιβάλλον της (Enoka, 1994).

Στις αρθρώσεις, το είδος των υποδοχέων που συναντάται είναι οι μηχανοϋποδοχείς, οι οποίοι διεγείρονται με την επίδραση ερεθισμάτων χαμηλής έντασης και χωρίζονται σε τέσσερις ομάδες (Brodal, 1992).

Οι τύπου I αρθρικοί υποδοχείς μοιάζουν με τα τελικά σωματίδια Ruffini που υπάρχουν στο δέρμα και όπως τα Ruffini (endings), οι υποδοχείς αυτοί που βρίσκονται στην άρθρωση χαρακτηρίζονται “τονικοί” δεδομένου ότι εμφανίζουν αργή προσαρμογή. Οι τύπου I βρίσκονται αποκλειστικά στο ινώδες μέρος της αρθρικής κάψας. Χαμηλό κατώφλι διέγερσης παρουσιάζουν οι υποδοχείς αυτοί, όταν παρατηρηθεί αυξημένη τάση της κάψας στην οποία ανήκουν. Η τάση της κάψας εξαρτάται από τη θέση της άρθρωσης γι’ αυτό και οι υποδοχείς αυτοί είναι κατάλληλοι για την ενημέρωση της θέσης της άρθρωσης (Guyton & Hall, 1998). Επίσης είναι ικανοί να στείλουν μηνύματα για τη στατική θέση της άρθρωσης, καθώς και για τη διεύθυνση και την ταχύτητα των κινήσεων της (Brodal, 1992; Nyland, 1994).

Οι τύπου II αρθρικοί υποδοχείς καλούνται “υποδοχείς επιτάχυνσης”, δεδομένου ότι είναι οι καταλληλότεροι για τη μετάδοση μηνυμάτων σε σχέση με την ταχύτητα κίνησης της άρθρωσης. Βρίσκονται όπως και οι τύπου I στο ινώδες της αρθρικής κάψας και μοιάζουν στη λειτουργία με τα σωματίδια Pacini. Χαρακτηρίζονται ως “φασικοί” υποδοχείς, διότι είναι γρήγορης προσαρμογής και το επαρκές ερέθισμα είναι η διάταση μέρους της κάψας. Το γεγονός αυτό τους δίνει τη δυνατότητα, να παρέχουν πληροφορίες για κινήσεις και μάλιστα για αλλαγές στην επιτάχυνση κατά τη διάρκεια αυτών, αλλά όχι για τη στατική θέση της άρθρωσης (Brodal, 1992; Guyton & Hall, 1998).

Οι τύπου III αρθρικοί υποδοχείς, εντοπίζονται μόνο στους συνδέσμους και διεγείρονται όταν η άρθρωση βρεθεί σε ακραία θέση, όπου παρουσιάζει αυξημένη τάση και υπάρχει κίνδυνος τραυματισμού. Η λειτουργία τους μοιάζει με αυτή των Golgi και χαρακτηρίζονται ως “τονικοί” υποδοχείς, αφού παρουσιάζουν αργή προσαρμογή. Κύρια λειτουργία τους είναι η αναχαίτιση των ανταγωνιστών μυών κατά την κίνηση σε μια άρθρωση, μεταδίδοντας μηνύματα για υπερδιάταση τους, προστατεύοντας την από ενδεχόμενο τραυματισμό (Brodal, 1992; Guyton & Hall, 1998).

Οι τύπου IV αρθρικοί υποδοχείς είναι υποδοχείς του πόνου και φλεγμονών. Αποτελούν ελεύθερες απολήξεις στις οποίες καταλήγουν νευράξονες καθώς και το ινώδες τμήμα της αρθρικής κάψας.

Ρυθμιστικοί μηχανισμοί σε νωτιαίο επίπεδο

Σε αυτούς υπάγονται η μυϊκή άτρακτος και τα τενόντια όργανα Golgi. Ερευνητές, θεωρούν ότι στις παραπάνω κατηγορίες ιδιοϋποδοχέων περιλαμβάνονται και οι μυϊκές άτρακτοι και τα τενόντια όργανα Golgi. Τα τενόντια όργανα Golgi βρίσκονται στους τένοντες δίπλα στη μυοτενόντια σύναψη. Η κύρια λειτουργία τους, είναι η καταγραφή και η ανταπόκριση στην τάση που αναπτύσσεται στον τένοντα. Εάν η τάση αυτή είναι πολύ υψηλή και υπάρχει κίνδυνος για την ακεραιότητα του, τότε ενεργοποιούνται οι υποδοχείς αυτοί και αποτρέπουν τον τραυματισμό του. Οι νευράξονες από το τενόντιο όργανο Golgi συνάπτονται με έναν α-νευράξονα του αγωνιστή και με έναν του ανταγωνιστή. Με αυτό τον τρόπο επιτυγχάνεται αναστολή της σύσπασης του αγωνιστή και παράλληλα μια σύσπαση του ανταγωνιστή, απομακρύνοντας την τάση και προστατεύοντας τον τένοντα.

Οι μυϊκές άτρακτοι βρίσκονται μέσα στις μυϊκές ίνες και κυρίως στη γαστέρα του μυός. Όπως και τα τενόντια όργανα Golgi, η κύρια λειτουργία τους είναι η ανίχνευση της τάσης που αναπτύσσεται στο μυ, δηλαδή λειτουργούν ως υποδοχείς της διάτασης του μυός. Το αισθητικό ερέθισμα της μυϊκής ατράκτου προκαλεί διέγερση στη Σ.Σ. και συνάπτεται με έναν α-νευράξονα ο οποίος ως απάντηση στη διέγερση προκαλεί σύσπαση του μυός. Οι άτρακτοι είναι τοποθετημένες παράλληλα με τις μυϊκές ίνες, ενώ οι ίνες που τις περιέχουν είναι πολύ ευαίσθητες σε κάθε αλλαγή του μήκους του μυός που απαρτίζουν. Όταν ερεθιστούν προκαλούν σύσπαση του μυός μειώνοντας με αυτό τον τρόπο την τάση που εφαρμόζεται στο μυ. Επιπλέον, στέλνουν ώσεις στους ανταγωνιστές μύες των οποίων προκαλούν αναστολή της λειτουργίας (Tippett & Voight, 1995).

Οι μυϊκές άτρακτοι θεωρούνται οι σημαντικότεροι υποδοχείς για την αντίληψη της θέσης της άρθρωσης. Επίσης, έχουν εξαιρετικά μεγάλη σημασία για τον έλεγχο τη κίνησης των μυών δεδομένου ότι η σύσπαση τους προκαλεί μεταβολές στις πολύπλοκες σχέσεις των γωνιών των διαφόρων αρθρώσεων μεταξύ τους (Guyton & Hall, 1998).

ΙΔΙΟΔΕΚΤΙΚΟΤΗΤΑ

Ορισμός

Ο Sherrington (1948) περιγράφει τον όρο ιδιοδεκτικότητα ως την ικανότητα της γνώσης, της θέσης, της κίνησης, της ισορροπίας και της

μηχανικής κατακορύφου που η αλλαγή τους προκαλεί πιέσεις και τάσεις στις αρθρώσεις.

Σύμφωνα με τους Μιχαηλίδη (1989) καθώς και τους Sanes & Evarts (1984) η ικανότητα των υποδοχέων να δέχονται ερεθίσματα από το εσωτερικό του οργάνου στο οποίο βρίσκονται, ονομάζεται ιδιοδεκτικότητα και οι ίδιοι ονομάζονται ιδιοδεκτικοί υποδοχείς.

Οι Wilkerson & Nitz (1994) ορίζουν ως ιδιοδεκτικότητα, την αθροιστική εισαγωγή πληροφοριών στο κεντρικό νευρικό σύστημα από μηχανοϋποδοχείς που βρίσκονται στον αρθρικό θύλακο, στους συνδέσμους, στους τένοντες, στους μύες και στο δέρμα.

Πολλοί ερευνητές, διαχωρίζουν τον όρο ιδιοδεκτικότητα από τον όρο κιναισθησία. Υποστηρίζουν, ότι ο πρώτος όρος αφορά την ικανότητα προσδιορισμού της θέσης των αρθρώσεων στο χώρο, ενώ ο δεύτερος αφορά την ικανότητα διάκρισης της κίνησης σε αυτόν (Allegrucci, 1995; Lephart, 1995).

Οι Garn et.al. (1988) ορίζουν την κιναισθηση σαν την επίγνωση της θέσης και κίνησης της άρθρωσης στο χώρο σαν αποτέλεσμα των πληροφοριών που εισέρχονται στο ΚΝΣ από τους ιδιοδεκτικούς υποδοχείς.

Ιδιοδεκτικότητα & τραυματισμοί

Οι πληροφορίες που συλλέγονται από τους διάφορους τύπους ιδιοϋποδοχέων, βοηθούν σημαντικά στην προστασία της άρθρωσης από ενδεχόμενο τραυματισμό. Όπως αναφέρθηκε παραπάνω, οι υποδοχείς αυτοί διεγείρονται τόσο σε περιπτώσεις που υπάρχει αυξημένη τάση στην εμπλεκόμενη άρθρωση, όσο και σε περιπτώσεις όπου παρατηρείται ανισορροπία μεταξύ αγωνιστών και ανταγωνιστών μυών. Ερεθίζονται ή παραμορφώνονται από δυνάμεις που συνοδεύουν φαινόμενα διάτασης, συμπίεσης και αλλαγής της πίεσης στα μαλακά μόρια της άρθρωσης. Ανάλογη με την ένταση του ερεθίσματος είναι και η εκπόλωση του υποδοχέα, όπως ανάλογη είναι και η τιμή του νευρικού σήματος που αποτελεί μια επαναλαμβανόμενη εκπόλωση δυναμικών ενέργειας (Tippett & Voight, 1995).

Οι ρυθμιστικοί μηχανισμοί του γ-νευρώνα, της παρεγκεφαλίδας, ακόμα και του εξωπυραμιδικού συστήματος δε θα μπορούσαν να λειτουργήσουν και

να ανταποκριθούν στις ανάγκες για τη ρύθμιση της ισορροπίας και της συνέργιας των κινήσεων, χωρίς προσαγωγή πληροφοριών από αισθητικούς υποδοχείς. Οι εν τω βάθει υποδοχείς δίνουν πληροφορίες, που αφορούν τη θέση και τη κίνηση των μελών του σώματος λόγω δράσης της βαρύτητας και μεταβολών στο μυϊκό τόνο. Οι υποδοχείς της αφής δίνουν και αυτοί πληροφορίες σχετικά με τη θέση και τη κίνηση, όπως και η όραση η οποία αποτελεί σημαντική πηγή πληροφοριών για τη θέση του σώματος στο χώρο, επιτυγχάνοντας έτσι, πιο εύκολα τον έλεγχο της ισορροπίας (Wilkerson & Nitz, 1994).

Οι λαβύρινθοι δίνουν πληροφορίες που αφορούν αλλαγές στην ταχύτητα του σώματος, καθώς και τον προσανατολισμό σε σχέση με την κατεύθυνση της βαρύτητας.

Όλες οι παραπάνω πληροφορίες που είναι απαραίτητες για την αντίληψη της θέσης των μελών και για την αίσθηση του προσανατολισμού, αποτελούν ερεθίσματα για την πρόκληση κεντρικών ρυθμιστικών αντιδράσεων, με σκοπό τη διατήρηση της ισορροπίας. Βλάβη στους υποδοχείς που δέχονται τα ερεθίσματα μπορεί να προκαλέσουν διαταραχές της ισορροπίας.

Με βάση τις παραπάνω διαπιστώσεις, πολλοί ερευνητές προσπαθώντας να αξιολογήσουν την ιδιοδεκτική ικανότητα, αξιολογούν την ύπαρξη ελλειμμάτων ισορροπίας. Αυτός αποτελεί έναν έμμεσο τρόπο αξιολόγησης της ιδιοδεκτικότητας, μέσω αξιολόγησης της ισορροπίας.

Εκτός λοιπόν από τις συνδεσμικές και μυϊκές βλάβες που μπορεί να εμφανιστούν μετά από μία κάκωση, οι οποίες επηρεάζουν τη φυσιολογική κίνηση μιας άρθρωσης και τη λειτουργική σταθερότητα στην περιοχή, υπάρχουν και παράγοντες του νευρικού συστήματος που φέρουν και αυτοί ευθύνη για την αστάθεια που εμφανίζεται.

ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΙΔΙΟΔΕΚΤΙΚΟΤΗΤΑΣ

Το πρώτο στοιχείο που είναι απαραίτητο να διευκρινιστεί είναι ο λόγος για τον οποίο γίνεται μία αξιολόγηση. Στη διεθνή βιβλιογραφία υπάρχει ένας μεγάλος αριθμός ερευνών που αξιολογούν την ιδιοδεκτικότητα για διάφορους σκοπούς και με διάφορες μεθόδους αξιολόγησης.

α. αξιολόγηση τραυματισμένου άκρου

Σε αυτές γίνεται καταγραφή των διαφορών που εμφανίζονται μεταξύ του υγιούς και του τραυματισμένου άκρου. Οι ίδιες μετρήσεις αν γίνουν σε υγιή άτομα δεν θα παρουσιάσουν στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο άκρων.

β. αξιολόγηση πριν και μετά από ένα πρόγραμμα παρέμβασης για τη βελτίωση της ισορροπίας (έμμεσα ιδιοδεκτικότητας)

Σε αυτές γίνεται καταγραφή των διαφορών που εμφανίζονται μεταξύ του υγιούς και του τραυματισμένου άκρου, μεταξύ αρχικής και τελικής μέτρησης. Τέτοιου είδους αξιολόγηση είναι δυνατόν να χρησιμοποιηθεί και για υγιή άτομα με σκοπό να καταγραφούν διαφορές μεταξύ αρχικής και τελικής μέτρησης κάτω από συγκεκριμένες συνθήκες.

Για την επίτευξη της επιδιωκόμενης αξιοπιστίας σε μια έρευνα, είναι πολύ σημαντικό κατά την αξιολόγηση να ελέγχονται με κάποιο τρόπο, όλοι εκείνοι οι παράγοντες οι οποίοι μπορεί να επηρεάσουν και κατ' επέκταση να διαφοροποιήσουν τα αποτελέσματα μιας μέτρησης. Για το λόγο αυτό τα τεστ που χρησιμοποιούνται κάθε φορά είναι αναγκαίο να διαφοροποιούνται ανάλογα με το σκοπό τους.

Μέθοδοι αξιολόγησης ιδιοδεκτικότητας

Υπάρχουν τρεις δέσμες όσον αφορά τα τεστ αξιολόγησης της ιδιοδεκτικότητας. Η πρώτη αναφέρεται σε αξιολογήσεις, που γίνονται σε ειδικά ηλεκτρονικά μηχανήματα με ελεγχόμενες πλατφόρμες και με δυνατότητα άμεσης καταγραφής της επίδοσης του αξιολογούμενου ατόμου. Η δεύτερη αποτελείται από τεστ που αξιολογούν την ικανότητα του ατόμου, να αντιλαμβάνεται τη γωνιακή θέση στην οποία βρίσκεται το εξεταζόμενο μέλος, καθώς και την ικανότητα τοποθέτησης του άκρου σε ζητούμενη συγκεκριμένη θέση. Η τρίτη δέσμη αφορά λειτουργικά τεστ ισορροπίας, με τα οποία αξιολογείται η ικανότητα ισορροπίας επάνω σε σανίδες ισορροπίας ή στο έδαφος σε μονοποδική ή σε διποδική στήριξη.

Διαδικασία αξιολόγησης

Στην πρώτη μέθοδο αξιολόγησης ο εξεταζόμενος στέκεται επάνω στην πλατφόρμα του συστήματος και προσπαθεί να διατηρήσει την ισορροπία του. Παράλληλα έχει τη δυνατότητα οπτικής ανατροφοδότησης από την οθόνη του συστήματος, όπου ένα σημείο (κέρσορας) υποδεικνύει τη μεταβολή του κέντρου βάρους από το οριζόντιο επίπεδο. Η μετακίνηση του κέρσορα εκφράζει τη μεταφορά βάρους από το πόδι στήριξης, την μετατόπιση του σώματος.

Αναφορικά με τη διαδικασία αξιολόγησης, η τοποθέτηση κάθε ατόμου επάνω στην πλατφόρμα του συστήματος γίνεται ως εξής: ο εξεταζόμενος τοποθετεί το πέλμα του πάνω στην πλατφόρμα ισορροπίας σε μια άνετη γι' αυτόν θέση. Η τοποθέτηση γίνεται πάντα χωρίς παπούτσι και κατόπιν ακολουθεί η καταγραφή των συντεταγμένων του πέλματος στην οθόνη του συστήματος. Η στάση του εξεταζόμενου επάνω στην πλατφόρμα γίνεται πάντα με το ένα άκρο (πόδι στήριξης) ελαφρώς λυγισμένο στο γόνατο. Ο κορμός παραμένει όρθιος, ο αυχένας σε ουδέτερη θέση με το βλέμμα εμπρός και τα χέρια στη μεσολαβή. Το άλλο άκρο βρίσκεται πλάγια του άκρου στήριξης και λυγισμένο περίπου στις 90 μοίρες κάμψης. Η διάρκεια του τεστ αξιολόγησης μετριέται σε δευτερόλεπτα. Προτού γίνει το τεστ αξιολόγησης, παράλληλα με την κεντροποίηση του κέρσορα επάνω στην οθόνη, ο εξεταζόμενος προσπαθεί να βρίσκεται σε μια άνετη γι' αυτόν θέση. Οι συντεταγμένες καταγράφονται στην οθόνη και κατόπιν εκτελεί το τεστ κατευθύνοντας τον κέρσορα στο κέντρο ενός στόχου με ομόκεντρους κύκλους.

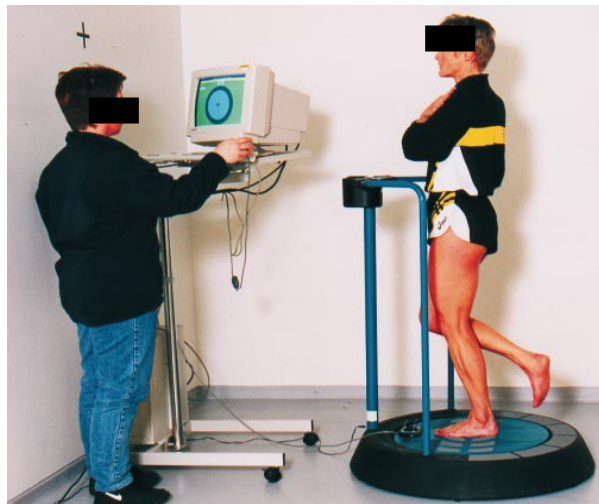
Υπάρχουν αρκετές πλατφόρμες, οι οποίες έχουν χρησιμοποιηθεί σε τέτοιου είδους αξιολογήσεις και ηλεκτρονικά συστήματα που έχουν εκτιμηθεί ως προς την αξιοπιστία και την εγκυρότητα που παρουσιάζουν, ώστε να είναι η δυνατή η καταγραφή και ανάλυση των αποτελεσμάτων τέτοιων μετρήσεων.

Ηλεκτρονικά συστήματα αξιολόγησης ισορροπίας

KAT 2000 (Kinesthetic Ability Trainer)

Το σύστημα αυτό χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της ισορροπίας με τη βοήθεια μιας ηλεκτρονικής πλατφόρμας, που έχει τη δυνατότητα μετατόπισης, στηριζόμενη στο κέντρο της από ένα μικρό άξονα. Η καταγραφή

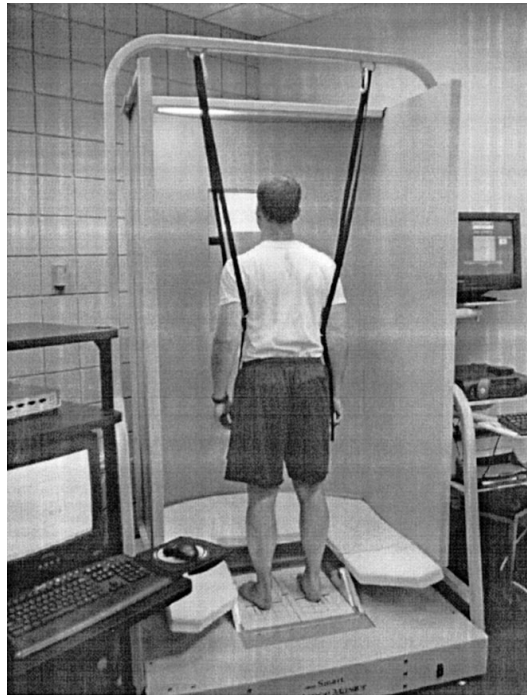
των αποκλίσεων από το οριζόντιο επίπεδο, γίνεται μέσω της πλατφόρμας και παρουσιάζεται στην οθόνη του ηλεκτρονικού υπολογιστή με τον οποίο συνδέεται. Η κλίση της πλατφόρμας μεταφέρεται στον υπολογιστή με αισθητήρες, με συχνότητα 18,2 φορές / δευτερόλεπτο. Η σταθερότητα της διαφοροποιείται σε χαμηλή (ασταθή) και υψηλή (σταθερή). Ο δείκτης σταθερότητας που εμφανίζεται κατά την αξιολόγηση εκφράζει την ικανότητα του ατόμου να διατηρήσει την πλατφόρμα σταθερή κοντά ή επάνω στο σημείο αναφοράς. Όσο χαμηλότερος είναι αυτός ο δείκτης ή η τιμή απόκλισης, τόσο χαμηλότερη είναι η αστάθεια που παρουσιάζει το άτομο που αξιολογείται. Η τιμή απόκλισης αναφέρεται στην απόκλιση από το οριζόντιο επίπεδο σε όλους τους άξονες.



Εικόνα 11. Kinesthetic Ability Trainer (KAT) 2000

Neurocom's Balance Master

Το σύστημα αυτό αποτελείται από μια πλατφόρμα αξιολόγησης της ισορροπίας και παρουσιάζει δυνατότητα ρύθμισης διαφορετικών επιπέδων σταθερότητας. Σε κάθε επίπεδο από αυτά, καταγράφεται η απόκλιση της πλατφόρμας από το οριζόντιο επίπεδο τόσο σε προσθιοπίσθια όσο και σε πλάγια κατεύθυνση. Κατά την αξιολόγηση, στην οθόνη του συστήματος εμφανίζεται ένας κέρσορας, ο οποίος παριστάνει κάθε στιγμή τη μετακίνηση του κέντρου βάρους του σώματος από το σημείο αναφοράς. Η τιμή απόκλισης εκφράζει την ικανότητα ισορροπίας. Μεγάλη τιμή του συγκεκριμένου δείκτη υποδηλώνει προβλήματα σταθερότητας για το αξιολογούμενο άτομο.



Εικόνα 12. Neurocom Smart Balance System

Kistler Force Platform

Το σύστημα αυτό αποτελείται από τέσσερις πιεζοηλεκτρικούς μετατροπείς, που είναι τοποθετημένοι στις γωνίες της πλατφόρμας στήριξης, για τον υπολογισμό των εφαρμοζόμενων δυνάμεων. Η συγκεκριμένη δυναμική πλατφόρμα χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της ισορροπίας και την απόκτηση κινητικών δεδομένων μέσω των δυνάμεων αυτών σε τρία επίπεδα. Στο κατακόρυφο επίπεδο, στο προσθιοπίσθιο και στο μετωπιαίο επίπεδο. Σε κάθε μετακίνηση-μετατόπιση του κέντρου βάρους του ασκούμενου οι δυνάμεις αυτές ενεργούν στη δυναμική πλατφόρμα. Από αυτές τις δυνάμεις προκύπτει μια συνισταμένη δύναμη που μπορεί να διασπαστεί σε τρία διανύσματα (κατακόρυφο, προσθιοπίσθιο, πλάγιο) και ονομάζεται συνιστάμενο διάνυσμα. Η πλατφόρμα Kistler υπολογίζει τα διανύσματα αυτά. Ουσιαστικά σε κάθε δυναμική κίνηση ασκείται μία δύναμη αντίδρασης από το έδαφος στο πέλμα η οποία την εξισώνει σε μέγεθος και είναι αντίθετη σε κατεύθυνση από αυτή που εφαρμόζεται από τον αξιολογούμενο.



Εικόνα 13. Kistler 9861 A Force Platform

Biodex Stability System

Το σύστημα αυτό αξιολογεί το νευρομυϊκό έλεγχο του ατόμου υπολογίζοντας την ικανότητα διατήρησης της ισορροπίας πάνω σε μία ασταθή επιφάνεια, την πλατφόρμα ισορροπίας. Η πλατφόρμα αυτή έχει τη δυνατότητα ρύθμισης 8 διαφορετικών επιπέδων σταθερότητας (όπου το επίπεδο 8 είναι το πιο εύκολο και το 1 πιο δύσκολο). Συνδέεται με την οθόνη του συστήματος, όπου η μετατόπιση του κέντρου βάρους του σώματος, παριστάνεται από την αντίστοιχη μετακίνηση ενός κέρσορα επάνω σε μια επιφάνεια που διακρίνεται σε ομόκεντρους κύκλους. Στην οθόνη καταγράφεται η απόκλιση σε μοίρες από το οριζόντιο επίπεδο τόσο σε προσθιοπίσθια όσο και σε πλάγια κατεύθυνση. Το σύστημα καταγράφει και μια τρίτη ένδειξη που αντιπροσωπεύει τη συνολική ικανότητα ισορροπίας του αξιολογούμενου ατόμου, λαμβάνοντας υπόψη του οποιαδήποτε μετατόπιση της πλατφόρμας. Όσο μεγαλύτερη είναι η τιμή του δείκτη αυτού, τόσο μεγαλύτερα προβλήματα σταθερότητας αντιμετωπίζει το άτομο αυτό, σε αντίθεση με μια μικρή τιμή, ένδειξη μεγάλης ικανότητας σταθερότητας και ισορροπίας.



Εικόνα 14. Biodex Stability System

Συστήματα αντίληψης & αναπαραγωγής γωνιακής θέσης.

Ισοκινητικά δυναμόμετρα

Τα συστήματα αυτά, είναι κατά βάση σχεδιασμένα, για την αξιολόγηση της μυϊκής λειτουργίας και είναι διαφορετικού τύπου ανάλογα με την άρθρωση, την κίνηση της οποίας, αξιολογούν. Τέτοιου είδους συστήματα που χρησιμοποιούνται για την άρθρωση του γόνατος αποτελούνται:

A. το δυναμόμετρο, που καθορίζει τη σταθερή γωνιακή ταχύτητα, την προσαρμοζόμενη αντίσταση και τον τύπο μυϊκής συστολής που θα εκτελέσει ο εξεταζόμενος

B. τη θέση και τα εξαρτήματα, ανάλογα τη αξιολογούμενη μυϊκή ομάδα και με τον τύπο του μηχανήματος

Γ. τον ηλεκτρονικό υπολογιστή, με τον οποίο γίνεται η εκκίνηση του δυναμόμετρου, η πραγματοποίηση των μετρήσεων και η οπτική ανατροφοδότηση μέσω της οθόνης του. Σε αυτόν καταλήγουν τα δεδομένα των μετρήσεων όπου και μετατρέπονται σε αριθμούς και διαγράμματα.

Στο ισοκινητικό μηχάνημα, η ταχύτητα κίνησης είναι προκαθορισμένη και ο ελεγχόμενος μηχανισμός ταχύτητας ενεργοποιείται όταν αυτή επιτυγχάνεται από το αξιολογούμενο μέλος. Η ροπή που αναπτύσσεται στο

δυναμόμετρο και οι διαφοροποιήσεις αυτής, δημιουργούν μικρές αποκλίσεις στον άξονα οι οποίες ανιχνεύονται από τους αισθητήρες και μετατρέπονται σε ηλεκτρική τάση. Η τάση αυτή είναι πάντα ανάλογη με τη ροπή. Το δυναμικό που αναπτύσσεται μετατρέπεται σε ψηφιακή πληροφορία, επεξεργάζεται από τον υπολογιστή και παρουσιάζεται σε γραφική παράσταση ή σε διάγραμμα στην οθόνη του συστήματος.

Ηλεκτρονικά γωνιόμετρα

Είναι συσκευές αξιολόγησης της ιδιοδεκτικότητας μέσω αναπαραγωγής μιας συγκεκριμένης γωνιακής θέσης. Υπάρχουν διάφορα τέτοια συστήματα τα οποία χρησιμοποιούνται στα κάτω άκρα, κυρίως σε θέσεις κλειστής κινητικής αλυσίδας. Έτσι, υπάρχει η δυνατότητα αξιολόγησης της ιδιοδεκτικότητας με τη μέθοδο αυτή, τόσο σε θέσεις ανοικτής όσο και κλειστής κινητικής αλυσίδας χρησιμοποιώντας τα δύο παραπάνω συστήματα (ισοκινητικό δυναμόμετρο και ηλεκτρονικό γωνιόμετρο)

Λειτουργικά τεστ αξιολόγησης ισορροπίας

Αποτελούν ένα δυναμικό τρόπο αξιολόγησης της ισορροπίας όπου ουσιαστικά υπολογίζεται ο χρόνος παραμονής επάνω στη σανίδα, μέχρις ότου κάποιο σημείο της επιφάνειας στήριξης έρθει σε επαφή με το έδαφος. Υπάρχουν σανίδες διαφορετικών σχημάτων και μεγεθών. Η διαφοροποίηση της κάτω επιφάνειας της σανίδας, είναι αυτή που αλλάζει τα επίπεδα κίνησης της και αυτή που καθορίζει το σχήμα της επιφάνειας στήριξης. Αν η επιφάνεια επαφής με το έδαφος είναι ημισφαιρική, η σανίδα εκτελεί κίνηση προς όλες τις κατευθύνσεις και η επιφάνεια στήριξης του πέλματος είναι κυκλική. Αν η επιφάνεια επαφής με το έδαφος είναι ημικυλινδρική, η σανίδα εκτελεί κίνηση σε ένα μόνον άξονα και η επιφάνεια στήριξης του πέλματος είναι ορθογώνια. Στην περίπτωση αυτή, με την κατάλληλη τοποθέτηση του πέλματος επάνω στη σανίδα, είναι δυνατή η κίνηση είτε στο οβελιαίο επίπεδο (προσθιοπίσθια), είτε στο μετωπιαίο επίπεδο (έσω – έξω πλάγια). Όπως προαναφέρθηκε στόχος κατά τη διάρκεια αξιολόγησης είναι η διατήρηση της ισορροπίας επάνω στη σανίδα, για όσο το δυνατόν μεγαλύτερο χρονικό διάστημα μέσα στα προκαθορισμένα όρια (Tippett, 1990)

ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ

Πολλές έρευνες έχουν πραγματοποιηθεί χρησιμοποιώντας κάποιο από τα παραπάνω συστήματα αξιολόγησης.

Κλινικές μελέτες, αξιολόγησαν την ικανότητα της ιδιοδεκτικότητας σε τραυματίες, αξιολογώντας την ικανότητα ανίχνευσης του ορίου της παθητικής κίνησης. Οι Lephart et. al. (1994) μελέτησαν το σημείο ανίχνευσης της παθητικής κίνησης σε άτομα μετά από ανακατασκευή του ΠΧΣ. Η αξιολόγηση πραγματοποιήθηκε στις 15^ο και 45^ο κάμψης και εκτελέστηκαν τρεις προσπάθειες κάμψης-έκτασης. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι το σημείο ανίχνευσης της παθητικής κίνησης στο χειρουργημένο άκρο ήταν πιο ευαίσθητο σε σχέση με το υγιές.

Οι Attfield et. al. (1996) για την αξιολόγηση της ιδιοδεκτικής ικανότητας χρησιμοποίησαν τη διαδικασία αναπαραγωγής της θέσης της άρθρωσης. Τοποθέτησαν τους ασθενείς που επρόκειτο να υποβληθούν σε ολική αντικατάσταση της άρθρωσης του γόνατος σε μια καθιστή θέση, ζητώντας τους να χαλαρώσουν, με το αξιολογούμενο άκρο πλήρως αποφορτισμένο από το βάρος του. Οι ασθενείς δεν είχαν οπτική επαφή με το αξιολογούμενο άκρο, το οποίο αρχικά τοποθετήθηκε σε πλήρη έκταση και στη συνέχεια κινούνταν σε κάμψη. Η κίνηση σταματούσε στις 10^ο, 25^ο, 45^ο κάμψης και σε κάθε μία από τις θέσεις αυτές, ζητούσαν από τον εξεταζόμενο, να μετακινήσει και να τοποθετήσει κατάλληλα στην αντίστοιχη γωνία ένα μοντέλο γόνατος που βρισκόταν δίπλα του. Εκτελέστηκαν δύο προσπάθειες και υπολογίσθηκε η μέση τιμή της γωνιακής απόκλισης.

Οι Carter et. al. (1997) θέλησαν να εξετάσουν εάν άτομα με πρόβλημα στον ΠΧΣ, παρουσιάζουν φυσιολογική την αίσθηση της άρθρωσης, καθώς και το τι επίδραση μπορεί να έχει η θεραπευτική άσκηση, στην αίσθηση θέσης της άρθρωσης (ΑΘΑ). Επιπλέον, θέλησαν να καθορίσουν τη σχέση μεταξύ αίσθησης της θέσης της άρθρωσης, της λειτουργικής σταθερότητας και της δύναμης. Δείγμα της έρευνας, αποτέλεσαν 50 ασθενείς με πρόβλημα ΠΧΣ στο ένα μόνο άκρο. Αξιολογήθηκαν με λειτουργικά τεστ για την αίσθηση της θέσης της άρθρωσης και ισοκινητικά στη δύναμη των προσθίων και οπισθίων μηριαίων. Συγκεκριμένα για το ΑΘΑ τεστ, τοποθετήθηκαν στο ισοκινητικό

δυναμόμετρο και το γόνατο μετακινήθηκε παθητικά μεταξύ 0° και 90° . Οι ασθενείς δεν είχαν οπτική επαφή με το πόδι τους. Κάθε γόνατο, αξιολογήθηκε σε 5 διαφορετικές θέσεις-γωνίες. Το λειτουργικό τεστ της φιγούρας του "8", πραγματοποιήθηκε πέντε φορές και ζητούμενο ήταν η όσο το δυνατόν πιο γρήγορη εκτέλεση του. Το τεστ του άλματος στο ένα πόδι, εκτελέστηκε τρεις φορές και ζητούμενο ήταν το όσο δυνατό μεγαλύτερο άλμα. Ισοκινητικά υπολογίστηκε η μέγιστη ροπή των πρόσθιων και οπίσθιων μηριαίων στη γωνιακή ταχύτητα $60^{\circ}/\text{sec}$

Οι Borsa et.al. (1998), έκαναν μια έρευνα με σκοπό να καθορίσουν εάν η αξιολόγηση μέσω της απόδοσης ή μέσω των αναφορών των ασθενών σχετικά με τη λειτουργικότητα τους (ερωτηματολόγιο συμπτωμάτων και λειτουργικών περιορισμών), είναι πιο αποτελεσματική για την εκτίμηση της ικανότητας σε άτομα με πρόβλημα στον ΠΧΣ. Στην έρευνα συμμετείχαν 29 άτομα με βλάβη στον ΠΧΣ. Για τις υποκειμενικές μετρήσεις καταγραφής της λειτουργίας, χρησιμοποιήθηκαν οι κλίμακες Lysholm και Cincinnati. Για τη μέτρηση της απόδοσης, η ιδιοδεκτικότητα αξιολογήθηκε από την ικανότητα ανίχνευσης του ορίου παθητικής κίνησης. Το γόνατο μετακινούνταν με μια σταθερή γωνιακή ταχύτητα $0,5^{\circ}/\text{sec}$ και θέση εκκίνησης ήταν οι 15° και οι 45° κάμψης. Η αξιολόγηση της στατικής ισορροπίας, έγινε με το σύστημα KAT 2000. Το πρωτόκολλο αξιολόγησης περιελάμβανε στάση στο ένα μόνο άκρο στήριξης και επίπεδο δυσκολίας της πλατφόρμας στο 0,5. Η διάρκεια του τεστ ήταν 20" και εκτελέστηκαν 3 προσπάθειες των οποίων καταγράφηκε ο μέσος όρος.

Οι McGuine et.al. (2000), χρησιμοποίησαν το σύστημα Neurocom's Balance Master, προκειμένου να αξιολογήσουν την ταλάντευση θέσης κατά τη μονοποδική στήριξη, σε υγιείς νεαρούς καλαθοσφαιριστές. Το δείγμα της έρευνας αποτέλεσαν 210 υγιείς αθλητές καλαθοσφαίρισης ηλικίας 16-17 ετών. Οι εξεταζόμενοι πραγματοποιούσαν 3 προσπάθειες διάρκειας 10" με τα μάτια ανοικτά και στη συνέχεια επαναλάμβαναν τις προσπάθειες με τα μάτια κλειστά.

Για την αξιολόγηση της ταλάντευσης της θέσης του σώματος, σε νεαρά υγιή άτομα υπό την επίδραση κόπωσης, οι Nardone et.al. (1997) χρησιμοποίησαν τη δυναμική πλατφόρμα Kistler. Για την αξιολόγηση τα άτομα τοποθετήθηκαν επάνω στην πλατφόρμα με τα δύο πόδια και τα χέρια

τοποθετημένα στα πλάγια του σώματος (ουδέτερη θέση). Εκτελέστηκαν 10 προσπάθειες με τα μάτια ανοικτά και κλειστά, συνολικού χρόνου 10 λεπτών. Από τους εξεταζόμενους, ζητήθηκε να παραμείνουν όσο δυνατόν πιο σταθεροί και η αξιολόγηση περιελάμβανε α. τη στιγμιαία θέση του κέντρου πίεσης, β. τη μέση θέση το κέντρου πίεσης, γ. την κατεύθυνση ταλάντευσης, δ. την περιοχή ταλάντευσης, ε. το φάσμα μετατόπισης σε προσθιοπίσθια και πλάγια κατεύθυνση.

Σε μια έρευνα που πραγματοποίησαν οι O'Connell et.al. (1998) για την αξιολόγηση της ικανότητας ισορροπίας, χρησιμοποίησαν σανίδα ισορροπίας. Η επιφάνεια στήριξης είχε διάμετρο 51 εκ. και 1 εκ. ύψος, ενώ η επιφάνεια επαφής με το έδαφος ήταν ημισφαιρική (21 εκ. διαγώνια, 1,25 εκ. στο βάθος της κορυφής) με δυνατότητα γωνιακής μετατόπισης $3,25^{\circ}$ για την επαφή της άκρης της σανίδας και του εδάφους. Στη σανίδα ήταν τοποθετημένοι περιφερικά υποδοχείς οι οποίοι έδιναν σήμα και γινόταν καταγραφή του αριθμού των επαφών της με το έδαφος καθ' όλη τη διάρκεια του τεστ. Στόχος ήταν η αποφυγή επαφής της επιφάνειας στήριξης με το έδαφος. Οι εξεταζόμενοι, προσπαθούσαν να διατηρήσουν την ισορροπία τους για 30'' κάτω από 6 διαφορετικές συνθήκες. Σε κάθε συνθήκη πραγματοποιούνταν τρεις προσπάθειες, με δυνατότητα ξεκούρασης μεταξύ τους.

Οι Arnold et.al. (1998), χρησιμοποιώντας το Biodex Stability System, προσπάθησαν να προσδιορίσουν τους επιμέρους δείκτες ισορροπίας και πως αυτοί θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν για την εκτίμηση της ικανότητας ισορροπίας. Στην έρευνα, συμμετείχαν 19 υγιή άτομα χωρίς ιστορικό προηγούμενου τραυματισμού στα κάτω άκρα. Οι δείκτες σταθερότητας που καταγράφηκαν ήταν ο δείκτης έσω/έξω πλευράς (MLSI), πρόσθιας/οπίσθιας πλευράς (APSI), και ο συνολικός δείκτης σταθερότητας (OSI). Η πολλαπλή παλινδρόμηση έδειξε ότι οι δείκτες MLSI και APSI συντελούν στο συνολικό δείκτη (OSI), με το δείκτη APSI να συμβάλλει κατά 95% στο συνολικό δείκτη. Για το λόγο αυτό εάν το ενδιαφέρον επικεντρώνεται σε προσθιοπίσθιες ή πλάγιες κινήσεις καλύτερο είναι να εξετάζεται κάθε δείκτης ξεχωριστά από το συνολικό.

ΙΔΙΟΔΕΚΤΙΚΗ ΕΠΑΝΕΚΠΑΙΔΕΥΣΗ & ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ

Η σπουδαιότητα της ιδιοδεκτικότητας στη λειτουργικότητα, τη σταθερότητα και την πρόληψη τραυματισμών της άρθρωσης του γόνατος, έχει μελετηθεί σε μεγάλο βαθμό (Barrett, 1991; Aune, 1995). Ιδιαίτερες αναφορές

έχουν γίνει στο πρόσθιο χιαστό σύνδεσμο και σε πιθανά ελλείμματα του (Zattestrom, 1994; Risberg, 2001; Katayama, 2004)

Οι σύνδεσμοι που βρίσκονται στην άρθρωση περιέχουν υποδοχείς αισθητικών πληροφοριών, οι οποίοι επιτρέπουν τη μετάδοση πληροφοριών κατά μήκος του ΚΝΣ και συμβάλλουν στην ενεργοποίηση των παρακείμενων μυών, επιτρέποντας την ομαλή και συντονισμένη κίνηση της άρθρωσης (Lo, 2000). Ο τραυματισμός στα συνδετικά στοιχεία της άρθρωσης, πιθανά καταστρέφει τους κεντρομόλους μηχανοϋποδοχείς, προκαλώντας διάσπαση του ιδιοδεκτικού μηχανισμού.

Οι πιο πολλές από τις στατικές και δυναμικές στηρικτικές δομές της άρθρωσης, έχουν ιδιοδεκτικούς ρόλους στη λειτουργικότητα του γόνατος. Ερευνητές υποστηρίζουν ότι, υπάρχει συνέργια μεταξύ των στατικών σταθεροποιητών και της δράσης των μυών του μηρού για τη διατήρηση της σταθερότητας στην άρθρωση (Lephart, 1992; Aune, 1995). Συνεπώς, η μυϊκή δραστηριότητα πιστεύεται ότι παίζει ρόλο στη σταθερότητα αλλά και στην πρόληψη τραυματισμών.

Προγράμματα ιδιοδεκτικότητας και αποκατάσταση

Την τελευταία δεκαετία, παρουσιάζεται αρκετά μεγάλο ενδιαφέρον ερευνητικά, στη χρήση ασκήσεων κλειστής κινητικής αλυσίδας (ΚΚΑ) για την αποκατάσταση τραυματισμών, που αφορούν τα άνω και κάτω άκρα. Ερευνητές υποστηρίζουν ότι, με τις ασκήσεις αυτές επιτυγχάνεται καλύτερη προσομοίωση στις λειτουργικές απαιτήσεις, κατά τη διάρκεια των καθημερινών δραστηριοτήτων. Η συγχρονισμένη κίνηση όλων των αρθρώσεων των άκρων, απαιτούν συντονισμό της μυϊκής δραστηριοποίησης, ώστε να υπάρχει έλεγχος κατά την εκτέλεση της. Επιπλέον, με τις ασκήσεις ΚΚΑ πραγματοποιείται συμπίεση στις αρθρικές επιφάνειες, η οποία εν μέρει ενεργοποιεί μηχανισμούς, που προάγουν της σταθερότητα της άρθρωσης. Ωστόσο, ένα σημαντικό μειονέκτημα της χρήσης τους, είναι ότι δεν προκαλούν μέγιστη σύσπαση των εμπλεκόμενων μυών για την ανάπτυξη της μέγιστης δύναμης, όπως συμβαίνει με τις ασκήσεις ανοικτής κινητικής αλυσίδας (ΑΚΑ) (Ninos, 1997).

Αναφορικά με τον πρόσθιο χιαστό σύνδεσμο και την αποκατάσταση του, τουλάχιστον σε πρώτη φάση προτείνεται η χρήση ασκήσεων κλειστής

κινητικής αλυσίδας. Οι ασκήσεις ΚΚΑ μειώνουν την πρόσθια ολίσθηση της κνήμης σε σχέση με το μηρό, κίνηση που προκαλεί τάση στο μόσχευμα, σαν αποτέλεσμα της συμπίεσης των αρθρικών δομών και της ενεργοποίησης των οπίσθιων μηριαίων μυών. Οι αξονικές φορτίσεις προάγουν την σταθερότητα της άρθρωσης, μέσω της διαδικασίας προσέγγισης των αρθρικών επιφανειών ενώ και οι οπίσθιοι μηριαίοι δρουν ανταγωνιστικά στη σύσπαση του τετρακεφάλου μηριαίου μυός ο οποίος κατά τη σύσπαση του προκαλεί το μηχανισμό κάκωσης του συνδέσμου (Palmitier, 1991).

Ωστόσο, η επιτυχία ενός προγράμματος αποκατάστασης μετά από την επέμβαση, εξαρτάται από την επιλογή των κατάλληλων ασκήσεων που προσδίδουν ασφάλεια και οι οποίες προοδευτικά εξελίσσονται και προσαρμόζονται στις λειτουργικές απαιτήσεις του ασθενούς. Βέβαια, για την επανεκπαίδευση των υποδοχέων αυτών, είναι απαραίτητη η χρήση πολλών ειδών ασκήσεων, παθητικών, υποβοηθούμενων και ενεργητικών, τόσο ΑΚΚ όσο και ΚΚΑ. Με τη βαθμιαία αύξηση του επιπέδου δυσκολίας του προγράμματος βελτιώνεται σταδιακά και ο νευρομυϊκός έλεγχος του ατόμου.

Στα προγράμματα αποκατάστασης που χρησιμοποιούνται μετά από ανακατασκευή ΠΧΣ όσον αφορά την ιδιοδεκτικότητα, υπάρχουν ορισμένες βασικές προϋποθέσεις-αρχές και ακολουθείται μια ορισμένη διαδικασία-σειρά κατά την εφαρμογή τους.

Σε πρώτη φάση, πριν την έναρξη εκτέλεσης ασκήσεων είναι απαραίτητο ο ασθενής να έχει πλήρως τον έλεγχο του σώματος του ώστε να λειτουργεί με ασφάλεια και σταδιακά να αποκτήσει την ικανότητα στήριξης στο πάσχον άκρο.

Σε δεύτερη φάση οι ασκήσεις ισορροπίας αποτελούν ένα πρώτο σημαντικό στοιχείο, απαραίτητο για την επανεκπαίδευση των μηχανοϋποδοχέων της άρθρωσης. Οι ασκήσεις αυτές περιλαμβάνουν δραστηριότητες στις οποίες ο ασθενής προσπαθεί να διατηρήσει το κέντρο βάρους του μέσα στη βάση στήριξης, τόσο σε διποδική (αρχικά) όσο και σε μονοποδική στήριξη (αργότερα). Προτού φτάσει στο επίπεδο αυτό ο ασθενής, χρησιμοποιούνται ασκήσεις για τη βελτίωση του νευρομυϊκού ελέγχου.

Σε επόμενη φάση, αυξάνεται το επίπεδο δυσκολίας με τη χρήση εξωτερικών αντιστάσεων κατά την εκτέλεση ασκήσεων ισορροπίας όπως λάστιχα, μπάλες κ.α. που σκοπό έχουν να ενεργοποιήσουν ακόμη

περισσότερο τους υποδοχείς γύρω από την τραυματισμένη άρθρωση. Στη συνέχεια, είναι δυνατή η χρήση τραμπολίνου και άλλων παρόμοιων οργάνων, ενώ αν πληρούνται οι προϋποθέσεις όσον αφορά τη δύναμη και την κατάσταση του μοσχεύματος, ενδείκνυται η έναρξη βαδίσματος στο διάδρομο με προοδευτική αύξηση της ταχύτητας.

Όταν φτάσει σε ένα επίπεδο ικανοποιητικό όσον αφορά τη δύναμη της άρθρωσης και του μοσχεύματος χωρίς να υπάρχουν ενοχλήσεις κατά την εκτέλεση καθημερινών δραστηριοτήτων, ξεκινούν κινήσεις-ασκήσεις που χρησιμοποιούνται στο άθλημα με το οποίο ασχολείται ο ασθενής, εάν πρόκειται για κάποιο αθλητή.

Έχουν γίνει μερικές έρευνες σχετικά με την αποκατάσταση του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου μετά από επέμβαση καθώς και τη βελτίωση της ιδιοδεκτικότητας, η οποία αποτελεί ένα πολύ σημαντικό κομμάτι της αποκατάστασης.

Οι Dubjanin et.al. (2005), θέλησαν να διερευνήσουν τα αποτελέσματα εφαρμογής ενός προγράμματος ασκήσεων νευρομυϊκής συναρμογής στην βελτίωση της ιδιοδεκτικής ικανότητας καθώς και το βαθμό συσχέτισης τους με άλλες παραμέτρους της λειτουργικής δραστηριότητας. Το δείγμα της μελέτης αποτέλεσαν 45 ασθενείς που εγχειρίστηκαν μετά από ολική ρήξη του ΠΧΣ και χωρίστηκαν σε δύο πειραματικές ομάδες. Η μία ομάδα ακολούθησε ένα τυπικό πρόγραμμα αποκατάστασης ενώ η δεύτερη ένα περισσότερο έντονο πρόγραμμα όσον αφορά το είδος των ασκήσεων που επιλέχθηκαν. Αξιολογήθηκαν στις 6 εβδομάδες, στους 4, 6, 9 και 12 μήνες μετά την επέμβαση σε λειτουργικά τεστ ισορροπίας και στα τεστ Tegner και Lysholm. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η β' ομάδα στα παραπάνω τεστ και ειδικά στα τεστ ισορροπίας, παρουσίασε τιμές πολύ μεγαλύτερες ακόμη και στις 6 πρώτες εβδομάδες εφαρμογής του προγράμματος, οι οποίες παρουσιάστηκαν στην α' ομάδα σχεδόν μετά από 4 μήνες.

Οι Risberg et. al. (2007), πραγματοποίησαν μια έρευνα με σκοπό να αξιολογήσουν την αποτελεσματικότητα δύο διαφορετικών προγραμμάτων αποκατάστασης μετά από επέμβαση ΠΧΣ. Στην έρευνα συμμετείχαν 74 ασθενείς οι οποίοι χωρίστηκαν σε δύο ομάδες.. Η πρώτη ομάδα, ακολούθησε ένα πρόγραμμα με έμφαση στο νευρομυϊκό έλεγχο-ιδιοδεκτικότητα και η δεύτερη πρόγραμμα με έμφαση στη βελτίωση της δύναμης. Αξιολογήθηκαν

πριν την επέμβαση, στους πρώτους τρεις μήνες και τέλος στους έξι μήνες μετά το χειρουργείο. Χρησιμοποιήθηκαν η κλίμακα Cincinnati, αναλογικές κλίμακες για τη μέτρηση της λειτουργικότητας και του πόνου, στατικά και δυναμικά τεστ αξιολόγησης της ισορροπίας, καθώς και ισοκινητικό δυναμόμετρο. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι δύο ομάδες δεν παρουσίασαν στατιστικά σημαντικές διαφορές στις παραπάνω αξιολογήσεις γεγονός που επιβεβαιώνει την άποψη ότι ασκήσεις βελτίωσης του νευρομυϊκού ελέγχου είναι αναγκαίες σε προγράμματα αποκατάστασης ειδικά μετά από σοβαρούς τραυματισμούς όπως είναι του ΠΧΣ.

Παρόμοια ήταν και τα αποτελέσματα σε έρευνα που πραγματοποίησαν οι Cooper et. al. (2005), σε 29 ασθενείς μετά από επέμβαση ΠΧΣ, στα πρώιμα στάδια της αποκατάστασης. Οι συμμετέχοντες χωρίστηκαν σε δύο ομάδες εκ των οποίων η πρώτη ακολούθησε πρόγραμμα με έμφαση στην βελτίωση της ιδιοδεκτικής ικανότητας-ισορροπίας ενώ η δεύτερη ακολούθησε πρόγραμμα βελτίωσης της δύναμης. Τα αποτελέσματα δεν έδειξαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των δύο ομάδων μετά το τέλος των 6 εβδομάδων εφαρμογής του προγράμματος.

Ωστόσο, υπάρχουν και έρευνες που έχουν ασχοληθεί αποκλειστικά με τη βελτίωση της ιδιοδεκτικότητας σε άτομα που υποβλήθηκαν σε επέμβαση ΠΧΣ και έχουν ολοκληρώσει την φυσιοθεραπευτική αποκατάσταση. Τέτοιες μελέτες έχουν γίνει με σκοπό να αξιολογήσουν το επίπεδο της και να προσπαθήσουν να το βελτιώσουν, εάν και εφόσον υπάρχουν διαφορές του πάσχοντος με το υγιές μέλος.

Σε μία τέτοια έρευνα οι Liu-Ambrose et.al. (2003), αξιολόγησαν την ιδιοδεκτική ικανότητα ασθενών, που είχαν υποβληθεί σε επέμβαση ΠΧΣ τουλάχιστον 6 μήνες νωρίτερα και είχαν ολοκληρώσει την αποκατάσταση. Το δείγμα αποτελούνταν από 20 άτομα, οι οποίοι χωρίστηκαν τυχαία σε δύο πειραματικές ομάδες. Η μία ομάδα ακολούθησε πρόγραμμα βελτίωσης της ιδιοδεκτικότητας και η άλλη ένα πρόγραμμα βελτίωσης της δύναμης, διάρκειας 12 εβδομάδων. Αξιολογήθηκαν στην αρχή και στο τέλος της παρέμβασης, αναφορικά με τη μέγιστη ροπή των ισχιοκνημιαίων μυών, τους μέσους όρους της, τόσο για τους τετρακεφάλους όσο και για τους ισχιοκνημιαίους και τη δυνατότητα διατήρησης της μονοποδικής στήριξης (χρονική διάρκεια). Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι και οι δύο ομάδες παρουσίασαν σημαντική

βελτίωση στις παραμέτρους που μετρήθηκαν και γενικότερα στη λειτουργική σταθερότητα του χειρουργημένου μέλους.

Προγράμματα ιδιοδεκτικότητας και πρόληψη

Η ανασκόπηση της βιβλιογραφίας φανερώνει ότι στο παρελθόν, στόχος των προγραμμάτων πρόληψης τραυματισμών στα κάτω άκρα, ήταν η μυϊκή ενδυνάμωση. Ωστόσο, η κατεύθυνση αυτή, αργότερα εγκαταλείφθηκε αφού οι μελετητές θεώρησαν ότι η πιθανότερη αιτία πρόκλησης λειτουργικής αστάθειας μιας άρθρωσης, είναι το έλλειμμα της ιδιοδεκτικότητας.

Σύμφωνα με τους Boden et. al. (2000), οι παράγοντες που ευθύνονται για την πρόκληση μιας κάκωσης του ΠΧΣ, ενδεχομένως μπορούν να λειτουργήσουν και ως παράγοντες για την πρόληψη του. Επομένως, σκοπός των προγραμμάτων που εφαρμόζονται στον τομέα της πρόληψης των τραυματισμών, είναι ο νευρομυϊκός έλεγχος της άρθρωσης του γόνατος. Οι περισσότερες έρευνες που έχουν γίνει προς αυτή την κατεύθυνση, αφορούν κυρίως αθλητές σε διάφορα επίπεδα και αθλήματα με σκοπό την βελτίωση της λειτουργίας των μηχανοϋποδοχέων και την αποφυγή σε μεγάλο βαθμό ενδεχόμενων τραυματισμών. Υπάρχουν αρκετοί ερευνητές, που θέλησαν να εξετάσουν τις μεταβολές στον ιδιοδεκτικό μηχανισμό μετά από την εφαρμογή προγράμματος ασκήσεων συντονισμού και ισορροπίας, για την πρόληψη μυοσκελετικών κακώσεων.

Οι Caraffa et.al. (1996), πραγματοποίησαν μία έρευνα με σκοπό να εξετάσουν εάν ένα πρόγραμμα εξάσκησης της ιδιοδεκτικότητας μπορεί να συμβάλει στη πρόληψη τραυματισμών. Στην έρευνα συμμετείχαν 600 ποδοσφαιριστές ημιεπαγγελματίες-ερασιτέχνες, οι οποίοι χωρίστηκαν σε δύο ομάδες (πειραματική ομάδα-A, ομάδα ελέγχου-B). Το πρόγραμμα ήταν διάρκειας 20' και γινόταν με τη χρήση 4 διαφορετικών σανίδων ισορροπίας και 5 βαθμίδων δυσκολίας. Τα αποτελέσματα εμφάνισαν μια σημαντική μείωση της συχνότητας τραυματισμών το πρόσθιου χιαστού συνδέσμου στους αθλητές που συμμετείχαν στο πρόγραμμα, αφού το ποσοστό τους ήταν μόλις στο 13% του αριθμού των τραυματισμών που προκλήθηκαν στο γκρουπ ελέγχου (1,15% ανά ομάδα το χρόνο).

Ερευνητές, όπως οι Hewett et. al. (1999), προσπάθησαν να αξιολογήσουν την επίδραση ενός προγράμματος βελτίωσης του νευρομυϊκού

ελέγχου, στη μείωση των τραυματισμών της άρθρωσης του γόνατος. Στην έρευνα συμμετείχαν 1263 αθλητές και αθλήτριες από τα αθλήματα του ποδοσφαίρου, της καλαθοσφαίρισης και της πετοσφαίρισης οι οποίοι χωρίστηκαν σε τρεις ομάδες (Α-πειραματική ομάδα κοριτσιών, Β-ομάδα ελέγχου κοριτσιών, Γ-ομάδα ελέγχου αγοριών). Το πρόγραμμα άσκησης περιελάμβανε τεχνικές αλμάτων και προσγειώσεων, σχεδιασμένες να αυξήσουν το κατακόρυφο άλμα και τη δύναμη. Η κάθε προπονητική μονάδα είχε διάρκεια 60'-90' και γινόταν τρεις φορές/εβδομάδα για 6 εβδομάδες. Τα αποτελέσματα έδειξαν, ότι η ομάδα ελέγχου των κοριτσιών εμφάνισε σημαντικά υψηλότερη συχνότητα τραυματισμών σε σχέση με την πειραματική ομάδα, αλλά και με την ομάδα ελέγχου των αγοριών. Συγκεκριμένα, η συχνότητα εμφάνισης ήταν 4,8 φορές υψηλότερη σε σχέση με την Α ομάδα και 3,6 φορές υψηλότερη από ότι η Γ ομάδα.

Οι Wedderkopp et. al. (1999), πραγματοποίησαν ένα πρόγραμμα εξάσκησης της ιδιοδεκτικότητας, χρησιμοποιώντας σανίδες ισοροπίας με σκοπό την πρόληψη τραυματισμών σε 237 γυναίκες αθλήτριες χειροσφαίρισης. Το πρόγραμμα είχε διάρκεια 10 μήνες και κάθε συνεδρία διαρκούσε 10-15 λεπτά. Χωρίστηκαν σε δύο ομάδες (111 παίκτριες η πειραματική ομάδα και 126 η ομάδα ελέγχου). Τα αποτελέσματα έδειξαν τριπλάσια συχνότητα εμφάνισης τραυματισμών της ομάδας ελέγχου, τόσο στη προπόνηση όσο και στους αγώνες σε σχέση με την πειραματική ομάδα, που οφείλονταν σε μηχανισμό κάκωσης μη επαφής με άλλον παίκτη.

Από όλα τα παραπάνω, γίνεται φανερό ότι εξάσκηση των μηχανοϋποδοχέων μέσω ενός προγράμματος για τη βελτίωση της ισοροπίας και του συντονισμού των κινήσεων, συμβάλλει σημαντικά στην προστασία των εμπλεκόμενων αρθρώσεων από ενδεχόμενους τραυματισμούς. Είναι μια πραγματικότητα, δεδομένου ότι ενεργοποιείται πιο αποτελεσματικά ο μηχανισμός άμυνας του οργανισμού. Ωστόσο, η εφαρμογή τέτοιων προγραμμάτων δε μπορεί να αποκλείσει την πιθανότητα πρόκλησης κάποιας κάκωσης, γι' αυτό και θεωρείται απαραίτητη η εφαρμογή τους σε συνδυασμό με προγράμματα βελτίωσης της δύναμης για την αντιμετώπιση του φαινομένου κόπωσης.

Η επίδραση της κόπωσης στην ιδιοδεκτική ικανότητα

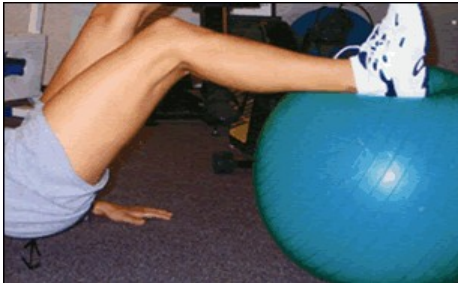
Ο Danko (1974), αναλύοντας την έννοια της κόπωσης την περιγράφει ως μια ιδιαίτερη σωματική και ψυχική κατάσταση, αποτέλεσμα επιβαρύνσεων, που οδηγεί σε πρόσκαιρη μείωση της απόδοσης. Είναι εφήμερη, αναστρέψιμη και αποτελεί προϋπόθεση για τη βελτίωση της απόδοσης όταν πρόκειται για αθλητές. Είναι αποτέλεσμα πολλών παραγόντων οι οποίοι ιεραρχικά είναι το ΚΝΣ, τα περιφερικά νεύρα, η νευρομυϊκή σύναψη, η μυϊκή ίνα. Ο κάματος εμφανίζεται όταν διακοπή η αλληλουχία γεγονότων μεταξύ ΚΝΣ και μυϊκής ίνας (McArdlen, 2000). Ο κάματος είναι δυνατόν να σχετίζεται με μία σημαντική μείωση του γλυκογόνου των μυών, με έλλειψη οξυγόνου, αυξημένα επίπεδα συσσώρευσης γαλακτικού οξέως και αύξηση της συγκέντρωσης H^+ στους ενεργούς μύες. Τέλος, μπορεί να παρατηρηθεί στη νευρομυϊκή σύναψη, όταν ένα ενεργό δυναμικό αποτύχει να εισέλθει μέσω του κινητικού νευρώνα στη μυϊκή ίνα.

Υπάρχουν αρκετοί ερευνητές που θεωρούν ότι η μυϊκή κόπωση είναι δυνατόν να επηρεάζει την ιδιοδεκτικότητα αυξάνοντας το όριο ενεργοποίησης της μυϊκής ατράκτου (Macefield, 1990; Balestra, 1992). Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, η μυϊκή ατράκτος αποστέλλει πληροφορίες σχετικά με το μήκος του μυός ή το ρυθμό μεταβολής του. Η κοινή ιδιότητα όλων των αισθητικών υποδοχέων και της μυϊκής ατράκτου, είναι ότι ανεξάρτητα από τον τύπο του ερεθίσματος που διεγείρει τον υποδοχέα, υπάρχει μία μεταβολή του δυναμικού της μεμβράνης του. Αυτή η μεταβολή που ονομάζεται παραγωγικό δυναμικό υποδοχέα είναι αυτή που διαφοροποιείται με την επίδραση της κόπωσης.

Αλλαγές, παρατηρούνται και στη νευρικό οδό του μυός, που ενδεχομένως να οφείλονται είτε σε μεταβολές στις υπερακάνθιες φυγόκεντρες κατευθύνσεις, είτε στην επίδραση τμηματικών νωτιαίων αντανεκλαστικών. Παρόμοιες αλλαγές παρατηρούνται και στις κεντρομόλες ώσεις και τους ακινητικούς νευρώνες οι οποίες μεταβάλλουν τη μυϊκή λειτουργία και καθιστούν την άρθρωση ανίκανη να παράγει προστατευτική μυϊκή ενεργοποίηση ως αντίδραση. Η ανικανότητα της άρθρωσης να αισθάνεται δυνάμεις που αναπτύσσονται στις γύρω αρθρικές δομές και να προσαρμόζει τις κατάλληλες μυϊκές αντιδράσεις για την αύξηση της δυναμικής

σταθερότητας στην περιοχή, είναι σημαντική για τη λειτουργική της σταθερότητα (Rozzi, 2000). Συνεπώς όσο περισσότερο επιβραδύνεται η χρονική διάρκεια και ελαττώνεται η ένταση της κόπωσης τόσο περισσότερο αυξημένη παρουσιάζεται η δυναμική και κατ' επέκταση η λειτουργική σταθερότητα της περιοχής.

Ασκήσεις βελτίωσης της ιδιοδεκτικότητας





ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ – ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ

Η σταθερότητα της άρθρωσης του γόνατος είναι δυνατόν να διαταραχθεί σε μεγάλο βαθμό μετά από κάκωση-ρήξη των χιαστών συνδέσμων, αφού όπως αναφέρθηκε αυτοί ευθύνονται για τη διατήρηση της.

Η ρήξη του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου προκαλεί μεταβολές στην εμβιομηχανική της άρθρωσης, δεδομένου ότι είναι ένας σημαντικός σταθεροποιός παράγοντας και επιπλέον απαιτεί αρκετά μεγάλο χρονικό διάστημα μέχρι την πλήρη αποκατάσταση του. Πλέον κατά την αποκατάσταση πριν αλλά και μετά την επέμβαση ανακατασκευής του, δίνεται μεγάλη έμφαση στη βελτίωση της ιδιοδεκτικότητας μέσω της επανεκπαίδευσης των υποδοχέων που βρίσκονται στην άρθρωση. Παλαιότερα η παράμετρος αυτή δεν λαμβανόταν σοβαρά υπόψη, ωστόσο, η σοβαρότητα της βλάβης, αλλά και ο μεγάλος χρόνος αποκατάστασης που απαιτείται έχουν στρέψει την προσοχή των ερευνητών σε όλες τις διαδικασίες που μπορούν να βελτιώσουν και αυτό το στοιχείο.

Υπάρχουν πολλές μέθοδοι τόσο για την αξιολόγηση όσο και για την επανεκπαίδευση των ιδιοϋποδοχέων. Οι μέθοδοι αυτές προσπαθούν, έμμεσα, με διάφορους δείκτες, να μετρήσουν το βαθμό ετοιμότητας που παρουσιάζει η άρθρωση που εξετάζεται, κάτω από σαφώς προκαθορισμένες συνθήκες. Οι μετρήσεις δεν αφορούν μόνο ασθενείς αλλά και υγιή άτομα, κυρίως αθλητές, οι οποίοι υποβάλλονται σε τέτοιου είδους προγράμματα, με σκοπό τη βελτίωσή της και κατ' επέκταση την πρόληψη από ενδεχόμενους μελλοντικούς τραυματισμούς.

Τα προγράμματα που εφαρμόζονται, περιλαμβάνουν κυρίως την εκτέλεση ασκήσεων ισορροπίας καθώς και επαναλαμβανόμενα τεστ αντίληψης και αναπαραγωγής της γωνιακής θέσης της άρθρωσης.

Τα αποτελέσματα εφαρμογής τέτοιων προγραμμάτων, είναι πολύ ενθαρρυντικά δεδομένου ότι οι συμμετέχοντες παρουσιάζουν στατιστικά σημαντική βελτίωση της ιδιοδεκτικότητας, ενώ σύμφωνα με έρευνες μειώνεται σημαντικά και η συχνότητα εμφάνισης κακώσεων στις αρθρώσεις που εμπλέκονται.

Συνεπώς, κρίνεται σκόπιμη η εφαρμογή τέτοιων προγραμμάτων αφού είναι εμφανές, ότι η εφαρμογή τους είναι δυνατόν να προλαμβάνει δυσάρεστες καταστάσεις.

Ειδικά όταν πρόκειται για χειρουργημένους αθλητές, η εκτέλεση ασκήσεων ισορροπίας και η εξάσκηση της ιδιοδεκτικής ικανότητας είναι πολύ σημαντικό στοιχείο για την πρόληψη τραυματισμών αφού έχουν να αντιμετωπίσουν και τον παράγοντα κόπωση, ο οποίος επηρεάζει την κατάσταση ετοιμότητας του οργανισμού.

Σε ένα πιο προχωρημένο στάδιο αποκατάστασης, παράλληλα με τις ασκήσεις ισορροπίας καλό είναι να περιλαμβάνονται και δεξιότητες που σχετίζονται είτε με το αντικείμενο της εργασίας είτε με τη φυσική δραστηριότητα του χειρουργημένου ασθενή, ώστε να αποκτά και ο ίδιος μεγαλύτερη εμπιστοσύνη και μια καλύτερη αίσθηση του μέλους.

Συμπερασματικά, αυτό που έχει σημασία να επισημανθεί είναι το γεγονός ότι σκοπός όλων των προγραμμάτων αποκατάστασης ενός σοβαρού τραυματισμού, είναι η επανάκτηση της πλήρους λειτουργικότητας της άρθρωσης και ο περιορισμός των παραγόντων υποτροπής του. Για την επιτυχία ενός τέτοιου προγράμματος ένα πολύ σημαντικό στοιχείο πέρα από όλα τα άλλα κυρίως όσον αφορά την πρόληψη, είναι η βελτίωση της ιδιοδεκτικής ικανότητας.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Allegrucci M., Whitney S., Lephart S., Irrgang J., Freddie H. (1995). Shoulder kinesthesia in healthy unilateral athletes participating in upper extremity sports. *Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy* 21 (4): 220-226
2. Anderson A.F., Snyder R.B., Lipscomb A.B. (2001). Anterior cruciate ligament reconstruction: A prospective randomized study of three surgical methods. *American Journal of Sports Medicine*; 29, 272-279.
3. Andiacchi TP. (2000). Knee joint, anatomy and biomechanics In: Pellici PM, Tria AJ, Garvin KL. *Orthopedic Knowledge Update: Hip and Knee Reconstruction*, 2d ed Rosemont, IL : American Academy of Orthopaedic Surgeons : 239-249
4. Arendt E., Dick R. (1995). Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer: NCAA data and review of literature. *American Journal of Sports Medicine*; 23:694-701
5. Arnold B.L., Schmitz R.J. (1998). Examination of balance measures produced by the Biodex Stability System. *Journal of Athletic Training* 33(4):323-327
6. Attfield S.F., Wilton T.J., Pratt D.J. Sampatakakis A. (1996). Soft tissue balance and recovery of proprioception after total knee replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 78 (4): 540-545
7. Aune A.K., Nordsletten L., Skjeldal S., Madsen E., Edeland A. (1995). Hamstrings and gastrocnemius co-contraction protects the anterior cruciate ligament against failure: an in vivo study in the rat. *Journal of Orthopaedic Research* 13: 147-150
8. Bach B.R., Boonos C.L. (2001). Anterior cruciate ligament reconstruction. *Association of Operating Room Nurses Journal*; 74: 152.
9. Balestra C., Duchateau J., Hainaut K. (1992). Effects of fatigue in stretch reflex in a human muscle. *EMG and Clinical Research* 85:46-52
10. Barrack RL, Skinner HB, Burkley SL, (1989). Proprioception in the anterior cruciate deficient knee. *American Journal of Sports Medicine*; 17:1-6
11. Barrett DS. (1991). Proprioception and function after anterior cruciate ligament reconstruction *Journal of Bone and Joint Surgery*; 73 :833-837

12. Barrett G.R., Boojin F.K., Hartzog C.W., Nash C.R. (2002). Reconstruction of the anterior cruciate ligament in females: A comparison of hamstring versus patellar tendon autograft. *Arthroscopy: Journal of Arthroscopic and Related Surgery*; 18,46-54
13. Bartolozzi, A. (1993). Rothman Institute Information Packet (for patients). Anterior cruciate ligament injuries. Presented at Pennsylvania Hospital Conference on ACL Injuries
14. Boden B., Griffin L., Garrett W. (2000). Etiology and prevention of non-contact acl injury. *The Physician and Sports Medicine* 28 (4)
15. Boden B.P., Dean G.S., Feagin J.A., Garrett W.E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*; 23(6): 573-578.
16. Bongiovanni LG, Hagbarth KE, Stjernberg L. (1990). Prolonged muscle vibration reducing motor output in maximal voluntary contractions in man. *Journal of Physiology* 423:15-26
17. Borsa P.A., Lephart S.M., Irrgang J.J. (1998). Comparison of performance based and patient reported measures of function in anterior cruciate ligament deficient individuals. *Journal of Sports Physical Therapy* 28(6): 392-399
18. Brodal P. (1992). The central nervous system. Structure and function. Oxford University Press
19. Butler DL, Guan Y, Kay MD, (1991). Location-dependent variations in the material properties of anterior cruciate ligament subunits *Trans Orthopaedics Research Society*; 16:234
20. Caraffa A., Gerulli G., Projetti M., Aisa G., Rizzo A. (1996). Prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer. A prospective controlled study of proprioceptive training. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy* 4(1): 19-21
21. Carter N.D., Jenkinson T.R., Wilson D., Jones D.W., Torode S.A. (1997). Joint position sense and rehabilitation in the anterior cruciate ligament deficient knee. *British Journal Of Sports Medicine*. 31: 209-212
22. Chappell J.D., Yu B., Kirkendall D.T., Garrett W.E. (2002). A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. *American Journal of Sports Medicine*; 30 (2): 261-267.
23. Chapman M.W., (1985). Edition Gray's Anatomy 30th American ed Philadelphia: Lea and Febiger

24. Charlton W.P.H., St. John T.A., Ciccotti M.G., Harrison N., Schweitzer M.(2002). Differences in the femoral notch anatomy between men and women-a magnetic resonance imaging study. *American Journal of Sports Medicine*; 30: 329-333.
25. Cooper RL, Taylor NF, Feller JA. (2005). A randomised controlled trial of proprioceptive and balance training after surgical reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Research in Sports Medicine*.13(3):217-30.
26. Enoka R. (2002). *Neuromechanics of human movement*. Human Kinetic Books.
27. Eriksson K, Anderberg P, Hamberg P. Olerud P, Wredmark T. (2001). There are differences in early morbidity after ACL reconstruction when comparing patellar tendon and semitendinosus tendon graft. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*; 11,170-177
28. Ferber R., McClay Davis I., Williams, D.S. (2003). Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical Biomechanics*; 18:350-357.
29. Fischer-Rasmussen T,Jensen PE. (2000). Proprioceptive sensitivity and performance in anterior cruciate ligament-deficient knee joints. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*; 10: 85-89
30. Fischer-Rusmussen T, Jensen TC, Kj r M Krogsgaard M,Dyhre-Poulsen P,Magnusson SP.(2001). Is proprioception altered during loaded Knee extension shortly after ACL rupture? *International Journal of Sports Medicine*; 22:385-91
- 31.Fremerey RW,Lobenhoffer P,Zeichen J,Skutek M,Bosch U,Tscherne H. (2000). Proprioception after rehabilitation and reconstruction in knees with deficiency of the anterior cruciate ligament *Journal of bone and joint Surgery*; 82: 801-806
32. Fu FH,Harner CD,Johnson DL,(1993). Biomechanics of knee ligaments *Journal of Bone and Joint Surgery*; 75:1716-1727
33. Garn S.N., Newton R.A. (1988). Kinesthetic awareness in subjects with multiple ankle sprains. *Physical Therapy* 68: 1667-1671
34. Granata K.P., Padua D.A., Wilson S.E. (2002). Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Quantification of leg stiffness during

functional hopping tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*; 12:127-135

35. Guyton A.C., Hall J.E. (1998). *Textbook of Medical Physiology*. 9th edition ISBN: 0-7216-5944-6

36. Harner CD, Xerogeanes JW, Livesaw GA, (1995). The human posterior cruciate ligament complex An interdisciplinary study ligament morphology and biomechanical evaluation *American Journal of Sports Medicine*; 23:736-745

37. Heckmann TP, Noyes FR, Barber-Westin SD (2000). Rehabilitation after autogeneic and allogeneic anterior cruciate ligament reconstruction. In Ellenbecker TS (ed). *Knee Ligament Rehabilitation*. Philadelphia, WB Saunders 132–149

38. Heidt R.S., Sweeterman L.M., Carlonas R.L., Traub J.A., Tekulve F.X. (2000). Avoidance of soccer injuries with preseason conditioning. *American Journal Sports Medicine*; 28(5): 659-662

39. Hewett T.E., Lindenfeld T.N., Ricobbene J.V., Noyes F.R. (1999). The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. *American Orthopaedic Society Of Sports Medicine* 27: 699-706

40. Horton MG, Hall TL. (1989). Quadriceps femoris muscle angle: normal values and relationships with gender and selected skeletal measures. *Physical Therapy*; 69: 897-901

41. Huston L., Greenfield M., Wojtys E. (2000). Anterior Cruciate Ligament injuries in the female athlete. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 372:50-63.

42. Insall JN, Kelly MA *Anatomy In: Insall JN, Winson RE, Scott WN. (1993) Surgery of the Knee, 2nd ed New York: Churchill Living Stone: 1-20*

43. Johansson H, Sjolander P, Sojka P, (1991). Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics of the joint. *Critical Review of Biomedical Engineering* 18: 341-368

44. Johnson CJ, Bach BR. (1990). Current concepts review posterior cruciate ligament. *American Journal of Knee Surgery*; 3:143-153

45. Johnson R. (1988). Prevention of cruciate ligament injuries. In *The Crucial Ligaments: Diagnosis and Treatment of Ligamentous Injuries About the Knee*. J. Feagin, Jr. (Ed.). New York: Churchill Livingstone. 349-356

46. Katayama M, Higuchi H, Kimura M, Kobayashi A, Hatayama K, Terauchi M, Takagishi K. (2004). Proprioception and performance after anterior cruciate ligament rupture. *International Orthopaedics*.28(5): 278-81
47. Kennedy JC,Alexander IJ,Hayes KC. (1982). Nerve supply of the human knee and its functional importance *American Journal of Sports Medicine*; 10:329-335
48. Kusawama T,Harner CD, (1994). Anatomical and meniscofemoral ligaments. *Knee Surgery in Sports Traumatology Arthroscopy*; 2:234-237
49. Lephart S.M., Pincivero D.M., Rozzi S.L. (1998). Proprioception of the ankle and knee. *Sports Medicine* 25 (3): 149-155
50. Lephart S., Fu F. (2000). Proprioception and neuromuscular control in joint stability. *Human Kinetics*
51. Lephart S., Fu F.(1995). The role of proprioception in the treatment of sport injuries. *Sport Injuries* 1: 96-102
52. Liu-Ambrose T., Taunton J.E., MacIntyre D., McConkey P., Khan K.M.(2003). The effects of proprioceptive or strength training on the neuromuscular performance of the ACL reconstructed knee: a randomized clinical trial. *Scandinavian Journal Of Medicine and Science In Sports* 13: 115-123
53. Livingston L.A., Gahagan J.C. (2001). The wider gynaecoid pelvis-larger Q angle-greater predisposition to ACL injury relationship: myth or reality? *Clinical Biomechanics*; 16:951-952.
54. Louie J, Mote C. (1987). Contribution of the musculature to rotary laxity and torsional stiffness at the knee. *Journal of Biomechanics*; 20: 281-300
55. Macefield G., Gandevia S.C., Burke D. (1990). Perceptual response to microstimulation of single afferents innervating joint, muscle, skin of the human hand. *Journal of Applied Physiology* 429: 113-129
56. Malinzak R.A., Colby S.M., Kirkendall D.T., Yu B., Garrett W.E. (2001). A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical Biomechanics*; 16: 438-445.
58. McArdlen W., Katch F., Katch V. (2000). *Essentials of Exercise Physiology*. 2nd edition, Lippincott Williams and Wilkins

59. McCrory J.L., Lephart S.M., Ferris C.M. (2003). Adaptations to an intervention program for the prevention of female ACL injuries. *Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy*; 33(8): 29.
60. McGuine T.A., Greene J.J., Best T., Levenson G.(2000). Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clinical Journal of Sports Medicine* 10(4): 239-244
61. McLean S.G., van den Bogert A.J., Su A. (2003) Effects of neuromuscular control on knee joint loading during sidestepping: Implications for noncontact ACL injury. *Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy.*; 33(8): 24.
62. Miller MD, Cooper DE, Warner JJP. (1995). Review of sports medicine and Arthroscopy Philadelphia: WB SAUNDERS :3-71
63. Miller MD,Gomez BA.Anatomy In:Miller MD. (2000). Review of Orthopedics,3rd ed Philadelphia:Wb Saunders; 519-583
64. Mologne T.S., Friedman M.J. (2000). Graft options for ACL reconstruction. *American Journal of Orthopedics*; 29, 845-853
65. Noyes F., Butler D., Grood E., Zernicke R., Hefti M. (1984). Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *Journal of Bone and Joint Surgery*; 66, 344-352
66. Nyland J.A., Shapiro R. Stine R.L., Horn T.S., Ireland M.L. (1994). Relationship of fatigued run and rapid stop to ground reaction forces, lower extremity kinematics and muscle activation. *Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy* 20(3): 132-137
67. O'Connell M., George K., Stock D. (1998). Postural sway and balance testing: a comparison of normal and anterior cruciate ligament deficient knees. *Gait and posture* 8: 136-142
68. Petersen A. (1998). Sexing the body: representations of sex differences in Gray's Anatomy, 1858 to the present: 4:1-15.
69. Prapavessis H., McNair P.J., Anderson K, Hohepa M. (2003). Decreasing landing forces in children: the effect of instructions. *Journal Orthopaedics and Sports Physical Therapy*; 33: 204-207
70. Rahnema N, Reilly T, Lees A. Injury risk associated with playing actions during competitive soccer. *British Journal of Sports Medicine*; 36(5): 354-359.

71. Ramis A, Amis A.A.(1994). The mechanical properties of the two bundles of posterior cruciate ligament *Journal of Biomechanics*; 27:13-24
72. Raunest J, Sager M, Burgener E. (2001), Proprioceptive mechanisms in the cruciate ligament: an electromyographic study on reflex activity in the thigh muscles *Journal of Trauma: Injury Infection and Critical Care*; 41:488-93
73. Renstrom P. (1986). Strain within the ACL during hamstring and quadriceps activity. *American Journal of Sports Medicine*; 14:83-7
74. Risberg MA, Mork M, Jenssen HK, Holm I. (2001). Design and implementation of a neuromuscular training program following anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy* 31(11): 620-31.
75. Risberg M.A., Holm I, Myklebust G, Engebretsen L. (2007) Neuromuscular training versus strength training during first 6 months after anterior cruciate ligament reconstruction: a randomized clinical trial. *Physical Therapy*. 87(6):737-750.
76. Rozzi S., Lephart S., Gear W., Fu F. (1999). Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players. *The American Journal of Sports Medicine*; 27(3) :312-319.
77. Sanes J.N., Evarts E.V. (1984). Motor psychophysics. In Etna (1994). *Neuromechanical basis of kinesiology*, 2nd edition 217-225 *Human Kinetics*
78. Shaieb M.D., Kan D.M., Chang S.K., Marumoto J.M., Richardson A.B. (2002). A prospective randomized comparison of patellar tendon versus semitendinosus and gracilis tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction. *American Journal of Sports Medicine*; 30, 214-220
79. Shelbourne KD, Wilckens JH. (1993). Intraarticular anterior cruciate ligament reconstruction in the symptomatic arthritic knee. *American Journal of Sports Medicine*; 21:685-688.
80. Schulte M.J., Happel (1990). Joint innervation in injury. *Clinical Sports Medicine* 9: 511-517
81. Shultz S.J., Perrin D.H., Adams J.M., Arnold B.L., Gansneder B.M., Granata K.P. (2001). Neuromuscular response characteristics in males and females after knee perturbation in a single leg weight-bearing stance. *Journal of Athletic Training*; 36(1):37-43

82. Shultz S.J., Carcia C.R., Perrin D.H. (2003). Knee joint laxity affects muscle activation patterns at the knee. *Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy* ;33 (8): 20
83. Shutte MJ,Dabezies EJ,Zimney ML,(1987). Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament. *Journal of Bone and Joint Surgery*; 69:243-247
84. Smith BA, Livesay GA., Woo SLY. (1993). Biology and biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Clinical Sports Medicine*; 12:637-670
85. Snyder-Mackler L, De Luca PF, Williams PR, Eastlack ME, Bartolozzi AR. (1994). Reflex inhibition of the quadriceps femoris muscle after injury or reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Journal of Bone Joint Surgery* 76:555-560
86. Soderman K, Werner S, Pietila T, Engstrom B, Alfredson H. (2000). Balance board training: prevention of traumatic injuries of the lower extremities in female soccer players? A prospective randomized intervention study. *Knee Surgery and Sports Traumatology Arthroscopy*; 8(6): 356-363
87. Steadman J., Seemann M. (1988). ACL injuries in the elite skier. In *The Crucial Ligaments: Diagnosis and Treatment of Ligamentous Injuries About the Knee*. Feagin, Jr. (Ed.). New York: Churchill Livingstone. 759-772.
88. Tippett S. Voight M. (1995). Functional progression for sport rehabilitation. *Human Kinetics*
89. Van Lunen B.L., Perrin D.H., Arnold B.L. (2003). Characteristics of anterior cruciate ligament injuries: preliminary findings. *Proceedings of the ACL Research Retreat II: The Gender Bias*. *Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy*; 33(8): 16.
90. Warren LF, Marshal JL. (1979). The supporting structures and layers of the medial side of the knee. *Journal of Bone Joint Surgery*; 61:56-62
91. Wedderkopp N., Kalltoft M., Lundgaard B., Rosendahl M., Froberg K. (1999). Prevention of injuries in young female players in European team handball. A prospective intervention study. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 9: 41-47
92. Wilkerson G.B., Nitz A.J., (1994). Dynamic ankle stability: Mechanical and neuromuscular interrelationship. *Journal of Sports Rehabilitation* 3: 43-57
93. Willmore J,Costill D, (1994). *Physiology of Sport and Exercise* Champaign,IL:Human Kinetics: 60-62

94. Woo SLY, Debski RE, Withrow JD, (1999). Biomechanics of knee ligaments. American Journal of Sports Medicine :27: 533-543
95. Woo SL, Hollis jm, Adams DJ, Lyon RM, Takai S. (1991). Tensile properties of the human femor-anterior cruciate ligament-tibia complex The effects of specimen age and orientation. American Journal of Sports Medicine; 19: 217-225
96. Yack H.J., Chandran R., Rao S., Wilken J. (2003). How normal fluctuations in women influence the biomechanics of stepping and cutting. Journal of Orthopaedics Sports Physical Therapy; 33(8): 28
97. Yunes M, Richmond, JC, Engels, EA, Pinczewski LA. (2001). Patellar Versus Hamstring Tendons in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Metaanalysis. Arthroscopy: Journal of Arthroscopic and Related Surgery; 17, 248-257.
98. Zattestrom R., Friden T., Lindstrand A., Moritz U. (1994). The effect of physiotherapy on standing balance in chronic anterior cruciate ligament insufficiency. American Journal of Sports Medicine 22: 531-536
99. Μιχαηλίδης (1989). Αγγλοελληνικό λεξικό των ιατρικών όρων. Εκδ. Ηλίας Κωνσταντάρας.
100. Σταυρίδης Ι. (1997). Φυσιολογία του ανθρώπου. Ιατρικές εκδόσεις Πασχαλίδης
101. Σφεισιωρης Δ. (2003). Κινησιολογία - Εισαγωγή στο Άνω Άκρο. Εκδόσεις dks Αθηνά, σελ 63