

**ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΠΑΤΡΩΝ**

**ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΑΙΓΙΟΥ**

**ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ**

**ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

**ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΟΥ ΚΙΝΗΣΙΟ ΤΑΡΕ™ ΣΤΗΝ  
ΑΝΤΙΛΗΨΗ ΤΗΣ ΘΕΣΗΣ ΤΗΣ ΠΟΔΟΚΝΗΜΙΚΗΣ  
ΑΡΘΡΩΣΗΣ ΣΤΟ ΧΩΡΟ**

**ΣΠΟΥΔΑΣΤΕΣ: ΣΚΟΡΔΟΣ ΦΙΛΙΠΠΟΣ**

**ΠΕΤΡΟΠΟΥΛΟΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ**

**ΕΠΟΠΤΕΥΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: ΦΟΥΣΕΚΗΣ ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ**

**ΑΙΓΙΟ 2011**

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σκοπός της παρούσας μελέτης είναι ο προσδιορισμός της επίδρασης του KINESIO TAPE™ στην ιδιοδεκτική ικανότητα αθλητών και συγκεκριμένα στην ικανότητα αναπαραγωγής της θέσης της ποδοκνημικής άρθρωσης (ΙΑΘΠΑ). Δεκαεπτά υγιείς άρρενες ποδοσφαιριστές, μέλη της ομάδας νέων ποδοσφαιρικού συλλόγου επαγγελματικής κατηγορίας χωρίς ιστορικό ορθοπεδικής ή νευρολογικής νόσου, ή κάποιο τραυματισμό στο σύστοιχο ή στο αντίθετο άκρο προσήλθαν στο Ορθοπεδικό Αθλητιατρικό Κέντρο της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων δύο ξεχωριστές ημέρες μέσα σε ένα διάστημα μίας εβδομάδας όπου εξετάστηκε η επαναληψιμότητα της εφαρμογής KINESIO TAPE™ στην ΙΑΘΠΑ. Διαπιστώθηκε μία τάση ώστε το απόλυτο σφάλμα να είναι μικρότερο με την εφαρμογή KINESIO TAPE™ σε σύγκριση χωρίς την εφαρμογή KINESIO TAPE™ η οποία όμως δεν έφτασε τα όρια στατιστικής σημαντικότητας ( $F=3,13$ ,  $p=0,096$ ). Επίσης διαπιστώθηκε ότι το απόλυτο σφάλμα στη θέση  $25^\circ$  πελματιαίας κάμψης ήταν σημαντικά μεγαλύτερο από το αντίστοιχο απόλυτο σφάλμα στην θέση  $15^\circ$  πελματιαίας κάμψης ( $F=34,7$ ,  $p<0,01$ ), ενώ τέλος η εφαρμογή KINESIO TAPE™ είχε ως αποτέλεσμα υψηλούς συντελεστές αλληλοσυσχέτισης στις 3 από τις τέσσερις περιπτώσεις ( $r=0,73-0,80$ ). Επομένως, η εφαρμογή KINESIO TAPE™ φαίνεται ότι δεν επηρεάζει την ικανότητα αναπαραγωγής θέσης της ποδοκνημικής άρθρωσης, το απόλυτο σφάλμα στην ικανότητα αναπαραγωγής της θέσης της άρθρωσης αυξάνει καθώς αυξάνει η γωνία πελματιαίας κάμψης ενώ φαίνεται ότι η δοκιμασία αναπαραγωγής της θέσης της ποδοκνημικής άρθρωσης είναι αξιόπιστη και δεν παρουσιάζει συστηματικά σφάλματα.

# ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1-ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....</b>	<b>3</b>
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2-ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ.....</b>	<b>6</b>
2.1 ΑΝΑΤΟΜΙΚΗ ΠΟΔΟΚΝΗΜΙΚΗΣ ΚΑΙ ΔΙΑΣΤΡΕΜΜΑ.....	6
2.2 ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΝΕΥΡΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΚΑΙ ΙΔΙΟΔΕΚΤΙΚΟΤΗΤΑ.....	15
2.3 ΚΙΝΗΣΙΟ ΤΑΡΕ:ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΥΠΟΒΑΘΡΟ ΚΑΙ ΑΡΧΕΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ..	39
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3-ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ.....</b>	<b>47</b>
3.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΚΑΙ ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΠΑΡΟΥΣΑΣ ΜΕΛΕΤΗΣ.....	47
3.2 ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ.....	51
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4-ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....</b>	<b>59</b>
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5-ΣΥΖΗΤΗΣΗ ΚΑΙ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....</b>	<b>70</b>
<b>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....</b>	<b>78</b>

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1-ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η επίδεση της ποδοκνημικής άρθρωσης θεωρείται μία καθιερωμένη προφυλακτική πρακτική για την μείωση των διαστρεμμάτων της ποδοκνημικής άρθρωσης [Robins και συνεργάτες, 1995]. Παρά το γεγονός ότι η χρήση των λειτουργικών ναρθήκων παρουσιάζει αυξημένη συχνότητα, η χρήση της επίδεσης παραμένει ακόμα δημοφιλής μεταξύ αθλητών, φυσιοθεραπευτών και αθλητιάτρων. Τα τελευταία χρόνια έχουν εφαρμοσθεί και νέες μέθοδοι επίδεσης για την θεραπεία και πρόληψη των τραυματισμών της ποδοκνημικής άρθρωσης. Το KINESIO TAPE™ είναι μία πρωτοποριακή μορφή επίδεσης με την χρήση ειδικής ελαστικής ταινίας. Το KINESIO TAPE™ διαφέρει από τις κοινές ταινίες επίδεσης για τον λόγο ότι η ελαστική του ταινία μπορεί να επιμηκυνθεί μέχρι 140% του αρχικού της μήκους προτού εφαρμοστεί στο δέρμα. Μετά την εφαρμογή της στο δέρμα εφαρμόζει μια συνεχή έλξη στην επιφάνεια στην οποία έχει εφαρμοστεί αντίθετα με τις κοινές ταινίες επίδεσης. Το υλικό της ειδικής ταινίας του KINESIO TAPE™ είναι διαπερατό από τον αέρα και αδιαπέραστο στο νερό και μπορεί να φορεθεί για συνεχόμενες ημέρες. Στην παρούσα φάση το KINESIO TAPE™ χρησιμοποιείται στην άμεση μετατραυματική φάση και κατά την διάρκεια της αποθεραπείας.

Οι προτεινόμενοι μηχανισμοί δράσης του KINESIO TAPE™ διαφέρουν από αυτούς των κοινών ταινιών επίδεσης. Το KINESIO TAPE™ επιχειρεί να δράσει θεραπευτικά σε αντίθεση με τις κοινές ταινίες επίδεσης οι οποίες δρουν στηρικτικά από μηχανικής άποψης. Σύμφωνα με τον κατασκευαστή οι προτεινόμενοι μηχανισμοί δράσης είναι (1) βελτίωση της μυϊκής λειτουργίας μέσω της διάτασης των τραυματισμένων μυών, (2) βελτίωση της αιματικής και λεμφικής ροής, (3) μείωση της

αίσθησης πόνου, (4) επανατοποθέτηση των υπεξαρθρημένων αρθρώσεων μέσω εξάλειψης της αυξημένης μυϊκής τάσης [Kase και συνεργάτες, 1996]. Ένας επιπρόσθετος μηχανισμός δράσης έχει πρόσφατα προταθεί σύμφωνα με τον οποίο το KINESIO TAPE™ αυξάνει την ιδιοδεκτικότητα μέσω αυξημένης διέγερσης των επιφανειακών μηχανουποδοχέων [Murray και Husk, 2001]. Ο προτεινόμενος αυτός μηχανισμός αποτελεί το αντικείμενο της παρούσας μελέτης.

Δεν υπάρχουν αρκετά δεδομένα σχετικά με την επίδραση του KINESIO TAPE™ στην ιδιοδεκτικότητα, ωστόσο έχει προταθεί η υπόθεση ότι το KINESIO TAPE™ ασκεί την δράση του μέσω επίδρασης στους επιφανειακούς μηχανουποδοχείς του δέρματος [Murray και Husk, 2001]. Για τον λόγο αυτό στην παρούσα μελέτη υποθέτουμε ότι το KINESIO TAPE™ μπορεί να έχει μια παρόμοια επίδραση στην ιδιοδεκτικότητα της ποδοκνημικής άρθρωσης. Η εφαρμογή πίεσης και διάτασης του δέρματος διεγείρει τους επιφανειακούς μηχανουποδοχείς. Η αίσθηση της διάτασης πιθανώς επιφέρει κεντρομόλες ώσεις σχετιζόμενες με την κίνηση ή τη θέση της άρθρωσης στο χώρο [Grigg ,1994]. Επιπρόσθετα έχει υποστηριχθεί ότι οι επιφανειακοί μηχανουποδοχείς παίζουν ρόλο στην αντίληψη της έναρξης κίνησης της άρθρωσης και στην αντίληψη της θέσης της άρθρωσης με τρόπο παρόμοιο με αυτό των αρθρικών μηχανουποδοχέων, πιθανότατα λόγω διάτασης του δέρματος στα τελικά όρια του εύρους κίνησης [Riemann και Lephart, 2002]. Παρά το γεγονός ότι ο ρόλος των επιφανειακών μηχανουποδοχέων δεν έχει ξεκαθαριστεί πλήρως, υπάρχουν δεδομένα που συνηγορούν στο ότι είναι υπεύθυνοι για την αντίληψη της έναρξης κίνησης της άρθρωσης καθώς και πιθανόν και στην αντίληψη της θέσης της άρθρωσης [Simoneau και συνεργάτες, 1997].

Υπάρχουν αρκετές μελέτες που εξέτασαν την επίδραση των κοινών ταινιών επίδεσης στην ιδιοδεκτικότητα της ποδοκνημικής άρθρωσης [Karlsson και

Andreasson, 1992, Robbins και συνεργάτες, 1995, Heit και συνεργάτες, 1996]. Ωστόσο πολύ λίγα δεδομένα υπάρχουν σχετικά με την επίδραση εναλλακτικών ταινιών επίδεσης όπως το KINESIO TAPE™ στην ιδιοδεκτικότητα της ποδοκνημικής άρθρωσης. Για παράδειγμα οι Murray και Husk, 2001 κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι το KINESIO TAPE™ έχει θετική επίδραση στην ιδιοδεκτικότητα της ποδοκνημικής άρθρωσης. Στη μελέτη αυτή επίδεση με KINESIO TAPE™ όπως στα διαστρέμματα του έξω σφυρού βελτίωσε την ιδιοδεκτικότητα σε θέσεις χωρίς φόρτιση και ειδικά στο μέσο του εύρους κίνησης της ποδοκνημικής όπου οι αρθρικοί μηχανοποδοχείς είναι ανενεργοί.

Η επαναφορά της ιδιοδεκτικότητας μετά από τραυματισμό αποτελεί ένα πολύ σημαντικό κλινικό στόχο [Lephart και συνεργάτες 1997]. Τα αυξημένα επίπεδα της σωματοαισθητικότητας ως αποτέλεσμα αυξημένης διέγερσης των ιδιοδεκτικών υποδοχέων πιθανότατα βελτιώνουν το σύστημα ελέγχου ισορροπίας του αθλητή και συμβάλλουν στην γρηγορότερη επιστροφή σε αθλητική δραστηριότητα.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2-ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

### 2.1 ΑΝΑΤΟΜΙΚΗ ΤΗΣ ΠΟΔΟΚΝΗΜΙΚΗΣ ΚΑΙ ΔΙΑΣΤΡΕΜΜΑ

#### 1. Ανατομική

Η ποδοκνημική θεωρείται ως γωνιώδης μονοαξονική διάρθρωση και ονομάζεται και αστραγαλοκνημική, παρόλο που στο σχηματισμό της συγκεκριμένης άρθρωσης παίρνει μέρος εκτός από την κνήμη και τον αστράγαλο και η περόνη. Από τα παραπάνω γίνεται αντιληπτό ότι ο σκοπός της συγκεκριμένης άρθρωσης είναι η σύνδεση του σκελετού της κνήμης με τον σκελετό του άκρου ποδός (Εικόνα 1).



Εικόνα 1: Ανατομική της ποδοκνημικής άρθρωσης.

Οι αρθρικές επιφάνειες είναι αφενός η περονοκνημική γλήνη και αφετέρου η τροχλία του αστραγάλου (συντάσσεται με το άνω τοίχωμα της περονοκνημικής γλήνης) και οι σφυρίτιδες επιφάνειες του σώματός του (συντάσσονται με το έσω και

έξω σφυρό). Οι επιφάνειες αυτές καλύπτονται από υαλοειδή αρθρικό χόνδρο που είναι παχύτερος στην έσω πλευρά της τροχιλίας και λεπτότερος προς τα έξω. Ο ινώδης αρθρικός θύλακας έχει σχήμα περιχειρίδας που προσφύεται κοντά στις αρθρικές επιφάνειες της άρθρωσης. Το πρόσθιο και το οπίσθιο τμήμα του ινώδη θύλακα είναι λεπτά και χαλαρά, ώστε να διευκολύνονται οι κινήσεις κάμψης – έκτασης στην άρθρωση. Τα πλάγια τμήματα είναι παχύτερα και ισχυρότερα. Ο αρθρικός υμένας επαλείφει την προς τα έσω στραμμένη επιφάνεια του ινώδη θύλακα, καθώς και τις επιφάνειες των οστών που βρίσκονται μέσα στην άρθρωση αλλά δεν είναι αρθρικές. Αυτός σχηματίζει στην οπίσθια επιφάνειά του πολλές μικρές θυλακοειδείς προεκβολές ανάμεσα στις ίνες του ινώδη θύλακα που επικοινωνούν με τα ορογόνα έλυτρα των τενόντων που έρχονται σε επαφή με την άρθρωση. Αυτό λοιπόν εξηγεί γιατί όταν φλεγμαίνει η άρθρωση και αυξάνει σε αυτήν το αρθρικό υγρό, εμφανίζεται ως οίδημα στην περιοχή του αχίλλειου τένοντα.

## **2. Σύνδεσμοι**

Οι σύνδεσμοι που κυρίως ενισχύουν την άρθρωση είναι ο έσω και ο έξω πλάγιος σύνδεσμος, αλλά υπάρχουν και ο πρόσθιος και οπίσθιος σύνδεσμος της ποδοκνημικής διάρθρωσης που ουσιαστικά απλά αποτελούν παχύνσεις του ινώδη θυλάκου της άρθρωσης στο πρόσθιο και οπίσθιο τμήμα του. Οι ταινίες από παχύ συνδετικό ιστό που προσφύονται μεταξύ των οστών και της άρθρωσης.

A) Ο έσω πλάγιος ή δελτοειδής σύνδεσμος είναι ένα τριγωνικού σχήματος ισχυρό ινώδες πέταλο που προσφύεται στο πρόσθιο και οπίσθιο χείλος του έσω σφυρού και έπειτα διαχωρίζεται σε 3 δεσμίδες :

1) πρόσθιος αστραγαλοκνημικός σύνδεσμος



- 2) πτερνοκνημικός σύνδεσμος
- 3) οπίσθιος αστραγαλοκνημικός σύνδεσμος

B) Ο έξω πλάγιος σύνδεσμος έχει 3 ανεξάρτητες ινώδεις δεσμίδες που προσφύονται στο έξω σφυρό και είναι:

- 1) πρόσθιος αστραγαλοπερονικός σύνδεσμος
- 2) πτερνοπερονικός σύνδεσμος
- 3) οπίσθιος αστραγαλοπερονικός σύνδεσμος

### **3. Λειτουργική σημασία των συνδέσμων**

Η κύρια ενέργεια του έσω πλάγιου συνδέσμου είναι ο έλεγχος της κατάσπασης του έσω χείλους του ακραίου ποδιού. Βίαιη υπέρμετρη κατάσπαση του έσω χείλους (ή ανάσπαση του έξω χείλους) του ακραίου ποδιού μπορεί να προκαλέσει ρήξη του έσω συνδέσμου, αν και εξαιτίας της ισχύς του δυνατόν να προηγηθεί κάταγμα του έσω σφυρού. Κύρια λειτουργία του έξω πλάγιου συνδέσμου είναι η παρεμπόδιση της υπέρμετρης ανάσπασης του έσω χείλους του ακραίου ποδιού, την οποία και επιτελεί διά του πτερνοπερονικού συνδέσμου. Ο σύνδεσμος σε αυτήν την λειτουργία φυσικά επικουρείται από τον τόνο των περνιαίων μυών.

### **4. Αγγείωση και νεύρωση της ποδοκνημικής άρθρωσης**

Η άρθρωση αιματώνεται από τις σφυρίδες αρτηρίες (κλάδοι πρόσθιας κνημιαίας, ραχιαίας του ποδιού αρτηρίας, οπίσθιας κνημιαίας αρτηρίας και διατριπρώντος

κλάδου της περωναίας αρτηρίας). Νευρώνεται από κλάδους από το μείζον σαφηνές, εν τω βάθει περωναίο και κνημιαίο νεύρο.

## **5. Διάστρεμμα ποδοκνημικής**

Διάστρεμμα καλείται η βίαιη διάταση ή ρήξη των μαλακών μορίων (συνδέσμων, θυλάκου, σπάνια μυών) που συγκροτούν μια άρθρωση. Σύμφωνα με τους Kofotolis και συνεργάτες, 2007 είναι η συχνότερη κάκωση της ποδοκνημικής ιδιαίτερα σε αθλητές, που υφίσταται απ' τη στιγμιαία απομάκρυνση που μπορούν να υποστούν οι αρθρικές επιφάνειες σε μια άρθρωση, και έπειτα σχεδόν αμέσως ξαναγυρίζουν στη φυσική πρώτη τους θέση.

Ανάλογα με τον μηχανισμό που προκάλεσε το διάστρεμμα, οι βλάβες κυμαίνονται από διάταση στους συνδέσμους που περιβάλλουν την άρθρωση, αιμορραγίες μέσα στην άρθρωση (από ρήξη συνδέσμου που οδηγεί στον σχηματισμό μελανιάς) και γύρω απ' αυτήν μέχρι και μικροτραυματισμοί στις αρθρικές επιφάνειες.

Το διάστρεμμα διαφέρει από την μυϊκή θλάση, καθώς αναφέρεται σε τραυματισμό των συνδέσμων της άρθρωσης, σε αντίθεση με την θλάση, που αφορά όπως το αναφέρει και η ορολογία, τους μύες. Πρόκειται για την περισσότερο συνηθισμένη αθλητική κάκωση. Αφορά κυρίως τραυματισμό του δελτοειδή συνδέσμου, που βρίσκεται στην έσω επιφάνεια του αστραγάλου και του αστραγαλοπερονικού συνδέσμου, που βρίσκεται στην έξω επιφάνεια του αστραγάλου, σαν αποτέλεσμα υπερβολικού πρηνισμού ή υππιασμού στην ποδοκνημική άρθρωση. Η συχνότητα εμφάνισης αυτού του τραυματισμού διαφέρει

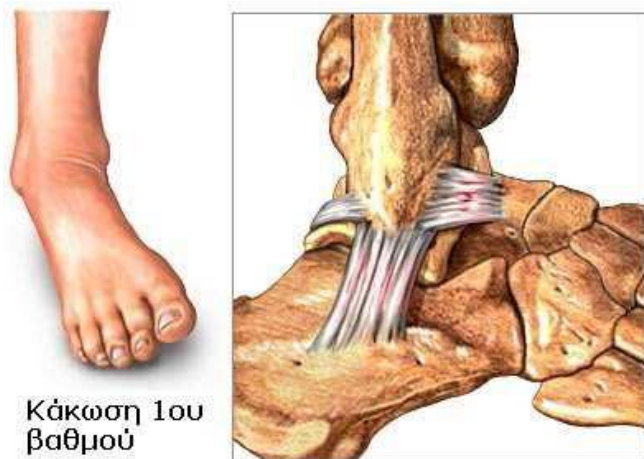
σε κάθε άθλημα: 45% στην καλαθοσφαίριση, 31% στο ποδόσφαιρο, 25% στην πετοσφαίριση.

Η συμπτωματολογία που θα οδηγήσει σε διάγνωση του διαστρέμματος είναι: έντονος πόνος (που επιδεινώνεται με την κίνηση), οίδημα στην περιοχή που είναι η άρθρωση (πρήξιμο) πρόσκαιρη λειτουργική δυσκολία στις κινήσεις που σχετίζονται μαζί της. Όλα τα παραπάνω συμπτώματα είναι πρόσκαιρα κι ύστερα από μερικές μέρες υποχωρούν, αποκαθιστώντας τις συνθήκες στο φυσιολογικό. Κατά την πρώιμη διάγνωση του διαστρέμματος ο ιατρός καλείται να το διαφοροδιαγνώσει από το εξάρθρημα. Εξάρθρημα ονομάζουμε την κατάσταση εκείνη που έχουμε μόνιμη παρεκτόπιση στις αρθρικές επιφάνειες που έχει μία άρθρωση. Όπως είναι φυσικό, κάθε εξάρθρημα συνοδεύεται απ' όλη τη συμπτωματολογία που μας δίνει το διάστρεμμα, με πρόσθετο τη μόνιμη παρεκτόπιση στα οστά και βέβαια ο πόνος είναι πολύ πιο δυνατός, όπως και η παραμόρφωση στην άρθρωση μεγαλύτερη. Τα διαστρέμματα είναι συχνότερα στα κάτω άκρα (ποδοκνημική άρθρωση, γόνατο) και λιγότερο συχνά στα άνω (δάχτυλα, πηχεοκαρπική, αγκώνας).

Σε μια ευρύτερη θεώρηση τα διαστρέμματα μπορούν να διακριθούν σε:

### **1ου Βαθμού:**

Ο σύνδεσμος διατάθηκε υπερβολικά ή προκλήθηκε ελαφριά ρήξη. Η περιοχή είναι επώδυνη, ιδιαίτερα κατά τη διάρκεια της κίνησης. Υπάρχει ελαφρό οίδημα. Η άρθρωση μπορεί να δεχτεί φόρτιση (Εικόνα 2).



**Εικόνα 2:** Διάστρεμμα 1<sup>ου</sup> βαθμού.

### **2ου Βαθμού:**

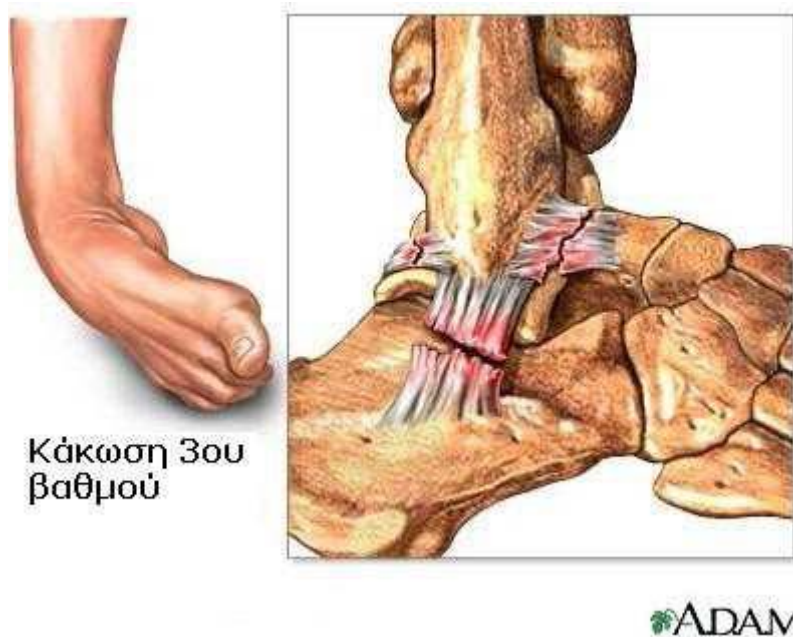
Υπάρχει μερική ρήξη του συνδέσμου. Η άρθρωση είναι ευαίσθητη, επώδυνη, ενώ κινείται με δυσκολία. Συνυπάρχει μεγάλο οίδημα. Προκαλείται αίσθημα αστάθειας στην προσπάθεια βάρδισης (Εικόνα 3).



**Εικόνα 3:** Διάστρεμμα 2<sup>ου</sup> βαθμού.

### **3ου Βαθμού:**

Υπάρχει ολική ρήξη του συνδέσμου. Η περιοχή είναι επώδυνη. Δεν μπορεί να κινηθεί φυσιολογικά η άρθρωση ή να δεχτεί φόρτιση, ενώ στην προσπάθεια βάρδισης υπάρχει η αίσθηση της απώλειας στήριξης. Υπάρχει μεγάλο οίδημα που μπορεί να συνοδεύεται από εξάρθρωση της άρθρωσης. Υπάρχει δυσκολία στην εκτίμηση αν πρόκειται για ολική ρήξη συνδέσμου ή κάταγμα, ενώ απαιτεί άμεση ακινητοποίηση της άρθρωσης και χειρουργική αποκατάσταση (Εικόνα 4).



**Εικόνα 4:** Διάστρεμμα 3<sup>ου</sup> βαθμού.

Ο κυριότερος παράγοντας που συγκρατεί την άρθρωση είναι το βάρος του σώματος αφού αυτό ωθεί το κάτω άκρο της κνήμης στο να βρίσκεται σε επαφή με τον αστράγαλο. Ενισχύουν παθητικά οι έσω και έξω πλάγιοι σύνδεσμοι και ενεργητικά ο τόνος των μυών των οποίων οι τένοντες διασταυρώνονται με την άρθρωση. Στην ποδοκνημική άρθρωση όπως και σε όλες τις γωνιώδεις αρθρώσεις, διενεργούνται κινήσεις γύρω από ένα εγκάρσιο άξονα, δηλαδή κινήσεις ραχιαίας και πελματιαίας κάμψης.

Τα διαστρέμματα όπως αναφέραμε και πριν, είναι εξαιρετικά συχνές κακώσεις και είναι κυρίως συνέπεια πτώσεων ή έντονης σωματικής δραστηριότητας. Γι' αυτό και παρατηρείται συνήθως στους αθλητές και πιο συχνά σε αυτούς που ασχολούνται με πρωταθλητισμό. Ο μηχανισμός πρόκλησης του διαστρέμματος κατά την πτώση επέρχεται με την απότομη έσω στροφή του άκρου ποδός, με αποτέλεσμα την απότομη διάταση των 2 κύριων συνδέσμων της άρθρωσης. Παράγοντες κινδύνου για διάστρεμμα αποτελούν:

- ∅ Το αυξημένο σωματικό βάρος ή η απουσία σωματικής άσκησης σε ορισμένα σπορ όπως για παράδειγμα το ποδόσφαιρο ή η καλαθόσφαιρα, συσχετίζονται με αυξημένο κίνδυνο τραυματισμού.
- ∅ Επίσης η κακή επιλογή παπουτσιών είναι ακόμη ένας παράγοντας που συμβάλλει στη πρόκληση διαστρέμματος.
- ∅ Ορισμένα άτομα λόγω του ότι έχουν αδυναμία των μυών ή χαλαρούς συνδέσμους λόγω κάποιας πάθησης ή λόγω σωματότυπου ή τρόπου ζωής, είναι επίσης ιδιαίτερα επιρρεπή στα διαστρέμματα του αστραγάλου.
- ∅ Είναι εξαιρετικά συχνή κάκωση στα αθλήματα όπου χρησιμοποιούνται όργανα κρούσης, όπως μπαστούνια του χόκεϊ ή ρακέτες, και επίσης στα πιο βίαια εξ αυτών, όπως η πυγμαχία και η πάλη.
- ∅ Ωστόσο, οι διατάσεις είναι επίσης πολύ συνηθισμένες όταν δεν πραγματοποιούνται αρχικά διατατικές ασκήσεις και προθέρμανση κάθε φορά που γυμνάζεται κανείς.
- ∅ Κακή φυσική κατάσταση: η κακή φυσική κατάσταση μπορεί να αφήσει τους μύς σας αδύναμους και πιο εύκολους στο να υποστούν βλάβη.

- Ø Κακή τεχνική: όπως π.χ. ο τρόπος ο οποίος προσγειώνεστε από ένα άλμα μπορεί να επηρεάσει το ρίσκο του τραυματισμού.
- Ø Η κούραση: οι κουρασμένοι μύες είναι περισσότερο πιθανό να μας προσφέρουν κακή στήριξη της άρθρωσης ώστε να δημιουργηθεί διάστρεμμα.
- Ø Η κακή προθέρμανση: η καλή προθέρμανση είναι πάρα πολύ βασική για να μπορέσουμε να κάνουμε ασκήσεις και να μπορέσουμε να αποφύγουμε διαστρέμματα.

## 2.2 ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΝΕΥΡΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΚΑΙ ΙΔΙΟΔΕΚΤΙΚΟΤΗΤΑ

### 1. Οργάνωση νευρικού συστήματος

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 και 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 και Hall, 1998]. Το ΚΝΣ περιλαμβάνει τα εξής τμήματα:

**Τα εγκεφαλικά ημισφαίρια** (Εικόνα 5): 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 ιππόκαμπος. 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 ιππόκαμπος 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 και 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.

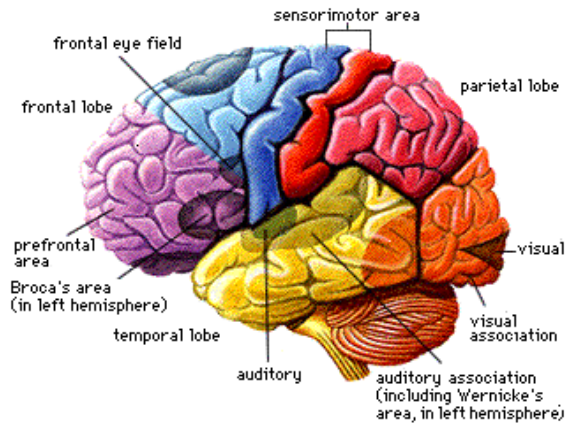
**Η παρεγκεφαλίδα:** Αποτελείται από δύο ημισφαίρια και από το μεταξύ τους σκώληκα. Ρυθμίζει την εκμάθηση της κινητικής επιδεξιότητας. Είναι ο κύριος ρυθμιστής της μυϊκής συνέργιας για την επιτέλεση εκούσιων κινήσεων και για τη διατήρηση της ισορροπίας του σώματος.

**Η γέφυρα:** 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 μέρια του κορμού και των άκρων.



Εικόνα 5: Διαχωρισμός του εγκεφάλου.

## 2. Αισθητικότητα

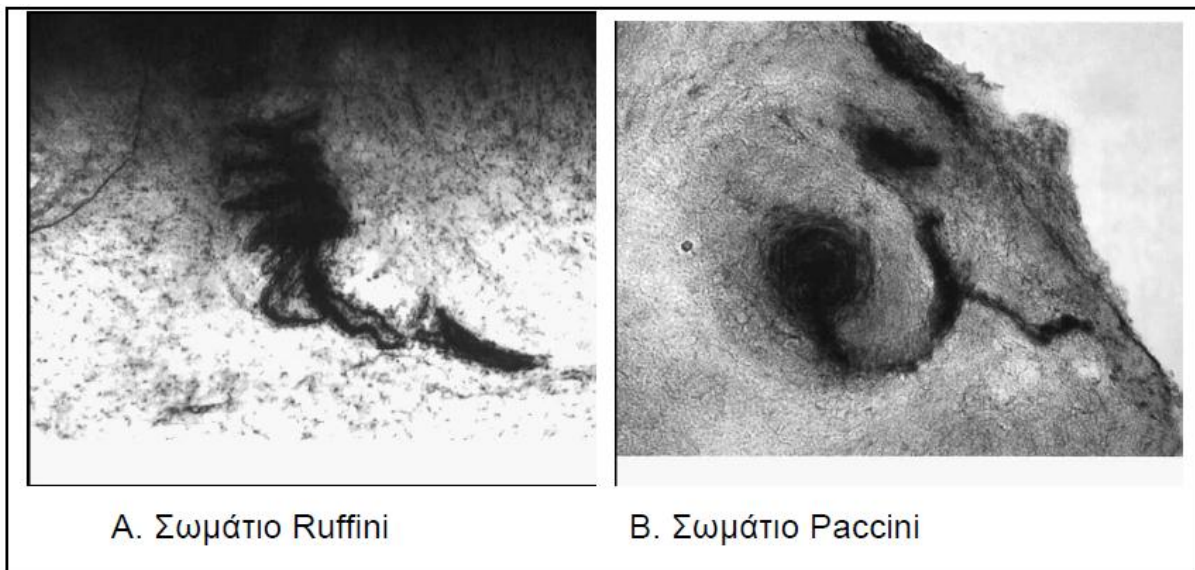
Ο όρος αναφέρεται στο σύνολο των συνειδητών λειτουργιών οι οποίες ενημερώνουν κάθε ζωντανό οργανισμό για τις συνθήκες που επικρατούν στο περιβάλλον και τις μεταβολές που συμβαίνουν σε αυτό. Οι πληροφορίες-ερεθίσματα από το περιβάλλον, ανιχνεύονται από περιφερικούς υποδοχείς οι οποίοι βρίσκονται διάσπαρτοι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

Η ταξινόμηση των υποδοχέων γίνεται με δύο τρόπους:

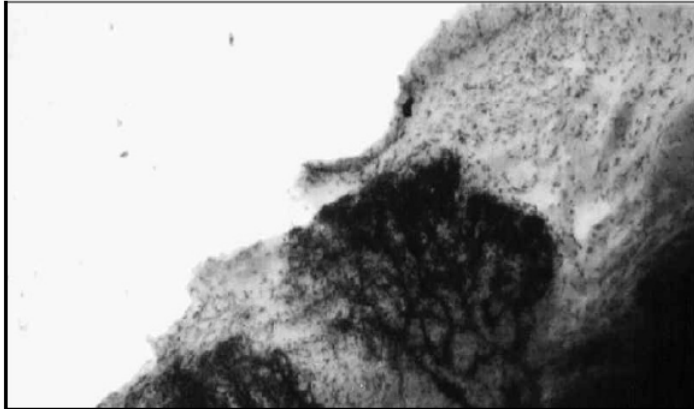
α. Ανάλογα με τη θέση εντοπισμού τους

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 διαφοροποίησης τους διεγείρονται από συγκεκριμένο είδος ερεθίσματος. Έχουν αναγνωρισθεί 7 είδη αισθητικών εξωδεκτικών υποδοχέων και 2 είδη αισθητικών ιδιοδεκτικών υποδοχέων [Σταυρίδης, 1997]. Αισθητικοί εξωδεκτικοί υποδοχείς είναι δίσκοι του Merkel, τα σωμάτια Ruffini (Εικόνα 6α) , τα σωμάτια Meissner, τα σωμάτια Paccini (εικόνα 6β) , τα σωμάτια Krause, οι υποδοχείς στο θύλακο των τριχών και οι ελεύθερες νευρικές απολήξεις. Αισθητικοί ιδιοδεκτικοί υποδοχείς είναι τα τενόντια όργανα Golgi (Εικόνα 7) και οι μυϊκές άτρακτοι που εντοπίζονται στους τένοντες και στους μύες αντίστοιχα.



**Εικόνα 6:** Σωμάτιο Ruffini (α) και σωμάτιο Paccini (β).



**Εικόνα 7:** Τενόντιο όργανο Golgi.

Σύμφωνα με τον Enoka, 1994 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) [Brodai, 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 και Happel, 1990, Guyton και 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 χημιοϋποδοχείς. 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 [Brodai, 1992, Guyton και 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 (Brodai, 1992).

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 ελαφριάς πίεσης στον υποδοχέα αυτό προκαλεί διάνοιξη των διαύλων  $\text{Na}^+$ . Σε κατάσταση ηρεμίας η μεμβράνη του υποδοχέα επιτρέπει τη διέλευση περιορισμένου αριθμού ιόντων  $\text{Na}^+$  γιατί οι δίαυλοι 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  $\text{Na}^+$  και εξόδου των ιόντων  $\text{K}^+$ . 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  $\text{Na}^+$  που θα διανοίγουν. 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. 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 ευαισθητοποίησής τους και από το είδος του πρωταρχικού ερεθίσματος. Ιδιαίτερη λειτουργική σημασία, έχει το γεγονός ότι μετά από ένα χρονικό διάστημα από την έναρξη του ερεθισματογωγού παράγοντα, παρουσιάζεται ελάττωση των παραγόμενων ώσεων η οποία είναι δυνατόν να καταλήξει σε πλήρη απώλεια ανταπόκρισης του οργάνου στο ερέθισμα. Το φαινόμενο αυτό 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 Pacini, ενώ τονικοί θεωρούνται οι υποδοχείς του πόνου, οι οποίοι παράγουν νευρικές ώσεις για όσο χρόνο διατηρείται το ερέθισμα. Σε αυτή την κατηγορία υπάγονται και οι ιδιοδεκτικοί υποδοχείς, οι οποίοι προσαρμόζονται βραδέως, γεγονός απαραίτητο για τη διατήρηση της στάσης και της ισορροπίας [Enoka, 2008].



### 3. Αρθρικοί 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 [Epoika, 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 [Brodai, 1992]. Οι τύπου I αρθρικοί υποδοχείς μοιάζουν με τα τελικά σωματία 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 [Brodai, 1992, Nyland και συνεργάτες, 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 σωματία 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 [Brodai, 1992, Guyton και 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 (Brodai, 1992, Guyton και 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.

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 άτρακτου 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 [Tirrett και Voight, 1999]. 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 και Hall, 1998].

#### **4. Ιδιοδεκτικότητα**

Οι Riemann και Lephart, 2002 περιγράφουν τον όρο ιδιοδεκτικότητα 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. Σύμφωνα με τους Μιχαηλίδη, 1989 καθώς και τους Sanes και 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 και 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 και συνεργάτες, 1995, Lephart και Fu, 1995). Οι Garn και Newton, 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.

Η αξιολόγηση της ιδιοδεκτικής ικανότητας αποτελεί σημαντική ερευνητική περιοχή. 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: έχει ως στόχο 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.

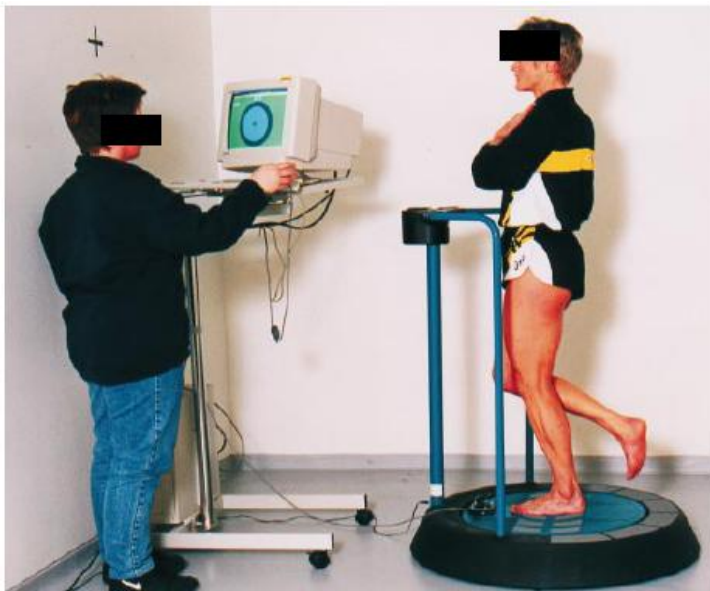
## 5. Μέθοδοι αξιολόγησης ιδιοδεκτικότητας

Υπάρχουν τρεις κατηγορίες δοκιμασιών όσον αφορά την αξιολόγηση της ιδιοδεκτικής ικανότητας. 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 δοκιμασίες 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 δοκιμασίες ισορροπίας, με τα οποία αξιολογείται η ικανότητα ισορροπίας επάνω σε πλατφόρμες ισορροπίας ή στο έδαφος σε μονοποδική ή σε διποδική στήριξη.

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. Τα κυριότερα συστήματα παρουσιάζονται συνοπτικά παρακάτω:

### 1. KAT 2000 (Kinesthetic Ability Trainer)

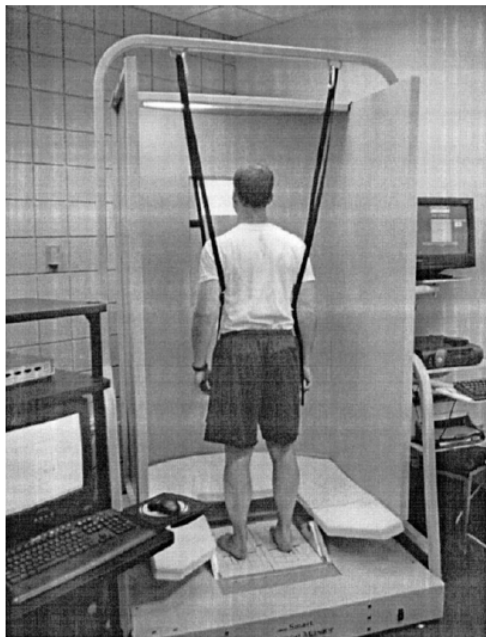


**Εικόνα 8:** Kinesthetic Ability Trainer (KAT 2000).

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 (Εικόνα 8). 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.

## 2. Neurocom 's Balance Master



**Εικόνα 9:** Neurocom 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 (Εικόνα 9). 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.

### 3. Kistler Force Platform



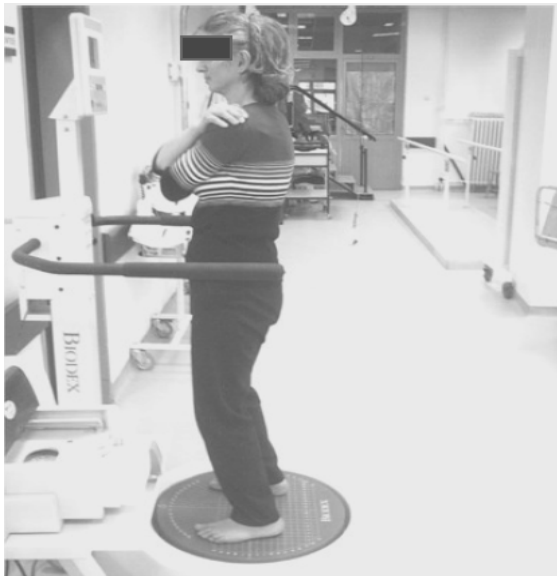
**Εικόνα 10:** Kistler forceplate.

Το σύστημα αυτό αποτελείται από τέσσερις πιεζοηλεκτρικούς μετατροπείς, που είναι τοποθετημένοι στις γωνίες της πλατφόρμας στήριξης, για τον υπολογισμό των εφαρμοζόμενων δυνάμεων (Εικόνα 10). 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.

#### 4. Biodex Stability System



**Εικόνα 11:** 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 (Εικόνα 11). 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.

Τα συστήματα αντίληψης & αναπαραγωγής γωνιακής θέσης 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 με την 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 (Εικόνα 12), 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.



**Εικόνα 12:** Ισοκινητικό δυναμόμετρο Biodex System 3.

Τα ηλεκτρονικά γωνιόμετρα είναι συσκευές αξιολόγησης της ιδιοδεκτικότητας μέσω αναπαραγωγής μιας συγκεκριμένης γωνιακής θέσης (Εικόνα 13). 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).



**Εικόνα 13:** Ηλεκτρονικό γωνιόμετρο (Noraxon Inc).

Τα 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 [Tirrett και Voight, 1999].

## 6. Ιδιοδεκτικότητα και τραυματισμοί της ποδοκνημικής άρθρωσης

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 [Tirrett και Voight, 1999]. 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 και 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.

Σχετικά με την ποδοκνημική άρθρωση ο Freeman, 1965<sup>α</sup> και ο Freeman, 1965<sup>β</sup> ήταν ο πρώτος ερευνητής που αξιολόγησε την επίδραση των διαστρεμμάτων της ποδοκνημικής στην ιδιοδεκτική ικανότητα. Σε ποσοστό 34% οι τραυματισμένοι ασθενείς εμφάνισαν ιδιοδεκτικά ελλείμματα αμέσως μετά από διάστρεμμα του έξω σφυρού. Μόλις το 16% των τραυματισμένων αθλητών δεν εμφάνισε έλλειμμα στην αξιολόγηση της μονοποδικής ισορροπίας. Οι Glencross και Thornton, 1981 προκείμενου να αποκλείσουν την επίδραση της βραχυπρόθεσμης απώλειας της ιδιοδεκτικότητας μετά από τραυματισμό, μελέτησαν την ικανότητα αναπαραγωγής θέσης της άρθρωσης μέσα στους 8 μήνες μετά από διάστρεμμα του έξω σφυρού. Στην μελέτη αυτή οι εξεταζόμενοι έπρεπε να αναπαραγάγουν μία παθητικά εφαρμοζόμενη πελματιαία κάμψη. Οι ερευνητές διαπίστωσαν σημαντικά υψηλότερο απόλυτο σφάλμα στην αναπαραγωγή της θέσης της άρθρωσης στους τραυματισμένους αστραγάλους σε σύγκριση με τους υγιείς. Επιπρόσθετα οι μελετητές διαπίστωσαν ότι όσο μεγάλωνε η γωνία πελματιαία κάμψης που έπρεπε να αναπαραχθεί τόσο μεγάλωνε και το σφάλμα. Παρόμοια αποτελέσματα διαπίστωσαν

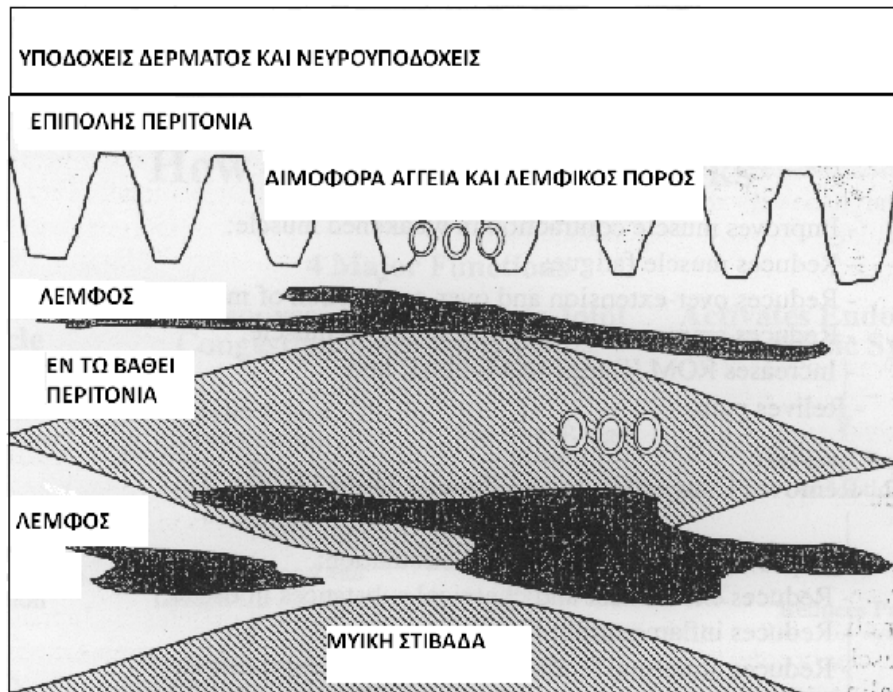
οι μελέτες των Gleitz και συνεργατών, 1993 καθώς και των Konradsen και Ravn, 1990. Συγκεκριμένα οι ερευνητές αυτοί διαπίστωσαν μια χρονοκαθυστέρηση στην ανταπόκριση του μακρού περνιαίου μυός σε μία ξαφνική αλλαγή της θέσης στην τραυματισμένη ποδοκνημική άρθρωση. Επιπρόσθετα, χρονοκαθυστέρηση στην αντανακλαστική απάντηση μετατραυματικά περιγράφεται και από τον Van Linge, 1988.

Υπό το πρίσμα των αποτελεσμάτων αυτών οι Jerosch και συνεργάτες, 1994 διαπίστωσαν ότι το ιδιοδεκτικό έλλειμμα μετά από τραυματισμούς της ποδοκνημικής άρθρωσης είναι πολύ συχνό και μπορεί να θεωρηθεί ως κύρια αιτία για την επερχόμενη λειτουργική αστάθεια. Πρόσφατα οι Leanderson και συνεργάτες, 1996 εξέτασαν την επίδραση των διαστρεμμάτων της ποδοκνημικής στην ιδιοδεκτική ικανότητα σε μία προοπτική μελέτη που συμπεριέλαβε 53 επαγγελματίες χορευτές μπαλέτου και 23 μη αθλούμενους. Έξι από τους χορευτές υπέστησαν διάστρεμμα ποδοκνημικής κατά την διάρκεια της περιόδου παρακολούθησης της μελέτης. Η ικανότητα ισορροπίας των τραυματισμένων χορευτών παρέμεινε μειωμένη για αρκετές εβδομάδες μετά τον τραυματισμό. Επιπρόσθετα οι ερευνητές διαπίστωσαν ότι η ικανότητα ισορροπίας βελτιώθηκε σημαντικά κατά την περίοδο φυσιοθεραπείας και –το πιο σημαντικό- ότι παρέμεινε βελτιωμένη ακόμα και μετά την επιστροφή των τραυματιών σε πλήρη δραστηριότητα. Με βάση τα δεδομένα αυτά είναι γενικά αποδεκτό σήμερα ότι η ιδιοδεκτικότητα της ποδοκνημικής παίζει σημαντικό ρόλο στην θεραπεία των συνδεσμικών τραυματισμών και της λειτουργικής αστάθειας αλλά και πιο σημαντικά στην πρόληψη των τραυματισμών.

## 2.3 KINESIO TAPE™: ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΥΠΟΒΑΘΡΟ ΚΑΙ ΑΡΧΕΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ

### 1. Τεχνικά χαρακτηριστικά KINESIO TAPE™

ΜΕΣΟΚΥΤΤΑΡΙΟΣ ΧΩΡΟΣ ΛΕΜΦΙΚΗΣ ΚΥΚΛΟΦΟΡΙΑΣ



Εικόνα 14: Θεωρητικό υπόβαθρο μηχανισμού δράσης KINESIO TAPE™.

Οι συμβατικοί επίδεσμοι είναι σχεδιασμένοι ώστε να περιορίζουν το εύρος κίνησης των αρθρώσεων και των μυών. Για το λόγο αυτό αρκετές στοιβάδες επίδεσμου πρέπει να εφαρμοστούν γύρω από την περιοχή εφαρμογής με αποτέλεσμα την αύξηση της ενδομυϊκής πίεσης η οποία με την σειρά της προκαλεί στάση στην ροή του μεσοκυττάριου υγρού. Για τον λόγο αυτό άλλωστε οι αθλητικοί επίδεσμοι εφαρμόζονται αμέσως πριν την έναρξη κάποιας αθλητικής δραστηριότητας και αφαιρούνται αμέσως μετά το πέρας της δραστηριότητας (Εικόνα 14).

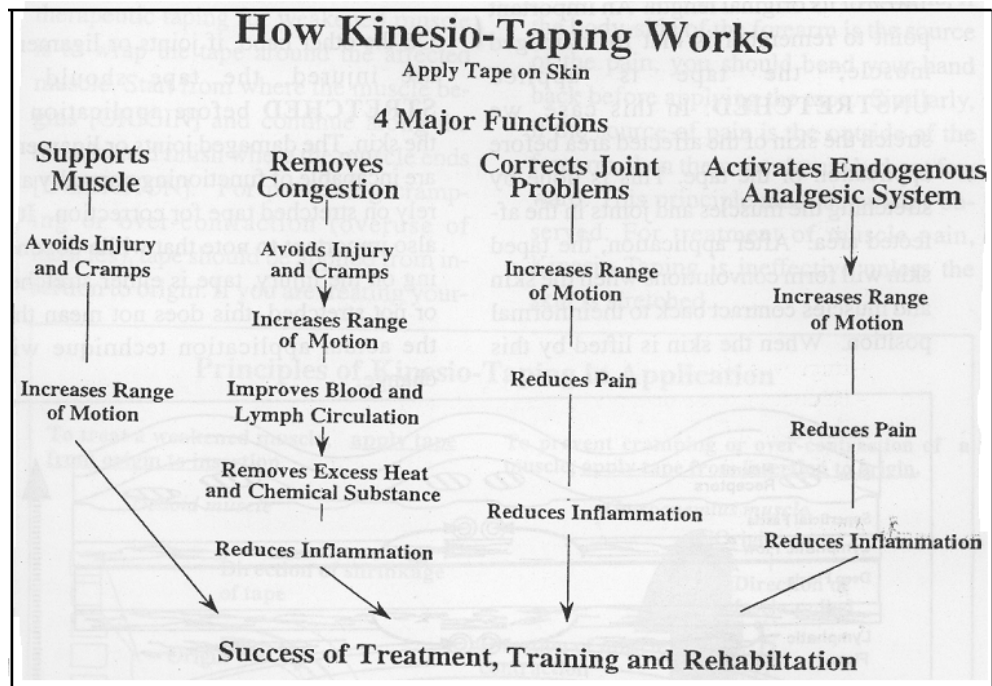
Το KINESIO TAPE™ έχει διαφορετικά χαρακτηριστικά που επιτρέπουν την κίνηση των μυών σε όλο τους το εύρος. Για το λόγο αυτό το KINESIO TAPE™ αποτελείται από ίνες με ελαστικότητα 130-140% του αρχικού μεγέθους. Η



ελαστικότητα αυτή αφενός επιτρέπει πλήρη κινητικότητα του μυός αφετέρου αποτρέπει την υπερδιάταση του μυός.

Θεωρητικά οι λειτουργίες του KINESIO TAPE™ διακρίνονται σε [Kase, 1996], (Εικόνα 15):

1. υποστηρικτική δράση των μυών (βελτιώνει την μυϊκή σύσπαση, μειώνει την μυϊκή κόπωση, μειώνει την μυϊκή υπερδιάταση, μειώνει την πιθανότητα τραυματισμού, αυξάνει του εύρος κίνησης, μειώνει τον μυϊκό πόνο).
2. βελτίωση της κυκλοφορίας των υγρών του σώματος (βελτίωση αιματικής και λεμφικής κυκλοφορίας, μείωση της συσσώρευσης θερμότητας και μεταβολικών παραπροϊόντων στους μύες, μείωση της φλεγμονώδους εξεργασίας).
3. ενεργοποίηση των ενδογενών αναλγητικών συστημάτων (ενεργοποίηση του νωτιαίου αντανακλαστικού, ενεργοποίηση φυγόκεντρων οδών).
4. αντιμετώπιση προβλημάτων των αρθρώσεων (αντιμετώπιση μυϊκού σπασμού, αποκατάσταση μυϊκού τόνου).

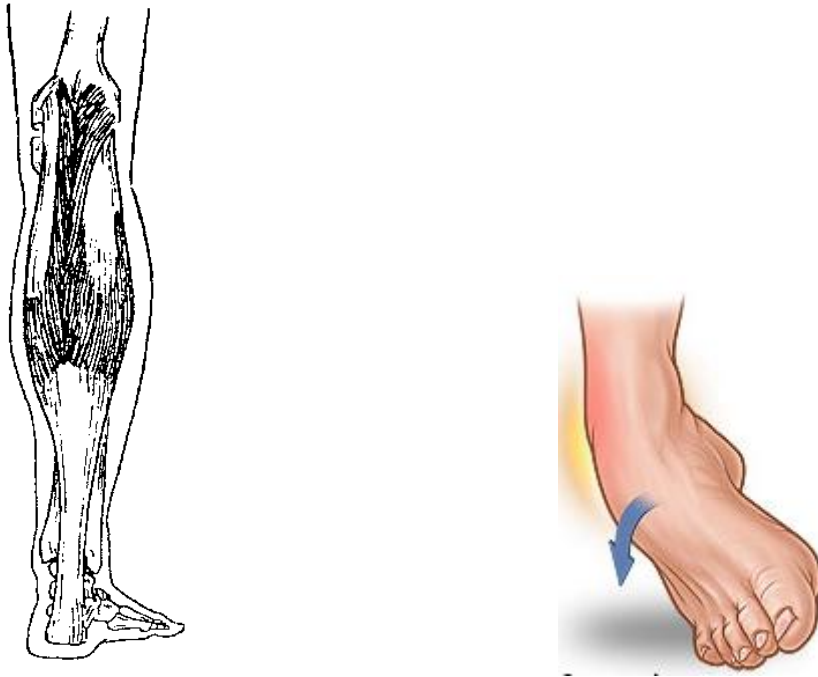


**Εικόνα 15:** Θεωρητικοί μηχανισμοί δράσης KINESIO TAPE™.

## **2.Πρακτική εφαρμογή KINESIO TAPE™ στους μύες της ποδοκνημικής άρθρωσης**

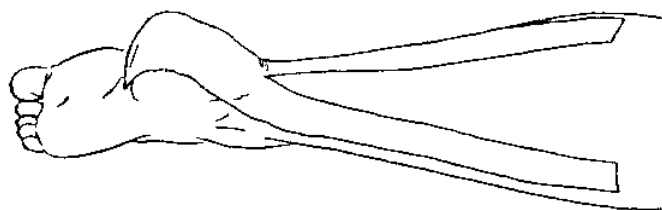
Οι μύες που αφορούν την προστασία της ποδοκνημικής άρθρωσης από τα διαστρέμματα είναι γαστροκνήμιος, υποκνημίδιος και οι περωναίοι. Για κάθε ένα από αυτούς περιγράφονται σχηματικά οι τεχνικές εφαρμογής του KINESIO TAPE™.

**A. Γαστροκνήμιος και υποκνημίδιος (Εικόνα 16).**



**Εικόνα 16:** Γαστροκνήμιος και υποκνημίδιος μυς.

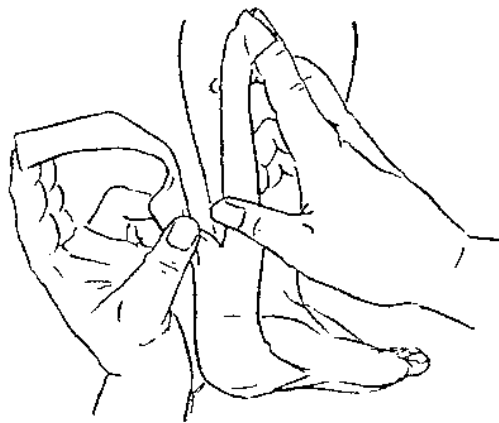
Ανήκουν στους πελματιαίους καμπτήρες της ποδοκνημικής και οι καταφύσεις τους σχηματίζουν τον Αχίλλειο τένοντα. Δρουν κατά την πελματιαία κάμψη της ποδοκνημικής και επί τα εκτός του άκρου πόδα. Επίσης έχουν σημαντική συμβολή έξω στροφή [Εικόνα]. Για τους μύες αυτούς απαιτείται ταινία πλάτους ~5 cm και μήκους ~31 cm η οποία θα έχει σχήμα Υ. Εκτός από διαστρέμματα της ποδοκνημικής, η συγκεκριμένη εφαρμογή χρησιμοποιείται σε φλεγμονές του Αχίλλειου τένοντα και διάφορες καταστάσεις που προκαλούν πόνο στην πελματιαία επιφάνεια της πτέρνας. Σχηματικά η τελική εφαρμογή είναι ως εξής [Εικόνα 17]:



**Εικόνα 17:** Εφαρμογή KINESIO TAPE™ για το γαστροκνήμιο μυ.

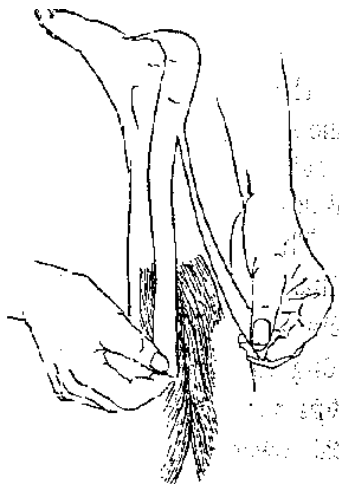
Για την εφαρμογή απαιτούνται δύο στάδια ως εξής:

1. Κάμψη του γόνατος 90°, έκταση του ποδός στο μέγιστο όριο. Στη συνέχεια εφαρμογή της βάσης της ταινίας στην πτέρνα και ακολούθως εφαρμογή της ταινίας καθώς η ποδοκνημική εκτείνεται προς το μέγιστο όριο [Εικόνα 18].



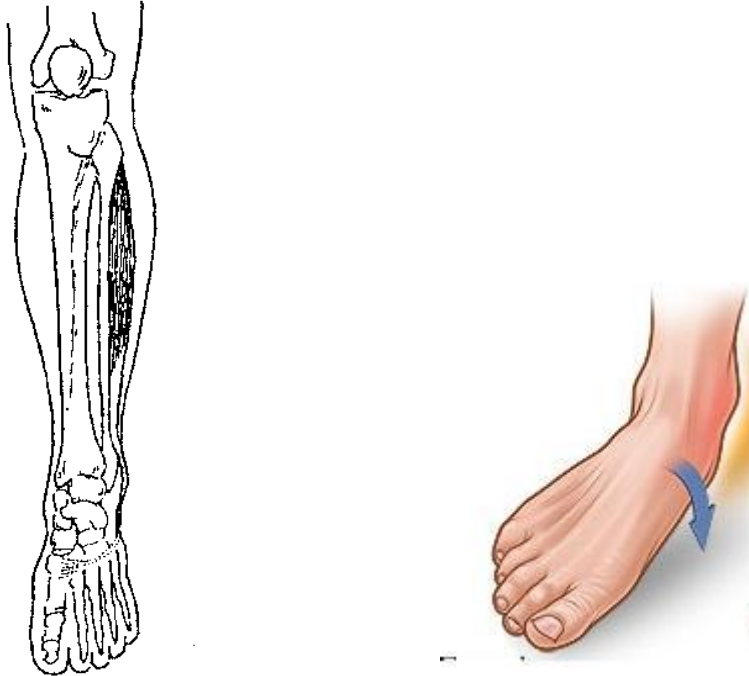
**Εικόνα 18:** Πρώτο στάδιο εφαρμογής KINESIO TAPE™ για το γαστροκνήμιο μυ.

2. Εφαρμογή των δύο άκρων της ταινίας στην οπίσθια επιφάνεια του κατώτερου τριτημορίου της κνήμης, κοντά στην πτέρνα. Ραχιαία κάμψη του άκρου πόδα και έκταση του γόνατος και στη συνέχεια εφαρμογή της υπόλοιπης ταινίας [Εικόνα 19].



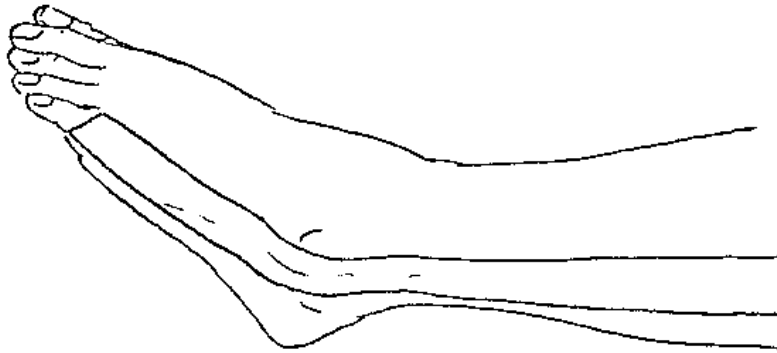
**Εικόνα 19:** Δεύτερο στάδιο εφαρμογής KINESIO TAPE™ για το γαστροκνήμιο μυ.

## Β. Περωνιαίοι μύες (Εικόνα 20)



**Εικόνα 20:** Περωνιαίοι μύες.

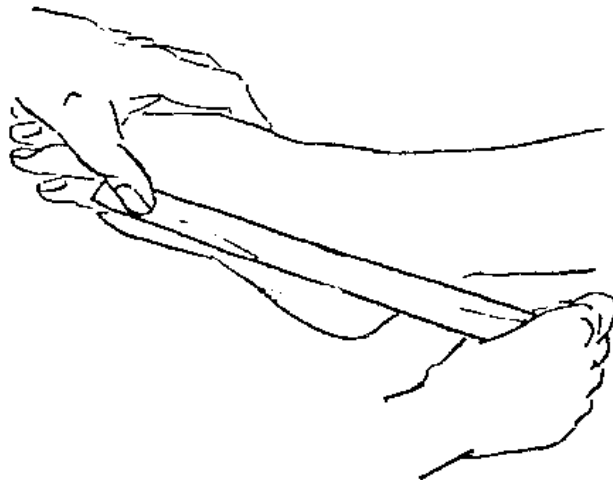
Παίζουν ρόλο στην πελματιαία κάμψη και στην έσω στροφή της ποδοκνημικής και του άκρου πόδα [Εικόνα 20]. Για τους πελματιαίους απαιτείται ταινία πλάτους ~2,5 cm και μήκους ~15 cm η οποία θα έχει σχήμα I. Εκτός από διαστρέμματα της ποδοκνημικής, η συγκεκριμένη εφαρμογή χρησιμοποιείται σε φλεγμονές του Αχίλλειου τένοντα και διάφορες καταστάσεις που προκαλούν πόνο στην πελματιαία επιφάνεια της πτέρνας. Σχηματικά η τελική εφαρμογή είναι ως εξής [Εικόνα 21]:



**Εικόνα 21:** Εφαρμογή KINESIO TAPE™ για τους περνιαίους μυες.

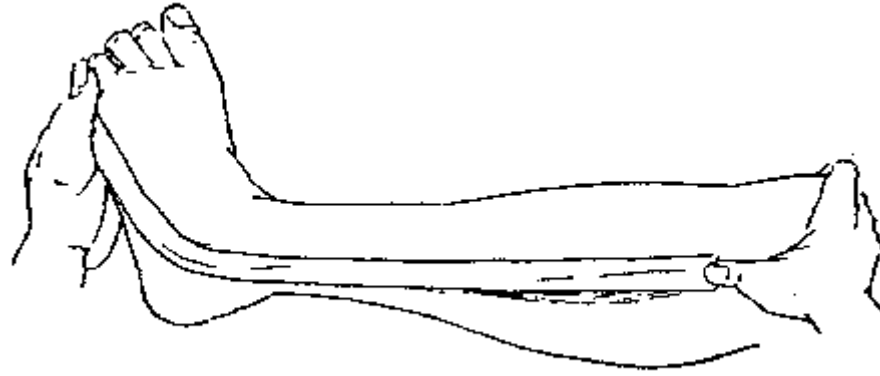
Για την εφαρμογή απαιτούνται δύο στάδια ως εξής:

1. Πρηνή θέση, κάμψη του γόνατος  $30^\circ$ , με την ποδοκνημική περίπτου σε εξωτερική στροφή. Στη συνέχεια εφαρμογή του ενός άκρου της ταινίας έως την βάση του 5<sup>ου</sup> δακτύλου, συγκράτηση της ταινίας στο έξω σφυρό [Εικόνα 22].



**Εικόνα 22:** Πρώτο στάδιο εφαρμογής KINESIO TAPE™ για τους περνιαίους μυες.

2. Στη συνέχεια ευθείασμό της ταινίας με την έξω επιφάνεια της κνήμης, εσωτερική στροφή της ποδοκνημικής και εφαρμογή της ταινίας [Εικόνα 23].



**Εικόνα 23:** Δεύτερο στάδιο εφαρμογής KINESIO TAPE™ για τους περνιαίους μυες.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3-ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

### 3.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΚΑΙ ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΠΑΡΟΥΣΑΣ ΜΕΛΕΤΗΣ

Σκοπός της παρούσας μελέτης είναι ο προσδιορισμός της επίδρασης του KINESIO TAPE™ στην ιδιοδεκτική ικανότητα αθλητών και συγκεκριμένα στην ικανότητα αναπαραγωγής της θέσης της ποδοκνημικής άρθρωσης (ΙΑΘΠΑ). Συγκεκριμένα στα πλαίσια της παρούσας μελέτης εξετάστηκε:

1. Η επίδραση της εφαρμογής του KINESIO TAPE™ στο απόλυτο σφάλμα ΙΑΘΠΑ. Συγκεκριμένα μελετήθηκαν δεκαεπτά άρρενες ποδοσφαιριστές και εξετάστηκε το απόλυτο σφάλμα ΙΑΘΠΑ με καθώς και χωρίς την εφαρμογή KINESIO TAPE™ τόσο στο dominant όσο και στο non-dominant άκρο. Σκοπός του πειράματος αυτού ήταν να διαπιστωθεί εάν η εφαρμογή KINESIO TAPE™ επηρεάζει το απόλυτο σφάλμα ΙΑΘΠΑ τόσο στο dominant όσο και στο non-dominant άκρο.
2. Η επίδραση της εφαρμογής του KINESIO TAPE™ στο απόλυτο σφάλμα ΙΑΘΠΑ σε ως συνάρτηση της θέσης της άρθρωσης. Συγκεκριμένα το παραπάνω πείραμα πραγματοποιήθηκε για δύο διαφορετικές θέσεις της ποδοκνημικής άρθρωσης. Σκοπός του πειράματος αυτού ήταν να διαπιστωθεί εάν η εφαρμογή KINESIO TAPE™ επηρεάζει το απόλυτο σφάλμα ΙΑΘΠΑ σε συνάρτηση με την γωνία της ποδοκνημικής άρθρωσης.
3. Η επαναληψιμότητα της εφαρμογής του KINESIO TAPE™ στο απόλυτο σφάλμα ΙΑΘΠΑ. Συγκεκριμένα τα παραπάνω πειράματα πραγματοποιήθηκαν σε δύο διαφορετικές ημέρες μέσα σε μια χρονική περίοδο μίας εβδομάδος.

Στα πλαίσια της παρούσας μελέτης τέθηκαν τα παρακάτω ερευνητικά ερωτήματα (υποθέσεις):



**ΥΠΟΘΕΣΗ 1:** Το απόλυτο σφάλμα ΙΑΘΠΑ θα είναι μικρότερο με την εφαρμογή KINESIO TAPETM σε σύγκριση χωρίς την εφαρμογή KINESIO TAPETM.

**ΥΠΟΘΕΣΗ 2:** Το απόλυτο σφάλμα ΙΑΘΠΑ θα εξαρτάται από την θέση της ποδοκνημικής άρθρωσης.

**ΥΠΟΘΕΣΗ 3:** Η εφαρμογή KINESIO TAPETM θα εμφανίσει υψηλή επαναληψιμότητα όσον αφορά την ΙΑΘΠΑ.

### Υλικό

Ø Δεκαεπτά υγιείς άρρενες ποδοσφαιριστές, μέλη της ομάδας νέων ποδοσφαιρικού συλλόγου επαγγελματικής κατηγορίας. Από τους αθλητές αυτούς, κανείς εξεταζόμενος δεν είχε κάποιο ιστορικό ορθοπεδικής ή νευρολογικής νόσου, ή κάποιο τραυματισμό στο σύστοιχο ή στο αντίθετο άκρο.

Τα ανθρωπομετρικά δεδομένα για την πειραματική ομάδα παρουσιάζονται στον ΠΙΝΑΚΑ 1.

Ηλικία (SD)	Βάρος (SD)	Ύψος (SD)
(έτη)	(kg)	(cm)
16,5 (1,6)	67,0 (7,9)	176 (6)

**Πίνακας 1.** Ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά της πειραματικής ομάδας. Οι τιμές παρουσιάζονται ως Μέσος Όρος (Τυπική Απόκλιση).

Το υλικό της διατριβής, επιλέχθηκε με βάση την ομοιογένεια, ώστε να μην παρατηρούνται μεγάλες σωματομετρικές αποκλίσεις μεταξύ των εξεταζόμενων, που θα μπορούσαν να επηρεάσουν τα τελικά αποτελέσματα. Έτσι ιδιαίτερη προσοχή δόθηκε:

- Ø Όλοι οι εξεταζόμενοι ήταν άρρενες, με σκοπό να αποκλειστούν εξωγενείς παράγοντες που έχει αποδειχθεί βιβλιογραφικά ότι επηρεάζουν την ιδιοδεκτική ικανότητα και κατά συνέπεια τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης [Hewett και συνεργάτες, 2002, Fagenbaum και Darling, 2003].
- Ø Το συνολικό δείγμα να είναι ομοιογενές ως προς το άθλημα. Επιλέχθηκε το ποδόσφαιρο για τον λόγο ότι παρουσιάζει υψηλό ποσοστό αθλητών με τραυματικές κακώσεις ποδοκνημικής [Kofotolis και συνεργάτες, 2007, Barker και συνεργάτες, 1997, Beynon και συνεργάτες, 2001, Chomiak και συνεργάτες, 2000], είναι ευρέως διαδεδομένο άθλημα σε όλα τα κοινωνικά στρώματα και ιδιαίτερα απαιτητικό από άποψη φυσιολογικών φορτίσεων [Gleeson και συνεργάτες, 1998]. Από τους αθλητές κανείς δεν ήταν επαγγελματίας ποδοσφαιριστής, ωστόσο όλοι ανέφεραν τακτική ενασχόληση με το άθλημα (4-5 προπονήσεις + αγωνιστικό παιχνίδι/εβδομάδα) για 2 τουλάχιστον συνεχόμενα έτη.

Όλοι οι εξεταζόμενοι συμφώνησαν με το πρωτόκολλο μετρήσεων και δώσανε τη γραπτή συναίνεσή τους τόσο οι ίδιοι όσο και οι κηδεμόνες τους με βάση τις Αρχές Ηθικής και Δεοντολογίας του Πανεπιστημίου, ώστε να συμμετάσχουν στο ερευνητικό πρωτόκολλο.

Στη μελέτη δεν συμπεριλήφθησαν αθλητές που είχαν ιστορικό ορθοπεδικών βλαβών (π.χ. τραυματισμοί γόνατος, ιστορικό τραυματισμού ποδοκνημικής σε διάστημα <1 έτους, αστάθεια ποδοκνημικής ). Χρησιμοποιώντας ιδιαίτερα αυστηρά κριτήρια στην

επιλογή των συμμετεχόντων στην παρούσα μελέτη, διασφαλίστηκε ότι οποιαδήποτε αλλαγή θα παρατηρηθεί στα ερευνητικά δεδομένα, θα οφείλεται καθαρά στην επίδραση του KINESIO TAPE™ στην ιδιοδεκτική ικανότητα και όχι στην επίδραση κάποιας άλλης συνοδού βλάβης.

## 3.2 Μεθοδολογία


### Ερευνητικό πρωτόκολλο

Κάθε αθλητής προσήλθε στο Ορθοπαιδικό Αθλητιατρικό Κέντρο της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων δύο ξεχωριστές ημέρες μέσα σε ένα διάστημα μίας εβδομάδας. Σε κάθε εξεταζόμενο δόθηκαν οδηγίες ώστε την προηγούμενη ημέρα από κάθε επίσκεψη να μην πραγματοποιήσει παρά μόνο ελαφριάς μορφής αερόβια άσκηση ώστε να μην υπάρχει πιθανότητα εμμένουσας μυϊκής κόπωσης η οποία μπορεί να μεταβάλλει την ιδιοδεκτική απάντηση. Οι δύο επισκέψεις έλαβαν χώρα μέσα σε μία εβδομάδα ώστε να διαπιστωθεί η επαναληψιμότητα της εφαρμογής KINESIO TAPE™ στην ΙΑΘΠΑ. Οι αθλητές εξετάστηκαν στο τέλος της αγωνιστικής περιόδου όπου δεν υπήρχαν επίσημοι αγώνες, συνέχιζαν ωστόσο τις προπονήσεις σε μικρότερη ένταση για όλο το διάστημα της μελέτης. Επιπρόσθετα οι μετρήσεις για κάθε εξεταζόμενο έλαβαν χώρα την ίδια περίπου ώρα κάθε φορά ( $\pm$  2ώρες) ώστε να ελαχιστοποιηθεί τυχόν επίπτωση του κιρκάδιου ρυθμού στην ιδιοδεκτική ικανότητα.

Κατά την πρώτη επίσκεψη του εξεταζόμενου στο εργαστήριο πραγματοποιήθηκε συμπλήρωση ερωτηματολογίων, κλινική εξέταση και δοκιμασία ΙΑΘΠΑ. Στην δεύτερη επίσκεψη του εξεταζόμενου μετά από μία εβδομάδα επαναλήφθηκε η δοκιμασία ΙΑΘΠΑ.

#### Συμπλήρωση ερωτηματολογίων

Τα ερωτηματολόγια που δόθηκαν στους αθλητές ήταν ένα γενικό ερωτηματολόγιο για δημογραφικά στοιχεία και σύντομο ιστορικό του εξεταζόμενου [Εικόνα 24],


**ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΟ ΑΝΑΠΤΥΞΙΑΚΟ ΚΕΝΤΡΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ**  
 ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗ ΚΛΙΝΙΚΗ  
 ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ

---

Επώνυμο: \_\_\_\_\_  
 Όνομα: \_\_\_\_\_  
**Ημερομηνία εξέτασης:** \_\_\_\_\_

Όνομα πατρός: \_\_\_\_\_ Ηλικία : \_\_\_\_\_  
 Διεύθυνση : \_\_\_\_\_ Τηλ : \_\_\_\_\_  
 Αθλητής : \_\_\_\_\_ Αθλημα : \_\_\_\_\_ Διάρκεια : \_\_\_\_\_  
 Επάγγελμα: \_\_\_\_\_  
 Απεικονιστικές εξετάσεις: \_\_\_\_\_

Τραυματισμένο άκρο : \_\_\_\_\_ Ημερομηνία τραυματισμού : \_\_\_\_\_  
 Ημερομηνία χειρουργείου : \_\_\_\_\_  
 Δραστηριότητα κατά τη διάρκεια της οποίας έγινε ο τραυματισμός: \_\_\_\_\_

Ατομικό ιστορικό : \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_

**Εικόνα 24:** Φόρμα συμπλήρωσης στοιχείων για τους εξεταζόμενους.

καθώς και το υποκειμενικό κλινικό ερωτηματολόγιο αξιολόγησης επιπέδου δραστηριοτήτων, Tegner score [Εικόνες 25]

**ΚΑΙΜΑΚΑ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑΣ ΤΟΥ TEGNER**

**10. Αγωνιστικός αθλητισμός**  
Ποδόσφαιρο, κορυφαίο επίπεδο

**9. Αγωνιστικός αθλητισμός**  
Ποδόσφαιρο, κατώτερες κατηγορίες  
Παλή  
Γυμναστική  
Χόκεϊ επί πάγου

**8. Αγωνιστικός αθλητισμός**  
Σκουός ή Μπάντμιντον  
Αλττικά αγωνίσματα στίβου  
Σκι κατάβασης

**7. Αγωνιστικός αθλητισμός**  
Τένις  
Αρομικά αγωνίσματα στίβου  
Χάντμπολ  
Μπάσκετ  
Μοτο-κρος

**Σπορ αναμνηζής**  
Ποδόσφαιρο  
Χόκεϊ επί πάγου  
Σκουός  
Αλττικά αγωνίσματα στίβου  
Τρέξιμο ανομήλου δρόμου  
Αναμνηζής και αγωνιστικό

**6. Σπορ αναμνηζής**  
Τένις ή μπάτμιντον  
Χάντμπολ  
Μπάσκετ  
Σκι κατάβασης  
Τροχάδην τουλάχιστον 5 φορές την εβδομάδα

**5. Εργασία**  
Βαριά χειρωνακτική (πχ οικοδομική)

Αγωνιστικός αθλητισμός  
Ποδηλασία  
Σκι αντοχής (hanglauf)  
Τροχάδην σε ανώμαλο έδαφος δύο φορές/εβδ.

**4. Εργασία**  
Μετριάς επιβάρυνσης (οδηγός φορτηγού  
βαριά οικιακή εργασία)  
**Σπορ αναμνηζής**

Ποδηλασία  
Σκι αντοχής (hanglauf)  
Τροχάδην σε ομαλό έδαφος τουλάχιστον δύο φορές την εβδομάδα

**3. Εργασία**  
Ελαφρά χειρωνακτική (πχ νοσοκόμος)

Αγωνιστικός και ψυχαγωγικός αθλητισμός  
Κολύμβηση  
Βάδιση σε ανώμαλο έδαφος -δάσος

**2. Εργασία**  
Πολύ ελαφρά χειρωνακτική  
Βάδιση σε ανώμαλο έδαφος δυνατή αλλά αδύνατη σε δάσος

**1. Εργασία**  
Καθιστική  
Βάδιση σε επίπεδο έδαφος  
**0. Αναρροτική άδεια** από εργασία ή αναπηρική σύνταξη λόγω προβλημάτων στο γόνατο

**ΣΧΟΛΙΑ**

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

**Εικόνα 25:** Φόρμα αξιολόγησης δραστηριότητας Tegner.

## Κλινική εξέταση

Από την κλινική εξέταση διαπιστώθηκε η ύπαρξη ή μη πρόσφατων τραυματισμών που θα μπορούσαν να επηρεάσουν τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης, και εξετάστηκε το εύρος κίνησης (κάμψη-έκταση) της ποδοκνημικής άρθρωσης και των δύο άκρων με την χρήση απλού γωνιόμετρου.

## Εκτίμηση ιδιοδεκτικής ικανότητας

Για την εκτίμηση της ιδιοδεκτικής ικανότητας επιλέχθηκε η δοκιμασία της ικανότητας αναπαραγωγής της θέσης της ποδοκνημικής άρθρωσης. Στη δοκιμασία αυτή οι εξεταζόμενοι πρέπει να φέρουν την ποδοκνημική άρθρωση όσο πιο κοντά στην πραγματική θέση στόχο. Για την αξιολόγηση της ΙΑΘΠΑ στην παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκε το ισοκινητικό δυναμόμετρο Biodex System 3. Το σύστημα αυτό αποτελείται από:

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.

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 Biodex System 3, 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.

### **Μεθοδολογία ΙΑΘΠΑ**

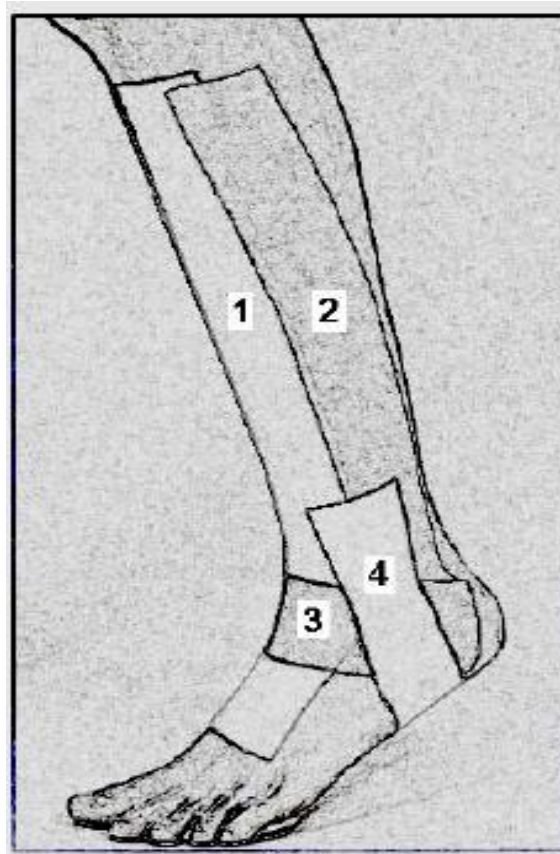
Για τις μετρήσεις ΙΑΘΠΑ οι εξεταζόμενοι τοποθετήθηκαν στην καρέκλα του Biodex System 3 έχοντας τον γαστροκνήμιο του εξεταζόμενου άκρου να βρίσκεται σε ειδική πλατφόρμα ύψους 40 cm. Το γυμνό άκρο πόδι του εξεταζόμενου ευθυγραμμίστηκε με τον άξονα του δυναμόμετρου και τοποθετήθηκε εντός της ειδικής βάσης άκρου ποδιού του δυναμόμετρου με την βοήθεια μικρού ελαστικού ιμάντα ώστε να ελαττωθούν τα εξωτερικά ιδιοδεκτικά ερεθίσματα.

Για την ΙΑΘΠΑ χρησιμοποιήθηκε η παθητική αναπαραγωγή θέσης κατά την πελματιαία κάμψη. Συγκεκριμένα το εύρος κατά την πελματιαία κάμψη τέθηκε από 0° (ουδέτερη θέση του άκρου πόδα) έως 50° (μέγιστη πελματιαία κάμψη). Στη συνέχεια εξετάστηκε η παθητική αναπαραγωγή θέσης στις 15° πελματιαία κάμψη και στις 25° πελματιαία κάμψη. Για την αναπαραγωγή θέσης ο άξονας του δυναμόμετρου μετακινούνταν με γωνιακή ταχύτητα  $5^{\circ}\cdot\text{sec}^{-1}$  από την θέση 0° έως τη θέση 50°. Οι εξεταζόμενοι δεν είχαν οπτική επαφή με τον άξονα του δυναμόμετρου. Αρχικά εξεταζόταν η θέση 15° πελματιαία κάμψη και στη συνέχεια η θέση 25° πελματιαία κάμψη. Ο άξονας του δυναμόμετρου μεταφέρθηκε σε κάθε μία θέση προτού αρχίσει η δοκιμασία και παρέμεινε εκεί για 10 sec. Στη συνέχεια ξεκίνησε παθητική πελματιαία κάμψη με την προκαθορισμένη γωνιακή ταχύτητα των  $5^{\circ}\cdot\text{sec}^{-1}$ . Όταν οι



εξεταζόμενοι θεωρούσαν ότι βρίσκονται στη θέση-στόχο σταματούσαν τον άξονα του δυναμόμετρου με την βοήθεια ειδικού κομβίου που συνδεόταν μέσω καλωδίου με το δυναμόμετρο. Η πραγματική γωνία πελματιαίας κάμψης καθοριζόταν από την ένδειξη του ηλεκτρονικού γωνιόμετρου του δυναμόμετρου. Η διαφορά ανάμεσα στην πραγματική και στην γωνία στόχο πελματιαίας κάμψης ήταν το απόλυτο σφάλμα. Στην παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκε το απόλυτο σφάλμα ως μέτρο σύγκρισης κατά το οποίο η διαφορά μεταξύ της πραγματικής γωνίας στόχου και της γωνίας κατά την δοκιμασία εκφράζεται ως απόλυτος αριθμός, άσχετα εάν ο εξεταζόμενος υπερεκτιμά ή υποεκτιμά την πραγματική γωνία. Ως εναλλακτικό μέτρο υπάρχει και το συνεχές σφάλμα στο οποίο γίνεται διαχωρισμός των τιμών σε αρνητικές και θετικές ανάλογα εάν ο εξεταζόμενος υποεκτιμά ή υπερεκτιμά αντίστοιχα την γωνία στόχο [Halseth και συνεργάτες, 2004]. Για κάθε μία θέση ο εξεταζόμενος πραγματοποίησε τρεις προσπάθειες και το τελικό απόλυτο σφάλμα ήταν ο μέσος όρος των απόλυτων σφαλμάτων των τριών προσπαθειών. Για κάθε ένα άκρο dominant-non dominant) η δοκιμασία πραγματοποιήθηκε τόσο χωρίς (NON-TAPED) όσο και με την εφαρμογή (TAPED) KINESIO TAPE™. Σε κάθε μία από τις δυο πειραματικές διαδικασίες η σειρά έναρξης εξέτασης των άκρων καθώς και η σειρά τοποθέτησης KINESIO TAPE™ έγινε με τυχαίοποιημένο τρόπο με το “στρίψιμο” ενός νομίσματος. Για την επίδεση της ποδοκνημικής χρησιμοποιήθηκε η προτεινόμενη από τους Halseth και συνεργάτες, 2004. Συγκεκριμένα στους εξεταζόμενους εφαρμόστηκε επίδεση σύμφωνα με τις οδηγίες του κατασκευαστή κατάλληλη για διάστρεμμα έξω σφυρού [Kase, 1996]. Η επίδεση έγινε σε κάθε περίπτωση από τον ίδιο εξεταστή ώστε να εξασφαλιστεί υψηλή πιστότητα στην διαδικασία. Για την επίδεση το άκρο πόδι κάθε εξεταζόμενου τοποθετήθηκε σε χαλαρή θέση ενώ βρισκόταν σε εξεταστικό τραπέζι με την ποδοκνημική σε ελαφριά πελματιαία κάμψη. Η πρώτη δεσμίδα KINESIO TAPE™

διατάθηκε στο 115-120% του αρχικού του μεγέθους και στη συνέχεια τοποθετήθηκε από την πρόσθια επιφάνεια των βάσεων των μεταταρσίων μέχρι το κνημιαίο κύρτωμα. Η δεύτερη ταινία τοποθετήθηκε ακριβώς πιο πάνω από το έσω σφυρό και στη συνέχεια περιστράφηκε κάτω από την πτέρνα για να περάσει στην έξω επιφάνεια του ποδιού και να στερεωθεί λίγο πιο έξω από την πρώτη δεσμίδα. Η τρίτη δεσμίδα επεκτάθηκε στην πρόσθια επιφάνεια του αστραγάλου καλύπτοντας τόσο το έσω όσο και το έξω σφυρό. Τέλος η τέταρτη δεσμίδα τοποθετήθηκε από την ποδική καμάρα μέχρι 2-3 cm πάνω τόσο από το έξω όσο και από το έσω σφυρό [Εικόνα 26].



**Εικόνα 26.** Σχηματική εφαρμογή του KINESIO TAPE™. Οι αριθμοί υποδηλώνουν την σειρά εφαρμογής των δεσμίδων.

## Στατιστική ανάλυση

Η εξαρτημένη μεταβλητή στην παρούσα μελέτη ήταν το απόλυτο σφάλμα ΙΑΘΠΑ. Για την στατιστική ανάλυση των δύο πρώτων υποθέσεων χρησιμοποιήθηκε ανάλυση διασποράς με τρεις ανεξάρτητες μεταβλητές: πειραματική δοκιμασία με δύο επίπεδα (δοκιμασία 1 και δοκιμασία 2), άκρο με δύο επίπεδα (dominant και non dominant) και κατάσταση με δύο επίπεδα (TAPED και NON-TAPED). Για περαιτέρω ανάλυση των αποτελεσμάτων με σημαντικό F, επιλέχθηκε μετά-πειραματική ανάλυση με έλεγχο Tukey για πολλαπλές συγκρίσεις. Για εξέταση σημαντικών κύριων επιδράσεων και αλληλεπιδράσεων το επίπεδο σημαντικότητας τέθηκε στο  $\alpha=0,05$ . Για την στατιστική ανάλυση της τρίτης υπόθεσης χρησιμοποιήθηκε ο συντελεστής αλληλοσυσχέτισης  $r$  του Pearson (Pearson product moment correlation  $r$ ). Για τις αναλύσεις χρησιμοποιήθηκε το στατιστικό πακέτο STATISTIKA (StatSoft Inc., έκδοση 7.0)

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4-ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Τα αποτελέσματα κάθε εξεταζόμενου για την δοκιμασία ΙΑΘΠΑ στη πρώτη εξεταζόμενη γωνία (15° πελματιαία κάμψη) παρουσιάζονται στον Πίνακα 2 και για την δεύτερη εξεταζόμενη γωνία (25° πελματιαία κάμψη) παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.

<b>Θέση (15° πελματιαία κάμψη)</b>							
Δοκιμασία 1				Δοκιμασία 2			
Dominant		Non-dominant		Dominant		Non-dominant	
Taped	Non Taped	Taped	Non Taped	Taped	Non Taped	Taped	Non Taped
1,67	2,33	3,33	2,33	2,33	2,33	3,67	3,00
2,33	2,00	5,67	4,00	3,33	3,00	3,00	3,33
2,67	4,00	4,00	3,67	3,00	3,33	4,33	5,67
3,33	4,00	4,33	4,00	4,33	6,33	5,00	2,00
4,00	6,33	5,67	3,00	4,33	5,00	6,00	4,67
3,67	3,33	4,33	6,67	4,00	2,00	4,00	6,00
4,33	6,33	3,67	2,00	5,33	4,67	4,67	3,33
2,00	4,33	5,00	4,33	2,33	4,00	5,33	4,00
5,67	4,00	3,33	5,33	6,33	5,33	3,00	5,00
4,00	2,33	3,33	5,67	5,33	4,67	3,33	3,33
4,33	4,67	5,67	6,33	5,00	5,67	5,67	5,00
6,33	5,67	3,00	3,00	6,67	6,00	3,00	4,67
3,00	6,00	4,00	4,00	3,00	6,33	4,33	4,00
5,67	3,67	2,00	5,33	4,33	4,00	2,33	5,33
5,67	6,67	2,33	6,67	4,33	4,33	2,67	6,00

4,00	4,33	4,00	2,00	2,00	3,67	4,33	2,67
2,00	3,00	3,00	5,00	2,00	5,33	3,67	3,33
<b>3,80</b>	<b>4,29</b>	<b>3,92</b>	<b>4,31</b>	<b>4,00</b>	<b>4,47</b>	<b>4,02</b>	<b>4,20</b>
<b>1,43</b>	<b>1,48</b>	<b>1,11</b>	<b>1,55</b>	<b>1,45</b>	<b>1,32</b>	<b>1,08</b>	<b>1,21</b>

**Πίνακας 2.** Συνοπτικά αποτελέσματα (μέσοι όροι και τυπική απόκλιση) για την πρώτη εξεταζόμενη γωνία (15° πελματιαία κάμψη).

<b>Θέση (25° πελματιαία κάμψη)</b>							
<b>Δοκιμασία 1</b>				<b>Δοκιμασία 2</b>			
<b>Dominant</b>		<b>Non-dominant</b>		<b>Dominant</b>		<b>Non-dominant</b>	
<b>Taped</b>	<b>Non Taped</b>	<b>Taped</b>	<b>Non Taped</b>	<b>Taped</b>	<b>Non Taped</b>	<b>Taped</b>	<b>Non Taped</b>
4,33	5,00	4,33	5,33	4,67	5,33	4,00	3,33
6,67	6,33	4,33	6,67	7,00	5,00	5,33	2,00
3,00	2,00	7,33	4,00	3,33	6,67	3,33	6,67
4,33	4,67	3,67	4,33	4,00	3,00	3,67	5,00
6,00	7,00	4,00	6,67	5,67	4,00	5,67	4,33
5,67	5,33	5,33	3,33	6,33	4,33	6,00	5,67
6,33	5,33	4,67	4,67	6,33	5,67	5,00	4,67
7,00	6,33	2,33	5,67	5,67	6,33	4,33	3,33
3,00	4,33	6,67	4,33	3,33	6,00	5,67	7,33
4,67	5,00	5,67	6,67	5,00	3,33	6,00	6,33

5,33	5,33	5,33	5,67	4,67	5,67	5,67	5,67
4,00	4,67	4,00	3,33	3,33	5,33	7,33	6,67
6,33	6,00	6,67	7,33	6,00	6,67	5,33	4,33
5,67	4,33	5,33	6,67	6,33	7,00	5,33	5,67
6,00	6,33	5,67	6,67	5,67	2,33	6,33	6,00
2,00	4,00	6,33	4,33	4,00	3,33	5,33	4,67
6,33	5,67	6,67	4,33	4,33	5,67	5,67	6,67
<b>5,10</b>	<b>5,16</b>	<b>5,20</b>	<b>5,29</b>	<b>5,04</b>	<b>5,04</b>	<b>5,29</b>	<b>5,20</b>
<b>1,46</b>	<b>1,17</b>	<b>1,32</b>	<b>1,31</b>	<b>1,19</b>	<b>1,42</b>	<b>1,00</b>	<b>1,44</b>

**Πίνακας 3.** Συνοπτικά αποτελέσματα (μέσοι όροι και τυπική απόκλιση) για την δεύτερη εξεταζόμενη γωνία (25° πελματιαία κάμψη).

Τα συνοπτικά αποτελέσματα της στατιστικής ανάλυσης για τις πρώτες δύο υποθέσεις παρουσιάζονται στον Πίνακα 4.

<b>Main effects and interactions</b>	<b>F value</b>	<b>p value</b>
Θέση	<b>34,7</b>	<b>&lt;0,01</b>
Δοκιμασία	0,03	0,865
Άκρο	0,15	0,702

Κατάσταση	3,13	0,096
Θέση*Δοκιμασία	0,49	0,496
Θέση*Άκρο	0,15	0,707
Δοκιμασία*Άκρο	0,04	0,848
Θέση*Κατάσταση	2,46	0,136
Δοκιμασία*Κατάσταση	0,17	0,69
Άκρο*Κατάσταση	0,09	0,762
Θέση*Δοκιμασία*Άκρο	0,21	0,65
Θέση*Δοκιμασία*Κατάσταση	0,01	0,986
Θέση*Άκρο*Κατάσταση	0,05	0,821
Δοκιμασία*Άκρο*Κατάσταση	0,18	0,679
Θέση*Δοκιμασία*Άκρο*Κατάσταση	0,01	0,951

**Πίνακας 4.** Συνοπτικά αποτελέσματα στατιστικής ανάλυσης.

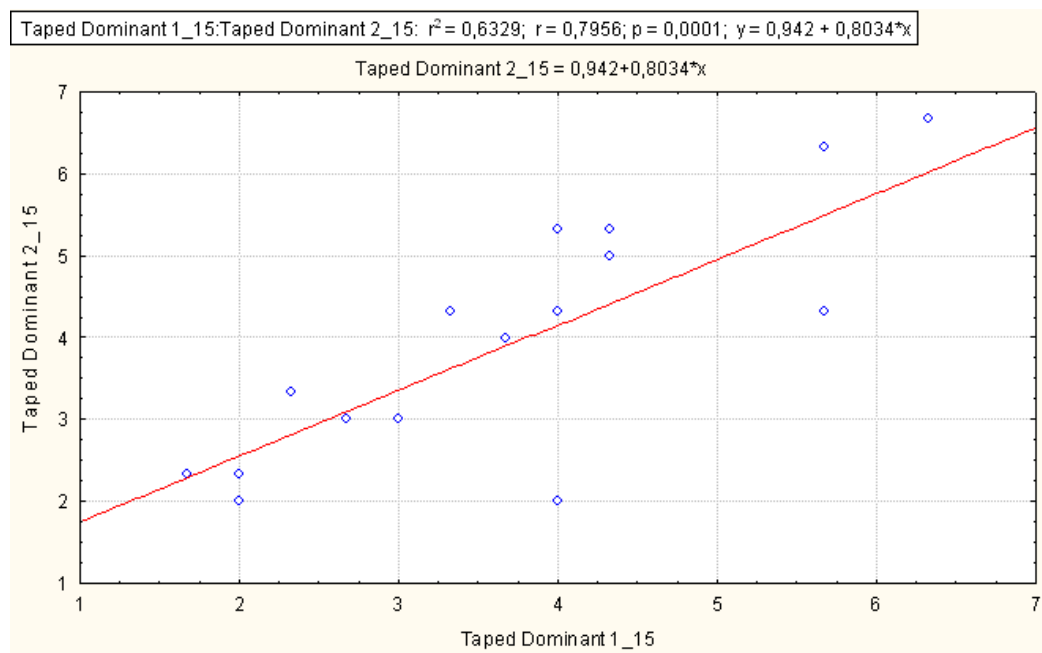
Για τον έλεγχο της τρίτης ερευνητικής υπόθεσης σχετικά με την επαναληψιμότητα του απόλυτου σφάλματος χρησιμοποιήθηκε ο συντελεστής αλληλοσυσχέτισης  $r$  του Pearson (Pearson product moment correlation  $r$ ) και τα αποτελέσματα παρουσιάζονται συνοπτικά στον Πίνακα 5.

Dominant	Dominant	Non-	Non-	Dominant	Dominant	Non-	Non-
Taped 15°	Non-	Dominant	Dominant	Taped	Non-	Dominant	Dominant
	Taped	Taped	Non-Taped	25°	Taped	Taped	Non-
	15°	15°	15°		25°	25°	Taped
							25°

Trial 1-	r=0,79	r=0,48	r=0,73	r=0,57	r=0,80	r=-0,24	r=0,07	r=-0,43
Trial 2	p<0,01	p=0,048	p=0,01	p =0,017	p=0,001	p =0,35	p =0,77	p =0,09
	r <sup>2</sup> =0,63	r <sup>2</sup> =0,23	r <sup>2</sup> =0,23	r <sup>2</sup> =0,32	r <sup>2</sup> =0,63	r <sup>2</sup> =0,05	r <sup>2</sup> =0,006	r <sup>2</sup> =0,19

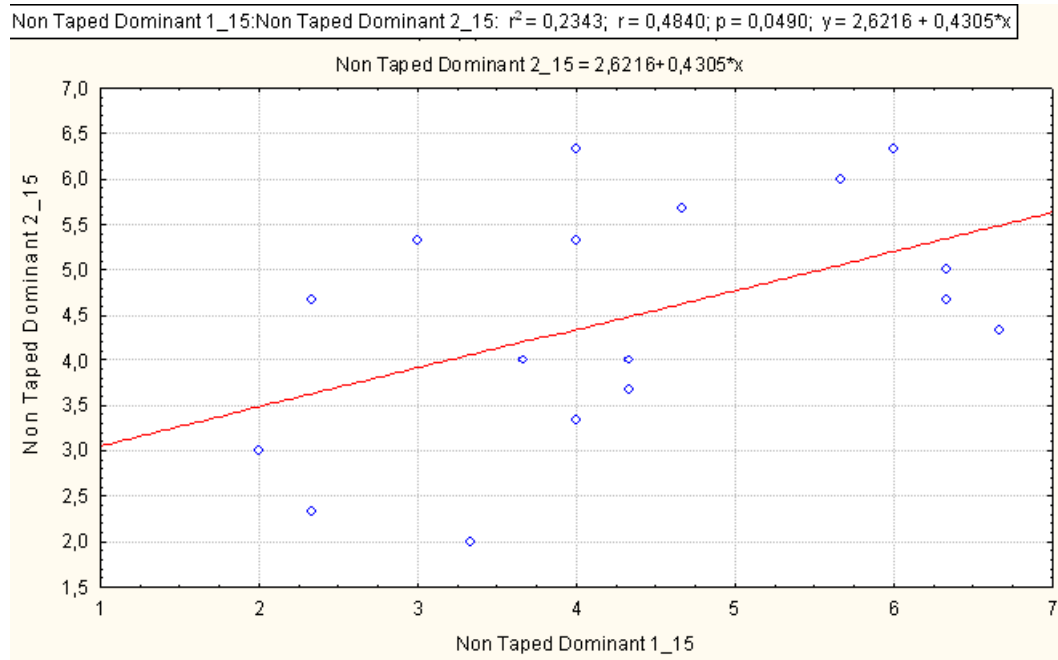
**Πίνακα 5.** Συντελεστής αλληλοσυσχέτισης r του Pearson (Pearson product moment correlation r) απόλυτου σφάλματος.

Τα αναλυτικά γραφήματα για κάθε trial to trial αλληλοσυσχέτιση στην θέση 15° πελματιαία κάμψη είναι:

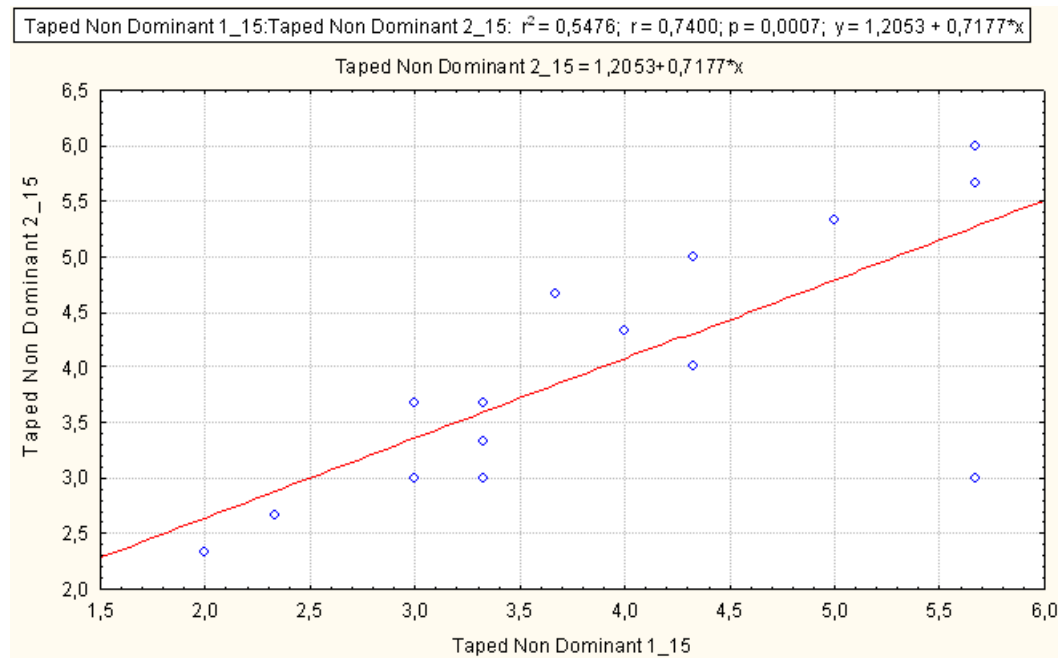


**Γράφημα 1.** Γράφημα αλληλοσυσχέτισης μεταξύ των δυο δοκιμασιών (15°) για το dominant άκρο με εφαρμογή KINESIO TAPE™.

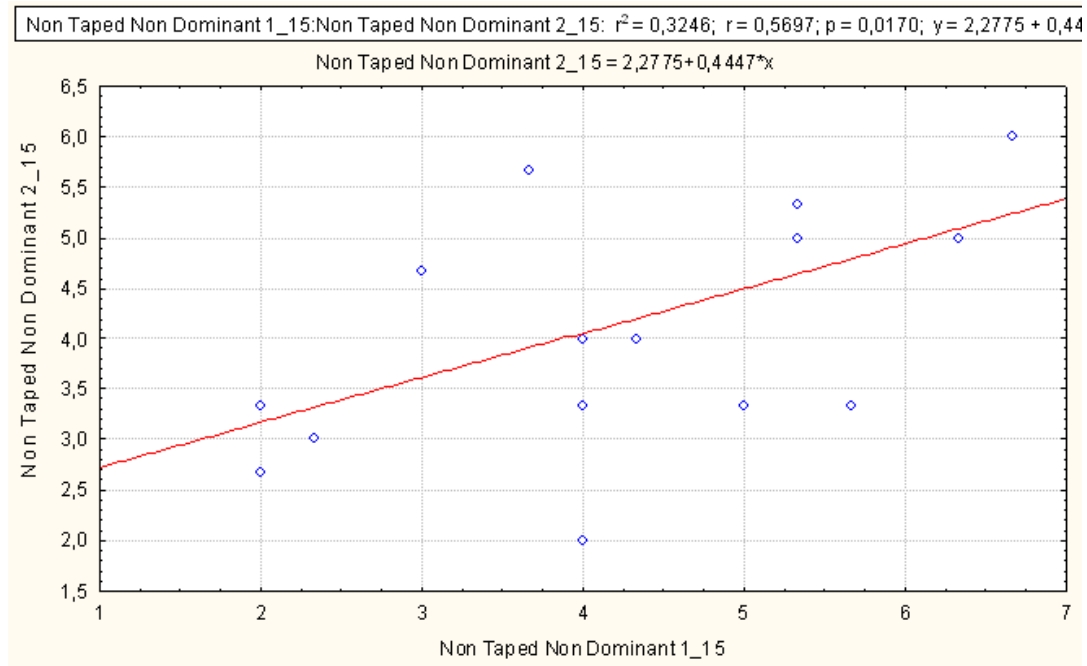




**Γράφημα 2.** Γράφημα αλληλοσυσχέτισης μεταξύ των δυο δοκιμασιών (15°) για το dominant άκρο χωρίς την εφαρμογή KINESIO TAPE™.

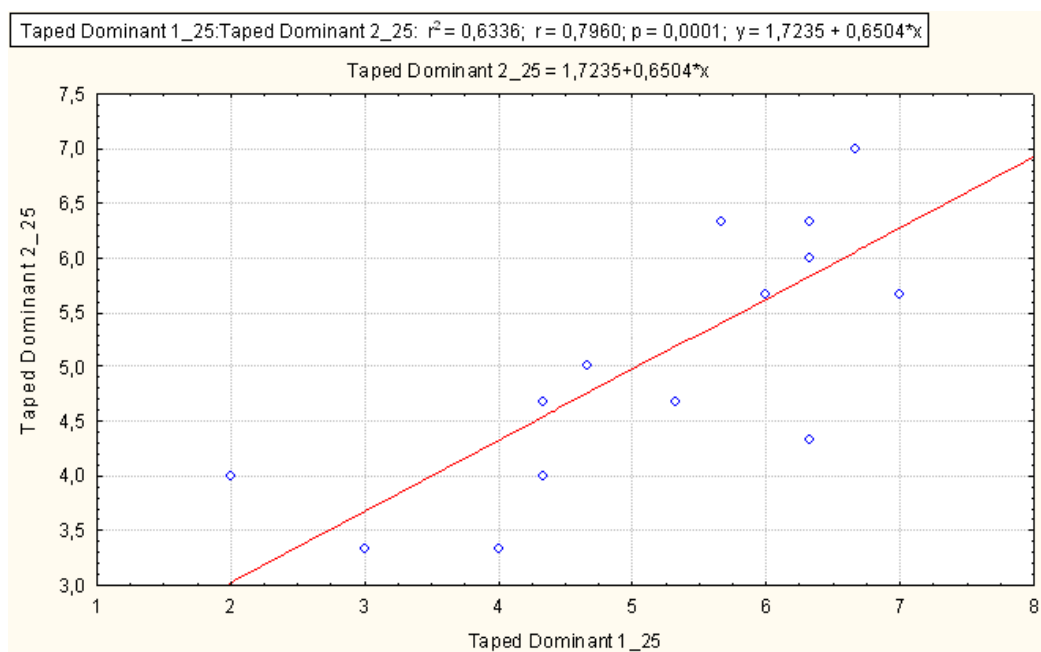


**Γράφημα 3.** Γράφημα αλληλοσυσχέτισης μεταξύ των δυο δοκιμασιών (15°) για το non dominant άκρο με εφαρμογή KINESIO TAPE™.

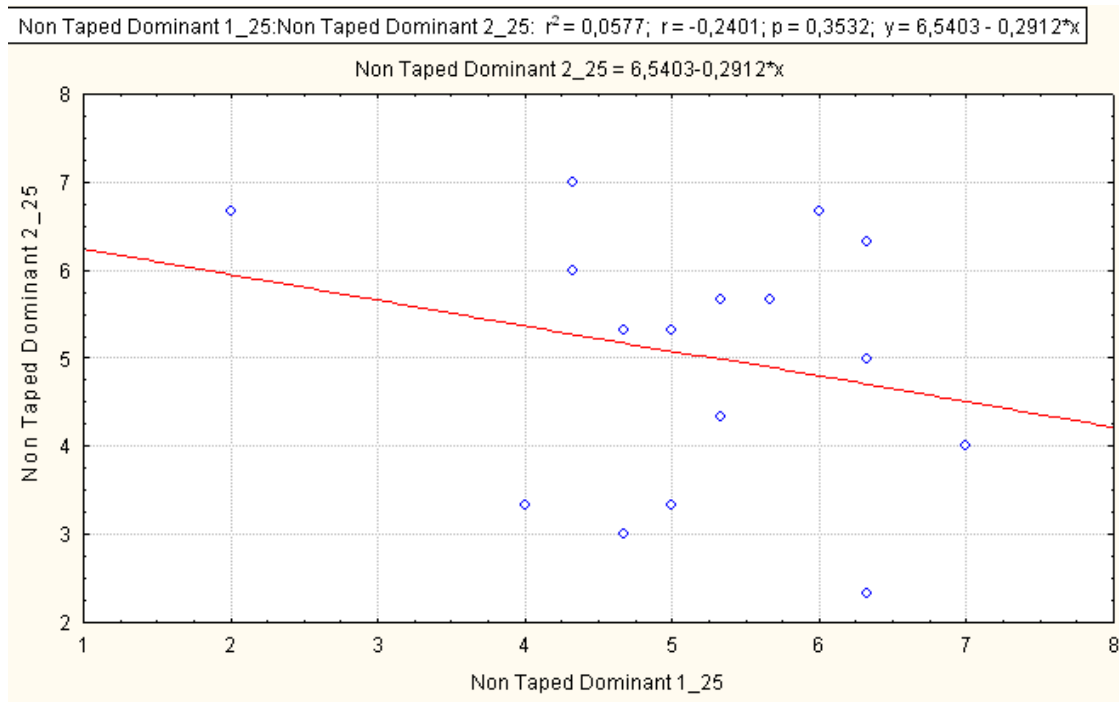


**Γράφημα 4.** Γράφημα αλληλοσυσχέτισης μεταξύ των δυο δοκιμασιών (15°) για το non dominant άκρο χωρίς εφαρμογή KINESIO TAPE™.

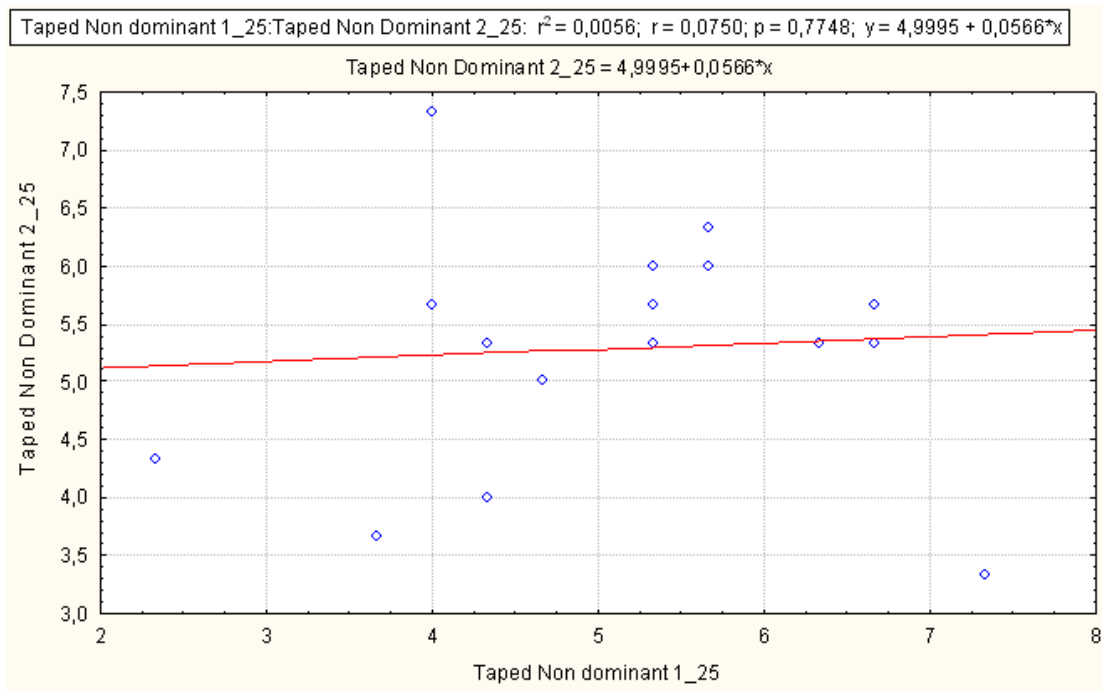
Τα αναλυτικά γραφήματα για κάθε trial to trial αλληλοσυσχέτιση στην θέση 25° πελματιαία κάμψη είναι:



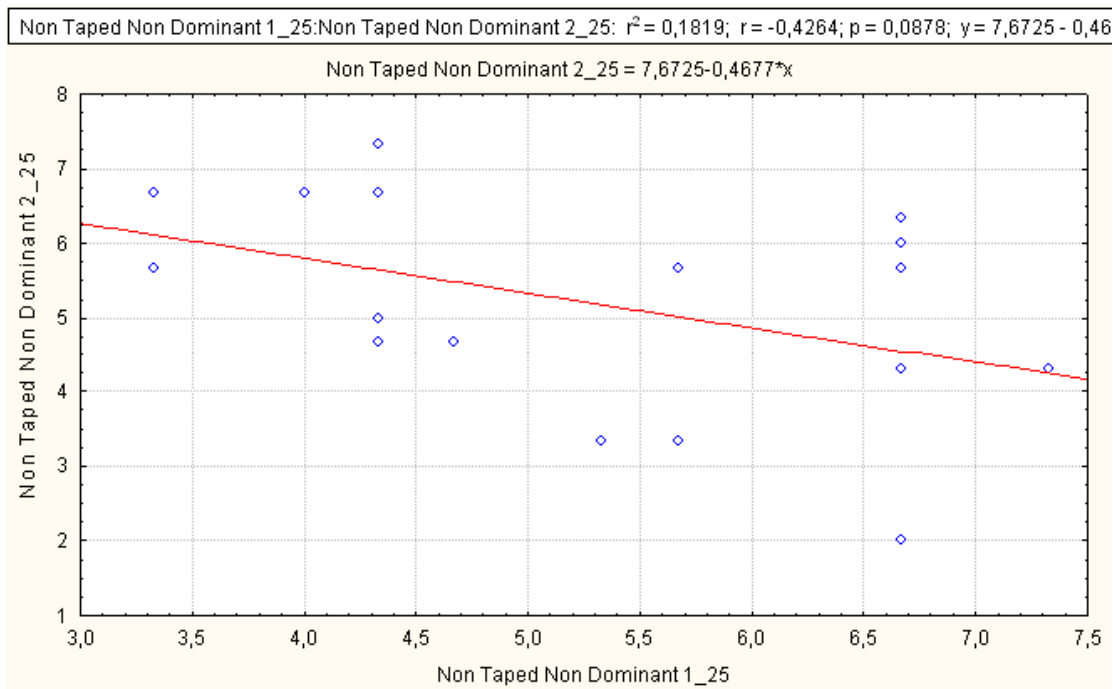
**Γράφημα 5.** Γράφημα αλληλοσυσχέτισης μεταξύ των δυο δοκιμασιών (25°) για το dominant άκρο με εφαρμογή KINESIO TAPE™.



**Γράφημα 6.** Γράφημα αλληλοσυσχέτισης μεταξύ των δυο δοκιμασιών (25°) για το dominant άκρο χωρίς την εφαρμογή KINESIO TAPE™.



**Γράφημα 7.** Γράφημα αλληλοσυσχέτισης μεταξύ των δυο δοκιμασιών (25°) για το non dominant άκρο με εφαρμογή KINESIO TAPE™.



**Γράφημα 8.** Γράφημα αλληλοσυσχέτισης μεταξύ των δυο δοκιμασιών (25°) για το non dominant άκρο χωρίς εφαρμογή KINESIO TAPE™.

Συνοπτικά διαπιστώθηκε ότι για το dominant άκρο το απόλυτο σφάλμα κυμάνθηκε μεταξύ 3,80° (1,43°)-4,00° (1,45°) για την TAPED κατάσταση στη θέση 15° πελματιαία κάμψη, ενώ για το non-dominant άκρο η αντίστοιχη διακύμανση ήταν 3,92° (1,11°)-4,02° (1,08°). Για την NON-TAPED κατάσταση τα αντίστοιχα απόλυτα σφάλματα ήταν 4,29° (1,48°)-4,47° (1,42°) και 4,31° (1,55°)-4,20° (1,21°). Για την θέση 25° πελματιαία κάμψη και για την TAPED κατάσταση το απόλυτο σφάλμα κυμάνθηκε για το dominant άκρο 5,10° (1,46°)-5,04° (1,19°) και για το non-dominant άκρο 5,20° (1,32°)-5,29° (1,00°). Τα αντίστοιχα νούμερα για την NON-TAPED κατάσταση ήταν 5,16° (1,17°)-5,04° (1,42°) και 5,29° (1,31°)-5,20° (1,44°).

Για την πρώτη μας υπόθεση διαπιστώθηκε μία τάση ώστε το απόλυτο σφάλμα να είναι μικρότερο με την εφαρμογή KINESIO TAPE™ σε σύγκριση χωρίς την εφαρμογή KINESIO TAPE™ η οποία όμως δεν έφτασε τα όρια στατιστικής σημαντικότητας ( $F=3,13$ ,  $p=0,096$ ). Επομένως η εφαρμογή KINESIO TAPE™ δεν μειώνει σημαντικά το απόλυτο σφάλμα στην ικανότητα αναπαραγωγής θέσης της ποδοκνημικής άρθρωσης. Επομένως τα αποτελέσματά μας απορρίπτουν την πρώτη μας ερευνητική υπόθεση.

Για την δεύτερη μας υπόθεση διαπιστώθηκε ότι το απόλυτο σφάλμα στη θέση 25° πελματιαία κάμψη ήταν σημαντικά μεγαλύτερο από το αντίστοιχο απόλυτο σφάλμα στην θέση 15° πελματιαία κάμψη ( $F=34,7$ ,  $p<0,01$ ). Επομένως το απόλυτο σφάλμα ΙΑΘΠΑ εξαρτάται από την θέση της ποδοκνημικής άρθρωσης και τα αποτελέσματά μας επιβεβαιώνουν την δεύτερη ερευνητική μας υπόθεση.

Για την τρίτη μας υπόθεση παρατηρήσαμε ότι η εφαρμογή KINESIO TAPE™ είχε ως αποτέλεσμα υψηλούς συντελεστές αλληλοσυσχέτισης στις 3 από τις τέσσερις

περιπτώσεις. Αντίθετα η μη εφαρμογή KINESIO TAPE™ είχε ως αποτέλεσμα σταθερά χαμηλούς συντελεστές αλληλοσυσχέτισης. Επομένως η εφαρμογή KINESIO TAPE™ αυξάνει την επαναληψιμότητα στην ικανότητα αναπαραγωγής θέσης της ποδοκνημικής άρθρωσης και τα αποτελέσματά μας επιβεβαιώνουν την τρίτη μας υπόθεση.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5-ΣΥΖΗΤΗΣΗ ΚΑΙ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Σκοπός της παρούσας μελέτης είναι ο προσδιορισμός της επίδρασης του KINESIO TAPE™ στην ιδιοδεκτική ικανότητα αθλητών και συγκεκριμένα στην ικανότητα αναπαραγωγής της θέσης της ποδοκνημικής άρθρωσης (ΙΑΘΠΑ). Συγκεκριμένα στα πλαίσια της παρούσας μελέτης εξετάστηκε:

1. Η επίδραση της εφαρμογής του KINESIO TAPE™ στο απόλυτο σφάλμα ΙΑΘΠΑ. Πιο συγκεκριμένα υποθέσαμε ότι το απόλυτο σφάλμα ΙΑΘΠΑ θα είναι μικρότερο με την εφαρμογή KINESIO TAPE™ σε σύγκριση χωρίς την εφαρμογή KINESIO TAPE™.
2. Η επίδραση της εφαρμογής του KINESIO TAPE™ στο απόλυτο σφάλμα ΙΑΘΠΑ σε ως συνάρτηση της θέσης της άρθρωσης. Πιο συγκεκριμένα υποθέσαμε ότι το απόλυτο σφάλμα ΙΑΘΠΑ θα εξαρτάται από την θέση της ποδοκνημικής άρθρωσης.
3. Η επαναληψιμότητα της εφαρμογής του KINESIO TAPE™ στο απόλυτο σφάλμα ΙΑΘΠΑ. Πιο συγκεκριμένα υποθέσαμε ότι η εφαρμογή KINESIO TAPE™ θα εμφανίσει υψηλή επαναληψιμότητα όσον αφορά την ΙΑΘΠΑ.

Τα αποτελέσματα δεν ανέδειξαν στατιστικά σημαντικές στο απόλυτο σφάλμα αναπαραγωγής θέσης της ποδοκνημικής άρθρωσης τόσο στις 15° πελματιαία κάμψη όσο και στις 25° πελματιαία κάμψη, μην επιβεβαιώνοντας την πρώτη μας ερευνητική υπόθεση. Επομένως φαίνεται ότι η εφαρμογή KINESIO TAPE™ δεν βελτιώνει την ιδιοδεκτικότητα της ποδοκνημικής άρθρωσης όταν αυτή αξιολογείται με την ικανότητα αναπαραγωγής της θέσης. Τα δεδομένα μας δεν συμφωνούν με τα συμπεράσματα του Murray, 2001 ο οποίος διαπίστωσε ότι η εφαρμογή KINESIO TAPE™ αύξησε την ικανότητα αναπαραγωγής θέσης της άρθρωσης μέσω ενίσχυσης της ιδιοδεκτικής

διέγερσης λόγω εφαρμογής του KINESIO TAPE™. Πρέπει ωστόσο να αναφερθεί ότι παρότι δεν διαπιστώθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά στο απόλυτο σφάλμα, αναδείξαμε μια τάση για μείωση αυτού με την εφαρμογή KINESIO TAPE™ σε σύγκριση με την μη εφαρμογή KINESIO TAPE™. Αυτό το γεγονός υποδηλώνει μία μικρή βελτίωση όσο αφορά την δοκιμασία ΙΑΘΠΑ με την εφαρμογή KINESIO TAPE™.

Είναι σημαντικό επίσης να αναφέρουμε ότι από την στιγμή που δεν μετρήσαμε ειδικά τις αλλαγές στην επιφανειακή αισθητικότητα, δεν μπορούμε να αποκλείσουμε την πιθανότητα της αύξησης της επιφανειακής αισθητικότητας μέσω εφαρμογής KINESIO TAPE™. Είναι πιθανό ότι η εφαρμογή KINESIO TAPE™ να αυξάνει την επιφανειακή αισθητικότητα, η αύξηση αυτή όμως να έχει μικρό ρόλο στην ικανότητα αναπαραγωγής της θέσης της άρθρωσης. Η εξήγηση αυτή έχει προταθεί από αρκετούς ερευνητές οι οποίοι υποστηρίζουν ότι οι μυϊκοί και αρθρικοί υποδοχείς είναι οι κύριοι ρυθμιστές της ιδιοδεκτικότητας [Barrack και συνεργάτες, 1984, Gandevia και McCloskey, 1976, Grigg, και συνεργάτες 1973, Riemann και Lephart, 2002α και Riemann και Lephart, 2002β ]. Επομένως είναι δυνατόν οι επιφανειακοί μηχανοϋποδοχείς της ποδοκνημικής άρθρωσης να εξοικειώνονται πολύ γρήγορα και να μην παρέχουν αξιόλογες κεντρομόλες ώσεις κατά την εκτέλεση επαναλαμβανόμενων κινήσεων.

Τα ευρήματα της παρούσας μελέτης είναι σε συμφωνία με την άποψη ότι η επίδεση της ποδοκνημικής άρθρωσης δεν συμβάλει στην βελτίωση της πελματιαίας κάμψης. Η Walters, 2000 στην μελέτη της σχετικά με την επίδραση της επίδεσης της ποδοκνημικής άρθρωσης διαπίστωσε ότι δεν υπάρχουν σημαντικές διαφορές τόσο στο απόλυτο όσο και στο συνεχές σφάλμα για τις κινήσεις της πελματιαίας κάμψης και της πελματιαίας κάμψης με έξω στροφή. Η χρήση KINESIO TAPE™ στην



παρούσα μελέτη προσέφερε μεγαλύτερη ευκινησία σε σύγκριση με την πιο παραδοσιακή Gibney Basketweave επίδεση που χρησιμοποιήθηκε στη μελέτη της Walters, 2000, ωστόσο και στην περίπτωση αυτή δεν διαπιστώθηκαν αλλαγές στην ικανότητα αναπαραγωγής της θέσης της άρθρωσης. Επομένως τα ευρήματα των δύο μελετών συμφωνούν ότι οι δύο αυτές διαφορετικές τεχνικές επίδεσης δεν βελτιώνουν το σφάλμα στην ΙΑΘΠΑ.

Σχετικά με την μεθοδολογία και την επίδρασή της στα αποτελέσματα, οι Heit και συνεργάτες, 1996 μελέτησαν την επίδραση τόσο της επίδεσης όσο και της χρήσης λειτουργικών ναρθήκων στην ιδιοδεκτικότητα και συμπέραναν ότι και οι δύο παρεμβάσεις βελτίωσαν σημαντικά την ικανότητα αναπαραγωγής θέσης στην ποδοκνημική άρθρωση κατά την πελματιαία κάμψη. Τα αποτελέσματά τους χωρίς την εφαρμογή επίδεσης έδειξαν απόλυτο σφάλμα  $5,93^\circ$  ( $1,93^\circ$ ) σε σύγκριση με  $2,19^\circ$  ( $1,20^\circ$ ) στην μελέτη των Halseth και συνεργατών, 2004. Τα σφάλματα αυτά μεταβλήθηκαν σε  $3,90^\circ$  ( $1,80^\circ$ ) και  $2,07^\circ$  ( $0,98^\circ$ ) αντίστοιχα, με την εφαρμογή επίδεσης. Σύμφωνα με τους Halseth και συνεργάτες, 2004 η μελέτη των Heit και συνεργατών, 1996 χρησιμοποίησε το ηλεκτρονικό γωνιόμετρο του συστήματος Cybex II το οποίο απαιτεί η ποδοκνημική να τοποθετηθεί σε ειδική βάση και να συγκρατηθεί με ειδικούς ιμάντες κατά την διάρκεια της εξέτασης. Οι Halseth και συνεργάτες, 2004 θεωρούν ότι το γεγονός αυτό είχε ως αποτέλεσμα αύξηση της επιφανειακής αισθητικότητας και ως αποτέλεσμα καλύτερη επίδοση. Παρόμοια μεθοδολογία χρησιμοποιήθηκε και στην παρούσα μελέτη όπου η ποδοκνημική σταθεροποιήθηκε με την χρήση ιμάντων. Ωστόσο η χρήση των ιμάντων έγινε τόσο με, όσο και χωρίς την εφαρμογή της επίδεσης άρα θεωρητικά θα πρέπει να είχε την ίδια επίδραση όσον αφορά την αύξηση της σωματικής αισθητικότητας. Επιπρόσθετα οι Halseth και συνεργάτες, 2004 παρατήρησαν ότι ενώ στη δική τους μελέτη οι

εξεταζόμενοι έπρεπε να αναπαραγάγουν μια συγκεκριμένη γωνία στόχο με τυχαία σειρά κατά την διάρκεια κάθε δοκιμασίας, στη μελέτη των Heit και συνεργατών, 1996 χρησιμοποιήθηκαν προκαθορισμένες γωνίες στόχοι κατά την διάρκεια μιας σειράς δοκιμασιών. Επαναλαμβάνοντας τις προκαθορισμένες γωνίες στόχους είναι πιθανό ότι οι εξεταζόμενοι εξοικειώθηκαν με τη διαδικασία και επομένως να βελτίωσαν την επίδοσή τους (learning effect). Στην παρούσα μελέτη η σειρά εξέτασης των δύο διαφορετικών θέσεων της ποδοκνημικής ήταν προκαθορισμένη με την θέση των 15° πελματιαίας κάμψης να εκτελείται πρώτη, ακολουθούμενη από την θέση των 25° πελματιαίας κάμψης. Ωστόσο στην παρούσα μελέτη κάθε γωνία εξετάστηκε δύο φορές σε δύο διαφορετικά πειράματα. Επιπρόσθετα εξετάσαμε και τα δύο άκρα των αθλητών. Τέλος τόσο η σειρά εξέτασης των άκρων όσο και η σειρά εφαρμογής της επίδεσης ήταν τυχαιοποιημένες στα δύο πειράματα. Κατά την άποψή μας η μεθοδολογία της παρούσας μελέτης ελαχιστοποιεί την πιθανότητα εξοικείωσης των εξεταζομένων με τη πειραματική διαδικασία. Επιπρόσθετα σε συμφωνία με τους Halseth και συνεργάτες, 2004, στην παρούσα μελέτη οι εξεταζόμενοι τοποθετήθηκαν κάθετα μειώνοντας έτσι την επίδραση της τοποθέτησης του σώματος στην ικανότητα αναπαραγωγής της θέσης της άρθρωσης [Brock, 1994].

Τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης δεν συμφωνούν και με τα ευρήματα των Simoneau και συνεργατών, 1997 οι οποίοι αναφέρουν σημαντική βελτίωση στο σφάλμα ΙΑΘΠΑ κατά την πελματιαία κάμψη με την εφαρμογή 2 κοινών δεσμιδων 3 cm στην ποδοκνημική άρθρωση. Οι δεσμίδες τοποθετήθηκαν κατά μήκος του Αχίλλειου τένοντα και στην πρόσθια επιφάνεια του αστραγάλου. Οι Simoneau και συνεργάτες, 1997 πρότειναν ότι η αύξηση της ιδιοδεκτικότητας μέσω αύξησης της επιφανειακής αισθητικότητας από την εφαρμογή των δεσμιδων επίδεσης είναι ο λόγος της βελτίωσης του σφάλματος στην δοκιμασία ΙΑΘΠΑ, ωστόσο τα

αποτελέσματα της παρούσας μελέτης δεν συμφωνούν. Όπως στην μελέτη των Heit και συνεργατών, 1996 έτσι και οι Simoneau και συνεργάτες, 1997 χρησιμοποίησαν προκαθορισμένες γωνίες στόχους κατά την διάρκεια μιας σειράς δοκιμασιών, οπότε είναι πιθανό ότι οι εξεταζόμενοι να εξοικειώθηκαν με την διαδικασία και επομένως να βελτίωσαν την επίδοσή τους (learning effect). Επιπρόσθετα, οι Simoneau και συνεργάτες, 1997 τοποθέτησαν δύο δεσμίδες γύρω από κάθε αστράγαλο ώστε να εξασφαλίσουν ακριβή τοποθέτηση της ποδοκνημικής κατά την διάρκεια του πειράματός τους. Ωστόσο είναι λογικό να υποθέσουμε ότι οι δεσμίδες αυτές αύξησαν την ανατροφοδότηση της ποδοκνημικής λόγω της άμεσης επαφής τους με τον γαστροκνήμιο και υποκνημίδιο μυ, τους κύριους δηλαδή πελματιαίους καμπτήρες της ποδοκνημικής. Επομένως είναι πιθανό αφενός ο μηχανικός περιορισμός από την τοποθέτηση των δεσμίδων όσο και η αυξημένη επιφανειακή αισθητικότητα να έπαιξαν σημαντικό ρόλο στην βελτίωση της επίδοσης των εξεταζομένων.

Αναφορικά με τη δεύτερη υπόθεση μας διαπιστώσαμε ότι το απόλυτο σφάλμα στην ικανότητα αναπαραγωγής της ποδοκνημικής άρθρωσης αυξήθηκε καθώς η γωνία αυξήθηκε από 15° σε 25° πελματιαίας κάμψης. Το αποτέλεσμα αυτό είναι σε συμφωνία με τα δεδομένα των Miralles και συνεργατών, 2010 που διαπίστωσαν μεγαλύτερο απόλυτο σφάλμα κατά την 20° πελματιαία κάμψη σε σύγκριση με την 10° πελματιαία κάμψη. Επιπρόσθετα στην μελέτη αυτή διαπιστώθηκε ότι το σφάλμα κατά την πελματιαία κάμψη είναι μεγαλύτερο από ότι το σφάλμα τόσο για την ουδέτερη θέση όσο και για την 10° ραχιαία κάμψη. Οι Sekizawa και συνεργάτες, 2001 εξέτασαν την επίδραση του πάχους της σόλας του υποδήματος στην αίσθηση της θέσης της άρθρωσης και διαπίστωσαν ότι το σφάλμα στην αναπαραγωγή της θέσης της άρθρωσης ήταν μεγαλύτερο κατά την πελματιαία κάμψη σε σύγκριση με τις άλλες θέσεις. Η πελματιαία κάμψη είναι η θέση της ποδοκνημικής η οποία είναι

περισσότερο επιρρεπής σε λειτουργική έκπτωση και αυτό πιθανώς εξηγεί το γεγονός ότι το σφάλμα αναπαραγωγής της θέσης της άρθρωσης αυξάνει όσο αυξάνει και η γωνία πελματιαίας κάμψης. Αυτό έχει μεγάλη κλινική σημασία για το λόγο ότι τα προγράμματα φυσιοθεραπευτικής αποκατάστασης που έχουν στόχο την αποκατάσταση της ιδιοδεκτικότητας θα πρέπει να επικεντρωθούν πρωτίστως στην βελτίωση-αποκατάσταση της πελματιαίας κάμψης. Επιπρόσθετα το εύρημα της παρούσας μελέτης ότι το σφάλμα ήταν μεγαλύτερο στις 25° από ότι στις 15° πελματιαίας κάμψης είναι σε συμφωνία με την υπόθεση του Robbins και συνεργατών, 1995 σύμφωνα με την οποία για την ανίχνευση διαφοροποίησης της ιδιοδεκτικότητας απαιτείται έλεγχος σε θέσεις που διαφέρουν μεταξύ τους κατά τουλάχιστον 10°.

Αναφορικά με τη τρίτη μας ερευνητική υπόθεση διαπιστώσαμε ότι δεν υπήρχε διαφορά στο σφάλμα από δοκιμασία σε δοκιμασία τόσο για τις δύο διαφορετικές γωνίες όσο και για τα δύο άκρα των εξεταζομένων. Το γεγονός αυτό υποδηλώνει ότι η μεθοδολογία που εφαρμόσαμε στην παρούσα πειραματική διαδικασία δεν εμφανίζει κανένα συστηματικό σφάλμα καθώς δεν επηρεάζεται από ανεξάρτητες μεταβλητές όπως το άκρο ή διακύμανση από μέρα σε μέρα. Το σημαντικό εύρημα ωστόσο ήταν ότι η εφαρμογή του KINESIO TAPE™ αύξησε κατά πολύ την επαναληψιμότητα των μετρήσεων με συντελεστές αλληλοσυσχέτισης να κυμαίνονται μεταξύ 0,73-0,80 σε σύγκριση με τους αντίστοιχους συντελεστές αλληλοσυσχέτισης για την μη εφαρμογή KINESIO TAPE™ που κυμάνθηκαν μεταξύ 0,48-0,53. Η μόνη περίπτωση από τις τέσσερις στην οποία η εφαρμογή KINESIO TAPE™ εμφάνισε υψηλή επαναληψιμότητα ήταν αυτή για το non dominant άκρο στις 25° πελματιαίας κάμψης. Πρακτικά επομένως μπορούμε να υποθέσουμε ότι η εφαρμογή KINESIO TAPE™ αυξάνει την πιστότητα της ιδιοδεκτικής ικανότητας, ωστόσο πρέπει να

αναφερθεί ότι η υψηλή αλληλοσυσχέτιση δεν υποδηλώνει σχέση αιτίου-αιτιατού [Cohen, 1988].

Τα συμπεράσματα που προκύπτουν από τη παρούσα μελέτη είναι τα εξής:

1. Η εφαρμογή KINESIO TAPE™ φαίνεται ότι δεν επηρεάζει την ικανότητα αναπαραγωγής θέσης της ποδοκνημικής άρθρωσης. Το απόλυτο σφάλμα στην ικανότητα αναπαραγωγής της θέσης της ποδοκνημικής άρθρωσης παρουσιάζει μία τάση για βελτίωση με την εφαρμογή KINESIO TAPE™, ωστόσο η τάση αυτή δε φτάνει τα όρια στατιστικής σημαντικότητας ( $p=0,096$ ). Είναι πιθανό ότι εάν η παρούσα μελέτη είχε μεγαλύτερο αριθμό συμμετεχόντων, η επίδραση της εφαρμογής του KINESIO TAPE™ να έδινε στατιστικά σημαντικό αποτέλεσμα. Εκείνο που μπορεί να προταθεί με βάση τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης είναι ότι η εφαρμογή του KINESIO TAPE™ στην ποδοκνημική άρθρωση έχει τη τάση να βελτιώνει την ικανότητα αναπαραγωγής της άρθρωσης η οποία όμως είναι μία πτυχή μόνο της ιδιοδεκτικότητας. Επομένως η όποια επίδραση του KINESIO TAPE™ στην ιδιοδεκτικότητα αφενός δεν μπορεί να αποκλειστεί, αφετέρου πρέπει να ερευνηθεί περαιτέρω με μεγαλύτερες μελέτες, με διαφορετικές δοκιμασίες (π.χ ικανότητα ισορροπίας, χρόνο αντίδρασης), υπό την επίδραση διαφόρων καταστάσεων (π.χ μετά από μυϊκή κόπωση) και για διαφορετικές ομάδες πληθυσμού (π.χ αθλητές με χρόνια αστάθεια της ποδοκνημικής ή υποτροπιάζοντα διαστρέμματα).
2. Το απόλυτο σφάλμα στην ικανότητα αναπαραγωγής της θέσης της άρθρωσης αυξάνει καθώς αυξάνει η γωνία πελματιαίας κάμψης. Το γεγονός αυτό υποδηλώνει ότι η ποδοκνημική άρθρωση είναι πιο επιρρεπής σε λειτουργική έκπτωση όσο αυξάνει η γωνία πελματιαίας

κάμψης. Επιπρόσθετα φαίνεται ότι η εφαρμογή KINESIO TAPE™ δεν έχει καμία επίδραση στην επερχόμενη λειτουργική έκπτωση. Το εύρημα αυτό έχει πιθανή κλινική αξία για το λόγο ότι η αποκατάσταση της ιδιοδεκτικότητας κατά την πελματιαία κάμψη θα πρέπει να είναι ο πρωταρχικός στόχος των προγραμμάτων αποκατάστασης.

3. Η δοκιμασία αναπαραγωγής της θέσης της ποδοκνημικής άρθρωσης είναι αξιόπιστη και δεν παρουσιάζει συστηματικά σφάλματα. Επιπρόσθετα η εφαρμογή KINESIO TAPE™ αυξάνει κατά πολύ την επαναληψιμότητα των μετρήσεων. Επομένως η εφαρμογή του KINESIO TAPE™ μπορεί να μελετηθεί σε μελλοντικές σε επιστημονικές έρευνες χωρίς να υπάρχει η επίδραση συστηματικών σφαλμάτων λόγω διακύμανσης των μετρήσεων από μέρα σε μέρα.

## BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Allegrucci M., Whitney S., Lephart S., Irrgang J., Freddie H. (1995). Shoulder kinesthesia in healthy unilateral athletes participating in upper extremity sports. *J Orthop Sports Physical Ther* 21(4):220-226.
2. Barker HB, Beynnon BD, Renstrom AFH. (1997). Ankle injury risk factors in sports. *Sports Med* 23:69–74.
3. Barrack, R., Skinner, H., Brunet, M. and Cook, S. (1984). Joint kinesthesia in the highly trained knee. *Am J Sports Med* 24:18-20.
4. Beynnon BD, Renstrom PA, Alosa DM, Baumhauer JF, Vacek PM. (2001). Ankle ligament injury risk factors: a prospective study of college athletes. *J Orthop Res* 19:213–220.
5. Brock, O. (1994). Joint position sense in simulated changed-gravity environments. *Aviation, Space, and Environmental Medicine* 65:621-626.
6. Brodai, P. (1992). *The Central Nervous System Structure and Function*. Oxford: Oxford University Press.
7. Chomiak J, Junge A, Peterson L, Dvorak J. (2000). Severe injuries in football players: influencing factors. *Am J Sports Med* 28:S58–S68.
8. Cohen J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (2nd Edition). Routledge Academic; 2nd edition, ISBN-10: 0805802835.
9. Enoka R. (1994). *Neuromechanical basis of kinesiology*, Human Kinetics Publishers; 2nd edition, ISBN-10: 0873226658 .
10. Enoka R. (2008). *Neuromechanics of human movement*, Human Kinetics Publishers; 4th, ISBN-10: 9780736066792.

11. Fagenbaum R, Darling WG. (2003). Jump landing strategies in male and female college athletes and the implications of such strategies for anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med* 31:233-240.
12. Freeman MAR. (1965). Treatment of ruptures of the lateral ligament of the ankle. *J Bone Joint Surg [Br]* 47:661-668.
13. Freeman MAR. (1965). Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *J Bone Joint Surg [Br]* 47:669-677.
14. Gandevia, S. and McCloskey, L. (1976). Joint sense, muscle sense, and their combination as position sense, measured at the distal interphalangeal joint of the middle finger. *J Physiol* 260:387-407.
15. Garn S.N., Newton R.A. (1988). Kinesthetic awareness in subjects with multiple ankle sprains. *Phys Ther* 68:1667-1671.
16. Gleeson NP, Reilly T, Mercer TH, Rakowski S, Rees D (1998). Influence of acute endurance activity on leg neuromuscular and musculoskeletal performance. *Med Sci Sports Exerc* 30:596-608.
17. Gleitz M, Rupp T, Hess T, Hopf T. (1993). Bei instabilen Sprunggelenken: Reflexttraining und Stabilisierung. *Orthopadie Schuhtechnik* 5:65-68.
18. Glencross D, and Thornton E. (1981). Position sense following joint injury. *J Sports Med* 21:23-27.
19. Grigg, P. (1994) Peripheral neural mechanisms in proprioception. *J Sport Rehab* 3:2-17.
20. Grigg, P., Fineman, G. and Riley, L. (1973). Joint position sense after total hip replacement. *J Bone Joint Surg* 55[A], 1016-1025.
21. Guyton A.C., Hall J.E. (1998). *Textbook of Medical Physiology*. 9th edition. ISBN: 0-7216-5944-6.



22. Halseth T, McChesney JW, DeBeliso M, Vaughn R, Lien J. (2004). The effects of KINESIO™ taping on proprioception at the ankle. *J Sports Sci Med* 3:1-7.
23. Heit, E., Lephart, S. and Rozzi, S. (1996). The effect of ankle bracing and taping on joint position sense in the stable ankle. *J Sport Rehab* 5, 206-213.
24. Hewett TE, Paterno MV, Gregory D Myer GD. (2002). Strategies for enhancing proprioception and neuromuscular control of the knee. *Clin Orthop Related Res* 402:76-94.
25. Jerosch J, Castro WHM, Hoffstetter I, Bischof B. (1994). Propriozeptive Fähigkeiten bei Prohanden mit stabilen und instabilen Sprunggelenken. *Dtsch Z Sportmed* 45:380-389.
26. Karlsson, J. and Andreasson, G. (1992). The effect of external ankle support in chronic lateral ankle joint instability: an electromyographic study. *Am J Sports Med* 20:257-266.
27. Kase, K., Tatsuyuki, H. and Tomoki, O. (1996). Development of Kinesio™ tape. Kinesio™ Taping Perfect Manual. *Kinesio Taping Association* 6-10, 117-118.
28. Kofotolis ND, Kellis E, Vlachopoulos SP. (2007). Ankle sprain injuries and risk factors in amateur soccer players during a 2-year period. *Am J Sports Med* 35(3):458-466.
29. Konradsen L, Ravn JB. (1990). Ankle instability caused by prolonged peroneal reaction time. *Acta Orthop Scand* 61:388-390.
30. Leanderson J, Eriksson E, Nilsson C, Wykman A. (1996). Proprioception in classical ballet dancers. A prospective study of the influence of an ankle sprain on proprioception in the ankle joint. *Am J Sports Med* 24 :370-374.

31. Lephart S., Fu F. (1995). The role of proprioception in the treatment of sport injuries. *Sport Injuries* 1: 96-102
32. Lephart, S., Pincivero, D., Giraldo, J. and Fu, F. (1997). The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *Am J Sports Med* 25, 130-137.
33. Miralles I, Monerde S, Montull S, Salvat I, Fernández-Ballart J, Beceiro J, (2010). Ankle taping can improve proprioception in healthy volunteers. *Foot Ankle Int* 31(12):1099-106.
34. Murray, H. (2001). Effects of Kinesio™ taping on muscle strength after ACL-repair. Available from URL: <http://www.kinesiotaping.com>. April 15, 2011, 1-3.
35. 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. *J Orthop Sports Phys Ther* 20(3): 132-137.
36. Riemann BL, Lephart SM, (2002α). The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train* 2002 Jan;37(1):71-9.
37. Riemann, B. and Lephart, S. (2002β). The sensorimotor system, Part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability. *J Athl Train* 37, 80-84.
38. Robbins, S., Waked, E. and Rappel, R. (1995) Ankle taping improves proprioception before and after exercise in young men. *Br J Sports Med* 29, 242-247.
39. Sanes J.N., Evarts E.V. (1984). *Motor psychophysics*. In Enoka (1994). *Neuromechanical basis of kinesiology*, 2nd edition 217-225 Human Kinetics.

40. Schulte M.J., Happel. (1990). Joint innervation in injury. *Clin Sports Med* 9: 511-517.
41. Sekizawa K, Sandrey MA, Ingersoll CD. (2001). Effects of shoe sole thickness on joint position sense. *Gait Posture* 13:221-228.
42. Simoneau, G., Degner, R., Kramper, C. and Kittleson, K. (1997). Changes in ankle joint proprioception resulting from strips of athletic tape applied over the skin. *J Athl Train* 32, 141-147.
43. Tippet S. Voight M. (1999). *Functional progression for sport rehabilitation*. Human Kinetics Publishers, ISBN-10: 0873226607.
44. Van Linge B (1988) Activity of the peroneal muscles, the maintenance of balance, and prevention of inversion injury of the ankle: an electromyographic and kinematic study. *Acta Orthop Scand* 59 : 67-68.
45. Walters, A. (2000) *Analysis of the effects of ankle taping on proprioception: a comparison before and after exercise*. Masters thesis, Boise State University Library.
46. Wilkerson G.B., Nitz A.J., (1994). Dynamic ankle stability: Mechanical and neuromuscular interrelationship. *J Sports Rehab* 3: 43-57.
47. Μιχαηλίδης (1989). *Αγγλοελληνικό λεξικό των ιατρικών όρων*. Εκδ. Ηλίας Κωνσταντάρης.
48. Σταυρίδης Ι. (1997). *Φυσιολογία του ανθρώπου*. Ιατρικές εκδόσεις Πασχαλίδης.