

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΡΗΤΗΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ
ΤΟΜΕΑΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗΣ
ΚΛΙΝΙΚΗ ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΡΑΥΜΑΤΟΛΟΓΙΑΣ
Δ/ΝΤΗΣ: ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ Π. ΚΑΤΩΝΗΣ

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΤΟΥ

ΣΤΥΛΙΑΝΟΥ Δ. ΤΣΙΒΓΟΥΛΗ

ΕΙΔΙΚΕΥΟΜΕΝΟΥ ΙΑΤΡΟΥ ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗΣ

ΤΙΤΛΟΣ :

*«ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΙΝΗΣΙΟΜΕΤΡΙΚΩΝ
ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΜΕ ΣΤΟΧΟ ΤΗΝ ΕΚΤΙΜΗΣΗ
ΤΟΥ ΜΥΟΣΚΕΛΕΤΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΤΩΝ
ΑΘΛΗΤΩΝ»*

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ:

Κος ΠΑΥΛΟΣ ΚΑΤΩΝΗΣ
ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗΣ
ΔΙΕΥΘΥΝΤΗΣ ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗΣ ΚΛΙΝΙΚΗΣ
ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥ ΚΡΗΤΗΣ

ΗΡΑΚΛΕΙΟ ΚΡΗΤΗΣ, ΙΑΝΟΥΑΡΙΟΣ 2011

ΣΥΜΒΟΥΛΕΥΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

Παύλος Κατώνης, Αναπλ. Καθηγητής Ορθοπαιδικής (Επιβλέπων)

Νικόλαος Καμπάνης, Ερευνητής Β΄ ΙΤΕ-ΙΕΜ (μέλος)

Γεώργιος Κοντάκης, Αναπλ. Καθηγητής Ορθοπαιδικής (μέλος)

ΕΠΤΑΜΕΛΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

Παύλος Κατώνης, Αναπληρωτής Καθηγητής

Νικόλαος Καμπάνης, Ερευνητής Β΄ Βαθμίδας

Γεώργιος Κοντάκης, Αναπληρωτής Καθηγητής

Γεώργιος Βελεγράκης, Καθηγητής

Βασίλειος Δουγαλής, Καθηγητής

Φραγκίσκος Σοφράς, Καθηγητής

Γρηγόριος Χλουβεράκης, Αναπληρωτής Καθηγητής

Η παρούσα διδακτορική διατριβή χρηματοδοτήθηκε από το έργο: «Εισαγωγή νέων μη επεμβατικών μεθόδων μελέτης του μυοσκελετικού συστήματος και εκτίμησης του κινδύνου ανάπτυξης παθήσεων. Εφαρμογές στην ορθοπεδική, στην αθλητιατρική και στην τραυματολογία. ΓΓΕΤ, ΠΕΝΕΔ 2003, 2006-2008», με επιστημονικό υπεύθυνο τον κο Νίκο Καμπάνη, Ερευνητή Β΄ ΙΥΜ-ΙΤΕ.

Το έργο εντάσσεται στα πλαίσια του Προγράμματος Ενίσχυσης Ερευνητικού Δυναμικού ΠΕΝΕΔ2003, του Επιχειρησιακού Προγράμματος Ανταγωνιστικότητας του Γ΄ ΚΠΣ (Μέτρο 8.3).

Το έργο συγχρηματοδοτείται κατά:

(α) 90% δημόσια δαπάνη, όπου

- 75% της Δημόσιας Δαπάνης από την Ευρωπαϊκή Ένωση – Ευρωπαϊκό Κοινωνικό Ταμείο
- 25% της Δημόσιας Δαπάνης από το Ελληνικό Δημόσιο – Υπουργείο Ανάπτυξης – Γενική Γραμματεία Έρευνας και Τεχνολογίας και

(β) κατά 10% από τον Ιδιωτικό Τομέα, μέσω της Εταιρείας Ανάπτυξης & Εμπορίας Ορθοπεδικών & Αναπνευστικών Λύσεων «ΥΓΕΙΑ, Α&Α ΠΑΤΤΑΚΟΣ Ο.Ε.»

Οι εταίροι του έργου είναι:

- Ινστιτούτο Υπολογιστικών Μαθηματικών, ΙΤΕ



- Τμήμα Ιατρικής, Πανεπιστήμιο Κρήτης



- Ομάδα Εμβιομηχανικής, ΤΕΙ ΚΡΗΤΗΣ



- Εταιρεία Ανάπτυξης & Εμπορίας Ορθοπεδικών & Αναπνευστικών Λύσεων «ΥΓΕΙΑ, Α & Α ΠΑΤΤΑΚΟΣ Ο.Ε.»



Αφιερώσεις

Στους γονείς μου Δημήτρη και Σουλτάνα, για όσα μού προσέφεραν και στον αδερφό μου Γιάννη για την υπομονή και κατανόηση που επέδειξε στις προσπάθειές μου....

Ευχαριστίες

Νιώθω ιδιαίτερη υποχρέωση, να εξάρω την ουσιαστική βοήθεια των δασκάλων μου και καθηγητών της σχολής, του Αναπληρωτή Καθηγητή και Διευθυντή της Ορθοπαιδικής Κλινικής του Πανεπιστημίου Κρήτης κου Παύλου Κατώνη, ο οποίος μου έδωσε καταλυτικές σκέψεις για την υλοποίηση και διεκπεραίωση της παρούσας εργασίας, παρέχοντας ασίγαστη και ουσιαστική βοήθεια στην δύσκολη και μακρόπνοη υλοποίησή της και του Ομότιμου Καθηγητή και διατελέσαντα Διευθυντή της Ορθοπαιδικής Κλινικής του Πανεπιστημίου Κρήτης κου Κωνσταντίνου Στεργιόπουλου, για την μεγάλη του βοήθεια και τις εξαιρετικές του ιδέες, που προσέφερε απλόχερα σε όλη την ερευνητική ομάδα, όπως και για την αρχική σύλληψη της ιδέας εφαρμογής της μεθόδου στην ορθοπαιδική. Ήταν εξίσου σημαντικά, τόσο η συνεχής παρότρυνση, όσο και ο συνολικός συντονισμός της μελέτης, εκ μέρους του Καθηγητή του ΙΤΕ κου Νίκου Καμπάνη. Μείζονος σημασίας, απετέλεσε η συνεισφορά του πνευματικού μου πατέρα, Διευθυντή της Κλινικής Αθλητικών Κακώσεων του Ιατρικού Κέντρου Αθηνών και επικεφαλής του ιατρικού επιτελείου των ομάδων ποδοσφαίρου της ΑΕΚ και του Ολυμπιακού, κου Παντελή Νικολάου, στον σχεδιασμό και την υλοποίηση της μελέτης, χάρη στις πολύχρονες και ολοκληρωμένες γνώσεις του στην αθλητιατρική. Θέλω τέλος να ευχαριστήσω τους αθλητές, τους κηδεμόνες και τους προπονητές των ομάδων, για τον χρόνο που αφιέρωσαν και την κατανόηση που επέδειξαν κατά την διάρκεια των μετρήσεων και για την ευγενική συμμετοχή τους στην μελέτη.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Αφιερώσεις.....	4
Ευχαριστίες.....	4
Πίνακας Περιεχομένων.....	5
ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ.....	8
1. Εισαγωγή.....	9
1.1. Σκοπός της διατριβής.....	9
1.2. Μεθοδολογία.....	11
2. Βάδιση.....	17
3. Άθληση.....	19
4. Ο Πρόσθιος Χιαστός Σύνδεσμος (ΠΧΣ).....	21
4.1. Ανατομική και Εμβιομηχανική του ΠΧΣ.....	21
4.2. Η ρήξη του ΠΧΣ.....	24
4.3. Μέθοδοι διάγνωσης της ρήξης του ΠΧΣ.....	26
4.4. Θεραπευτική αποκατάσταση.....	27
5. Σύγχρονα μέσα μελέτης της βάδισης του ανθρώπου.....	30
6. Επιταχυνσιομετρία.....	32
7. Εντροπία.....	36
7.1. Η στατιστική εντροπία και η μεταβλητότητα των βιοσημάτων.....	36
7.2. Ο Claude Shannon και η θεωρία της πληροφορίας.....	36
7.3. Η εντροπία κατά τη θεωρία της πληροφορίας.....	38
7.4. Παράδειγμα εφαρμογής της στατιστικής εντροπίας.....	39
7.5. Μεταβλητότητα βιοσημάτων.....	40
7.6. Μεταβλητότητα του σήματος βάδισης.....	41
7.7. Εφαρμογές της θεωρίας της εντροπίας στην Ιατρική.....	43
ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ.....	46
8. Υλικά – Μέθοδοι.....	47
8.1. Ομάδες μελέτης.....	47
8.1.1. Υγιείς αθλητές ποδοσφαίρου.....	47
8.1.2. Ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ.....	48
8.2. Τεχνικά μέσα.....	48
8.2.1. Διάταξη μέτρησης επιτάχυνσης.....	49
8.3. Τεχνικές μέτρησης.....	51
8.3.1. Υγιείς αθλητές ποδοσφαίρου.....	51
8.3.1.1. Ενημέρωση του εξεταζομένου.....	51
8.3.1.2. Κριτήρια εισόδου εξεταζομένων.....	52
8.3.1.3. Παράμετροι μέτρησης βάδισης.....	52
8.3.1.4. Τοποθέτηση διάταξης.....	53
8.3.1.5. Χρονική διάρκεια μέτρησης.....	54
8.3.1.6. Διαδικασία μέτρησης της βάδισης.....	54
8.3.2. Ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ.....	57

8.3.2.1. Ενημέρωση του εξεταζομένου.....	57
8.3.2.2. Κριτήρια εισόδου εξεταζομένων.....	57
8.3.2.3. Παράμετροι μέτρησης βάρδισης.....	58
8.3.2.4. Τοποθέτηση διάταξης.....	59
8.3.2.5. Χρονική διάρκεια μέτρησης.....	59
8.3.2.6. Διαδικασία μέτρησης της βάρδισης.....	59
8.4. Στατιστική επεξεργασία.....	61
8.4.1. Μετρήσεων επιτάχυνσης.....	61
8.4.2. Συνολικών δεδομένων εξεταζομένων.....	63
8.4.2.1. Υγιών Αθλητών Ποδοσφαίρου.....	63
8.4.2.2. Ασθενών με ρήξη του ΠΧΣ.....	64
9. Αποτελέσματα.....	65
9.1. Υγιείς Αθλητές Ποδοσφαίρου και Εντροπία Βάρδισης.....	65
9.1.1. Μετρήσεις Υγιών Αθλητών Ποδοσφαίρου.....	65
9.1.1.1. Δείγμα εξεταζομένων.....	66
9.1.1.2. Τιμές εντροπίας εξεταζομένων.....	68
9.1.1.3. Συσχέτιση Τιμών Εντροπίας με Σωματομετρικά Χαρακτηριστικά των Υγιών Αθλητών Ποδοσφαίρου.....	68
9.2. Τιμές εντροπίας ασθενών με μεμονωμένη ρήξη ΠΧΣ – σύγκριση με τιμές ομάδας ελέγχου.....	72
9.2.1. Μετρήσεις για την μελέτη διαχωρισμού τραυματιών με οξεία ρήξη ΠΧΣ.....	72
9.2.1.1. Δείγμα εξεταζομένων (υγιείς-ασθενείς).....	73
9.2.1.2. Τιμές εντροπίας υγιών – ασθενών εξεταζομένων.....	74
9.2.2. Μετρήσεις για την μελέτη μεταβολής της εντροπίας βάρδισης προ και μετά το χειρουργείο αποκατάστασης.....	79
9.2.2.1. Δείγμα εξεταζομένων (υγιείς-ασθενείς).....	79
9.2.2.2. Τιμές εντροπίας υγιών – ασθενών εξεταζομένων.....	79
9.2.2.3. Συσχέτιση Oswestry & VAS με την εντροπία της βάρδισης προ και μετά το χειρουργείο αποκατάστασης.....	81
10. Συμπεράσματα – Συζήτηση.....	82
10.1. Υγιείς Αθλητές Ποδοσφαίρου.....	85
10.1.1. Ανάπτυξη πρωτοκόλλου μέτρησης.....	85
10.1.2. Εντροπία βάρδισης Υγιών Αθλητών Ποδοσφαίρου και Συσχέτισή της με τα Σωματομετρικά Χαρακτηριστικά αυτών.....	85
10.2. Εντροπία βάρδισης σε ασθενείς με μεμονωμένη ρήξη ΠΧΣ.....	88
10.2.1. Ανάπτυξη πρωτοκόλλου μέτρησης.....	88
10.2.2. Αξιολόγηση της ικανότητας της μεθόδου για τον διαχωρισμό υγιών από τραυματίες με ρήξη ΠΧΣ.....	88
10.2.4. Αξιολόγηση της ικανότητας της μεθόδου για την μετεγχειρητική εκτίμηση ασθενών με ρήξη ΠΧΣ.....	90
11. Επίλογος - Πρωτοτυπία.....	95
Βιβλιογραφία.....	99
Παράρτημα.....	115
Παράρτημα Α΄: Περίληψη - Abstract.....	115
Παράρτημα Β΄: Δημοσιεύσεις.....	121

Παράρτημα Γ΄: Έντυπο Συγκατάθεσης.....	122
Παράρτημα Δ΄: Ατομική Καρτέλα Εξεταζόμενου.....	123
Παράρτημα Ε΄: Κλίμακα Αξιολόγησης του Πόνου (VAS).....	126
Παράρτημα ΣΤ΄: Ερωτηματολόγιο Δείκτη Ανικανότητας Oswestry.....	127
Παράρτημα Ζ΄: Έντυπο Αξιολόγησης του Γόνατος - International Knee Documentation Committee Form (IKDC).....	131

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

1. Εισαγωγή

1.1. Σκοπός της Διατριβής

Η παρούσα ερευνητική εργασία, έχει ως κύριο στόχο την αξιολόγηση μιας νέας μεθόδου μελέτης της βάρδισης του ανθρώπου, ως προς την δυνατότητα εκτίμησης με αξιοπιστία, της κατάστασης του μυοσκελετικού συστήματος των αθλητών, σε μια πρώτη φάση μέσω ενός πληθυσμού υγιών αθλητών ποδοσφαίρου και σε μια δεύτερη, μέσω ενός πληθυσμού ατόμων με τραυματική κάκωση του προσθίου χιαστού συνδέσμου του γόνατος.

Η μέθοδος αυτή, βασίζεται στην μέτρηση της επιτάχυνσης (*acceleration*) του ανθρωπίνου σώματος κατά την κίνησή του και ειδικότερα κατά την βάρδιση του, στους τρεις άξονες του χώρου, με την χρήση μιας ειδικής διάταξης. Η επιταχυνσιομετρία (*accelerometry*), ανήκει σε μια ευρύτερη κατηγορία μεθόδων, με τις οποίες μελετάται η κινητική συμπεριφορά του ανθρώπου, με αντικειμενικά κριτήρια. Η γενικότερη αυτή μεθοδολογία, αποτελεί ένα νέο πεδίο έρευνας, το οποίο έχει ξεκινήσει εδώ και μερικά χρόνια και διαρκώς αναπτύσσεται στην διεθνή ερευνητική κοινότητα, καθώς είναι πλέον ευρέως επιδιωκόμενη η προσέγγιση της βάρδισης του ανθρώπου, με αξιόπιστο και αντικειμενικό τρόπο.

Στα πλαίσια αυτής της εργασίας, μελετήθηκε η βάρδιση του ανθρώπου με την χρήση του εν λόγω μετρητικού συστήματος, εστιαζόμενη αρχικώς σε μια ομάδα πληθυσμού υγιών αρρένων αθλητών ποδοσφαίρου, οι οποίοι συμμετείχαν κανονικά στις προπονητικές και αγωνιστικές υποχρεώσεις των ομάδων τους, και κατόπιν σε άρρενες αθλητές, που είχαν υποστεί την πλέον συνήθη χειρουργική κάκωση των αθλητών, την οξεία και μεμονωμένη τραυματική ρήξη του προσθίου χιαστού συνδέσμου (ΠΧΣ) και οι οποίοι υπολείπονται κινηματικά ως γνωστόν, των υγιών [1,2,3]. Σε αυτόν τον δεύτερο πληθυσμό, έγινε σε μια πρώτη φάση συγκριτική μελέτη της βάρδισης τους, με αυτή υγιών ατόμων ενός αντίστοιχου πληθυσμού και σε μια δεύτερη φάση, μελετήθηκε η μεταβολή στην βάρδιση τους, που επέφερε η χειρουργική αποκατάσταση.

Το πρώτο ερώτημα που καλείται η παρούσα μελέτη να απαντήσει, είναι το εάν μπορεί να εκτιμήσει την κατάσταση του μυοσκελετικού συστήματος των υγιών αθλητών ποδοσφαίρου, με βάση τα δεδομένα που λαμβάνονται από την καταγραφή της επιτάχυνσης της βάδισης, την ανάλυσή της με κατάλληλο λογισμικό και την αντιπαραβολή της με σωματομετρικά χαρακτηριστικά των μετρουμένων, αλλά και το επίπεδο προπόνησής τους.

Το δεύτερο ερώτημα που διερευνά, είναι εάν παρέχεται ευχέρεια με την προτεινόμενη μέθοδο, τόσο στην διάγνωση της ρήξης του ΠΧΣ, (αξιολόγηση ικανότητας της μεθόδου να διαχωρίζει άτομα με επάρκεια στον ΠΧΣ, από άτομα με ανεπαρκή ΠΧΣ).

Το τρίτο ερώτημα και ίσως περισσότερο ενδιαφέρον από πρακτικής άποψης, έχει να κάνει με την διερεύνηση για το εάν η προτεινόμενη μέθοδος, μπορεί να εκτιμήσει επαρκώς την μετεγχειρητική αποκατάσταση των ασθενών με ρήξη του ΠΧΣ - ο οποίος αποκατεστάθη με συνδεσμοπλαστική - όπως αυτή αναδεικνύεται από την μεταβλητότητα της βάδισής τους.

Αξίζει να σημειωθεί, ότι η προτεινόμενη μέθοδος δεν αποσκοπεί να υποκαταστήσει τις πληροφορίες άλλων διαγνωστικών εξετάσεων, αλλά αντιθέτως επιδιώκει την ουσιαστική συμπλήρωσή τους. Η νέα αυτή μέθοδος, είναι πιθανό να βοηθήσει σημαντικά, την ήδη υπάρχουσα υποκειμενική κλινική εκτίμηση των ασθενών με ρήξη του ΠΧΣ, προηγούμενη ίσως της Μαγνητικής Τομογραφίας (*Magnetic Resonance Imaging-MRI scan*) κατά την διαγνωστική προσέγγιση των ασθενών, η οποία αποτελεί σήμερα εξέταση εκλογής, με υψηλό όμως κόστος και όχι καλή ανοχή από τους εξεταζόμενους [4,5]. Επίσης, ίσως δύναται να καλύψει την υπάρχουσα υπολειπόμενη αντικειμενικότητα στην μετεγχειρητική εκτίμηση των ασθενών, όπως αυτή προκύπτει από τα ερωτηματολόγια της κλίμακας VAS (*Visual Analog pain Scale*), του Δείκτη Ανικανότητας Oswestry (*Oswestry Disability Index*), της βαθμολόγησης κατά IKDC (*International Knee Documentation Committee-IKDC score*) [6,7,8,9,10] κ.α., αλλά και από την ασάφεια των αποτελεσμάτων διάφορων συσκευών, που έχουν χρησιμοποιηθεί κατά καιρούς στην κλινική πράξη [11,12,13]. Ως γνωστόν, τα ερωτηματολόγια προσπαθούν με υποκειμενικό τρόπο, να αξιολογήσουν την ένταση του πόνου και τις δυσλειτουργίες που επιφέρει η εξεταζόμενη πάθηση, στους ασθενείς. Ομοίως

και τα διάφορα μετρητικά συστήματα που έχουν αναπτυχθεί, δεν έχουν βοηθήσει ουσιαστικά στην προσπάθεια συσχέτισης του ανατομικού ελλείμματος του ΠΧΣ, με την λειτουργική ανεπάρκεια που προκαλείται σε κάθε ασθενή.

Η συγκεκριμένη μέθοδος, είναι μη επεμβατική, εύχρηστη, γρήγορη, εύκολα επαναλήψιμη και με χαμηλό κόστος. Τα αναμενόμενα οφέλη από την ανάπτυξη της διαφαίνονται εξόχως σημαντικά, μιας και για πρώτη φορά γίνεται προσπάθεια δημιουργίας **αντικειμενικών κριτηρίων** εκτίμησης, τόσο της κατάστασης του μυοσκελετικού συστήματος των υγιών αθλητών, όσο και της αστάθειας βάδισης που προκαλεί η συχνότερη στους αθλητές χειρουργική κάκωση, η τραυματική ρήξη του ΠΧΣ. Με την θέσπιση διαγνωστικών και προγνωστικών δεικτών, που εκφράζουν την κατάσταση του μυοσκελετικού συστήματος, μπορεί η μέθοδος να εφαρμοστεί κάλλιστα στην αθλητιατρική. Η εισαγωγή μιας νέας οικονομικής μεθόδου αναμένεται να είναι ιδιαίτερα σημαντική, καθώς το κόστος των υπαρχόντων παρακλινικών εξετάσεων εκλογής, κατά την διάγνωση αλλά και την παρακολούθηση τέτοιων συχνών κακώσεων είναι υψηλό, ενώ γίνεται ακόμη σημαντικότερη, αν αναλογιστούμε την πιθανή γενικευμένη χρήση της μεθόδου, ώστε να αποκτήσει διαγνωστικό και πιθανά προληπτικό ρόλο και σε άλλες ειδικότητες της ιατρικής.

1.2. Μεθοδολογία

Η ανθρώπινη βάδιση αποτελεί μια ρυθμική ταλάντωση, όπου τα κάτω μέλη κινούνται συνεχώς, με περιοδικά εναλλασσόμενες φορές προς τα εμπρός και προς τα πίσω, δημιουργώντας την κίνηση. Οι κινήσεις αυτές δεν είναι πανομοιότυπες και υπάρχουν ενδείξεις εμφάνισης μεταβλητότητας από το ένα βήμα στο άλλο (*stride-to-stride variability*) [14]. Η εξέταση της μεταβλητότητας στη βάδιση, θα μπορούσε να προσφέρει πληροφορίες για την κατάσταση του μυοσκελετικού συστήματος.

Το μέγεθος με το οποίο γίνεται προσπάθεια στην συγκεκριμένη μελέτη, να υπολογιστεί αντικειμενικά η ποιότητα της βάδισης των μετρούμενων, είναι η *εντροπία βάδισης*, όπως αυτή υπολογίζεται μέσω της *επαναληψιμότητας* της βάδισης. Από την φυσική -όπως είναι γνωστό εδώ και μερικές δεκάδες χρόνια-

ο όρος «εντροπία» αναφέρεται στην κατάσταση αταξίας ενός συστήματος, ή ακόμα πιο ειδικά στην κατάσταση οικονομίας ή μη, της φέρουσας ενέργειας ενός συστήματος [15,16,17,18]. Η εντροπία της βάδισης, μετρά την απόκλιση από μια ιδανική βάδιση, χαρακτηρίζει την αρμονία της και επομένως εκτιμά την ποιότητα βάδισης.

Ως δείκτης εντροπίας, η επαναληψιμότητα της βάδισης, χαρακτηρίζει το κατά πόσο ένα νέο βήμα, μοιάζει με ένα παλιό βήμα. Η όμοια βάδιση, σημαίνει αρμονία στην κίνηση και επομένως μικρή δαπάνη ενέργειας, ως αποτέλεσμα ενός αρμονικά λειτουργούντος μυοσκελετικού συστήματος. Αποκλίσεις από μια αρμονική βάδιση, προκαλούν απώλειες ενέργειας με την διεξαγωγή άσκοπων κινήσεων, καταλήγουν σε επιπλέον επιβάρυνση μυών και αρθρώσεων, προδιαθέτοντας σε απώλεια ισορροπίας και τραυματισμό ή ακόμα και πτώση.

Η διάταξη που χρησιμοποιείται στην παρούσα μελέτη, έχει την δυνατότητα να μετρά την επιτάχυνση στους τρεις άξονες του χώρου, όπως κινείται ο εξεταζόμενος, με την βοήθεια ειδικών αισθητήρων. Με την κατάλληλη επεξεργασία των σημάτων επιτάχυνσης που λαμβάνονται από αυτό, ο εξεταστής μπορεί και υπολογίζει την τιμή εντροπίας της βάδισης του εξεταζόμενου και εν προκειμένω των αθλητών, με αντικειμενικό τρόπο. Η *στατιστική εντροπία*, όπως περιγράφεται στην θεωρία της πληροφορίας, μπορεί να ποσοτικοποιήσει την μεταβολή ενός *βιοσήματος* [19]. Τα βιοσήματα με μεγαλύτερη πιθανότητα να επαναλάβουν τη συμπεριφορά τους, χαρακτηρίζονται από *χαμηλή* εντροπία. Αντιθέτως, η τυχαία κατανομή στη συμπεριφορά ενός βιοσήματος, συνεπάγεται *υψηλή* εντροπία. Βάσει αυτής της παρατήρησης, χαμηλές τιμές εντροπίας αντιστοιχούν στην εμφάνιση λιγότερου θορύβου ή μεγαλύτερης βεβαιότητας στην συμπεριφορά ενός βιοσήματος [19].

Την τελευταία δεκαετία, τα υπολογιστικά συστήματα μέτρησης έχουν μειώσει σημαντικά τον χρόνο συλλογής δεδομένων, ενώ έχουν αυξήσει παράλληλα την ποιότητα λήψης τους. Η ερμηνεία των δεδομένων περιλαμβάνει την συστηματική αξιολόγησή τους, για την αναγνώριση σημαντικών αποκλίσεων από την φυσιολογική βάδιση. Η επιτυχία αυτών των προσεγγίσεων περιορίζεται όμως, εξαιτίας της περιορισμένης ικανότητας

αξιολόγησης, καθώς και του μεγάλου πλήθους των εμβιομηχανικών δεδομένων της βάδισης. Διάφορες υπολογιστικές μέθοδοι έχουν παρουσιαστεί τα τελευταία χρόνια, για την άρση αυτών των περιορισμών, με κοινή αρχή την εφαρμογή μαθηματικών μεθόδων ταξινόμησης των δεδομένων, προκειμένου να βοηθήσουν στην διάγνωση παθολογικών καταστάσεων.

Στην διεθνή βιβλιογραφία, δεν έχει περιγραφεί εφαρμογή μεθόδων ανάλυσης επιταχυνσιομετρικών δεδομένων με τη χρήση της στατιστικής εντροπίας, για την μελέτη πληθυσμών υγιών αθλητών ποδοσφαίρου, αλλά ούτε για τη διάγνωση και την μετεγχειρητική εκτίμηση ασθενών με οξεία και μεμονωμένη ρήξη του ΠΧΣ.

Στην πρώτη φάση της παρούσας μελέτης, υπολογίστηκε η εντροπία των υγιών αθλητών ποδοσφαίρου. Η προσέγγιση των μετρούμενων έγινε σε τρία στάδια και περιελάμβανε την αρχική λήψη ιστορικού, την ακόλουθη αντικειμενική εξέταση και εν συνεχεία την διενέργεια των μετρήσεων της επιτάχυνσης βάδισης με την ειδική διάταξη. Η λήψη του ιστορικού και η αντικειμενική εξέταση, ήταν απαραίτητα και επαρκή εργαλεία, ώστε να αποκλειστούν τα άτομα που δεν θεωρούνται «υγιή», με «μη φυσιολογικό» δηλαδή, μυοσκελετικό σύστημα [20,21,22]. Πραγματοποιήθηκε συσχέτιση των τιμών της εντροπίας των αθλητών, με βασικά σωματομετρικά τους χαρακτηριστικά, καθώς και με το επίπεδο προπόνησης τους, όπως αυτό αντικατοπτρίζεται από τις ώρες προπόνησης ανά εβδομάδα και τα συνολικά έτη προπόνησης που είχε πραγματοποιήσει ο κάθε αθλητής.

Στη δεύτερη φάση, μελετήθηκαν ασθενείς με μεμονωμένη ρήξη του ΠΧΣ, υγιείς κατά τα λοιπά. Τα στάδια προσέγγισης ήταν παρόμοια με αυτά της πρώτης φάσης, με επιπλέον στοιχεία την συμπλήρωση ειδικών ερωτηματολογίων και την διαπίστωση της ικανότητας βάδισης από τους ασθενείς. Μετά την συλλογή και επεξεργασία των στοιχείων, έγινε αντιπαραβολή των τιμών της εντροπίας βάδισης υγιών ατόμων ανάλογης πληθυσμιακής κατανομής, με τις τιμές των ασθενών με μεμονωμένη ρήξη ΠΧΣ, ώστε να εκτιμηθεί η ευαισθησία και η αξιοπιστία της μεθόδου.

Στην τρίτη μελέτη, εκτιμήθηκε η μεταβολή στην εντροπία βάδισης των ιδίων ατόμων της δεύτερης μελέτης, που υποκατέστησαν με συνδεσμοπλαστική τον

ρηχθέντα χιαστό τους [τεχνική διπλής δέσμης (*Double-bundle ACL Reconstruction*)], με αντιπαραβολή των μετρήσεων προ της επέμβασης και έξι (6) μήνες μετεγχειρητικά. Τα ίδια ερωτηματολόγια με την πρώτη μελέτη, συμπληρώθηκαν εκ νέου μετεγχειρητικά.

Στο πρωτόκολλο μέτρησης που καταρτίστηκε, περιγράφονταν η ακριβής μεθοδολογία διεξαγωγής των μετρήσεων, καθώς και τα κριτήρια εισόδου ή αποκλεισμού από την μελέτη. Η δημιουργία του βασίστηκε σε παραμέτρους, που προσδιορίστηκαν μέσω προγενέστερων πειραματικών μετρήσεων, αλλά και διεξοδικής βιβλιογραφικής ανασκόπησης. Περιλάμβανε την συνέντευξη του εξεταζόμενου, την καταγραφή ενός σύντομου ιατρικού ιστορικού, την κλινική εξέταση, τον αδρό εργαστηριακό έλεγχο και την διαδικασία μέτρησης της επιτάχυνσης. Ειδικά για τους ασθενείς με ρήξη του ΠΧΣ, συμπληρώνονταν επιπλέον τα διεθνώς αναγνωρισμένα πρωτόκολλα *VAS*, *Oswestry*, και *IKDC*, ενώ η όλη διαδικασία επαναλαμβάνονταν και σε έξι μήνες από την ημερομηνία επέμβασης.

Η βάδιση των εξεταζομένων, πραγματοποιήθηκε σε κατά το δυνατόν όμοιες συνθήκες, σε ομαλό και στεγνό δάπεδο, για μια διαδρομή περίπου 40 μέτρων, με ελεύθερη ταχύτητα βάδισης.

Οι βασικότεροι παράμετροι διεξαγωγής των μετρήσεων ήταν:

- Μεσημβρινή ώρα μέτρησης (κοινή κατά το δυνατόν για όλους τους αθλητές).
- Μηδενική κλίση του δαπέδου και απομάκρυνση εμποδίων.
- Ήρεμη ψυχολογική κατάσταση των εξεταζομένων.
- Ελαφριά ένδυση, η οποία δεν δυσχέραινε την βάδιση.
- Προσήλωση στην εξέταση.
- Οι εξεταζόμενοι να κοιτούν ευθεία προς τα εμπρός και τα χέρια να κινούνται ελεύθερα [23].
- Βάδιση με κάλτσες, χωρίς να φέρουν υποδήματα [24,25,26,27,28,29,30].
- Προϋπόθεση για την συμπερίληψη κάθε μέτρησης, ήταν η πραγματοποίηση δεκατεσσάρων (14) κύκλων βάδισης [31].

Η διαδικασία μέτρησης της βάδισης, αποτελούνταν από τα παρακάτω βήματα:

1. Ενημέρωση του εξεταζόμενου για την διαδικασία μέτρησης – Συμπλήρωση του εντύπου συγκατάθεσης.
2. Συμπλήρωση του ιστορικού του εξεταζόμενου.
3. Κλινική εξέταση του εξεταζόμενου.
4. Αιμοληψία του εξεταζόμενου.
5. Ενημέρωση του εξεταζόμενου, για τις παραμέτρους που θα πρέπει να πληρούνται κατά τη διάρκεια της μέτρησης.
6. Τοποθέτηση της συσκευής στην οσφυϊκή χώρα, πλησίον του κέντρου βάρους του σώματος, με την βοήθεια του ελαστικού ιμάντα προσάρτησης [32,33,34,35,36,37].
7. Βάδιση του εξεταζόμενου. Η διάρκεια μέτρησης ήταν 30 δευτερόλεπτα.
8. Σύνδεση της συσκευής μέσω καλωδίου USB με την φορητή μονάδα υπολογιστή, λήψη και αποθήκευση της μέτρησης.
9. Επανάληψη της βάδισης και της λήψης και αποθήκευσης της μέτρησης, άλλες δυο φορές, διαδοχικά.
10. Επεξεργασία των μετρήσεων, με την βοήθεια του ειδικού λογισμικού.

Για τους ασθενείς με την ρήξη του ΠΧΣ, επιπλέον στάδια της όλης διαδικασίας ήταν και τα εξής:

- Προ της μετρήσεως, είχε προηγηθεί ειδικός απεικονιστικός έλεγχος με Μαγνητική Τομογραφία (MRI) της πάσχουσας άρθρωσης, για επιβεβαίωση της διάγνωσης.
- Πριν την καταγραφή της βάδισής τους, εκτιμήθηκε η ικανότητα τους να πραγματοποιήσουν δεκατέσσερις (14) κύκλους βάδισης, χωρίς τη χρήση υποβοήθησης.
- Μαζί με την λήψη του ιστορικού, γινόταν και συμπλήρωση των ειδικών ερωτηματολογίων, που αναφέρθηκαν προηγουμένως.

Οι μετρήσεις της βάδισης έγιναν με **ελεύθερη ταχύτητα βάδισης**, η οποία και είναι ιδιαίτερη για κάθε άτομο και επιλέγεται από αυτό, προκειμένου να έχει την μικρότερη ενεργειακή κατανάλωση, (αερόβια λειτουργία) και χαρακτηρίζεται επομένως ως βέλτιστη ταχύτητα βάδισης. Εξωτερικές συνθήκες, όπως το είδος της επιφανείας (ανωμαλίες, άμμος, πάγος), η θερμοκρασία περιβάλλοντος, η ταχύτητα του ανέμου επιφανείας, το είδος του υποδήματος, το είδος του

ρουχισμού, η ψυχολογική κατάσταση, μπορούν να αλλάξουν σημαντικά τις μετρήσεις της βάρδισης και πρέπει να ελέγχονται όταν κάποιος πρόκειται να μελετήσει την βάρδιση κάποιου, ή να συγκρίνει τις μετρήσεις ατόμων, που διεξήχθησαν υπό διαφορετικές συνθήκες. Είναι επίσης σημαντικό να γνωρίζει ο ερευνητής, ότι η ελεύθερη ταχύτητα βάρδισης που μετράται σε ένα εργαστήριο, είναι διαφορετική από αυτή που μετράται στον δρόμο για παράδειγμα και ακόμα περισσότερο από αυτήν σε έναν επιδαπέδιο διάδρομο. Επομένως, για να καθοριστούν ορθώς τα δεδομένα, θα πρέπει να προσμετρούνται και όλοι αυτοί οι εξωγενείς παράγοντες [38].

Στην μελέτη των υγιών αθλητών, χρησιμοποιήθηκε για ανάλυση η μέση τιμή της εντροπίας από τις τρεις μετρήσεις που γίνονταν και εφαρμόστηκε η δοκιμασία *Kolmogorov-Smirnov* για εκτίμηση της κανονικότητας στην κατανομή. Η σύγκριση των κατηγορικών παραγόντων με τις εξαρτημένες μεταβλητές, έγινε με την ανάλυση μονής-κατεύθυνσης της ποικιλίας. Οι συσχετίσεις μεταξύ των συνεχών και των εξαρτημένων μεταβλητών, εκτιμήθηκαν με τον συντελεστή συσχέτισης του *Pearson*. Όλες οι δοκιμασίες ήταν διπλής κατεύθυνσης και στατιστικά σημαντική θεωρήθηκε η τιμή <0.05 .

Προκειμένου να ελεγχθεί στατιστικά, η ομοιότητα στην κατανομή ως προς την ηλικία, το ύψος και το βάρος μεταξύ των δύο ομάδων των εξεταζομένων για τον ΠΧΣ, πραγματοποιήθηκε στατιστική ανάλυση με *t-test*. Για να διαπιστωθεί αν οι τιμές εντροπίας των δύο ομάδων έχουν στατιστικά σημαντική διαφορά, χρησιμοποιήθηκε *t-test*. Στη συνέχεια εφαρμόστηκε *ROC-ανάλυση* προκειμένου να καθοριστεί το βέλτιστο σημείο διαχωρισμού, η ειδικότητα, η ευαισθησία και η πιθανότητα της μεθόδου για σωστή διάγνωση. Ο συντελεστής συσχέτισης *Spearman*, χρησιμοποιήθηκε για να διαπιστωθεί αν υπάρχει συσχέτιση μεταξύ των τιμών της εντροπίας και των ερωτηματολογίων *Oswestry*, *VAS* και *IKDC*. Χρησιμοποιήθηκε ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (*ANOVA*), ώστε να διαπιστωθεί αν υπήρχε μετεγχειρητικά στατιστικά σημαντική μείωση της εντροπίας. Τα αποτελέσματα επιβεβαιώθηκαν και με *post-hoc Bonferroni* ανάλυση.

Για την στατιστική ανάλυση των δεδομένων σε όλες τις μελέτες, χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό *SPSS (Statistical Package for the Social*

Sciences) για Windows, εκδόσεις 13.0 και 15.0. Τα αποτελέσματα και τα συμπεράσματα που εξήχθησαν, παρουσιάζονται αναλυτικά στο ειδικό μέρος.

2. Βάδιση

Η λειτουργική ικανότητα (*functional ability*), είναι ένας καθοριστικός παράγοντας για την ανεξάρτητη διαβίωση και επιδρά σημαντικά στην ποιότητα της ζωής ενός ατόμου. Κατά καιρούς, έχουν χρησιμοποιηθεί πολλά εργαλεία για την εκτίμηση της λειτουργικής ικανότητας, όπως η *φωτογραμμετρία, κινηματικές και κινητικές αναλύσεις, καταγραφή με video, ηλεκτρομυογραφία, ανάλυση δυνάμεων σε ειδικές πλάκες, χρονικές μετρήσεις, ερωτηματολόγια, αξιολογημένα λειτουργικά τεστ*, αλλά και η *απλή παρατήρηση* [39,40,41]. Όλες αυτές οι μέθοδοι, είτε είναι χρονοβόρες και εξειδικευμένες, απαιτώντας κατ' αυτόν τον τρόπο -οι περισσότερες- την ύπαρξη μιας πολύπλοκης εργαστηριακής εγκατάστασης, είτε εξαιρετικά απλοϊκές και επιδεικνύουν ένα μεγάλο ποσοστό ασάφειας ως προς το αποτέλεσμα της μέτρησης. Επιπροσθέτως, οι μετρήσεις των κινήσεων που γίνονται σε ένα ειδικά διαμορφωμένο εργαστήριο, μέσα σε ένα ιατρείο ή σε μια κλινική, δεν αντικατοπτρίζουν ακριβώς την κινησιολογία του ατόμου, όπως αυτή εκφράζεται στο φυσικό του περιβάλλον καθημερινά [38]. Είναι επομένως αναγκαία, η εισαγωγή συστημάτων αντικειμενικής μέτρησης, με χαμηλό κόστος και ευχέρεια διεξαγωγής σε συνθήκες όσο το δυνατό πλησιέστερες προς αυτές της καθημερινότητας.

Η επιστήμη που μελετά την ανθρώπινη βάδιση, καλείται *Ανάλυση Βάδισης (Gait Analysis)*. Η μελέτη της ανθρώπινης βάδισης έχει εξελιχθεί τελευταία, μέσω της ποσοτικοποίησης των ανεξάρτητων τμημάτων της βάδισης. Η ανάλυση βάδισης έχει βοηθηθεί από μεθόδους που μετράνε: (1) την κίνηση στον χώρο, (2) την μεταβολική ενέργεια που καταναλώνεται κατά την κίνηση στον χώρο, (3) τα λειτουργικά πρότυπα των μυών κατά τις κινήσεις, (4) τις δυνάμεις που ασκούνται στο έδαφος κατά την κίνηση [42]. Άμεσες μετρήσεις αυτών των παραγόντων, έχουν επιτρέψει τον δευτερογενή ποσοτικό καθορισμό για το μηχανικό έργο που παράγεται, την ροπή που ασκείται στις αρθρώσεις και το κέντρο πίεσης κατά την κίνηση, τα οποία είναι βοηθητικά για παράδειγμα για

την ποσοτικοποίηση της λειτουργίας των μηχανικών προθέσεων σε άτομα με ακρωτηριασθέντα μέλη ή της επίδρασης της αταξίας κατά την κίνηση [42].

Για την διευκόλυνση τους, οι επιστήμονες που έχουν ως αντικείμενο την μελέτη της βάρδισης, έχουν θεσπίσει μερικούς όρους για την βάρδιση. Ένας κύκλος βάρδισης, ορίζεται ως το χρονικό διάστημα που ξεκινά από την επαφή του πέλματος με το έδαφος, μέχρι την ακόλουθη επαφή του ίδιου πέλματος στο έδαφος. Η διάρκεια του κύκλου βάρδισης ποικίλει, εξαρτώμενη από το ύψος, το βάρος και την ηλικία του ατόμου, αλλά και από πιθανούς υπάρχοντες παθολογικούς λόγους. Δυο κύριες φάσεις της βάρδισης μπορούν να αναγνωριστούν, η στατική φάση (*stance phase*) και η φάση αιώρησης (*swing phase*). Η φάση αιώρησης για το ένα μέλος, αντιστοιχεί σε φάση στάσης για το άλλο. Τα ποσοστά αυτών στον κύκλο βάρδισης ποικίλουν, ανάλογα με την ταχύτητα. Κάθε φάση διαχωρίζεται επιμέρους σε περιόδους. Το ποσοστό της δίποδης στάσης, είναι περίπου το 10% της συνολικής διάρκειας του κύκλου βάρδισης. Μπορεί κάποιος να διαχωρίσει και ενδιάμεσες φάσεις, οι οποίες αρχικά είχαν κυρίως ιδιαίτερη κλινική σημασία, όπως είναι η πλήξη της πτέρνας (*heel strike*) και η απομάκρυνση των δακτύλων από το έδαφος (*toe off*), αλλά κατόπιν δεν έτυχαν της ανάλογης προσοχής [42].

Η βάρδιση είναι χαρακτηριστική για τον κάθε άνθρωπο. Καθημερινά, αντιλαμβανόμαστε την έλευση κάποιου οικείου προσώπου από τον βηματισμό του και μόνο. Επομένως, θα μπορούσε κάποιος να βασιστεί στο πρότυπο βάρδισης του ατόμου, για να παρακολουθήσει τα ιδιαίτερα του μυοσκελετικά χαρακτηριστικά, όπως αυτά αντανακλώνται στην βάρδιση του. Ένα από τα ιδιαίτερα αυτά χαρακτηριστικά, είναι και η ανατομική του κατασκευή, η οποία και καθορίζει το πώς αυτός βαδίζει, αλλά και στηρίζεται επί του εδάφους. Οι δυνάμεις που ασκούνται σε κάθε μέλος του σώματός του και στο έδαφος, είναι ανάλογη της κατανομής μάζας και της μυϊκής – οστικής κατασκευής του κάθε μέρους του σώματος. Όπως αντιλαμβάνεται κανείς, αυτές οι δυνάμεις πολλαπλασιάζονται κατά την διάρκεια κάποιας κίνησης, όπως είναι για παράδειγμα η βάρδιση και το τρέξιμο.

3. Άθληση

Ο αθλητισμός προσφέρει ποικίλα οφέλη στον ανθρώπινο οργανισμό, είτε πρόκειται για την εβδομαδιαία εκτόνωση των καλούμενων «αθλητών του Σαββατοκύριακου», είτε για την κοπιώδη προετοιμασία των αθλητών επιδόσεων που συμμετέχουν σε πρωταθλήματα και μεγάλες διοργανώσεις. Αποτελεί μια ευχάριστη καθημερινή δραστηριότητα, τόσο για παιδιά προσχολικής ακόμα ηλικίας, όσο και για άτομα τρίτης ηλικίας.

Υπάρχουν πλέον επαρκή δεδομένα από την διεθνή βιβλιογραφία, για τα πολλαπλά φυσικά και ψυχολογικά οφέλη της άσκησης στον γενικό πληθυσμό, τα όποια και πρέπει να αναγνωρίζονται και να επισημαίνονται, από όλους όσους είναι λειτουργοί της δημόσιας υγείας. Η συνήθεια της τακτικής άσκησης, θα πρέπει να ξεκινά από την παιδική ηλικία και να συνεχίζεται στην ενήλικη ζωή, την μέση και τρίτη ηλικία, καθώς έχει φανεί ότι ελαττώνει την επίπτωση του γήρατος στην φυσική ικανότητα. Οι ιατροί θα πρέπει να είναι γνώστες και να συμβουλεύουν τους ασθενείς που δέχονται σε τακτική βάση, παρέχοντας τους συμβουλές για κατάλληλα αθλητικά προγράμματα.

Έχει αποδειχθεί ότι είναι μεγάλο το όφελος από την άθληση, για μια σειρά παθήσεων [43] και συγκεκριμένα μπορεί και:

1. Ελαττώνει τον κίνδυνο καρδιακής προσβολής και εγκεφαλικού επεισοδίου.
2. Αποτρέπει την ήπια ή μέτρια αρτηριακή υπέρταση.
3. Επισπεύδει την καρδιακή αποκατάσταση σε άτομα με στηθαγχικά ενοχλήματα.
4. Απομακρύνει την πιθανότητα εμφάνισης αιφνιδίου θανάτου, σε άτομα με υποκείμενη καρδιακή νόσο.
5. Παρεμποδίζει την εξέλιξη της απώλειας της οστικής πυκνότητας.
6. Απομακρύνει την πιθανότητα εκδήλωσης Σακχαρώδους Διαβήτη τύπου II.
7. Ελαττώνει την επίπτωση καρκίνου του παχέος εντέρου και του μαστού.
8. Επιφέρει βελτίωση σε περιπτώσεις ασθενών με ήπια κατάθλιψη και άγχος.

Μια ομάδα εργασίας του *Royal College of Physicians*, ανεγνώρισε την μείωση της επίπτωσης που προκαλεί η άθληση, στην Στεφανιαία Νόσο και τα Αγγειακά Εγκεφαλικά Επεισόδια.

Στο μυοσκελετικό σύστημα, θα μπορούσαμε συνοπτικά να πούμε ότι η άθληση επιφέρει τα κάτωθι:

1. Ενίσχυση της λειτουργίας των μυών με:
 - a. Αύξηση της αντοχής τους και άμβλυνση της επιρροής της ηλικίας και της χρόνιας νόσου στην λειτουργία τους, μέσω αύξησης της μεταβολικής τους ικανότητας και της θρεπτικής παροχής τους.
 - b. Μέσω αύξησης της δύναμης και της συσταλτικότητας τους, προκαλείται αύξηση της ικανότητας του παραγόμενου έργου, ελάττωση του κινδύνου τραυματισμού και περιορισμό των επιδράσεων από πιθανές διαταραχές της ανατομικής.
2. Ενίσχυση της λειτουργίας των τενόντων και του συνδετικού ιστού με:
 - a. Αύξηση της δύναμης τους.
 - b. Υποστήριξη της στηρικτικής τους λειτουργίας.
 - c. Ενίσχυση της σταθερότητας των αρθρώσεων, η οποία ελαττώνει τον κίνδυνο τραυματισμού, ιδίως σε μεγάλες ηλικίες και σε άτομα με υποκείμενη παθολογία.
3. Ενισχύει την λειτουργία των αρθρώσεων:
 - a. Με την ευόδωση της λίπανσης, αποτρέπει την πρόκληση δυσκαμψίας και τον περιορισμό των κινήσεων.
 - b. Με την διατήρηση πλησίον του φυσιολογικού εύρους κινήσεων, περιορίζει τις επιδράσεις της εκφυλιστικής αρθρίτιδας.
 - c. Διατηρεί την ευλυγισία και την ομαλή λειτουργία του σώματος ως σύνολο.

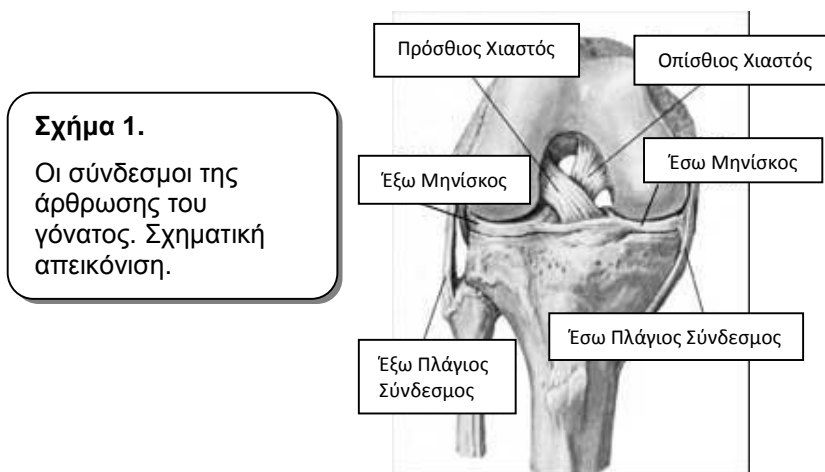
Οι γενικότερες συστάσεις του *American College of Sports Medicine*, του *Center for Disease Control and Prevention (CDC)* και του *President's Council on Physical Fitness and Sports*, αναφορικά με την άθληση στον γενικό πληθυσμό, είναι οι ακόλουθες :

- ✓ Οι γυναίκες πρέπει να περπατούν 2 μίλια, σε λιγότερο από 30 λεπτά και τουλάχιστον 3 φορές την εβδομάδα.
- ✓ Οι άνδρες θα πρέπει να περπατούν 2 μίλια, σε λιγότερο από 27 λεπτά, τουλάχιστον 3 φορές την εβδομάδα.
 - ο Εναλλακτικά και ανεξαρτήτως φύλου: 2 μίλια σε 30-40 λεπτά, 6 ημέρες την εβδομάδα, ή 2 μίλια κάθε μέρα, σε τρεις χρονικές περιόδους των 10 λεπτών [44].

4. Ο Πρόσθιος Χιαστός Σύνδεσμος (ΠΧΣ)

4.1. Ανατομική και Εμβιομηχανική του ΠΧΣ

Ο ΠΧΣ είναι σταθεροποιητικός σύνδεσμος της άρθρωσης του γόνατος, συνδέει το μηριαίο οστό με την κνήμη και εκφύεται από την οπίσθια και έσω επιφάνεια του έξω μηριαίου κονδύλου, καταλήγοντας στην πρόσθια και έσω αρθρική επιφάνεια των κνημιαίων κονδύλων (**Σχήμα 1**) [45]. Παρόλο που εμφανίζεται ως ενιαία ανατομική δομή, λειτουργικά μπορούμε να πούμε ότι αποτελείται από τρεις ξεχωριστές δεσμίδες: την πρόσθια-έσω (*anteromedial*) δεσμίδα που είναι η πλέον επιμήκης, επιπολής και ευάλωτη σε τραυματισμούς, την οπίσθια-έξω (*posterolateral*) δεσμίδα, η οποία βρίσκεται εν τω βάθει της προηγούμενης και παραμένει ανεπηρέαστη στις μερικές ρήξεις του συνδέσμου και μια διάμεση δεσμίδα (αν και οι περισσότεροι συγγραφείς αναγνωρίζουν μόνο τις δυο πρώτες) [46]. Μερικές ίνες του ΠΧΣ, προσφύονται στο πρόσθιο κέρασ του έσω μηνίσκου, κοντά στην πρόσφυση του εγκαρσίου συνδέσμου. Ο χιαστός σύνδεσμος δεν βρίσκεται ελεύθερος μέσα στην άρθρωση, αλλά επενδύεται από αρθρικό υμένα, σημαντικό δομικό στοιχείο, που εξασφαλίζει την επαρκή θρέψή του. Το μέσο μήκος των ινών του συνδέσμου σύμφωνα με τον Bonnel [47], κυμαίνεται από 1,85 μέχρι 3,35cm. Ως σύνολο, ο σύνδεσμος είναι περιελιγμένος γύρω από τον εαυτό του, έτσι ώστε οι περισσότερο πρόσθιες κνημιαίες ίνες του, να προσφύονται όσο το δυνατόν προσθίως και κάτω στο μηριαίο οστό, ενώ οι περισσότερο οπίσθιες κνημιαίες ίνες του, να προσφύονται όσο πιο πάνω και πίσω στο μηριαίο οστό.

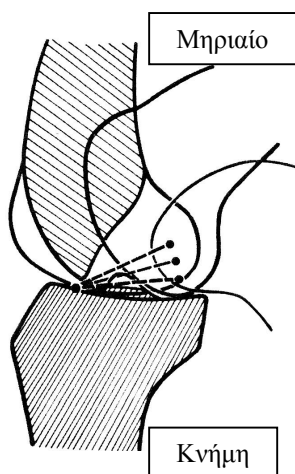


Σύμφωνα με τον Noyes, το φορτίο που οδηγεί σε μηχανική αποτυχία του συνδέσμου, είναι περί τα 1750Nt [48]. Η ταχύτητα της δύναμης που εφαρμόζεται, προκαλεί και αντίστοιχο τύπο τραυματισμού. Ο αργός, στροφικός και χαμηλής ταχύτητας τραυματισμός (π.χ. κατά το σκι), προκαλεί τις περισσότερες φορές μερική ρήξη κάποιας από τις δύο δεσμίδες. Αυτή η μερική ρήξη, σε κάποιον ασθενή με χαμηλής απαίτησης δραστηριότητες, μπορεί να μην επιφέρει συνδεσμική αστάθεια. Αντίθετα, μια κάκωση απότομης αλλαγής κατεύθυνσης με υψηλή ταχύτητα (π.χ. μπάσκετ), θα οδηγήσει σε πλήρη ρήξη και των δύο δεσμίδων, η οποία θα απαιτήσει την υποκατάσταση του συνδέσμου, προκειμένου το γόνατο να αποκτήσει εκ νέου συνδεσμική σταθερότητα [49].

Ο ΠΧΣ, έχει έναν σημαντικό ρόλο στην διασφάλιση της αρμονικής κίνησης του γόνατος, ασκώντας κύρια επιρροή κατά την χρονική περίοδο στήριξης της βάδισης. Αυτό επισυμβαίνει, από την μια μεριά χάρη στις ίδιες μηχανικές ιδιότητες του συνδέσμου και από την άλλη μεριά από τις πληροφορίες που δίνονται στο ΚΝΣ, από τους μηχανοϋποδοχείς που υπάρχουν εντός αυτού και την συνολική προσαρμογή του σώματος που την ακολουθεί κατά την κίνηση [50,51,52].

Ο ΠΧΣ από την αρχική θέση έκτασης του γόνατος, οπότε και έχει μια οριζόντια κατά το δυνατόν θέση («κλειδώνοντας» κατά μια έννοια, εντός των μεσογλήνιων κνημιαίων φυμάτων), μετατοπίζεται επί των γληνών σε θέση κάμψης του γόνατος 45° - 50° και καταλήγει σε υψηλότερη θέση κατά την υπέρκαμψη (**Σχήμα 2**). Λόγω της έκτασης των προσφύσεων, τόσο στο μηριαίο

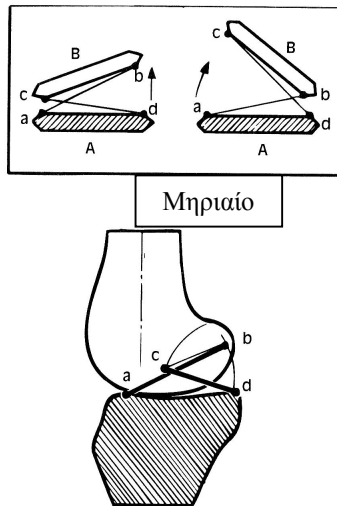
οστό, όσο και στην κνήμη, οι ίνες δεν έχουν το ίδιο μήκος, με συνέπεια να μην ενεργούν ταυτόχρονα κατά την διαδρομή της κίνησης, από την πλήρη έκταση στην πλήρη κάμψη. Αντιθέτως, υπάρχει εκλεκτική ενεργοποίηση των ινών κατά την διάρκεια της κίνησης και έτσι το μήκος και η ελαστικότητα του συνδέσμου ποικίλλει [46].



Σχήμα 2.

Η προς τα άνω μετατόπιση της μηριαίας πρόσφυσης του ΠΧΣ κατά την κίνηση κάμψης του γόνατος. Σχηματική απεικόνιση.

Οι δύο χιαστοί σύνδεσμοι (πρόσθιος και οπίσθιος), λειτουργούν συνολικά ως ένα πολύπλοκο και μεταβλητό σύστημα μεντεσέδων: ο ΟΧΣ διατείνεται κατά την διάρκεια της κάμψης και ο ΠΧΣ διατείνεται κατά την διάρκεια της έκτασης και ελέγχει την υπερέκταση (**Σχήμα 3**). Χαρακτηριστικά, μπορεί να ειπωθεί ότι ο ΠΧΣ προκαλεί την προς τα εμπρός ολίσθηση του μηριαίου κονδύλου, κατά την κάμψη του γόνατος. Σημαντικός είναι επίσης ο ρόλος και των δυο συνδέσμων, για την διατήρηση της στροφικής σταθερότητας της κατά γόναυ άρθρωσης: η έσω στροφή διατείνει τον πρόσθιο και χαλαρώνει τον οπίσθιο, ενώ η έξω στροφή διατείνει τον οπίσθιο και χαλαρώνει τον πρόσθιο [46].



Σχήμα 3.

Οι δυο χιαστοί σύνδεσμοι συνθέτουν ένα μεταβαλλόμενο σύστημα μεντεσέ, όπου και εναλλάσσονται κατά τις κινήσεις κάμψης και έκτασης, η διάταση ή χαλάρωση κάποιου εκ των δυο. a-b: ΠΧΣ, c-d: ΟΧΣ. Σχηματική απεικόνιση.

4.2. Η ρήξη του ΠΧΣ

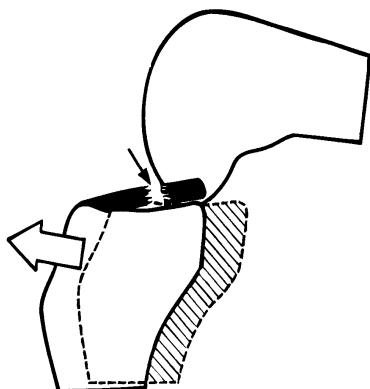
Η ρήξη του ΠΧΣ, είναι μια κοινή βλάβη της άρθρωσης του γόνατος. Ο ΠΧΣ υφίσταται συχνότερα τραυματισμό από οποιονδήποτε άλλον σύνδεσμο του γόνατος [2,3]. Η υψηλότερη συχνότητα τραυματισμού του ΠΧΣ [2] παρατηρείται στις ηλικίες μεταξύ των 15 και 45 ετών, όπου περιλαμβάνονται άτομα με μεγάλη συμμετοχή σε αθλητικές δραστηριότητες. Ο ΠΧΣ συνήθως τραυματίζεται όταν ασκηθεί υπερβολική στροφική δύναμη στο γόνατο, για παράδειγμα κατά τη διάρκεια ατυχήματος (πτώση εξ ύψους, τροχαίο) ή αθλητικής δραστηριότητας (ποδόσφαιρο, μπάσκετ, σκι κλπ). Η ρήξη του ΠΧΣ, μπορεί να είναι μεμονωμένη ή σύνθετη, συνοδευόμενη από κακώσεις των λοιπών μαλακών ανατομικών στοιχείων της άρθρωσης (ρήξη έσω ή έξω μηνίσκου, έξω ή έσω πλαγίου συνδέσμου). Σε μια ανάλυση περιστατικών οξέων κακώσεων με εμφανές αίμαρθρο, η αρθροσκοπική διερεύνηση ανέδειξε στο 72% τραυματική ρήξη του ΠΧΣ (η οποία συνοδεύεται στα 2/3 με κάκωση κάποιου από τους μηνίσκους), ενώ στο 15% υπήρχαν αμιγώς μηνισκικές βλάβες, στο 6% οστεοχόνδρινες βλάβες, στο 3% ρήξη του ΟΧΣ και καμία βλάβη στο 4% [53]. Σε μια άλλη μελέτη 189 αθλητών, που υπεβλήθησαν σε αποκατάσταση του χιαστού τους (82 άμεσα μετά από τον αρχικό τους τραυματισμό και 107 λόγω επιμόνων συμπτωμάτων σε δεύτερο χρόνο) στο 24,4% υπήρχε μηνισκική συμμετοχή από αυτούς που αντιμετωπίστηκαν άμεσα (20,6% σε αυτές που θεωρήθηκαν μεμονωμένες ρήξεις και σε 27,1% σε αυτές που ήταν συνδυαστικές κακώσεις) χωρίς να

φέρουν χόνδρινες βλάβες και στο 61.6% αυτών που αντιμετωπίστηκαν σε δεύτερο χρόνο, με διάφορου βαθμού συνοδό βλάβη και του αρθρικού χόνδρου. Από αυτή την μελέτη προέκυψε ότι μετά από ρήξη του ΠΧΣ, προκαλείται φθορά στους μηνίσκους δευτερογενώς -εάν αυτή δεν είναι αποτέλεσμα του αρχικού τραυματισμού- και παράλληλα συν τω χρόνω, εκφύλιση του χόνδρου των αρθρικών επιφανειών φόρτισης, με τελικό αποτέλεσμα την εκδήλωση οστεοαρθρίτιδας [54]. Σύμφωνα με τους Levy και Meier [55], το 40% των ασθενών που δεν θα υποβληθούν αμέσως σε ανακατασκευή του συνδέσμου, θα εμφανίσουν μηνισκικές βλάβες μέσα στο πρώτο έτος από τον τραυματισμό. Εξάλλου έχει φανεί και από άλλες μελέτες, ότι η επίπτωση της χόνδρινης εκφύλισης, αυξάνεται με την εμφάνιση μηνισκικών ρήξεων. Αυτό είναι επιτακτικό να γίνει, ιδίως σε αθλητές, οι οποίοι είναι οι πλέον επιρρεπείς στο να προκαλέσουν σε ένα γόνατο με ανεπαρκή ΠΧΣ, μηνισκική και πιθανή χόνδρινη βλάβη, με την συνέχιση των δραστηριοτήτων τους [56].

Η ρήξη του ΠΧΣ, έχει ως αποτέλεσμα τη μηχανική αστάθεια και την τελική έκπτωση της ομαλής λειτουργίας του γόνατος. Το αίσθημα «υποχώρησης» του γόνατος είναι συχνό. Ωστόσο, η έκπτωση της λειτουργικότητας μετά από τη ρήξη του ΠΧΣ, δεν είναι η ίδια για κάθε ασθενή.

Το άτομο μετά από μια τέτοια κάκωση, μπορεί να προσαρμόσει την βάδιση του αλλάζοντας την μηχανική της, ώστε να αντισταθμίσει την αστάθεια της άρθρωσης του γόνατος. Οι διαφοροποιήσεις στο πρότυπο βάδισης μετά από την τραυματική ρήξη του ΠΧΣ, έχουν προσεγγιστεί με αρκετές μελέτες, χρησιμοποιώντας διαφορετικές τεχνικές [57,58]. Η απώλεια της λειτουργικότητας του ΠΧΣ, έχει φανεί ότι οδηγεί σε αυξημένη μηχανική αστάθεια της άρθρωσης [59,60,61]. Ο ΠΧΣ, έχει ως κύρια λειτουργία την παρεμπόδιση της πρόσθιας μετατόπισης της κνήμης, σε σχέση με το μηρό (**Σχήμα 4**). Επομένως, η απώλεια του ΠΧΣ συνοδεύεται από μια εκτεταμένη πρόσθια μετάθεση της κνήμης [62,63]. Επίσης, ο ΠΧΣ συμβάλλει σε μικρότερο βαθμό, στην έσω και έξω πλάγια σταθερότητα του γόνατος, όπως επίσης στην έσω και έξω στροφική σταθερότητα [64]. Οι Berchuck και συνεργάτες [57], περιέγραψαν την απουσία μιας καθαρής έξω στροφής του γόνατος, στην μεσαία φάση της βάδισης ασθενών με ανεπάρκεια του ΠΧΣ. Συνολικά, αποτελεί σημαντικό παράγοντα για την εξασφάλιση της φυσιολογικής κινητικότητας του γόνατος,

αφού συνεισφέρει τόσο στη στατική, όσο και στη δυναμική σταθερότητα της άρθρωσης [64].



Σχήμα 4.

Ο ακέραιος ΠΧΣ αποτρέπει την προς τα εμπρός μετάθεση της κνήμης κατά την κάμψη της άρθρωσης του γόνατος. Σχηματική απεικόνιση.

Η ρήξη του ΠΧΣ, προκαλεί πρωτογενείς μεταβολές άμεσα μετατραυματικά, στην κινησιολογία της άρθρωσης, αλλά και δευτερογενείς όψιμα, μετά από το απαραίτητο διάστημα προσαρμογής στα καινούργια εμβιομηχανικά δεδομένα [57,65,66].

4.3. Μέθοδοι διάγνωσης της ρήξης του ΠΧΣ

Σύμφωνα με μία μελέτη στη Μεγάλη Βρετανία, η διάγνωση της ρήξης του συνδέσμου από τον αρχικό εξεταστή, έγινε μόνο στο 9.8% των ασθενών που υπέστησαν αυτόν τον τραυματισμό. Είναι ενδεικτικό ότι στο 87% των περιπτώσεων ρήξεως του ΠΧΣ, η αρχική αντιμετώπιση περιλάμβανε μόνο απλή ελαστική επίδεση [67]. Επειδή οι κακώσεις αυτές, έχουν σοβαρές συνέπειες για τη λειτουργικότητα της κατά γόνου άρθρωσης και μπορεί να καταλήξουν σε περαιτέρω τραυματισμό των μηνισκικών και χόνδρινων δομών, απαιτείται άμεση διάγνωση και κατάλληλη αντιμετώπιση, η οποία θα πρέπει να είναι προσαρμοσμένη στις ιδιαίτερες λειτουργικές απαιτήσεις του κάθε ασθενή ξεχωριστά.

Τα συμπτώματα που εμφανίζονται αμέσως μετά από τον τραυματισμό, είναι έντονος πόνος, αδυναμία φόρτισης της άρθρωσης, προοδευτικά επιδεινούμενο οίδημα και αίσθημα αστάθειας του γόνατος. Μετά από λίγες ώρες, το οίδημα (αίμαρθρο) προκαλεί περαιτέρω ελάττωση του εύρους κίνησης του γόνατος και για αυτό τον λόγο, καθίσταται απαραίτητη η περιδέρση του μέλους και η πλήρης

αποφόρτιση της άρθρωσης, προκειμένου να αποφευχθεί επιπλέον πόνος και ζημία στην άρθρωση.

Η κλινική εκτίμηση που θα γίνει από τον θεράποντα, περιλαμβάνει ειδικές δοκιμασίες όπως είναι του πρόσθιου συρταροειδούς σημείου (**Σχήμα 5**), των Lachman-Νούλη και το Pivot-Shift. Αυτές δεν γίνονται αναγκαστικά κατά τις πρώτες ώρες μετά τον τραυματισμό, καθώς ο εξεταζόμενος μπορεί να μην είναι σε θέση να συνεργαστεί, λόγω της μεγάλης τοπικής ευαισθησίας.



Σχήμα 5.

Δοκιμασία ελέγχου της ακεραιότητας του ΠΧΣ με το πρόσθιο συρταροειδές σημείο. Ο εξεταστής, καθλώνει τον άκρο πόδα, του υπτίως ευρισκόμενου ασθενούς και προκαλεί πρόσθια μετατόπιση της κνήμης, την οποία και αξιολογεί, πάντα συγκριτικά με το έτερο μέλος. Σχηματική απεικόνιση.

Ο ακτινολογικός έλεγχος είναι απαραίτητος και μπορεί να επιβεβαιώσει την διάχυτη διόγκωση της άρθρωσης ή να αποκαλύψει ένα αποσπαστικό κάταγμα από τις μεσοκονδύλιες άκανθες [68]. Είτε σε πρώτο χρόνο, είτε μερικές ημέρες μετά από την κάκωση και ανάλογα με την ανάγκη ταχείας αποκατάστασης του ασθενούς (π.χ. όπως είναι οι αθλητές μεγάλων αγωνιστικών απαιτήσεων), πρέπει να διεξαχθεί μαγνητική τομογραφία (Magnetic Resonance Imaging - MRI). Σύμφωνα με τον Minck [4], η μέθοδος με την T1 ακολουθία, εμφανίζει 95 % ακρίβεια στην ανίχνευση ρήξεων του συνδέσμου, οι οποίες εν συνεχεία επιβεβαιώθηκαν αρθροσκοπικά. Αν προστεθεί και η T2 ακολουθία, η ακρίβεια της μεθόδου αυξάνεται σε 97%. Κατά τον Fischer [5], η ευαισθησία της μεθόδου ανέρχεται σε 93%.

4.4. Θεραπευτική αποκατάσταση

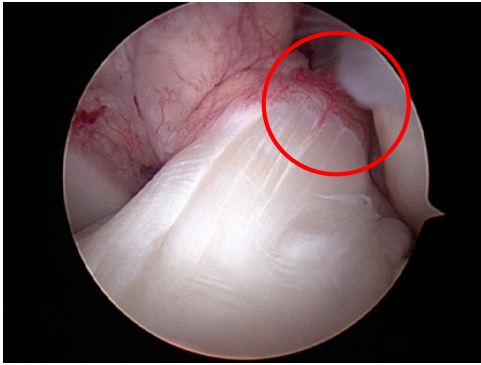
Οι ασθενείς που έχουν ηπίων μηχανικών απαιτήσεων καθημερινές δραστηριότητες και οι οποίοι δεν εμφανίζουν συχνά επεισόδια αστάθειας και

κατά συνέπεια δεν επιδεικνύουν λειτουργική ανεπάρκεια της άρθρωσης του γόνατος, είναι πιθανό να ωφεληθούν από ένα πρόγραμμα αποκατάστασης, με χρήση φυσιοθεραπευτικών μέσων, το οποίο θα συμβάλλει παράλληλα στη βελτίωση της μυϊκής δύναμης, τόσο του τετρακέφαλου, όσο και των οπίσθιων μηριαίων [69].

Από την άλλη μεριά, οι αθλητές και τα δραστήρια άτομα, είναι πολύ πιθανό να χρειαστούν χειρουργική αποκατάσταση, προκειμένου να επιστρέψουν στο προ του τραυματισμού επίπεδο [70]. Η χειρουργική παρέμβαση, αρχικά διεξαγόταν με την επονομαζόμενη «*ανοικτή μέθοδο*», κατά την οποία η διαταραχή στους ιστούς τοπικά ήταν σημαντική, ενώ η αποκατάσταση του ασθενούς ήταν μακρόχρονη. Πλέον, διεξάγεται με την «*αρθροσκοπική μέθοδο*» (**Εικόνα 1**), ελαττώνοντας την έκταση της βλάβης στους ιστούς, τον χειρουργικό χρόνο, αλλά και το διάστημα της μετεγχειρητικής αποκατάστασης.

Τα βήματα της αρθροσκοπικής αποκατάστασης, είναι εν περιλήψει τα ακόλουθα:

- Εισαγωγή ειδικής μικροκάμερας και ειδικών αρθροσκοπικών εργαλείων, μέσω συγκεκριμένων οδηγών σημείων, στην άρθρωση.
- Προετοιμασία του γόνατος ώστε να δεχθεί το μόσχευμα του χιαστού, με έλεγχο συνοδών βλαβών (χόνδρινων, μηνισκικών) και νεαροποίηση των βληθέντων ιστών.
- Λήψη του κατάλληλου μοσχεύματος (έτοιμο παγωμένο αλλομόσχευμα, συνθετικό μόσχευμα, αυτομόσχευμα επιγονατιδικού ή ημιϊμενώδους-ημιτενοντώδους).
- Προετοιμασία του μοσχεύματος για εφαρμογή του στην άρθρωση.
- Εισαγωγή και τοποθέτηση του μοσχεύματος με την βοήθεια ειδικών οδηγών, υπό αρθροσκοπική καθοδήγηση.
- Καθήλωση του μοσχεύματος με βίδες ή άλλα υλικά εναλλακτικά, ανάλογα με την εφαρμοσθείσα μέθοδο.
- Δοκιμασίες ελέγχου της λειτουργικότητας και σταθερότητας του γόνατος.
- Τοποθέτηση ενδαρθρικού σωλήνα παροχέτευσης.
- Συρραφή των χειρουργικών τομών.
- Βαμβακοελαστική περίδεση του γόνατος.



Εικόνα 1.

Αρθροσκοπική εικόνα ραγέντος ΠΧΣ. Αναδεικνύεται το περιφερικό, προσφυόμενο στην κνήμη, κολόβωμα του συνδέσμου.

Μετά την επέμβαση, ήδη από την πρώτη μετεγχειρητική ημέρα, ακολουθεί σταδιακή παθητική κινητοποίηση και με ένα πρωτόκολλο προοδευτικής φυσικοθεραπείας με κατάλληλες ασκήσεις ενδυνάμωσης, καταλήγει ο ασθενής σε 2-3 ημέρες να βαδίζει με την βοήθεια ειδικού κηδεμόνα και βακτηριών.

Αξίζει να σημειωθεί, ότι η επιλογή του μοσχεύματος αποτελεί ένα αμφιλεγόμενο σημείο μεταξύ των ορθοπαιδικών. Τόσο τα συνθετικά, όσο και τα φυσικά μοσχεύματα (αυτομοσχεύματα και αλλομοσχεύματα), έχουν πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα και το κάθε ένα από αυτά, έχει συγκεκριμένο φάσμα ενδείξεων [71]. Πλεονέκτημα του συνθετικού μοσχεύματος, είναι ο μικρότερος χρόνος αποθεραπείας, ενώ του φυσικού μοσχεύματος (αυτόλογο μόσχευμα) είναι η μεγαλύτερη διάρκεια ζωής [72,73]. Μειονεκτήματα για μεν τα αυτομοσχεύματα επιγονατιδικού, είναι ο μετεγχειρητικός πόνος του γόνατος (ενώ από την άλλη διακρίνεται για την μεγάλη του σταθερότητα), για δε τα αλλομοσχεύματα είναι το μεγάλο ποσοστό αποτυχίας και ο κίνδυνος μετάδοσης λοιμώξεων. Η επιλογή του μοσχεύματος, εξαρτάται μεταξύ των άλλων, από την ηλικία του ασθενούς, καθώς και τις επαγγελματικές ανάγκες του. Ο βασικός παράγοντας στην επιλογή του μοσχεύματος, είναι η σύσταση από τον θεράποντα (63%) και είναι χαρακτηριστικό ότι αρκετοί ασθενείς θα αναζητήσουν εναλλακτική ενημέρωση, ιδίως από ιατρικές ιστοσελίδες (51.7%). Το αλλομόσχευμα, φαίνεται πως είναι η συνηθέστερη επιλογή σε άτομα με υψηλό επίπεδο μόρφωσης, ενώ οι ηλικιωμένοι εκδηλώνουν σκεπτικισμό, αναλογιζόμενοι την νοσηρότητα του σημείου λήψης του αυτομοσχεύματος [74].

5. Σύγχρονα μέσα μελέτης της βάρδισης του ανθρώπου

Η παρατήρηση της ανθρώπινης κίνησης, θεωρείται μία από τις βασικές κλινικές παραμέτρους αξιολόγησης της κατάστασης υγείας ενός ατόμου και πολλές φορές ξεκινάει από την είσοδο ενός ατόμου μέσα στο ιατρείο, δηλαδή από την πρώτη κιάλας οπτική επαφή ιατρού - ασθενούς.

Στις μέρες μας, η μελέτη της βάρδισης γίνεται από πολλές οπτικές γωνίες, στο χώρο των διάφορων γνωστικών περιοχών και των αντίστοιχων επιστημονικών ειδικοτήτων. Ταυτόχρονα με την μελέτη της βάρδισης, ο χορός και οι αθλητικές επιδόσεις, μελετώνται με παράλληλες δραστηριότητες, μεθόδους και όργανα. Οι βασικότερες μέθοδοι ανάλυσης της βάρδισης, αν και προσφέρουν σημαντικά συμπεράσματα, εντούτοις χαρακτηρίζονται από βασικές αδυναμίες.

Η ανθρώπινη κίνηση έχει καταγραφεί και επεξεργαστεί με τη χρήση διαφορετικών μεθόδων, βασισμένων στην επεξεργασία εικόνας. Χαρακτηριστικές μέθοδοι είναι η φωτογραμμετρία, η οπτικοηλεκτρική ανάλυση και η ανάλυση βίντεο.

Ο Borelli θεωρείται από τους θεμελιωτές της σύγχρονης εμβιομηχανικής, ο οποίος στις δύο εργασίες του [*De Motu Animalium I* (1680) και *De Motu Animalium II* (1681)] επιχείρησε την εξίσωση της κίνησης των ζώων με τις μηχανές, δημιουργώντας λεπτομερείς περιγραφές για τον ρόλο των μυών στις εξωτερικές και εσωτερικές κινήσεις. Προσπάθησε να ορίσει τις μαθηματικές και γεωμετρικές αρχές που χαρακτηρίζουν τις κινήσεις των μυών, καθόρισε το κέντρο βάρους του ανθρώπινου σώματος και ανέπτυξε την θεωρία που συσχετίζει την ισορροπία με την σωστή τοποθέτηση του κέντρου βάρους [75].

Με την εμφάνιση της φωτογραφίας κατά το δεύτερο μισό του 19ου αιώνα, πραγματοποιήθηκαν σημαντικές παρατηρήσεις για την ανθρώπινη βάρδιση. Πρώτες σημαντικές εργασίες μελέτης της βάρδισης, αποτελούν οι «*The Horse in Motion*» (1882) και «*Animal Locomotion*» (1887) από τον E. Muybridge. Στις περισσότερες από τις μελέτες του, χρησιμοποίησε 12 κάμερες τοποθετημένες σε σταθερά σημεία κατά μήκος ενός διαδρόμου και επιπλέον 6 κινητές κάμερες στην κάθε άκρη του διαδρόμου [76].

Τα *συστήματα φωτογραμμετρίας* [77,78], καταγράφουν με την βοήθεια κάμερας, εικόνες δύο-τριών διαστάσεων με τη χρήση ανακλαστήρων, προσαρμοσμένων στο ανθρώπινο σώμα. Μέσω της επεξεργασίας των παραπάνω δεδομένων, υπολογίζουν την κίνηση του σώματος στον χώρο.

Η *οπτικοηλεκτρική ανάλυση* [79,80,81], καταγράφει εικόνες δύο-τριών διαστάσεων, με τη χρήση ανακλαστήρων, προσαρμοσμένων στο ανθρώπινο σώμα και μέσω της επεξεργασίας των παραπάνω δεδομένων, υπολογίζει την κίνηση του σώματος. Έχουν κατασκευαστεί διάφορα οπτικοηλεκτρικά συστήματα [82], τα οποία όμως δεν μπορούν να υπολογίσουν τις μεταβολές των μαλακών ιστών κατά την παραγόμενη κίνηση. Αποτελεί επίσης μη αξιόπιστη μέθοδο, για τον καθορισμό των περισσότερων σημείων του κύκλου βάδισης [83], ενώ αδυνατεί να προσφέρει μια γενικευμένη θεωρία του τρόπου βάδισης [82].

Τα *συστήματα βίντεο* έχουν αντίστοιχες αρχές με τα προηγούμενα συστήματα, ωστόσο η καταγραφή των δεδομένων γίνεται με κάμερες υψηλότερης ανάλυσης, ενώ παρέχουν στο εξεταστή την δυνατότητα καταγραφής των κινήσεων τρισδιάστατα [84,85,86,87]. Η χρήση της βιντεοσκόπησης κατά τη βάδιση, εμφανίζει επαρκή δυνατότητα κατηγοριοποίησης της κίνησης [88], αλλά επιδεικνύει μέχρι τώρα μέτρια ποσοστά επιτυχίας στον τομέα της βάδισης [89,90,91].

Η μέθοδος *καταγραφής της δύναμης που ασκείται στο έδαφος* μέσω κατάλληλης πλατφόρμας [92,93,94,95], εξακολουθεί να έχει ατέλειες. Η πλατφόρμα μέτρησης της ασκούμενης δύναμης του σώματος επί του εδάφους κατά τη βάδιση, δεν δύναται να δώσει αξιόπιστα αποτελέσματα, παρά μόνο αν χρησιμοποιηθούν ταυτόχρονα άλλα μετρητικά συστήματα κινηματικής.

Σημαντικοί περιορισμοί των παραπάνω μεθόδων, είναι η πολυπλοκότητα χρήσης τους, η απαίτηση μεγάλης χρονικής διάρκειας καταγραφής και επεξεργασίας των δεδομένων και ο περιορισμός αποκλειστικής εφαρμογής τους σε εργαστηριακές συνθήκες. Επιπλέον, τα συστήματα ανάλυσης κίνησης, με τη χρήση ανακλαστήρων φωτός, είναι ακριβά, απαιτούν σύνθετη επεξεργασία των δεδομένων και απαιτούν χώρους μεγάλων διαστάσεων για την λήψη κατάλληλων μετρήσεων.

Από μερικούς ερευνητές, έχει γίνει προσπάθεια να γίνει προσομοίωση της ανθρώπινης βάρδισης σε πραγματικό χρόνο με μερικές μόλις παραμέτρους μελέτης [26,96]. Αναφέρεται και μια μελέτη που προσπαθεί να εκτιμήσει τα χαρακτηριστικά του κύκλου βάρδισης [37,97]. Πολλοί ερευνητές έχουν ασχοληθεί με το εάν μπορεί η ανάλυση βάρδισης να προσφέρει σημαντικά στοιχεία στην κλινική ανάλυση κινησιολογικών προβλημάτων, θέτοντας εις γνώση παράλληλα τους περιορισμούς, αλλά και τους μελλοντικούς στόχους [34,98]. Ομοίως, άλλοι μελετητές έχουν συνεισφέρει στην ανάλυση προτύπων βάρδισης, για την αποκάλυψη βλαβών του μυοσκελετικού συστήματος [17,99]. Έχει γίνει αξιολόγηση ενός συστήματος με τρισδιάστατη ανάλυση βάρδισης μέσω υπολογιστή, για το κατά πόσο επαρκεί για την παρακολούθηση της μεταβολής της βάρδισης ενός ασθενούς, πριν και μετά από κάποια επέμβαση [31,100]. Σε μια άλλη περίπτωση, έχει εφαρμοστεί ένα οπτικοηλεκτρικό σύστημα, για την αξιολόγηση της βάρδισης προ και μετά την διενέργεια ολικής αρθροπλαστικής γόνατος [32,101]. Ομοίως, έχει γίνει και προσπάθεια σύγκρισης τιμών εντροπίας προ και μετά αμφοτερόπλευρης ολικής αρθροπλαστικής γόνατος, μελετώντας την βάρδιση με σύστημα καταγραφής video [33,93]. Με μια μέθοδο καταμέτρησης της ανθρώπινης κίνησης μέσω καταγραφής από video camera, έχει γίνει μελέτη της μεταβολής της κίνησης, κατόπιν αποκατάστασης του ΠΧΣ [38,102].

6. Επιταχυνσιομετρία

Τις τελευταίες δεκαετίες, αναπτύχθηκαν μικροσκοπικοί ηλεκτρονικοί αισθητήρες, τα *επιταχυνσιόμετρα*, οι οποίοι χαρακτηρίζονται από μικρή ενεργειακή κατανάλωση, μικρό μέγεθος, μεγάλη χρηστικότητα και χρησιμοποιούνται σε ρομποτικές, βιομηχανικές, αεροδιαστημικές και βιοϊατρικές εφαρμογές.

Οι πρώτες εφαρμογές με την χρήση επιταχυνσιομέτρων για την εκτίμηση των κινήσεων του ανθρώπινου σώματος, καταγράφονται την δεκαετία του 1950 [103,104]. Οι διατάξεις αυτές ήταν ιδιαίτερα ακριβείς, ογκώδεις, αναξιόπιστες και κατά συνέπεια ακατάλληλες να χρησιμοποιηθούν ως φορητές διατάξεις καταγραφής. Παρ' όλα αυτά, τις προηγούμενες δεκαετίες

πραγματοποιήθηκαν επαναστατικές αλλαγές στην κατασκευή των επιταχυνσιομέτρων, με πρωτοπόρο τον τομέα της αυτοκινητοβιομηχανίας, για την χρήση τους στο σύστημα αεροσάκων. Η νέα γενιά επιταχυνσιομέτρων, σχεδιάστηκε ώστε να ικανοποιεί εξαιρετικές απαιτήσεις ως προς την ποιότητα και την αξιοπιστία, συνδυάζοντας την παραγωγή μεγάλων ποσοτήτων με μικρό κόστος. Πλέον, η νέα γενιά επιταχυνσιομέτρων είναι μικροσκοπικού μεγέθους, χαμηλού κόστους και ενεργειακής κατανάλωσης, παρέχοντας τη δυνατότητα καταγραφής της ισορροπίας και των αλλαγών βάρους σε ενήλικες, με την ταυτόχρονη χρήση σύγχρονων φορητών καταγραφικών, με αμελητέα επίδραση στην συμπεριφορά του σώματος, χωρίς να σχετίζεται με έκθεση του ατόμου σε ακτινοβολία, ή χημικές ουσίες.

Τα επιταχυνσιόμετρα έχουν την δυνατότητα να μετρούν την στατική (π.χ. βαρύτητα) και την δυναμική (π.χ. ταλάντωση) επιτάχυνση. Τρία επιταχυνσιόμετρα μπορούν να ενσωματωθούν σε μία διάταξη, παρέχοντας με αυτόν τον τρόπο πληροφορίες για την κίνηση σε τρεις διαστάσεις (*3D accelerometry*). Η επιτάχυνση ενός σώματος ή ακόμα και τμημάτων του, μπορεί να καταγραφεί με χαμηλό κόστος, επαναλαμβανόμενα και αντικειμενικά, η οποία στην συνέχεια υφίσταται ανάλυση.

Το 1973 ο J. R. W. Morris [105], απέδειξε ότι οι αισθητήρες επιτάχυνσης, μπορούν να παρέχουν ικανοποιητικές πληροφορίες για τον προσδιορισμό της κίνησης του ανθρωπίνου σώματος και ότι αποτελούν μια αξιόπιστη τεχνική καταγραφής. Οι έρευνες των Moe-Nilssen [106], Willemsen [107] και Aminian [108], απέδειξαν ότι η χρήση των συγκεκριμένων αισθητήρων, αποτελεί αξιόπιστη μέθοδο για τη μελέτη της στατικής ισορροπίας και της βάρους, κάτω από πραγματικές συνθήκες. Σε αυτές τις μελέτες, διαπιστώθηκε ότι τα επιταχυνσιόμετρα τριών αξόνων, εμφανίζουν ικανοποιητική επαναληψιμότητα και ότι η λειτουργία τους είναι ανεξάρτητη του θορύβου των λαμβανόμενων σημάτων και του προσανατολισμού της διάταξης. Βρέθηκε επίσης, ότι διαθέτουν πλήθος πλεονεκτημάτων για την καταγραφή κινησιολογικών χαρακτηριστικών και μεταξύ των άλλων, αποκρίνονται ικανοποιητικά στη συχνότητα και την ευαισθησία της ανθρώπινης κίνησης, υπερτερώντας έναντι των βηματομέτρων και άλλων αντίστοιχων διατάξεων, οι οποίες μπορούν να καταγράψουν τις κινήσεις μόνο πάνω από συγκεκριμένα όρια σηματοδότησης. Αυτά τα

πλεονεκτήματα, σε συνδυασμό με την χαμηλή ενεργειακή κατανάλωση και το πρακτικό τους μέγεθος, αναδεικνύουν τα επιταχυνσιόμετρα κατάλληλα για κλινικές εφαρμογές.

Έχει χρησιμοποιηθεί μια μεγάλη ποικιλία συσκευών επιταχυνσιομετρίας, για να εκτιμηθεί η ανθρώπινη κίνηση [108,99,109,96,110,111,112], αλλά δεν υπάρχουν επαρκή δεδομένα που να συσχετίζουν παραμέτρους της βάρδισης, με χαρακτηριστικά του σώματος και την συχνότητα προπόνησης στους αθλητές. Ένα ευρύ φάσμα μετρήσεων, όπως κατηγοριοποίηση κινήσεων, υπολογισμός επιπέδου φυσικής δραστηριότητας, εκτίμηση της δαπάνης μεταβολικής ενέργειας, υπολογισμός της ισορροπίας, της βάρδισης και των μετακινήσεων από την καθιστή στην όρθια στάση, οι ταλαντώσεις της στάσης και οι πτώσεις, μπορούν να ληφθούν με αξιοπιστία, με την χρήση ενός μονού τριαξονικού επιταχυνσιόμετρου, τοποθετημένου πλησίον του κέντρου βάρους [113]. Επίσης, έχουν γίνει διάφορες μελέτες που προσπαθούν να εκτιμήσουν το επίπεδο αποκατάστασης των ηλικιωμένων ατόμων μετά από κακώσεις, με την χρήση επιταχυνσιόμετρου [35,114].

Αξίζει να αναφερθεί, ότι η αξιολόγηση των επί μέρους περιπτώσεων, γίνεται ως επί το πλείστον με κατευθείαν συγκρίσεις των καταγεγραμμένων σημάτων, με συνέπεια να δημιουργείται πολλές φορές ασάφεια στα αποτελέσματα, κάτι που αποφεύγεται με την παρούσα μεθοδολογία. Εφαρμογή κατάλληλης φασματικής ανάλυσης -όπως αυτή που προτείνεται με το ανάλογο λογισμικό που συνοδεύει το επιταχυνσιόμετρο- και αναγωγή της αξιολόγησης σε διακριτές συγκρίσεις, μέχρι στιγμής δεν χρησιμοποιείται τουλάχιστον σε ευρεία κλίμακα και τυποποιημένη μορφή. Σε μια μελέτη, έχει γίνει μια προσπάθεια να συνδεθούν μετρήσεις του καταγραφικού, με δεδομένα από ασθενείς [29,115]. Δεν έχει γίνει όμως επί του παρόντος, μια συστηματική προσπάθεια τέτοιου συσχετισμού. Στο προτεινόμενο καταγραφικό σύστημα, έγινε συστηματοποίηση των συγκρίσεων με χρήση κατάλληλων στατιστικών εργαλείων, όπως του συναρτησιακού της εντροπίας για βέλτιστη επιλογή των παραμέτρων σύγκρισης [29,30,115,116].

Πάρα πολλά εργαλεία βοηθητικά της μέτρησης της επιτάχυνσης, έχουν χρησιμοποιηθεί ώστε να εκτιμηθεί η ανθρώπινη κίνηση και μερικά από αυτά είναι χρήσιμα εργαλεία στην κλινική πράξη. Η επιταχυνσιομετρία με την χρήση

επιδαπέδιου κυλιόμενου διαδρόμου, βρέθηκε ως ικανή να αποκαλύπτει ακόμα και ελάχιστες αλλαγές στο φυσιολογικό βάδισμα, οι οποίες οφείλονται σε διαφορετικές στρατηγικές κίνησης σε υγιείς ενήλικες, χωρίς να υπάρχει κάποια επίδραση στο μήκος του βηματισμού και τον διασκελισμό και την διακύμανση και επομένως διαφορές σε βάδιση [117]. Σημαντική θεωρείται και η συνεισφορά μετρονόμων, οι οποίοι και κρατούν τον ρυθμό του βηματισμού σταθερό [118]. Κατά άλλους ερευνητές όμως, αποφεύγεται η χρήση τέτοιων μέσων τυποποίησης της βάδισης [119] και προτιμάται η ελεύθερη και φυσική κινητικότητα, καθώς θεωρείται ότι αυτά τα μέσα μπορούν να επηρεάσουν την συμπεριφορά της βάδισης και επομένως να παράγουν μη αξιόπιστα αποτελέσματα. Επίσης είναι αποδεδειγμένο, πως η έλλειψη εξοικείωσης με τον κυλιόμενο επιδαπέδιο διάδρομο, επηρεάζει την αξιοπιστία των μετρήσεων [120]. Επιπλέον, σύμφωνα με άλλες μελέτες, χρειάζονται 30-75 λεπτά χρήσης του, ώστε το άτομο να θεωρηθεί εξοικειωμένο και να δεχθεί κάποιος, ότι τα δεδομένα δεν θα έχουν μεγάλη απόκλιση από την πραγματικότητα [121,122,123]. Κάτι τέτοιο όμως, δεν ήταν αφ' ενός μέσα στις επιδιώξεις της παρούσας μελέτης και αφ' ετέρου ήταν ανέφικτο να γίνει στα μελετηθέντα άτομα.

Με αυτό το γνώμονα και με ταυτόχρονη επιδίωξη προσέγγισης κατά το δυνατόν, των φυσικών συνθηκών της καθημερινότητας, αποφασίστηκε από το σύνολο της ερευνητικής ομάδας, η παρούσα μελέτη να αναλύσει την *ελεύθερη ταχύτητα βάδισης*.

Στην διεθνή βιβλιογραφία, ο συσχετισμός μεταξύ ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών και επίπτωσης των διαφόρων παθολογικών καταστάσεων του μυοσκελετικού συστήματος, έχει μελετηθεί εκτενώς. Δεν έχει όμως αναφερθεί συσχέτιση των σωματομετρικών χαρακτηριστικών, όπως και του επιπέδου προπόνησης των ατόμων εν γένει - πόσο μάλλον δε των αθλητών ποδοσφαίρου - με την εντροπία και κατά συνέπεια την σταθερότητα βάδισης, κάτι που προσπαθεί η παρούσα εργασία να προσεγγίσει στην πρώτη ενότητα. Με την ίδια ακριβώς μεθοδολογία και στην δεύτερη ενότητα, διερευνάται η ικανότητα της μετρητικής διάταξης, να ανιχνεύει διαφορές στην βάδιση μεταξύ υγιών και ασθενών με τραυματική ρήξη του ΠΧΣ, όπως και να παρακολουθεί την μετεγχειρητική τους πορεία.

7. Εντροπία

7.1. Η Στατιστική Εντροπία και η μεταβλητότητα των βιοσημάτων

Η *εντροπία* είναι ένα μέγεθος, που σχετίζεται με την αβεβαιότητα ενός συστήματος. Η πληροφορία από μια δοκιμασία, μετράει την αβεβαιότητα για την εμφάνιση ενός γεγονότος, με κάθε επανάληψη του πειράματος. Η αβεβαιότητα συνδέεται με την πιθανότητα να συμβεί ένα γεγονός, ως αποτέλεσμα της πειραματικής διαδικασίας. Τα ισοπίθανα γεγονότα, χαρακτηρίζονται από την ίδια ποσότητα πληροφορίας. Ένα από τα βασικότερα πρακτικά προβλήματα της θεωρίας της πληροφορίας, ήταν η ποσοτικοποίηση της πληροφορίας, ώστε να είναι δυνατός ο χειρισμός της, όπως συμβαίνει και με όλα τα φυσικά μεγέθη.

7.2. Ο Claude Shannon και η Θεωρία της Πληροφορίας

Η πρώτη επιτυχής προσπάθεια ποσοτικοποίησης της πληροφορίας, έγινε το 1948 από τον Claude Shannon στη διατριβή του με τίτλο "*A Symbolic Analysis of Relay and Switching Circuits*", όπου περιέγραψε τον τρόπο που η λογική του Boole, σύμφωνα με την οποία όλα τα προβλήματα μπορούν να λυθούν με τη χρήση μόλις δύο συμβόλων, του «1» και του «0», μπορούσε να εφαρμοστεί στα ηλεκτρικά διακοπτόμενα κυκλώματα. Το σύμβολο «1», μπορούσε να αντιπροσωπεύεται από έναν διακόπτη που είχε ενεργοποιηθεί, ενώ το «0» θα ήταν ένας διακόπτης που είχε απενεργοποιηθεί. Υποστήριξε επίσης, ότι οι διακόπτες αυτοί θα μπορούσαν να συνδέονται με τρόπον ώστε να τους επιτρέπει να εκτελούν και πιο πολύπλοκες πράξεις, προτείνοντας πέρα από τις απλές δηλώσεις «ναι» και «όχι», τη χρήση του «και», του «ή» ή του «δεν». Ο Shannon, πίστευε ότι η πληροφορία δεν διέφερε από οποιοδήποτε άλλο μέγεθος και κατά συνέπεια ήταν δυνατός ο χειρισμός της από μηχανές. Το 1948 ο Shannon δημοσίευσε την εργασία του, με τίτλο «*Η μαθηματική θεωρία της πληροφορίας*», στην οποία αναφέρεται για πρώτη φορά μια μονάδα μέτρησης της πληροφορίας, το «*δυναδικό ψηφίο*» (*binary*

digit), που συντημήθηκε αργότερα από επιστήμονες του χώρου, αρχικά σε «*binit*» και στη συνέχεια στο γνωστό μας «*bit*».

Βάσει αυτής της θεωρίας, «*πληροφορία*» είναι αυτό που δεν γνωρίζει κάποιος. Η έκφραση ότι: «*Αύριο θα βρέχει στο κέντρο του Ηρακλείου*», περιέχει μεγάλη πληροφορία, γιατί είναι ένα αβέβαιο γεγονός. Αν όμως ακούσει κάποιος πως «*στην Ευρώπη αύριο θα βρέχει*», τότε το κείμενο αυτό έχει πολύ μικρή πληροφορία, γιατί η πιθανότητα να βρέχει κάπου στην Ευρώπη είναι πολύ μεγάλη. Άρα η πληροφορία συνδέεται με την αβεβαιότητα. Όσο μικρότερη είναι η πιθανότητα «*P*» να γίνει ένα γεγονός, τόσο περισσότερη ποσότητα πληροφορίας «*I*», συνοδεύει την πραγματοποίησή του. Η πληροφορία «*I*» συνδέεται με την πιθανότητα «*P*» (ενός γεγονότος) με την σχέση:

$$I = -\log_2 P \text{ ή } I = \log_2(1/p)$$

Η μορφή αυτή, μας δίνει τη γνωστή μονάδα ποσότητας πληροφορίας, το *bit*. Αν έχουμε μια απλή πηγή που εκπέμπει μόνο δύο σύμβολα, τότε αν και τα δύο είναι ίσης πιθανότητας να συμβούν, θα ισχύει ότι:

$$p_a = p_b = 1/2, \text{ και } I = 1 \text{ ή } I = 1 \text{ bit.}$$

Σύμφωνα με τη θεωρία του Shannon, περισσότερα *bits* πληροφορίας λαμβάνει κάποιος από ένα μήνυμα, αν είναι μεγαλύτερη η αβεβαιότητα που φέρει το μήνυμα, γιατί αυτή είναι αντιστρόφως ανάλογη με την πιθανότητα να συμβεί *P*.

Έστω ότι η επιθυμητή πληροφορία είναι το «*σήμα*». Η ανεπιθύμητη είναι τα «*παράσιτα*» ή ο «*θόρυβος*», δηλαδή κάθε ανεξάρτητη παρεμβολή που προκαλεί αλλοίωση του σήματος και κατά συνέπεια σφάλματα μετάδοσης, δηλαδή απώλεια πληροφορίας. Ο Shannon είδε, πως όσο λιγότερο θόρυβο έχει ένα σύστημα, τόσο περισσότερη πληροφορία μεταδίδει. Ο αριθμός των πιθανών μηνυμάτων που μπορεί κανείς να δημιουργήσει με *S* αριθμό *bits*, είναι 2 στη δύναμη του *S*, δεδομένου ότι έχουμε δύο *bits*, το «*1*» και το «*0*». Αντιστρέφοντας την ιδέα, ο αριθμός των *bits* που χρειάζεται κανείς για να μεταδώσει ένα μήνυμα, είναι ο λογάριθμος με βάση το 2 του αριθμού των πιθανών μηνυμάτων:

$$2^S = P \text{ ή λογαριθμίζοντας: } \log_2 P = S.$$

Στην αξία του «S», ο Shannon έδωσε το όνομα "**εντροπία**". Η εντροπία αναφέρεται σε μια κατάσταση ενός φυσικού συστήματος, ενώ συγχρόνως αποτελεί μέτρο της αταξίας του συγκεκριμένου συστήματος [16,17,18].

7.3. Η Εντροπία κατά τη Θεωρία της Πληροφορίας

Η **εντροπία** κατά τη θεωρία της πληροφορίας, είναι ένα «μέτρο της αβεβαιότητας ή της αταξίας που διακατέχει ένα σύστημα». Η πιθανότητα $P(A)$ ενός ενδεχομένου A , μπορεί να ερμηνευτεί ως μέτρο της *αβεβαιότητας* για την πραγματοποίηση ή μη του A , σε μια μοναδική εκτέλεση του πειράματος K . Αν $P(A) \cong 0.999$, τότε είμαστε σχεδόν βέβαιοι, ότι το A θα πραγματοποιηθεί. Αν $P(A) = 0.1$, τότε είμαστε σχεδόν βέβαιοι, ότι το A δεν θα πραγματοποιηθεί. Η αβεβαιότητα είναι μέγιστη, αν $P(A) = 0.5$. Η εντροπία αποτελεί ένα μέτρο της αβεβαιότητας, για την πραγματοποίηση ή μη, οποιουδήποτε ενδεχομένου A_i από τα N του πειράματος K , που μπορεί να προκύψει σε κάποια δοκιμή. Η ποσότητα της αβεβαιότητας, μπορεί να θεωρηθεί και ως η ποσότητα της απαιτούμενης πληροφορίας που χρειαζόμαστε, για την γνώση της κατάστασης ενός πειράματος, μετά από μία δοκιμή. Η πληροφορία αυτή δίνεται από τη σχέση (1), η οποία και αποτελεί τον μαθηματικό ορισμό του Shannon [124,125]:

$$H(p_1, p_2, \dots, p_N) = - \sum_{i=1}^N p_k \log_2 p_k \quad (1)$$

όπου:

H : η στατιστική εντροπία του Shannon

p_k : η πιθανότητα του ενδεχομένου A_i να συμβεί μετά από μία δοκιμή

N : ο αριθμός των δυνατών ενδεχομένων του πειράματος K .

Η **εξίσωση (1)** αποτελεί τον ορισμό της εντροπίας. Οι βασικές ιδιότητες της στατιστικής εντροπίας είναι:

1. Το άθροισμα των πιθανοτήτων των συμβάντων ενός συστήματος είναι:

$$\sum_{k=1}^n p_k = 1$$

2. Αν μία εκ των πιθανοτήτων είναι $p_k=1$, τότε η τιμή της εντροπίας του συστήματος είναι:

$$H(p_1, p_2, \dots, p_n) = 0$$

Σε αντίθετη περίπτωση, έχουμε ότι $H(p_1, p_2, \dots, p_n) > 0$.

3. Για ίσης πιθανότητας ενδεχόμενα, δηλαδή αν $p_1=p_2=\dots=p_n$, διαπιστώνεται ότι έχουμε την ίδια πιθανότητα πραγματοποίησης οποιουδήποτε εκ των πιθανών ενδεχομένων του πειράματος και η τιμή της εντροπίας του συστήματος μεγιστοποιείται:

$$H(p) = -\frac{1}{N} \log_2 \frac{1}{N} - \dots - \frac{1}{N} \log_2 \frac{1}{N} = \log_2 \frac{1}{N} \quad (2)$$

Στην εξίσωση της εντροπίας, η βάση του λογάριθμου μπορεί να είναι:

- το «2», οπότε η εντροπία μετριέται σε *bits*
- το «e», οπότε η εντροπία μετριέται σε *nats* (1.44*bits*)
- το «10», οπότε η εντροπία μετριέται σε *bans*

Ανεξαρτήτως της βάσης του λογαρίθμου, η συμπεριφορά της εντροπίας δεν αλλάζει.

7.4. Παράδειγμα εφαρμογής της Στατιστικής Εντροπίας

Έστω ότι έχουμε ένα ζάρι με έξι έδρες. Η πιθανότητα να εμφανιστεί η κάθε πλευρά σε κάθε ζαριά, είναι: p_1, p_2, p_3, p_4, p_5 και p_6 .

α. Αν θεωρήσουμε ίσης πιθανότητας το ενδεχόμενο να εμφανιστεί μία εκ των έξι εδρών, τότε η τιμή της εντροπίας είναι:

$$H(x) = -\log_2\left(\frac{1}{6}\right) \Rightarrow H(x) = 2,58496 \text{ bits}$$

β. Αν θεωρήσουμε ότι η έδρα Νο 6, έχει διπλάσιες πιθανότητες να εμφανιστεί, τότε έχουμε:

$$p_1 = p_2 = p_3 = p_4 = p_5 = \frac{4}{30} \text{ και } p_6 = \frac{2}{6}$$

Δηλαδή,

$$H(x) = -5 \frac{4}{30} \log_2\left(\frac{4}{30}\right) - \frac{2}{6} \log_2\left(\frac{2}{6}\right) \Rightarrow$$

$$H(x) = -\frac{20}{30}(-2.9068) - \frac{2}{6}(-1.5849) \Rightarrow$$

$$H(x) = 2.466248 \text{ bits}$$

γ. Αν θεωρήσουμε ότι θα εμφανιστεί μόνο η έδρα Νο 6, τότε έχουμε:

$$p_1 = p_2 = p_3 = p_4 = p_5 = 0 \text{ και } p_6 = 1$$

$$\text{Δηλαδή, } H(x) = -5 \frac{0}{6} \log_2 \left(\frac{0}{6} \right) - \frac{6}{6} \log_2 \left(\frac{6}{6} \right) \Rightarrow H(x) = 0 \text{ bits}$$

Η εντροπία μεγιστοποιείται, στην περίπτωση όπου αντίστοιχα μεγιστοποιείται η αβεβαιότητα και περιέχεται η μέγιστη δυνατή ποσότητα πληροφορίας. Αντιθέτως, στην περίπτωση όπου η πραγματοποίηση ενός συγκεκριμένου συμβάντος έχει περισσότερες πιθανότητες εμφάνισης έναντι των υπολοίπων συμβάντων, η αβεβαιότητα ελαττώνεται και η εντροπία τείνει στο μηδέν.

7.5. Μεταβλητότητα βιοσημάτων

Η στατιστική εντροπία όπως περιγράφεται στην θεωρία της πληροφορίας, μπορεί να ποσοτικοποιήσει την μεταβολή ενός βιοσήματος, η οποία ορίζεται βάσει της πιθανότητας εμφάνισης των γεγονότων που πρόκειται να συμβούν [126]. Τα βιοσήματα με μεγαλύτερη πιθανότητα να επαναλάβουν τη συμπεριφορά τους, χαρακτηρίζονται από χαμηλή εντροπία. Αντιθέτως, η τυχαία κατανομή στη συμπεριφορά ενός βιοσήματος, συνεπάγεται υψηλή εντροπία. Βάσει αυτής της παρατήρησης, χαμηλές τιμές εντροπίας, αντιστοιχούν στην εμφάνιση λιγότερου θορύβου ή μεγαλύτερης αβεβαιότητας στην συμπεριφορά ενός βιοσήματος [126].

Βάσει των παραπάνω, η στατιστική εντροπία μπορεί για παράδειγμα να ερμηνεύσει την βεβαιότητα του κεντρικού νευρικού συστήματος, επιλέγοντας τους κατάλληλους νευρώνες για την πραγματοποίηση συγκεκριμένων λειτουργιών. Χαμηλές τιμές εντροπίας, αντιστοιχούν σε μεγάλη βεβαιότητα ως προς την καταλληλότητα επιλογής συγκεκριμένων νευρώνων, για την εκτέλεση συγκεκριμένων λειτουργιών. Αντιστρόφως, υψηλές τιμές εντροπίας αντιστοιχούν σε μικρότερη βεβαιότητα για την καταλληλότητα των επιλεγμένων νευρώνων, ως προς την ικανότητά τους να πραγματοποιήσουν τις επιθυμητές λειτουργίες. Αξίζει να αναφερθεί, ότι έχει διαπιστωθεί για τους νευρώνες που δεν χρησιμοποιούνται, πως σταδιακά αποδυναμώνονται και έχουν μικρότερες πιθανότητες να χρησιμοποιηθούν και πάλι [127]. Μέθοδοι

όπως η στατιστική εντροπία έχουν χρησιμοποιηθεί ήδη για την εκτίμηση της συμβολής των νευρώνων στην εγκεφαλική λειτουργία [128].

7.6. Μεταβλητότητα του σήματος βάδισης

Ένα βιοσήμα που μπορεί να περιγραφεί από την παραπάνω θεωρία, είναι η βάδιση. Αυτή αποτελεί μια ρυθμική ταλάντωση, όπου τα πόδια μετακινούνται με μια συνεχή και επαναλαμβανόμενη κίνηση, διαδοχικά προς τα εμπρός και προς τα πίσω, προκαλώντας την κίνηση του ατόμου στον χώρο. Οι κινήσεις αυτές δεν είναι ίδιες και υπάρχουν ενδείξεις εμφάνισης μεταβλητότητας από τον ένα βηματισμό στο άλλο (*stride-to-stride variability*) [14]. Η εξέταση της μεταβλητότητας στη βάδιση, μπορεί να προσφέρει πληροφορίες για παθολογικές καταστάσεις του νευρικού και του μυοσκελετικού συστήματος, όπως έχει ήδη γίνει με το καρδιαγγειακό σύστημα, την παθολογία και την γηριατρική, με την εξέταση ασθενών με Διαβητική Νευροπάθεια, ασθενών με Χορεία του Huntington και N. Parkinson, ενώ έχει μελετηθεί ακόμα και η ηλικιακή επίδραση στη βάδιση [129,130,131].

Κατά τη διάρκεια της βάδισης, εμφανίζεται αστάθεια μεταξύ της εναλλαγής των βημάτων, δηλαδή κατά την μετατόπιση του βάρους στήριξης, από το ένα πόδι στο άλλο. Η ορθή τοποθέτηση του κέντρου βάρους του σώματος, έχει σημαντικό ρόλο στη διατήρηση της σταθερότητας κατά τη βάδιση και ο άνθρωπος προσπαθεί, ώστε να το διατηρεί εντός μιας ορισμένης περιοχής. Τα όρια της περιοχής αυτής, καθορίζονται κυρίως από τα όρια των πελμάτων. Όταν το κέντρο βάρους μετατοπίζεται εκτός της περιοχής αυτής εμφανίζεται αστάθεια, η οποία αν δεν διορθωθεί από κάποια ανάλογη κίνηση του σώματος, θα επιφέρει πτώση [132].

Στην πραγματικότητα, δεν υπάρχει πρότυπη βάδιση. Αντιθέτως, η βάδιση διαφοροποιείται σε κάθε άτομο, ανάλογα με την ιδιαίτερη ανατομική του κατασκευή, ώστε να είναι η πλέον σταθερή με την μικρότερη δυνατή ενεργειακή κατανάλωση. Η βάδιση θεωρείται σταθερή, μέχρι να παρουσιαστούν ενδείξεις επικείμενης πτώσης του ατόμου.

Κατά τη διάρκεια της βάδισης, ο άνθρωπος πραγματοποιεί περιοδικές κινήσεις. Λόγω φυσιολογικών περιορισμών, οι κινήσεις αυτές δεν παραμένουν

ακριβώς περιοδικές και χαρακτηρίζονται από μεταβλητότητα. Ο άνθρωπος δεν επιδιώκει να διορθώσει την μεταβλητότητα της βάρδισής του, όσο παραμένει στα όρια σταθερής βάρδισης. Η επαρκής μυϊκή δύναμη του ατόμου και η συνεργασία μεταξύ των ιδιοδεκτικών υποδοχέων, του νευρικού συστήματος και του μυϊκού συστήματος, έχει σημαντικό ρόλο στην διατήρηση σταθερής βάρδισης. Όσο ο άνθρωπος μεγαλώνει ηλικιακά, τόσο η μυϊκή του δύναμη ελαττώνεται, ενώ ταυτόχρονα δυσχεραίνει η συνεργασία μεταξύ του νευρικού και του μυϊκού συστήματος και κατά συνέπεια η μεταβλητότητα της βάρδισής του αυξάνεται, καθιστώντας πιθανή μια επικείμενη πτώση. Από την διεθνή βιβλιογραφία, αναδεικνύεται ότι η αύξηση της ηλικίας σχετίζεται με την μεταβλητότητα της βάρδισης [133,134,135,136,137], όπως και με άλλες νευροφυσιολογικές μεταβολές [137,138,139]. Αυτές οι μεταβολές, μπορεί να οφείλονται στην προσαρμογή του νευρικού συστήματος στο αλλαγμένο μυοσκελετικό σύστημα, ώστε να επιλεγούν τελικά οι κατάλληλοι νευρώνες, για μια σταθερή βάρδιση. Μικρότερη βεβαιότητα στην επιλογή νευρώνων, σχετίζεται με αυξημένο ποσοστό πτώσεων σε ηλικιωμένους, μεταξύ των άλλων παραγόντων.

Μελέτες της μεταβλητότητας της βάρδισης, έχουν δείξει τη συσχέτισή της με την πιθανότητα πτώσης. Σε μία από τις πρώτες μελέτες ποσοτικοποίησης της μεταβλητότητας της βάρδισης, οι Guimaraes και Isaacs [140], θεωρούν ότι οι ηλικιωμένοι με συχνές πτώσεις, εμφανίζουν αυξημένη μεταβλητότητα βάρδισης. Ο Arif και συνεργάτες, συσχέτισαν επίσης την μεταβλητότητα της βάρδισης, με αυξημένη πιθανότητα πτώσης στα ηλικιωμένα άτομα [116]. Επιπλέον έχει καταγραφεί, ότι η μεταβλητότητα της βάρδισης, έχει μεγαλύτερη συσχέτιση με την πτώση, από ό,τι άλλοι παράγοντες όπως η μέση ταχύτητα, το μέσο μήκος βηματισμού και η μέση διάρκεια βηματισμού [141]. Κατά συνέπεια, η μέτρηση της μεταβλητότητας της βάρδισης, αναμένεται να εμφανίζει μεγαλύτερη ευαισθησία -από ό,τι η μέτρηση άλλων παραμέτρων της βάρδισης- στον προσδιορισμό των ατόμων με επιρρέπεια σε πτώσεις.

Με σκοπό την απλοποίηση της μελέτης της ανθρώπινης βάρδισης, στην διεθνή βιβλιογραφία, αλλά και στην παρούσα εργασία, μελετάται η συμπεριφορά του **κέντρου βάρους** του ανθρωπίνου σώματος, αντιμετωπίζοντας τον μετρούμενο ως ολότητα. Ταυτόχρονα, τα άκρα

θεωρούνται ότι αποτελούν μοχλούς χωρίς βάρος. Αυτή η θεώρηση, επιτρέπει την εστίαση της μελέτης αποκλειστικά στις δυνάμεις που επιδρούν και επηρεάζουν το κέντρο βάρους του ατόμου. Το σημείο του κέντρου βάρους, υπολογίζεται ότι αντιστοιχεί στο 55% του ύψους του σώματος (από το έδαφος) [99,142], αντιστοιχώντας περίπου στο ύψος των 04-05 σπονδύλων της οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης.

7.7. Εφαρμογές της Θεωρίας της Εντροπίας στην Ιατρική

Από τις σημαντικότερες θεωρίες με πολλές εφαρμογές και στην Ιατρική, είναι η εκτίμηση της μεταβλητότητας της ακολουθίας των τιμών στη μονάδα του χρόνου, με τη χρήση του αλγόριθμου της **προσεγγιστικής εντροπίας** («*Approximate entropy*» – *ApEn*). Η προσεγγιστική εντροπία επινοήθηκε από τον Pincus το 1991 [143] και τα τελευταία χρόνια χρησιμοποιήθηκε στην ιατρική έρευνα και ειδικότερα στην ανάλυση βάδισης [117,33,144,145,146,147].

Η *ApEn* υπολογίζεται με έναν πολύπλοκο μαθηματικό αλγόριθμο, ο οποίος ελέγχει αν οι διαφορές μεταξύ όλων των τιμών της χρονοσειράς, υπερβαίνουν ένα δεδομένο εύρος τιμών (φίλτρο), που έχει δηλωθεί από τον χρήστη [148]. Οι διαφορές που είναι μικρότερες από το φίλτρο, συμμετέχουν στον αλγόριθμο, από τον οποίο προκύπτει η τιμή της *ApEn*. Συνήθως η *ApEn* χρησιμοποιείται στην πράξη, για τη σύγκριση της κανονικότητας δύο ή περισσότερων χρονοσειρών. Οι χρονοσειρές, είναι μεγάλες σειρές αριθμών, οι οποίες προέρχονται από φαινόμενα που μεταβάλλονται στη μονάδα του χρόνου. Σ' αυτήν την περίπτωση, οι τιμές της χρονοσειράς με τη μεγαλύτερη *ApEn*, εμφανίζουν την μικρότερη κανονικότητα, δηλαδή την μεγαλύτερη πολυπλοκότητα [149].

Η πρώτη εφαρμογή της μεθόδου, πραγματοποιήθηκε στην καρδιολογία [150], όπου αναλύθηκαν χρονοσειρές καρδιογραφημάτων εμβρύων, τόσο με την *ApEn*, όσο και με την κλασσική στατιστική. Αποδείχτηκε, ότι η *ApEn* δίνει παρόμοια αποτελέσματα, με την τυπική απόκλιση των καρδιακών παλμών. Παρατηρήθηκε επίσης, ότι στα νοσούντα νεογνά, η *ApEn* ήταν μικρότερη,

δηλαδή οι καρδιακοί παλμοί ήταν ομαλότεροι, από τους αντίστοιχους των υγιών εμβρύων.

Στην νευρολογία, οι Huang και συνεργάτες [151], μελέτησαν ηλεκτροεγκεφαλογραφήματα διαφόρων ομάδων ασθενών, σε διαφορετική φάση εγκεφαλικής λειτουργίας (ηρεμία-διέγερση). Οι μετρήσεις τους, επιβεβαίωσαν τη χρησιμότητα της ArEn στην εκτίμηση χρονοσειρών από εγκεφαλογραφήματα, καθώς διαπίστωσαν ότι οι εθελοντές με εντονότερη εγκεφαλική λειτουργία, είχαν υψηλότερη ArEn από τους εθελοντές που βρίσκονταν σε ηρεμία και με τα μάτια κλειστά.

Ως προς την μελέτη της βάρδισης, μια από τις πρώτες εφαρμογές της ArEn είναι των Arif και συνεργατών το 2002 [119] και αφορά την μελέτη της επίδρασης της κόπωσης, στη σταθερότητα της βάρδισης [152,153]. Οι ηλικιωμένοι, αλλά και οι νέοι εξεταζόμενοι, παρουσίασαν χαμηλότερες τιμές πλησίον της κανονικής ταχύτητας βάρδισής τους. Από την έρευνα προέκυψε, ότι τόσο οι νέοι, όσο και οι ηλικιωμένοι, προσπαθούν συνεχώς να προσαρμόσουν την κανονική ταχύτητα βάρδισής τους, ώστε να μεγιστοποιήσουν την σταθερότητά της. Σε αρκετές περιπτώσεις, παρατηρήθηκε ότι ο τρόπος της κανονικής βάρδισης των ηλικιωμένων, είναι λιγότερο σταθερός και γι' αυτό προσπαθούν να βελτιώσουν την σταθερότητα, ελαττώνοντας την ταχύτητα βάρδισής τους. Οι Γεωργούλης και συνεργάτες, προσπάθησαν το 2006 [147], με την χρήση της ArEn, να μελετήσουν τη σημασία της διακύμανσης της βάρδισης, σε περιπτώσεις ασθενών με ρήξη του ΠΧΣ, καθώς και υγιών, αξιολογώντας την διακύμανση κατά την κάμψη/έκταση της άρθρωσης του γόνατος. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε επιδαπέδιο κυλιόμενο διάδρομο, με τη χρήση φωτοηλεκτρονικού συστήματος, που αποτελούνταν από έξι (6) μηχανές λήψης βίντεο και δεκαπέντε (15) ανακλαστήρες, τοποθετημένους σε διάφορα σημεία του σώματος των εξεταζομένων. Διαπιστώθηκε, ότι στους εξεταζόμενους με ρήξη ΠΧΣ, οι οποίοι πάσχουν περισσότερο από ένα μήνα, η βάρδιση προσαρμόζεται, ώστε να αποφεύγεται η αστάθεια και να προστατεύεται ο ασθενής. Εμφανίζονται δηλαδή μικρότερες τιμές ArEn, από τις αντίστοιχες τιμές εξεταζομένων με φυσιολογικούς ΠΧΣ. Κατά συνέπεια, η κίνηση στην πρώτη περίπτωση είναι

πιο ομαλή και με λιγότερες διακυμάνσεις. Επίσης, παρατηρήθηκε ότι οι τιμές της ArEn αυξάνονται, όσο αυξάνεται και η ταχύτητα βάρδισης.

Οι Costa και συνεργάτες [154], πρότειναν μια άλλη μορφή της θεωρίας της εντροπίας, την *Multiscale Entropy* (Κλιμακωτή Εντροπία), η οποία βασίστηκε σε ιδέα του Zhang's [155], για τον υπολογισμό της εντροπίας πολλαπλών κλιμάκων. Στην μελέτη αυτή, αναφέρεται ότι η μεταβλητότητα της βάρδισης αυξάνεται, καθώς η βάρδιση του εξεταζομένου απομακρύνεται από τα ιδανικά όρια.

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

8. Υλικά - Μέθοδοι

8.1. Ομάδες μελέτης

Οι βασικές ομάδες μελέτης της παρούσας εργασίας ήταν δυο. Στην πρώτη ομάδα, περιλαμβάνονταν οι υγιείς άρρενες αθλητές ποδοσφαίρου και στην δεύτερη ομάδα οι ασθενείς που είχαν υποστεί οξεία μεμονωμένη ρήξη του ΠΧΣ. Τα προς μελέτη πληθυσμιακά δείγματα, αφορούσαν τόσο άτομα που αθλούνταν στο ποδόσφαιρο συστηματικά, όσο και άτομα τα οποία δεν ήταν συστηματικοί αθλητές. Ως συστηματικοί αθλητές -με βάση την ποδοσφαιρική πρακτική- θεωρούνται αυτοί που υποβάλλονται σε τρεις έως πέντε προπονήσεις και μια αγωνιστική προσπάθεια εβδομαδιαίως (είτε αγώνας κυπέλλου, είτε αγώνας ποδοσφαίρου). Όλα τα άτομα, υπέγραψαν συγκατάθεση εξέτασης και συμμετοχής στο πρωτόκολλο της μελέτης, ενώ για τους ανήλικους υπήρχε η έγγραφη συγκατάθεση του κηδεμόνα, σύμφωνα με τις αρχές της αρμόδιας επιτροπής του Πανεπιστημίου Κρήτης. Η επιτροπή ηθικής του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου του Ηρακλείου, επέτρεψε την διεξαγωγή των πειραμάτων.

8.1.1. Υγιείς αθλητές ποδοσφαίρου

Στην πρώτη φάση της μελέτης, όπου και αξιολογήθηκαν οι υγιείς άρρενες αθλητές ποδοσφαίρου, συμμετείχαν συνολικά 175 (εκατόν εβδομήντα πέντε) άτομα, όλα της Καυκάσιας φυλής, τα οποία και εξετάστηκαν από τον Δεκέμβριο του 2005, μέχρι και τον Μάιο του 2008. Οι εν λόγω ποδοσφαιριστές, προέρχονταν από τα Τοπικά Πρωταθλήματα της περιοχής του Ρεθύμνου και της Αθήνας και το Περιφερειακό Πρωτάθλημα της Κρήτης. Το δείγμα που μελετήθηκε, αφορούσε άτομα ηλικίας 13-37 ετών, που κατά κόρο αποτελούν και την πλειονότητα των αγωνιζόμενων, σε όλες τις ποδοσφαιρικές ομάδες των ελληνικών πρωταθλημάτων, τόσο εφήβων, όσο και ενηλίκων.

Από αυτούς, αποκλείστηκαν από την μελέτη 42 (σαράντα δυο) άτομα, για διάφορους λόγους οι οποίοι και αναπτύσσονται παρακάτω. Έτσι, τα άτομα για τα οποία διεξήχθη ολοκληρωμένη η μελέτη βιάδισης, ήταν 133 (εκατόν τριάντα τρία). Από αυτούς, οι 109 (εκατόν εννέα) κατέστη δυνατό να ερωτηθούν για τις ώρες που διέθεταν για προπόνηση ανά εβδομάδα, όπως και για τα συνολικά

έτη που είχαν διαθέσει σε συστηματική προπόνηση. Σε ένα υποσύνολο 75 (εβδομήντα πέντε) ατόμων από το αρχικό δείγμα των 133 (εκατόν τριάντα τριών) εξετασθέντων, υπολογίστηκαν τα κύρια σωματομετρικά τους χαρακτηριστικά.

Το εβδομαδιαίο προπονητικό πρόγραμμα των μετρούμενων αθλητών, περιελάμβανε 2 (δυο) μέχρι 5 (πέντε) προπονήσεις -ανάλογα με την ποδοσφαιρική ομάδα και την συμμετοχή των αθλητών στις δραστηριότητες των ομάδων τους- και έναν αγώνα πρωταθλήματος κατά βάση. Σε μερικές περιπτώσεις, οι αθλητές συμμετείχαν και σε έναν επιπλέον αγώνα κυπέλλου. Συνολικά, συμμετείχαν 8 (οκτώ) ποδοσφαιρικές ομάδες από τις συγκεκριμένες περιοχές.

8.1.2. Ασθενείς με ρήξη προσθίου χιαστού συνδέσμου

Στην δεύτερη φάση της παρούσας εργασίας, μελετήθηκαν δυο ομάδες αρρένων, με στατιστικά όμοια κατανομή των σωματομετρικών χαρακτηριστικών, από τις οποίες η μια περιελάμβανε 20 (είκοσι) υγιή άτομα και η άλλη επίσης 20 (είκοσι) άτομα με μεμονωμένη ρήξη του ΠΧΣ. Η ομάδα μελέτης, αποτελούνταν από άτομα με οξεία και μεμονωμένη ρήξη ΠΧΣ, ενώ η ομάδα ελέγχου, από υγιή άτομα χωρίς ιστορικό νευρολογικής ή μυοσκελετικής πάθησης. Στα άτομα με την βλάβη, είχε γίνει αρχικά διάγνωση με κλινική εξέταση, η οποία και επιβεβαιώθηκε ακολούθως με μαγνητική τομογραφία (MRI scan). Επιπλέον, σε ένα δεύτερο στάδιο της μελέτης των ατόμων με ρήξη του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, έγινε αντιπαραβολή των τιμών της εντροπίας τους προ του χειρουργείου, με τις τιμές της 6 μήνες μετεγχειρητικά.

8.2. Τεχνικά μέσα

Η μελέτη της βάρδισης έγινε με την βοήθεια:

- ενός φορητού υπολογιστή (*laptop με λειτουργικό σύστημα Windows*),
- ενός προσαρμοσμένου προγράμματος καταγραφής και επεξεργασίας των σημάτων (*περιβάλλον Labview*) και
- της συσκευής μέτρησης.

8.2.1. Διάταξη μέτρησης επιτάχυνσης

Με την διάταξη μέτρησης, ο χρήστης μπορεί και καταγράφει την επιτάχυνση στους τρεις άξονες του χώρου, κατά την διάρκεια της βάρδισης του εξεταζομένου. Η συσκευή μέτρησης, αποτελείται από έναν τριαξονικό γραμμικό αισθητήρα επιτάχυνσης, ψηφιακής εξόδου 12-bit (LIS3LV02DQ) με χαρακτηριστικά μικρές διαστάσεις (5x5x1.8mm), της εταιρείας *STMicroelectronic*, έναν μικροελεγκτή 8-bit (ATTINY2313), έναν ρυθμιστή τάσης (MC33269D3,3), μια κάρτα μνήμης 4 MB, έναν μετασχηματιστή και μια μπαταρία 9-V. Η συσκευή μέτρησης αναπτύχθηκε στο Τεχνολογικό και Εκπαιδευτικό Ίδρυμα της Κρήτης. Ο MEMS αισθητήρας του επιταχυνσιομέτρου, ήταν ικανός να μετράει επιταχύνσεις μέχρι και $\pm 2 \text{ g @ } 640 \text{ Hz}$ και δεν χρειάζεται επιπλέον βαθμονόμηση. Οι διαστάσεις της συσκευής ήταν 125x65x25 mm. Το χαμηλό βάρος της συσκευής (150 gr με την μπαταρία) ήταν σημαντική παράμετρος, για να ελαχιστοποιηθεί τυχούσα επιρροή στην μέτρηση. Η συχνότητα δειγματοληψίας σε αυτή την μελέτη, επιλέχθηκε στα 128 Hz (Fs) και η χρονική διάρκεια στα 30sec (t). Το πλήθος των δεδομένων κάθε μέτρησης, ήταν $N = t \times F_s = 3840$.



Εικόνα 2.

Η μετρητική διάταξη, ήδη προσαρτημένη σε ελαστικό ιμάντα. Στην πρόσοψη της επιταχυνσιομετρικής διάταξης, διακρίνονται η υποδοχή του καλωδίου μεταφοράς δεδομένων, το κομβίο έναρξης της μέτρησης, η υποδοχή του καλωδίου επαναφόρτισης, οι δυο ενδεικτικές λυχνίες (ένδειξη καλής και πλημμελούς λειτουργίας της διάταξης) και ο διακόπτης τροφοδοσίας.

Το μέγιστο του ρυθμού λήψης σήματος της συσκευής ήταν 2000 Hz.

Η διαδικασία μέτρησης περιλάμβανε τα παρακάτω βήματα:

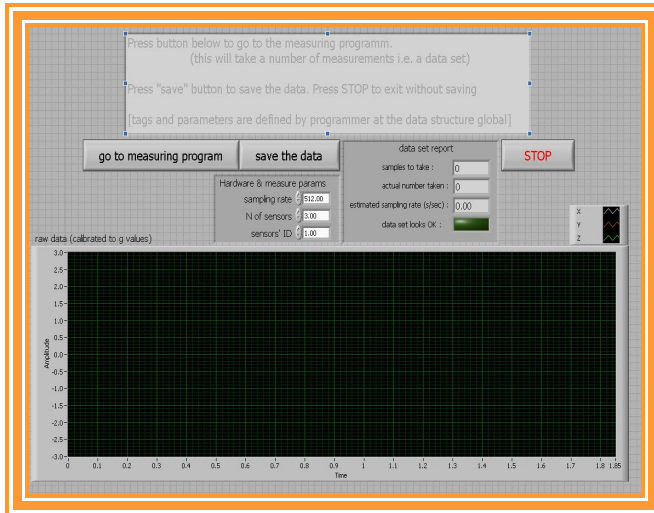
- Καταγραφή της μέτρησης.
- Αποθήκευση της μέτρησης.
- Επεξεργασία της μέτρησης.

Κατά τη διάρκεια της επεξεργασίας της μέτρησης, το λογισμικό ήταν σε θέση να υπολογίσει την τιμή της εντροπίας της βάρδισης, για το χρονικό διάστημα που είχε επιλεγεί από τον χρήστη.

Αρχικά, η επιταχυνσιομετρική διάταξη τοποθετούνταν στον εξεταζόμενο με την βοήθεια ενός ελαστικού ιμάντα, που εφαρμοζόταν περιμετρικά στην μέση του. Η ελαστικότητα του ιμάντα, παρείχε την δυνατότητα σταθερής προσαρμογής της συσκευής επί του σώματος του εξεταζόμενου - καλύπτοντας μεγάλο εύρος σωματοτύπων - ώστε να ακολουθούσε αυτή πιστά την μετατόπιση του κέντρου βάρους κατά την κίνηση. Αξίζει να σημειωθεί, πως δόθηκε ιδιαίτερη μέριμνα ώστε η συσκευή μέτρησης να ήταν καλά ανεκτή και να μην ενοχλούσε τον εξεταζόμενο κατά την δοκιμασία βάρδισης.

Ο διακόπτης ενεργοποιούσε και απενεργοποιούσε τη διάταξη. Μετά το άνοιγμα του διακόπτη τροφοδοσίας και με το πάτημα του κομβίου έναρξης, ενεργοποιούνταν η διαδικασία μηδενισμού των δεδομένων της προηγούμενης μέτρησης και ξεκινούσε η διαδικασία καταγραφής της καινούργιας μέτρησης.

Τα δεδομένα αρχικά αποθηκεύονταν στην κάρτα μνήμης της συσκευής μέτρησης και έπειτα μεταφέρονταν μέσω μιας θύρας *RS232*, σε έναν υπολογιστή (εναλλακτικά αντί της θύρας αυτής, χρησιμοποιήθηκε κατόπιν ένας σειριακός προσαρμογέας *USB*, ώστε να ελαττωθεί ο θόρυβος κατά την μεταγωγή του σήματος από την συσκευή στον υπολογιστή). Η μέτρηση αποθηκευόταν στον Η/Υ, οπότε και ο χρήστης ήταν σε θέση να επεξεργαστεί τις μετρήσεις, με τη βοήθεια του λογισμικού. Η κεντρική πλατφόρμα του λογισμικού, περιελάμβανε το πρόγραμμα αποθήκευσης και το πρόγραμμα επεξεργασίας των μετρήσεων. Συνολικά, τα δεδομένα αποθηκεύονταν στον υπολογιστή σε μορφή *ASCII*. Το λειτουργικό σύστημα λήψης των δεδομένων αναπτύχθηκε σε περιβάλλον *Lab-View* έκδοσης 8.2.1 (*National Instruments Corp., Austin, TX, USA*).



Εικόνα 3.

Εικόνα που απεικονίζει την αρχική οθόνη υποδοχής του λογισμικού καταγραφής και επεξεργασίας των σημάτων της επιτάχυνσης.

Για κάθε μέτρηση προέκυπτε ένας δείκτης, μία τιμή δηλαδή που αποτελεί την ποσοτικοποιημένη μορφή της μεταβλητότητας της βάδισης (τιμή της εντροπίας).

8.3. Τεχνικές μέτρησης

8.3.1. Υγιείς αθλητές ποδοσφαίρου

8.3.1.1. Ενημέρωση του εξεταζόμενου

Ο χρήστης ενημέρωνε τον εξεταζόμενο, ότι:

- Η διάρκεια της μέτρησης ήταν τριάντα δευτερόλεπτα (30 sec)
- Η διάταξη δεν εξέπεμπε ακτινοβολία και πως δεν ήταν επιβλαβής γενικά
- Έπρεπε να βαδίζει φυσιολογικά, με ελεύθερη κίνηση των χεριών, όπως συνήθιζε καθημερινά, χωρίς να μιλούσε ή να αποσπώταν κατά την δοκιμασία βάδισης και χωρίς να πραγματοποιούσε απότομες ή άσκοπες κινήσεις. Επίσης, όφειλε να ήταν προσηλωμένος στην δοκιμασία και να κοιτούσε ευθεία μπροστά.

Διευκρινίστηκε, ότι σκοπός της μεθόδου ήταν η εκτίμηση της περιοδικότητας και κατά συνέπεια της σταθερότητας της βάδισής του. Μετά την ενημέρωση, οι εξεταζόμενοι υπέγραφαν την φόρμα συγκατάθεσης

(εγκεκριμένη από την επιτροπή Βιοηθικής του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου Ηρακλείου) [1] (Παράρτημα Γ΄).

8.3.1.2. Κριτήρια εισόδου εξεταζομένων

Απαραίτητη προϋπόθεση συμμετοχής στην μελέτη, ήταν η ενεργός συμμετοχή στις αγωνιστικές υποχρεώσεις των ομάδων τους, η απουσία τραυματικής κάκωσης κατά τον χρόνο της μέτρησης, η μη χρήση φαρμακευτικών ουσιών και η έλλειψη όποιας άλλης παθολογίας από τα υπόλοιπα συστήματα.

8.3.1.3. Παράμετροι μέτρησης βάδισης

Οι αθλητές μετρούνταν κατά την διάρκεια της προπόνησής τους, τόσο για πρακτικούς λόγους, καθώς οι περισσότεροι εξ αυτών εργάζονταν, όσο και για λόγους προσήλωσης στην δοκιμασία, καθώς μπορούσε αυτή να θεωρηθεί ως ένα κομμάτι της προπονητικής τους δραστηριότητας και υπήρχε με αυτόν τον τρόπο εξασφάλιση της προσήλωσής τους. Η καλή ψυχολογική κατάσταση κατά την στιγμή της μέτρησης, ήταν ένας άλλος επιδιωκόμενος παράγοντας. Όλοι



Εικόνα 4.

Εξεταζόμενος κατά την διαδικασία μελέτης βάδισης. Οι συνθήκες ήταν παρόμοιες για τους εξεταζόμενους. Η βάδιση γινόταν σε επίπεδο έδαφος, με κάλτσες και διασφαλιζόταν η προσήλωση κατά την διαδικασία μέτρησης.

μετρήθηκαν στις γηπεδικές εγκαταστάσεις των ομάδων τους, σε έδαφος επίπεδο, στεγνό, χωρίς εμπόδια και απουσία ισχυρού ανέμου ή ακραίας περιβαλλοντικής θερμοκρασίας. Τα ρούχα των ατόμων ήταν ελαφρά και φορούσαν μόνο κάλτσες, ώστε να μην υπεισέρχεται η επίδραση του κάθε τύπου υποδήματος στην μέτρηση. Προϋπόθεση για να συμπεριληφθεί η κάθε

¹ Δ.Υ.ΠΕ. ΚΡΗΤΗΣ αριθμ. πρωτ. 9467/3-9-08

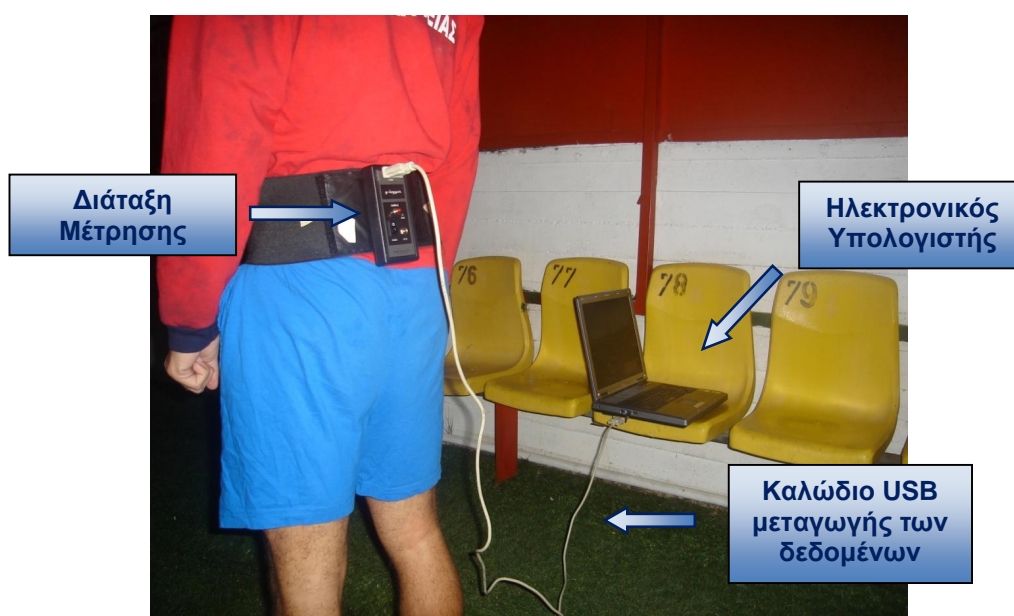
μια μέτρηση στην διαδικασία, ήταν η πραγματοποίηση τουλάχιστον 14 (δεκατεσσάρων) κύκλων βάρδισης.

8.3.1.4. Τοποθέτηση διάταξης

Η διάταξη τοποθετούνταν επί της ραχιαίας επιφάνειας του σώματος, στην κατώτερη οσφυϊκή χώρα, στο ύψος των οσφυϊκών σπονδύλων τετάρτου και πέμπτου (Ο4-Ο5) [156,99,157], συμμετρικά ως προς το μέσο επίπεδο (**Εικόνα 5**). Η μετακίνηση του κέντρου βάρους, θεωρείται ότι αντικατοπτρίζει την μετακίνηση του ανθρωπίνου σώματος στον χώρο ως ολότητα. Έχει βρεθεί ότι η διατήρηση της μετατόπισης του εντός συγκεκριμένων ορίων, έχει σημαντικό ρόλο για την διατήρηση της σταθερότητας, κατά τη διάρκεια της βάρδισης [35,33,36,37]. Η μετρητική διάταξη ήταν σταθεροποιημένη, κινούμενη ελεύθερα ως προς το δέρμα, χωρίς ωστόσο να ενοχλεί την βάρδισή του εξεταζόμενου (**Εικόνα 4**).

Εικόνα 5.

Η συσκευή μέτρησης (τριαξονικό επιταχυνσιόμετρο) προσαρτημένη στην μέση του εξεταζόμενου. Μετά το πέρας της μέτρησης, τα σήματα που καταγράφηκαν από τον αισθητήρα, μεταφέρονται ενσύρματα στον φορητό υπολογιστή.



8.3.1.5. Χρονική διάρκεια μέτρησης

Πριν την έναρξη της διαδικασίας μέτρησης, προηγούνταν χρονικό διάστημα ανάπαυσης πέντε (5) λεπτών, ενώ ανά μέτρηση μεσολαβούσαν δύο λεπτά ξεκούρασης των εξεταζομένων [158]. Κάθε μέτρηση επαναλήφθηκε τρεις φορές. Ο μέσος όρος των μετρήσεων ανά άξονα, έδωσε την τελική τιμή. Η διάρκεια κάθε μέτρησης ήταν 30sec, με ρυθμό δειγματοληψίας 128Hz. Η διάρκεια βάρδισης και ο ρυθμός δειγματοληψίας ήταν προρυθμισμένες παράμετροι, αν και προσφερόταν στον χρήστη η δυνατότητα τροποποίησής τους. Η δειγματοληψία του αισθητηρίου, είχε καθοριστεί με βάση την μέγιστη συχνότητα που αναμένεται να παρουσιαστεί κατά την ανθρώπινη βάρδιση. Η βασική συχνότητα του ανθρώπινου βαδίσματος, είναι της τάξης του 1Hz μιας και η διάρκεια κάθε βήματος είναι 1sec. Συνεπώς, ορίστηκε ως ελάχιστη συχνότητα δειγματοληψίας τα 128Hz, όπου καλύπτονται πλήρως οι τεχνικές απαιτήσεις για τις εν λόγω μετρήσεις.

8.3.1.6. Διαδικασία διεξαγωγής μετρήσεων

Χρειάστηκε ένα χρονικό διάστημα εξοικείωσης του γράφοντος με το λογισμικό και την όλη διαδικασία, με αρκετές πειραματικές μετρήσεις, με την συνεργασία ειδικού τεχνικού προσωπικού, προκειμένου να διαπιστωθούν τεχνικά σφάλματα ή να υλοποιηθούν επιβαλλόμενες τροποποιήσεις.

Για τους υγιείς αθλητές, οι μετρήσεις έλαβαν χώρα στα γήπεδα των ομάδων των αθλητών, κατά την διάρκεια των προπονήσεων τους, απογευματινές ώρες, με παρόμοιες συνθήκες. Ο υπολογιστής και η συσκευή μέτρησης ελέγχονταν προ της μέτρησης, για την διαπίστωση της καταλληλότητας των συνδέσεων και της επαρκούς παροχής ενέργειας. Αξίζει να αναφερθεί, πως είχε προηγηθεί συνεννόηση με τους προπονητές και τους αθλητές των ομάδων, προκειμένου να γίνει η κάθε μια μέτρηση. Προϋπόθεση συμπερίληψης του αθλητή, ήταν η απουσία ενεργού ή πρόσφατου τραυματισμού, όπως και η μη λήψη φαρμακευτικής αγωγής κατά το διάστημα εξέτασης. Κατόπιν, γινόταν ενημέρωση του εξεταζομένου για την προτεινόμενη μέθοδο. Κάθε αθλητής κατά την διάρκεια της μελέτης, υποβλήθηκε σε **τρία** στάδια εξέτασης.

Αρχικά συμπληρωνόταν το ιατρικό ιστορικό, μαζί με τα δημογραφικά στοιχεία του αθλητή, στην Ατομική Καρτέλα του Εξεταζόμενου (**Παράρτημα Δ΄**). Η καρτέλα αυτή εκτιμούσε το γενικό επίπεδο υγείας του αθλητή, περιλαμβάνοντας δημογραφικά στοιχεία, την τρέχουσα ψυχολογική κατάσταση, το ατομικό αναμνηστικό και το οικογενειακό ιστορικό, όσον αφορά μυοσκελετικά, ρευματολογικά και νευρολογικά νοσήματα, προηγούμενες χειρουργικές επεμβάσεις, όπως και το εάν έφεραν κάποια μυοσκελετική παθολογία από προηγούμενο τραυματισμό [159,160]. Τέλος, οι αθλητές ερωτούνταν για τις ώρες ανά εβδομάδα που διέθεταν για προπόνηση, κατά την περίοδο της εξέτασης, όπως επίσης και για τα συνολικά έτη συστηματικής προπόνησης.

Σε ένα **δεύτερο στάδιο**, οι αθλητές υποβλήθηκαν σε λεπτομερή αντικειμενική εξέταση και καταγραφή των σωματομετρικών τους χαρακτηριστικών, που περιλάμβανε το νευρικό και το μυοσκελετικό σύστημα, με ιδιαίτερη έμφαση στα κάτω μέλη και την σπονδυλική στήλη, όπως και στα υπόλοιπα συστήματα με βάση τις διάφορες δοκιμασίες που υπάρχουν καθιερωμένες στην διεθνή βιβλιογραφία [161,162,163,164,165]. Ειδικότερα, εξετάστηκαν η κινητικότητα, η αισθητικότητα και το επίπεδο των αντανακλαστικών στα κάτω μέλη, όπως και η μυϊκή ισχύς των μυών των κάτω μελών.

Όλα τα δεδομένα για αυτές τις παραμέτρους, καταγράφονταν επίσης στην Ατομική Καρτέλα του Εξεταζόμενου. Με αυτή την διαδικασία αποκλείστηκαν άτομα με παθολογικά προβλήματα ή ανατομικές παρεκκλίσεις από το φυσιολογικό. Σημειώνεται δε, ότι οι συγκεκριμένοι αθλητές διέθεταν ήδη κάρτα υγείας, με βάση σχετικό κανονισμό της διοργανώτριας αρχής των Ερασιτεχνικών Πρωταθλημάτων (*Ελληνική Ποδοσφαιρική Ομοσπονδία*), με ιατρική βεβαίωση από παθολόγους ιατρούς της περιφέρειας που αθλούνται, ότι είναι υγιείς και δύναται να συμμετάσχουν στα πρωταθλήματα.

Οι σωματομετρήσεις που ελήφθησαν, αφορούσαν:

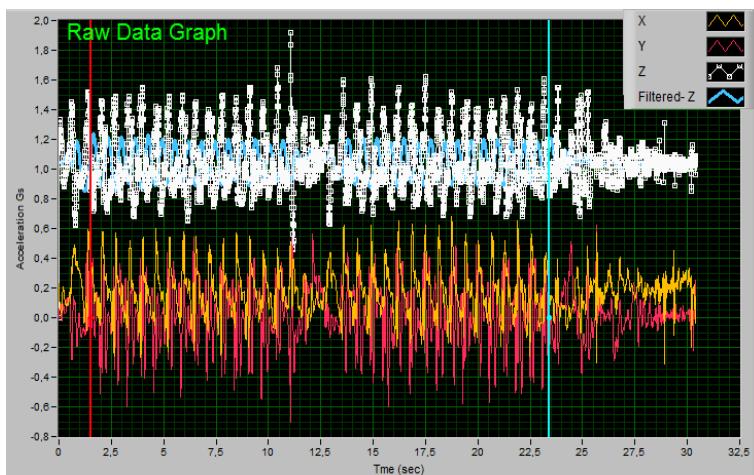
- Το μήκος των κάτω μελών (διαπίστωση ύπαρξης ή μη ανισοσκελίας) σε εκατοστά, μετρούμενο από την πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα μέχρι την κατάληξη του έσω σφυρού

- Την περιφέρεια των μηρών σε εκατοστά, μετρούμενη σε απόσταση 12 (δώδεκα) εκατοστών από την τον άνω πόλο της επιγονατίδος
- Την βλαισότητα / ραιβότητα των γονάτων σε μοίρες
- Την περιφέρεια των γαστροκνημιών σε εκατοστά, μετρούμενη σε απόσταση 12 (δώδεκα) εκατοστών από το κνημιαίο κύρτωμα
- Την παρουσία ή όχι πλατυποδίας στα πέλματα
- Την παρουσία ή όχι βλαισών μεγάλων δακτύλων και τον υπολογισμό της παρέκκλισης από τον άξονα σε μοίρες.

Στο στάδιο αυτό μετά την κλινική εξέταση, γινόταν επιπλέον αδρός εργαστηριακός έλεγχος με γενική αίματος, T.K.E. και βιοχημικούς δείκτες (K, Na, U, Cr, Glu, SGOT, SGPT, γ-GT, LDH, CPK, ALP), ώστε να διασφαλιστεί ότι το υπό εξέταση δείγμα, αποτελείτο από υγιή κατά το δυνατόν άτομα. Μετρούμενοι με αποτελέσματα παθολογικά αποκλείονταν από την μελέτη.

Στο **τρίτο** και τελευταίο **στάδιο**, τα άτομα υποβλήθηκαν σε μέτρηση της επιτάχυνσης της βάδισης με το επιταχυνσιόμετρο. Οι εξεταζόμενοι ενημερώνονταν για τις παραμέτρους που όφειλαν να ακολουθήσουν, κατά τη διάρκεια της μέτρησης. Η διάταξη τοποθετούνταν επί του ατόμου, γινόταν έναρξη της λειτουργίας της και μετά από 3 (τρία) δευτερόλεπτα, ξεκινούσε η ελεύθερη βάδισή του. Με το πέρας της βάδισης (περίπου σε μήκος 40 μέτρων και διάρκειας 30 δευτερολέπτων), συνδεόταν η συσκευή με τον υπολογιστή (**Εικόνα 5**) και μεταφέρονταν τα δεδομένα στο ειδικό λογισμικό, όπου και αποθηκεύονταν. Είναι αξιοσημείωτο, ότι τόσο η χρονική διάρκεια των 30 δευτερολέπτων, όσο και η απόσταση βάδισης, ήταν σημαντικότερα αυξημένες από ό,τι σε ανάλογες μελέτες στην διεθνή βιβλιογραφία [166].

Η διαδικασία επαναλαμβανόταν άλλες δυο φορές, έτσι ώστε σε κάθε ασθενή διεξάγονταν συνολικά 3 (τρεις) διαδοχικές μετρήσεις. Στο τέλος της εξέτασης του κάθε μετρούμενου, κάθε μέτρηση υφίστατο επεξεργασία. Οι δυο πρώτοι και οι δυο τελευταίοι κύκλοι βάδισης αφαιρούνταν, καθώς θεωρήθηκε ότι θα συνεισέφεραν στην ποικιλομορφία και την εισαγωγή θορύβου στις μετρήσεις. Η τιμή της εντροπίας για τον κάθε εξεταζόμενο και τον κάθε άξονα [*προσθιοπίσθιο (x), κατακόρυφο (z), πλαγιοπλάγιο (y)*], αντιστοιχούσε στον μέσο όρο των τριών μετρήσεων (**Εικόνα 6**).



Εικόνα 6.

Τα σήματα της επιτάχυνσης στους τρεις άξονες του χώρου, που καταγράφονται κατά την βάρδια ενός εξεταζόμενου στην δοκιμασία μέτρησης των 30 δευτερολέπτων.

8.3.2. Ασθενείς με ρήξη προσθίου χιαστού συνδέσμου

8.3.2.1. Ενημέρωση του εξεταζόμενου

Οι μετρήσεις έγιναν με παρόμοιες συνθήκες για όλους τους εξεταζόμενους και η διαδικασία ήταν ίδια με αυτή που ακολουθήθηκε για τους υγιείς αθλητές (βλ. §8.3.1.1). Οι προεγχειρητικές πραγματοποιήθηκαν την προηγούμενη ημέρα του χειρουργείου και οι μετεγχειρητικές σε διάστημα περίπου έξι μηνών από την επέμβαση. Όλοι οι συμμετέχοντες, υπέγραψαν την έγγραφη φόρμα συγκατάθεσης του **Παράρτηματος Γ΄**.

8.3.2.2. Κριτήρια εισόδου εξεταζομένων

Αρχικά, γινόταν ενημέρωση του εξεταζόμενου για τους στόχους της μελέτης. Το ιατρικό ιστορικό και η φόρμα συμπλήρωσης της φυσικής εξέτασης, συμπληρώνονταν για κάθε ασθενή, με την ίδια διαδικασία όπως και στους υγιείς αθλητές (βλ. §8.3.1.2). Επιπλέον, γινόταν συμπλήρωση των ερωτηματολογίων VAS, Oswestry και IKDC.

Για τους ασθενείς με ρήξη του ΠΧΣ, χρειάστηκε επιβεβαίωση με Μαγνητική Τομογραφία (*MRI Scanning*) προ της μέτρησης βάρδιας, τόσο της ρήξεως του ΠΧΣ, όσο και του γεγονότος πως δεν υπήρχαν σύνθετες κακώσεις του γόνατος, που να επηρέαζαν την αξιολόγηση αμιγώς της ανεπάρκειας του ΠΧΣ. Πριν την καταγραφή της βάρδιας τους, εκτιμήθηκε η ικανότητα τους να

πραγματοποιήσουν δεκατέσσερις (14) κύκλους βάδισης, χωρίς τη χρήση υποβοήθησης.

Κατόπιν τούτου, ο εξεταζόμενος ενημερωνόταν για τις παραμέτρους που όφειλε να ακολουθεί, κατά τη διάρκεια της μέτρησης.

Οι ασθενείς υποβάλλονταν σε προγραμματισμένη συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ, με την τεχνική της διπλής δέσμης (*Double Bundle ACL Reconstruction*), χρησιμοποιώντας αυτομόσχευμα ημιϋμενώδους - ημιτενοντώδους τένοντα, από το σύστοιχο μέλος. Η επέμβαση έγινε από τον ίδιο χειρουργό και για όλους τους ασθενείς ακολουθήθηκε το ίδιο μετεγχειρητικό πρωτόκολλο αποκατάστασης. Η παροχέτευση αφαιρούταν την 1η (πρώτη) μετεγχειρητική ημέρα και ξεκινούσαν αμέσως ασκήσεις κυκλικής παθητικής κινητοποίησης (*Continuous Passive Motion-CPM*). Ο ασθενής από την δεύτερη ημέρα εγειρόταν και παροτρυνόταν να περπατάει με μερική φόρτιση στα όρια του πόνου, με εφαρμογή αρθρωτού ρυθμιζόμενου κηδεμόνος γόνατος τεσσάρων σημείων, με την χρήση βακτηριών ή περιπατητήρα τύπου «π». Σε έξι εβδομάδες από την ημερομηνία επέμβασης, μπορούσε να αρχίσει ελαφρύ τρέξιμο και η επάνοδος στις αθλητικές δραστηριότητες προγραμματιζόταν για τις 12 εβδομάδες μετεγχειρητικά.

Η μετεγχειρητική εξέταση των ασθενών έγινε σε 6 μήνες από την ημερομηνία επέμβασης. Οι ασθενείς υπεβλήθησαν την ίδια διαδικασία, όπως και προεγχειρητικά. Απαραίτητη προϋπόθεση συμπερίληψης του εξεταζόμενου, ήταν η ομαλή μετεγχειρητική πορεία, με καλή ενσωμάτωση του μοσχεύματος και επάνοδο στην προ της κάκωσης φυσική δραστηριότητα. Στο δείγμα που εξετάστηκε, διαπιστώθηκε η ομαλή μετεγχειρητική πορεία για το σύνολο των ασθενών, κατά την χρονική στιγμή της επανεξέτασης με κλινικό έλεγχο.

8.3.2.3. Παράμετροι μέτρησης βάδισης

Οι ασθενείς μετρούνταν την ημέρα προ του χειρουργείου και με αυτόν τον τρόπο η διαδικασία αποτελούσε κατά μία έννοια μέρος του προεγχειρητικού σχεδιασμού. Έτσι, μπορούσε να διασφαλιστεί η συγκέντρωση και προσήλωση τους κατά την δοκιμασία. Η προσέγγιση των ασθενών γινόταν με ιδιαίτερη

προσοχή και παρά τον τραυματισμό τους και την επικείμενη χειρουργική τους αποκατάσταση, ήταν σε καλή ψυχολογική κατάσταση. Όλοι μετρήθηκαν στον ίδιο χώρο, με έναν ικανό διάδρομο βάρδισης χωρίς εμπόδια, σε έδαφος επίπεδο, στεγνό, απουσία ισχυρού ανέμου ή ακραίας περιβαλλοντικής θερμοκρασίας. Τα ρούχα των ατόμων ήταν ελαφρά και φορούσαν μόνο κάλτσες, ώστε να μην υπεισέρχεται η επίδραση του κάθε τύπου υποδήματος στην μέτρηση.

8.3.2.4. Τοποθέτηση διάταξης

Η διάταξη τοποθετούνταν επί της ραχιαίας επιφάνειας του σώματος, στην κατώτερη οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης, στο ύψος των σπονδύλων τετάρτου και πέμπτου οσφυϊκού (Ο4-Ο5), συμμετρικά ως προς το μέσο επίπεδο, ακριβώς με την ίδια πρακτική όπως και στους υγιείς αθλητές (βλ. §8.3.1.4).

8.3.2.5. Χρονική διάρκεια μέτρησης

Πριν την έναρξη της διαδικασίας μέτρησης, προηγούνταν χρονικό διάστημα ανάπαυσης πέντε (5) λεπτών, ενώ ανά μέτρηση μεσολαβούσαν δύο λεπτά ξεκούρασης των εξεταζομένων [159]. Κάθε μέτρηση επαναλήφθηκε τρεις φορές. Η διαδικασία ήταν ακριβώς η ίδια με την μέτρηση των υγιών (βλ. §8.3.1.5). Μετά από κάθε μέτρηση βάρδισης, γινόταν ερώτηση στον ασθενή εάν πονούσε από την διαδικασία και σε περίπτωση που παρατηρούνταν εμφανής χωλότητα κατά την βάρδιση, η διαδικασία της μέτρησης σταματούσε.

8.3.2.6. Διαδικασία μέτρησης της βάρδισης

Και σε αυτή την περίπτωση οι μετρήσεις έλαβαν χώρα τις απογευματινές ώρες, με παρόμοιες συνθήκες, σε ειδικά διαμορφωμένο χώρο του Ιατρικού Κέντρου Αθηνών. Προϋπόθεση ήταν η απουσία σύνθετης κάκωσης της κατά γόνυ άρθρωσης, ο εξεταζόμενος να μην ελάμβανε φαρμακευτική αγωγή και να ήταν σε καλή ψυχολογική κατάσταση. Κατόπιν, γινόταν ενημέρωση του εξεταζομένου για την προτεινόμενη μέθοδο. Κάθε ασθενής κατά την διάρκεια

της μελέτης, υποβλήθηκε σε **τρία** στάδια εξέτασης με παρόμοιο τρόπο με τους υγιείς αθλητές (βλ. §8.3.1.6).

Αρχικά, συμπληρωνόταν η Ατομική Καρτέλα του Εξεταζόμενου (Παράρτημα Δ'). Η καρτέλα αυτή, εκτιμούσε αδρά το γενικό επίπεδο υγείας, περιλαμβάνοντας δημογραφικά στοιχεία, σωματομετρικά στοιχεία, την τρέχουσα ψυχολογική κατάσταση, το ατομικό αναμνηστικό και το οικογενειακό ιστορικό, όσον αφορά μυοσκελετικά, ρευματολογικά και νευρολογικά νοσήματα, προηγούμενες χειρουργικές επεμβάσεις, όπως και το εάν έφεραν κάποια μυοσκελετική παθολογία από προηγούμενο τραυματισμό [159,160].

Σε ένα **δεύτερο στάδιο**, οι αθλητές υποβλήθηκαν σε λεπτομερή αντικειμενική εξέταση, που περιλάμβανε το νευρικό και το μυοσκελετικό σύστημα, με ιδιαίτερη έμφαση στα κάτω μέλη και την σπονδυλική στήλη, όπως και στα υπόλοιπα συστήματα με βάση τις διάφορες δοκιμασίες που υπάρχουν καθιερωμένες στην διεθνή βιβλιογραφία [161,162,163,164,165]. Με αυτή την διαδικασία αποκλείστηκαν άτομα με παθολογικά προβλήματα ή ανατομικές παρεκκλίσεις από το φυσιολογικό. Ειδικότερα, εξετάστηκαν η κινητικότητα, η αισθητικότητα και το επίπεδο των αντανακλαστικών στα κάτω μέλη, όπως και η μυϊκή ισχύς των μυών των κάτω μελών. Σημειώνεται δε, ότι οι συγκεκριμένοι ασθενείς διέθεταν πλήρη ιατρικό φάκελο στο Ιατρικό Κέντρο Αθηνών, όπου και θα υποβάλλονταν στην επέμβαση της συνδεσμοπλαστικής. Σε αυτό το στάδιο έγιναν και οι σωματομετρήσεις αφορώντας:

- Το μήκος κάτω μελών σε εκατοστά (ύπαρξη ή μη ανισοσκελίας)
- Την περιφέρεια των μηρών σε εκατοστά
- Την βλαισότητα / ραιβότητα των γονάτων σε μοίρες
- Την περιφέρεια των γαστροκνημιών σε εκατοστά
- Την παρουσία ή όχι πλατυποδίας στα πέλματα
- Την παρουσία ή όχι βλαισών μεγάλων δακτύλων.

Παράλληλα, γινόταν αδρός εργαστηριακός έλεγχος με γενική αίματος, Τ.Κ.Ε. και βιοχημικούς δείκτες (K, Na, U, Cr, Glu, SGOT, SGPT, γ-GT), ώστε να διασφαλιστεί ότι το υπό εξέταση δείγμα, αποτελείτο από υγιή κατά τα άλλα άτομα.

Στο **τρίτο** και τελευταίο **στάδιο**, υποβλήθηκαν σε μέτρηση της επιτάχυνσης της βάρδισης με την ειδική διάταξη. Η διαδικασία ήταν ακριβώς η ίδια με αυτή των υγιών αθλητών (βλ. §8.3.1.6), μόνο που γινόταν σε αυτή την περίπτωση μια δοκιμαστική μέτρηση πριν από τις 3 δοκιμασίες βάρδισης, οπότε και διαπιστωνόταν η ικανότητα του ασθενούς να πραγματοποιήσει 14 κύκλους βάρδισης. Ομοίως, στο τέλος κάθε μέτρησης γινόταν συνολική επεξεργασία των μετρήσεων. Οι δυο πρώτοι και οι δυο τελευταίοι κύκλοι βάρδισης αφαιρούσαν, καθώς θεωρήθηκε ότι θα συνεισέφεραν στην ποικιλομορφία και την εισαγωγή θορύβου στις μετρήσεις. Η τιμή της εντροπίας για τον κάθε εξεταζόμενο και τον κάθε άξονα [*προσθιοπίσθιο (x)*, *κατακόρυφο (y)*, *πλαγιοπλάγιο (z)*], αντιστοιχούσε στον μέσο όρο των τριών μετρήσεων.

8.4. Στατιστική επεξεργασία

8.4.1. Μετρήσεων επιτάχυνσης

Η επεξεργασία των μετρήσεων, έγινε με το κατάλληλο λογισμικό. Η μαθηματική επεξεργασία των ληφθέντων μετρήσεων περιελάμβανε την πιθανοθεωρητική ανάλυσή τους και την αξιολόγησή τους μέσω της στατιστικής εντροπίας τους.

Η στατιστική εντροπία ενός πιθανοτικού σχήματος, εκφράζει την αταξία του συστήματος αυτού, τη στατιστική διασπορά δηλαδή των τιμών του συστήματος από μία επιθυμητή πρότυπη κατανομή. Στην περίπτωση του βαδίσματος, η περιοδικότητα ενός ομαλού βαδίσματος από κάποιο υγιές άτομο, εκτιμάται με μία μικρή τιμή της στατιστικής εντροπίας, καθώς το πιθανοτικό σχήμα μπορεί να θεωρηθεί προβλέψιμο. Αντίθετα, η ασταθής βάρδιση ενός μη υγιούς ατόμου, οδηγεί σε περισσότερο χαοτικό στατιστικό σύστημα, με αναμενόμενη υψηλή τιμή της στατιστικής του εντροπίας.

Η τιμή της διαφορικής εντροπίας υπολογίστηκε με βάση την μέθοδο που ανέπτυξαν οι Χριστάκης, Παπαδάκης και συνεργάτες [167]. Η διαφορική εντροπία αποτελεί επέκταση της εντροπίας του Shannon στις συνεχείς μεταβλητές.

Η διαφορική εντροπία ορίζεται ως [168]:
$$h(x) = -\int_a^b f(x) \log_e(f(x)) dx$$

όπου $f(x)$ είναι η λειτουργική πιθανότητα πυκνότητας της συνεχούς μεταβλητής x . Επειδή τις περισσότερες φορές είναι πολύ δύσκολο ή αδύνατο να καθοριστεί το $f(x)$ η ακόλουθη εξίσωση μπορεί να χρησιμοποιηθεί, ώστε να προσεγγίσει αριθμητικά την εντροπία μιας συνεχούς μεταβλητής χρησιμοποιώντας μια διακριτή (αριθμητική) προσέγγιση [168]:

$$h(x) = -\sum_{k=1}^n \delta \cdot \bar{f}(n \cdot \delta) \cdot \log_e(\bar{f}(n \cdot \delta)) + \log_e(\delta)$$

Όπου:

δ είναι μια παράμετρος διακριτότητας

n είναι ένας ακέραιος αριθμός που ικανοποιεί την ακόλουθη συνθήκη $(n-1) \cdot \delta < x < n \cdot \delta$

Η παραπάνω εξίσωση, προσεγγίζει την συνεχή μεταβλητή με μια διακριτή μεταβλητή (n), παρόλα αυτά είναι μη ποικίλο στην παράμετρο δ . Αυτό είναι ένα σημαντικό πλεονέκτημα, συγκριτικά με την Προσεγγιστική Εντροπία (*Approximate Entropy-ApEn*) ή την Πολυκλιμακωτή Εντροπία (*Multiscale Entropy*), που εξαρτώνται από τους παράγοντες προσέγγισης (όπως η παράμετρος r για παράδειγμα). Η αποκάλυψη μη κανονικότητας στην χρονική σειρά, επιτεύχθηκε μετατρέποντας το σήμα στον τομέα συχνότητας μέσω ενός FFT. Η διαφορική εντροπία μετά εφαρμόζεται στο φάσμα δύναμης. Εάν το σήμα είναι περιοδικό (χαμηλή ποικιλομορφία στον τομέα συχνότητας), τότε θα υπάρξει ένα προέχον συστατικό συχνότητας και επομένως η διαφορική εντροπία θα ληφθεί σε χαμηλότερες τιμές. Από την άλλη μεριά, εάν ένα σήμα είναι τυχαίο (π.χ. λευκός θόρυβος), τότε επιλέγονται περισσότερα συστατικά συχνοτήτων με σχετικά υψηλή δύναμη και επομένως θα ληφθούν υψηλότερες τιμές διαφορικής εντροπίας. Ως εκ τούτου, η χαμηλή φασματική διαφορική εντροπία, σχετίζεται με περιοδική χρονική ακολουθία επιτάχυνσης βάρδισης, ενώ οι υψηλές τιμές φασματικής διαφορικής εντροπίας, σχετίζονται με ακανόνιστη χρονική ακολουθία επιτάχυνσης βάρδισης. Εξαρτώμενη από την λογαριθμική βάση, η διαφορική εντροπία μετράται σε *bits* για λογαριθμική βάση 2, *nats* για την βάση e και *bans* για την βάση 10. Η επιλογή της βάσης δεν αλλάζει τα

αποτελέσματα ποιοτικά. Στην παρούσα μελέτη επιλέχθηκε η βάση του e και επομένως οι μονάδες της διαφορικής εντροπίας είναι τα *nats*.

Κάθε μέτρηση επεξεργάστηκε ξεχωριστά, μέσω του εφαρμοζόμενου λογισμικού ανάλυσης. Για κάθε μέτρηση, υπολογίστηκε ένας δείκτης εντροπίας για τους τρεις άξονες του χώρου και μια μέση τιμή υπολογίστηκε στο τέλος και των τριών μετρήσεων, για τις επιταχύνσεις στον κατακόρυφο (x), τον προσθιοπίσθιο (y) και τον πλαγιοπλάγιο (z) άξονα.

8.4.2. Συνολικών δεδομένων εξεταζομένων

8.4.2.1 Υγιών Αθλητών Ποδοσφαίρου

Για την στατιστική ανάλυση της πρώτης μελέτης, χρησιμοποιήθηκε η μέση τιμή εντροπίας του ατόμου για τον κάθε άξονα, όπως αυτή προέκυπτε από τις τρεις διαδοχικές μετρήσεις. Τα δεδομένα εκφράστηκαν ως μέσο \pm SD (ή όπου συνέβαινε παραβίαση της κανονικότητας, χρησιμοποιούταν ο μέσος) για τις συνεχείς μεταβλητές και ως ποσοστά για τα κατηγορικά δεδομένα.

Οι συσχετίσεις των συνεχών μεταβλητών με τις μεταβλητές ελέγχου, έγινε χρησιμοποιώντας τους συντελεστές συσχέτισης του Pearson και του Spearman. Η συσχέτιση των δεικτών εντροπίας με τους σωματομετρικούς δείκτες, μελετήθηκε χρησιμοποιώντας το μοντέλο της πολλαπλής γραμμικής παλινδρόμησης (*multiple linear regression*) με την μέθοδο της εισαγωγής όλων των μεταβλητών ταυτόχρονα (*enter method*), όπου το μοντέλο εισάγει κατευθείαν όλες τις μεταβλητές στους υπολογισμούς, και με την μέθοδο της εισαγωγής όλων των μεταβλητών κατά βήμα (*stepwise method*), όπου το μοντέλο εισάγει μία – μία διαδοχικά τις μεταβλητές στο μοντέλο, κάνοντας ταυτόχρονα έλεγχο για την διατήρηση αυτής ή τον αποκλεισμό της από το τελικό μοντέλο, όπου διατηρούνται οι μεταβλητές αυτές που συνεισφέρουν στατιστικά σημαντικά στην μεταβλητότητα των δεικτών εντροπίας.

Το τεστ *Kolmogorov–Smirnov* χρησιμοποιήθηκε ώστε να εκτιμηθούν κατανομές για κανονικότητα. Η σύγκριση των κατηγορικών παραγόντων με τις εξαρτημένες μεταβλητές έγινε με την ανάλυση μιας κατεύθυνσης της ποικιλίας. Συγκρίσεις ανά ζεύγη έγιναν με το τεστ *Bonferroni*. Τα τεστ *Kruskal–Wallis* και *Mann–Whitney*, χρησιμοποιήθηκαν εάν η κανονικότητα παραβιαζόταν.

Οι συγκρίσεις των κατηγορικών μεταβλητών με τις μεταβλητές ελέγχου έγινε χρησιμοποιώντας: α) το μοντέλο της ανάλυσης διακύμανσης κατά ένα παράγοντα χωρίς επαναληπτικές μετρήσεις (*One way ANOVA*) - οι συγκρίσεις κατά ζεύγη πραγματοποιήθηκαν χρησιμοποιώντας το *Bonferroni* τεστ και β) με το t-τεστ για ανεξάρτητα δείγματα (*independent samples t-test*).

Όλες οι στατιστικές αναλύσεις πραγματοποιήθηκαν με το στατιστικό πακέτο *SPSS, version 13.00 (SPSS Inc, Chicago, IL)* για *Windows®*. Όλα τα τεστ ήταν διπλής κατεύθυνσης (*two-sided*) [170]. Η τιμή *p-value* <0.05 καθορίστηκε σαν επίπεδο στατιστικά σημαντικής διαφοράς, ενώ έγινε και καταγραφή και των οριακών στατιστικά σημαντικών διαφορών ($0.05 < p < 0.1$).

8.4.2.2 Ασθενών με τραυματική ρήξη του ΠΧΣ

Για την δεύτερη φάση της μελέτης, το t-test χρησιμοποιήθηκε για να καθοριστούν στατιστικά σημαντικές διαφορές στις μέσες τιμές της ηλικίας, του ύψους, του βάρους και του ΔΜΣ μεταξύ των δυο ομάδων. Χρησιμοποιήθηκε το t-test για την σύγκριση των τιμών της διαφορικής φασματικής εντροπίας μεταξύ των δυο ομάδων (μηδενική υπόθεση είναι ότι οι μέσες τιμές είναι ίσες). Η ROC ανάλυση (*Receiver Operating Characteristic*), χρησιμοποιήθηκε για να καθορίσει το βέλτιστο σημείο διαχωρισμού της διαφορικής εντροπίας για τον διαχωρισμό των ασθενών και των ατόμων ελέγχου και να καθοριστεί το ποσοστό των αληθώς θετικών.

Για να εκτιμηθεί η διαγνωστική αξία της μεθόδου, χρησιμοποιήθηκε το ποσοστό πιθανοφάνειας (*Likelihood Ratio - LR*) [170]. Το ποσοστό πιθανοφάνειας ενσωματώνει τόσο την ειδικότητα, όσο και την ευαισθησία της μεθόδου και παρέχει μια απευθείας εκτίμηση για το πόσο το αποτέλεσμα από αυτή, θα μπορέσει να αλλάξει τις πιθανότητες να υπάρχει η πάθηση. Το θετικό LR (*Positive Likelihood Ratio - PLR = sensitivity/[1-specificity]*) εκφράζει την πιθανότητα ότι ένα θετικό αποτέλεσμα του τεστ, θα ήταν αναμενόμενο σε έναν ασθενή με οξεία ρήξη ΠΧΣ. Ένα υψηλό θετικό LR (π.χ. 5.0), δεικνύει ένα τεστ στο οποίο ένα θετικό αποτέλεσμα είναι βοηθητικό για τον καθορισμό της διάγνωσης. Ορίζεται επίσης το αρνητικό ποσοστό πιθανοφάνειας (*Negative Likelihood Ratio - NLR = 1-specificity/sensitivity*). Ένα αρνητικό ποσοστό LR,

εκφράζει την πιθανότητα ότι ένα αρνητικό αποτέλεσμα του τεστ, θα ήταν αναμενόμενο σε έναν ασθενή με οξεία ρήξη του ΠΧΣ. Ένα μικρό αρνητικό LR (<0.3), συνδέεται με τεστ στα οποία ένα αρνητικό αποτέλεσμα είναι βοηθητικό, για να εξαχθεί μια διάγνωση [171,172].

Όλα τα τεστ ήταν διπλής πλευράς (two-sided) και η στατιστική σημαντικότητα ορίστηκε στο < 0.05 . Όλες οι αναλύσεις έγιναν με το στατιστικό πακέτο SPSS, έκδοση 15.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) για Windows®.

Όσον αφορά την αντιπαραβολή των τιμών της προεγχειρητικής με την μετεγχειρητική εντροπία, διεξήχθη το t-τεστ κατά ζεύγη, για να ελεγχθεί εάν υπήρχε σημαντική επίδραση της χειρουργικής αποκατάστασης στην εντροπία βάδισης. Το ίδιο τεστ χρησιμοποιήθηκε για να συγκριθούν μεταξύ τους οι προεγχειρητικές και οι μετεγχειρητικές τιμές των ερωτηματολογίων VAS, IKDC και Oswestry, για να αναδειχθεί τυχόν μεταβολές στις βαθμολογίες τους. Η μηδενική υπόθεση ήταν ότι οι μέσες τιμές εντροπίας προεγχειρητικά και μετεγχειρητικά ήταν ίσες. Η απόρριψη της υπόθεσης, σημαίνει ότι υπάρχει σημαντική μεταβολή στις τιμές της εντροπίας και επομένως στην σταθερότητα της βάδισης. Το ανεξάρτητο t-τεστ χρησιμοποιήθηκε για να εξετάσει διαφορές μεταξύ της ομάδας ελέγχου και της ομάδας που υπεβλήθη στην συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ. Όλα τα τεστ ήταν διπλής κατεύθυνσης και η στατιστική σημαντικότητα ορίστηκε ομοίως σε $p < 0.05$.

9. Αποτελέσματα

9.1. Υγιείς αθλητές ποδοσφαίρου και Εντροπία Βάδισης

9.1.1. Μετρήσεις Υγιών Αθλητών Ποδοσφαίρου

Συνολικά, εξετάστηκαν 175 (εκατόν εβδομήντα πέντε) άτομα και από αυτά τα 106 (εκατόν έξι) ερωτήθηκαν για την διάρκεια προπόνησης ανά εβδομάδα, κατά την χρονική περίοδο της κάθε μέτρησης (σε ώρες) και για τον χρόνο συστηματικής προπόνησης, που έχουν διαθέσει συνολικά στο ποδόσφαιρο (σε έτη). Συνολικά 50% των μετρήσεων, αφορούσαν άτομα ηλικίας μικρότερης των 17 ετών. Αρχικά, 5 (πέντε) άτομα αποκλείστηκαν λόγω ιατρικών προβλημάτων: ένα άτομο λόγω βλαβών στις φλέβες του αριστερού κάτω μέλους με συνοδό

οίδημα (φλεβική ανεπάρκεια), τρία άτομα λόγω ιστορικού ρήξης ΠΧΣ, ένα άτομο με 10° ραιβότητα στο αριστερό γόνατο και 5° ραιβότητα στο δεξιό γόνατο. Αυτά τα προβλήματα, διαπιστώθηκαν μετά από την λήψη των μετρήσεων σε επανεξέταση των συγκεκριμένων αθλητών. Αυτά τα άτομα συμμετείχαν κανονικά στις δραστηριότητες της ομάδας (προπόνηση και αγώνας), αλλά αποκλείστηκαν από την μελέτη, λόγω του ότι δεν θεωρήθηκαν υγιείς. Οι μετρήσεις άλλων 37 ατόμων, απορρίφθηκαν λόγω πλημμελούς τεχνικής καταγραφής των σημάτων της επιτάχυνσης, κατά την δοκιμασία βάρδισης. Αυτό διαπιστώθηκε κατόπιν της καταγραφής, στο στάδιο της ανάλυσης των σημάτων.

9.1.1.1. Δείγμα εξεταζομένων

Στον **Πίνακα 1**, παρουσιάζονται τα στοιχεία της πρώτης φάσης της μελέτης: οι τιμές των μεταβλητών, όπως και ο αριθμός των συμμετεχόντων (N), οι μέσες τιμές (μ.τ), οι τυπικές αποκλίσεις για τις συνεχείς μεταβλητές, όπως και η ελάχιστη και μέγιστη τιμή για την κάθε παράμετρο. Αναφέρονται όλα τα σωματομετρικά χαρακτηριστικά των υγιών αρρένων αθλητών ποδοσφαίρου, που αποτέλεσαν αντικείμενο έρευνας στην παρούσα μελέτη. Αυτά, αποτελούν τα πλέον βασικά ανατομικά χαρακτηριστικά των κάτω μελών του κάθε μετρούμενου και υπολογίζονται στην καθημερινή κλινική προσέγγιση των ατόμων, που εξετάζονται αδρά για το μυοσκελετικό τους σύστημα. Ειδικά για το χαρακτηριστικό της πλατυποδίας, αναγράφονται πόσα άτομα είχαν και πόσα δεν είχαν πλατυποδία, καθώς και τα ποσοστά τους.

Πίνακας 1. Γενικά χαρακτηριστικά του πληθυσμού των υγιών αθλητών.

N=133	Μέσος (Mean)	Διάμεσος (Median)	SD	Ελαχ	Μεγ
Ηλικία (έτη)	19,519	18,000	5,156	13,00	37,000
Ύψος (m)	1,752	1,750	,064	1,590	1,910
Βάρος (kgr)	69,256	69,000	9,022	48,00	95,000
ΔΜΣ	22,515	22,498	2,233	16,90	28,685
N=106					
Ώρες προπόνησης/βδομάδα	6,132	6,000	1,775	1,000	10,000
Συνολικά έτη προπόνησης	8,189	8,000	4,274	1,000	25,000
N=75					
Μήκος ΑΡ κάτω μέλους (cm)	90,45	91,00	3,88	81,00	99,00
Μήκος ΔΕ κάτω μέλους (cm)	90,42	90,50	3,94	80,00	97,50
Περίμετρος ΑΡ Μηρού (cm)	48,36	48,50	3,55	40,00	56,50
Περίμετρος ΔΕ Μηρού (cm)	48,84	48,50	3,70	40,50	57,00
Περίμετρος ΑΡ γαστροκνημίας (cm)	37,02	37,00	2,22	31,50	41,50
Περίμετρος ΔΕ γαστροκνημίας (cm)	37,21	37,50	2,23	31,50	42,00
Διαφορά μήκους ΑΡ-ΔΕ Κάτω Μέλους (cm)	,35	,50	,46	,00	3,00
Διαφορά περιμέτρου ΑΡ-ΔΕ Μηρού (cm)	,92	1,00	,79	,00	3,50
Διαφορά περιμέτρου ΑΡ-ΔΕ Γαστροκνημίας (cm)	,41	,50	,46	,00	2,00
Βλαισό Γόνα (μοίρες)	5,00	5,00	5,00	,00	5,00
Ραιβό Γόνα (μοίρες)	7,88	10,00	3,24	,00	20,00
Βλαισός Μέγας Δάκτυλος (μοίρες)	10,67	10,00	5,71	,00	25,00
Πλατυποδία		Συχνότητα	Ποσοστό (%)		
	Όχι	42	56,0		
	Ναι	33	44,0		

9.1.1.2. Τιμές εντροπίας εξεταζομένων

Η απόκλιση των τιμών της εντροπίας, ήταν μικρότερη από 1.0 nats. Υπήρχαν τρεις περιπτώσεις, που η σταθερή απόκλιση ήταν περισσότερη από 1.0 nats. Σε κάθε περίπτωση, όταν παρατηρείται τιμή πάνω από 0.4 nats μεταξύ των μετρήσεων, θα πρέπει να δίνεται περισσότερη προσοχή στην διαδικασία μέτρησης. Στον **Πίνακα 2**, αναγράφονται οι τιμές της εντροπίας στους τρεις άξονες καταγραφής.

Πίνακας 2. Τιμές εντροπίας στους άξονες καταγραφής x, y, z (nats).

N=133	Μέσος	Διάμεσος	SD	Ελαχ	Μεγ
x	,729	,671	,546	-,313	2,427
y	1,616	1,466	,647	,318	3,618
z	-,101	-,095	,426	-1,201	1,027

9.1.1.3. Συσχέτιση Τιμών Εντροπίας με Σωματομετρικά Χαρακτηριστικά των Υγιών Αθλητών Ποδοσφαίρου

Η συσχέτιση μεταξύ των διαφόρων σωματομετρικών παραμέτρων (της ηλικίας, του ύψους, του βάρους, του δείκτη μάζας σώματος) των αθλητών (N=133) και των τιμών της εντροπίας στους τρεις άξονες, όπως και η στατιστική σημαντικότητά τους, φαίνονται στον **Πίνακα 3**. Στον ίδιο πίνακα φαίνονται και οι συσχετίσεις μεταξύ των τιμών της εντροπίας και του επιπέδου προπόνησης όσων αθλητών θέλησαν να απαντήσουν (N=106), όπως αυτό αποτυπώνεται με τις ώρες προπόνησης ανά εβδομάδα κατά την στιγμή της μέτρησης και τα συνολικά έτη προπόνησης που έχουν οι αθλητές στο ενεργητικό τους. Στον **Πίνακα 4**, αναδεικνύονται οι συσχετίσεις μεταξύ των λοιπών σωματομετρικών χαρακτηριστικών που μελετήθηκαν (μήκος κάτω μελών, περίμετρος μηρού και γαστροκνημίας, άξονας του γόνατος, ύπαρξη ή όχι πλατυποδίας, ύπαρξη ή όχι βλαισού μεγάλου δακτύλου και υπολογισμός των μοιρών) όσων αθλητών θέλησαν να εξεταστούν (N=75) και των τιμών της εντροπίας στους τρεις άξονες.

Πίνακας 3. Συσχέτιση τιμών εντροπίας και μεταβλητών ελέγχου (Α΄ Μέρος)

N=133		x (nats)	y (nats)	z (nats)
Ηλικία (έτη)	Pearson s (r)	-0,004	0,044	-0,023
	p-value	0,967	0,611	0,792
	N	133	133	133
Ύψος (m)	Pearson s (r)	-0,197	-0,157	-0,140
	p-value	0,023	0,071	0,108
	N	133	133	133
Βάρος (kg)	Pearson s (r)	-0,114	-0,023	-0,006
	p-value	0,192	0,797	0,942
	N	133	133	133
ΔΜΣ	Pearson s (r)	-0,013	0,093	0,098
	p-value	0,879	0,288	0,262
	N	133	133	133
N=106				
Ωρες προπόνησης /βδομαδα	Pearson s (r)	0,154	0,077	0,206
	p-value	0,116	0,436	0,034
	N	106	106	106
Συνολικά έτη προπόνησης	Pearson s (r)	-0,130	-0,055	-0,051
	p-value	0,184	0,578	0,602
	N	106	106	106

Από τον **Πίνακα 3**, προκύπτει ότι το μεγαλύτερο μέρος των μεταβλητών, δεν εμφανίζουν συσχέτιση με τις τιμές της εντροπίας στους τρεις άξονες. Από την άλλη μεριά, αναδείχθηκαν δυο περιπτώσεις συσχέτισης.

Στην πρώτη περίπτωση, υπάρχει μια μικρή αρνητική συσχέτιση μεταξύ του ύψους και των τιμών της φασματικής εντροπίας του προσθιοπίσθιου άξονα των x ($r=-0.197$ και $p=0.023$), στατιστικά σημαντική όμως, καθώς ο αριθμός του δείγματος ήταν μεγάλος ($N=133$). Στην δεύτερη περίπτωση, παρατηρήθηκε μια θετική μέτρια συσχέτιση ($r=0.206$), στατιστικά σημαντική ($p=0.034$) μεταξύ των ωρών προπόνησης και των τιμών φασματικής εντροπίας στον κατακόρυφο άξονα των z.

Πίνακας 4. Συσχέτιση τιμών εντροπίας και μεταβλητών ελέγχου (Β' Μέρος)

N=75		x (nats)	y (nats)	z (nats)
Μήκος AP Κάτω Μέλους (cm)	Pearson s (r)	-0,126	0,047	0,102
	p-value	0,281	0,686	0,386
	N	75	75	75
Μήκος ΔΕ Κάτω Μέλους (cm)	Pearson s (r)	-0,143	0,054	0,121
	p-value	0,222	0,647	0,303
	N	75	75	75
Περίμετρος AP Μηρού (cm)	Pearson s (r)	-0,103	-0,055	-0,072
	p-value	0,381	0,638	0,541
	N	75	75	75
Περίμετρος ΔΕ Μηρού (cm)	Pearson s (r)	-0,150	-0,052	-0,115
	p-value	0,198	0,657	0,327
	N	75	75	75
Περίμετρος AP Γαστροκνημίας (cm)	Pearson s (r)	-0,225	0,016	-0,138
	p-value	0,062	0,893	0,237
	N	75	75	75
Περίμετρος ΔΕ Γαστροκνημίας (cm)	Pearson s (r)	-0,242	-0,025	-0,155
	p-value	0,037	0,833	0,183
	N	75	75	75
Διαφορά στο Μήκος Μεταξύ AP-ΔΕ Κάτω Μέλους (cm)	Pearson's (r)	0.111	-0.027	-0.128
	p-value	0.345	0.821	0.275
	N	75	75	75
Διαφορά στην Περίμετρο AP-ΔΕ Μηρού (cm)	Pearson's (r)	0.065	0.434	-0.172
	p-value	0.580	0.000	0.140
	N	75	75	75
Διαφορά στην Περίμετρο AP-ΔΕ Γαστροκνημίας	Pearson's (r)	0.107	0.096	-0.067
	p-value	0.361	0.411	0.569
	N	75	75	75
Βλαισό Γόναυ (μοίρες)	Pearson s (r)	-0,078	-0,004	-0,031
	p-value	0,775	0,989	0,878
	N	16	16	16
Ραιβό Γόναυ (μοίρες)	Pearson s (r)	0,132	0,012	0,119
	p-value	0,320	0,815	0,670
	N	59	59	59
Βλαισός Μέγας Δάκτυλος (μοίρες)	Pearson s (r)	-0,004	-0,024	-0,097
	p-value	0,976	0,836	0,410
	N	75	75	75

Όπως φαίνεται και στον **Πίνακα 4**, η διαφορά στην περιφέρεια των μηρών, έχει ισχυρή θετική συσχέτιση, με την επιτάχυνση στον πλαγιοπλάγιο άξονα των

y, με στατιστική σημαντικότητα ($r=0.434$, $p=0.000$). Είναι αξιοσημείωτο, ότι τόσο η περίμετρος της (ΑΡ) [$r=-0.225$, $p=0.062$] όσο και της (ΔΕ) [$r=-0.242$, $p=0.037$] γαστροκνημίας, έχουν μέτρια αρνητική συσχέτιση, στατιστικά σημαντική (οριακά στην πρώτη περίπτωση) με την εντροπία στον άξονα των x (προσθιοπίσθιος άξονας).

Πίνακας 5. Συσχέτιση τιμών εντροπίας και μεταβλητών ελέγχου, σε άτομα του πληθυσμού υγιών ατόμων, που έχουν πλατυποδία

ΠΛΑΤΥΠΟΔΙΑ=ΝΑΙ		x	y	z
Μήκος ΑΡ Κάτω Μέλους (cm)	Pearson s (r)	-0,118	-0,085	-0,027
	p-value	0,515	0,639	0,881
	N	33	33	33
Μήκος ΔΕ Κάτω Μέλους (cm)	Pearson s (r)	-0,125	-0,064	-0,030
	p-value	0,488	0,725	0,866
	N	33	33	33
Περίμετρος ΑΡ Μηρού (cm)	Pearson s (r)	-0,171	0,159	0,282
	p-value	0,341	0,376	0,112
	N	33	33	33
Περίμετρος ΔΕ Μηρού (cm)	Pearson s (r)	-0,291	0,040	0,140
	p-value	0,101	0,827	0,437
	N	33	33	33
Περίμετρος ΑΡ Γαστροκνημίας (cm)	Pearson s (r)	-0,381	0,027	0,154
	p-value	0,029	0,882	0,391
	N	33	33	33
Περίμετρος ΔΕ Γαστροκνημίας (cm)	Pearson s (r)	-0,349	0,021	0,148
	p-value	0,047	0,906	0,410
	N	33	33	33
Βλαισό Γόναυ (μοίρες)	Pearson s (r)	0,306	0,019	0,027
	p-value	0,694	0,929	0,882
	N	4	4	4
Ραιβό Γόναυ (μοίρες)	Pearson s (r)	-0,078	-0,116	0,339
	p-value	0,686	0,689	0,053
	N	29	29	29
Βλαισός Μέγας Δάκτυλος (μοίρες)	Pearson s (r)	-0,047	-0,012	-0,057
	p-value	0,795	0,946	0,753
	N	30	30	30

Στον **Πίνακα 5**, φαίνονται οι συσχετίσεις μεταξύ σωματομετρικών μεγεθών και των εντροπιών, σε άτομα που έχουν πλατυποδία. Προκύπτει ότι σε άτομα με πλατυποδία, η παρέκκλιση από το φυσιολογικό του άξονα της άρθρωσης του γόνατος (το ραιβό γόνα), συσχετίζεται μετρίως και με οριακή στατιστική σημασία με την εντροπία στον κατακόρυφο άξονα των z. Επίσης, η περίμετρος της αριστερής και δεξιάς γαστροκνημίας, φάνηκε να συσχετίζεται με την εντροπία στον προσθιοπίσθιο άξονα των x, όπως συνέβη και στον συνολικό πληθυσμό των εξεταζομένων.

9.2. Τιμές Εντροπίας ασθενών με μεμονωμένη ρήξη ΠΧΣ – Σύγκριση με τις τιμές της ομάδας ελέγχου

9.2.1. Μετρήσεις για την μελέτη διαχωρισμού τραυματιών με οξεία ρήξη ΠΧΣ

Και στην περίπτωση μελέτης τραυματιών με οξεία ρήξη ΠΧΣ, δημιουργήθηκαν δύο ομάδες εξεταζομένων (υγιών – ασθενών), βάσει των κριτηρίων που αναφέρονται παραπάνω. Επιπλέον, η επιλογή έγινε έτσι ώστε η κατανομή των σωματομετρικών χαρακτηριστικών των δύο ομάδων, να είναι στατιστικά όμοια. Προκειμένου να ελεγχθεί στατιστικά, η ομοιότητα στην κατανομή ως προς την ηλικία, το ύψος και το βάρος μεταξύ των δύο ομάδων των εξεταζομένων, πραγματοποιήθηκε t-test (**Πίνακας 6**).

Χρησιμοποιήθηκε η ανάλυση με την χρήση των Καμπυλών Λειτουργικών Χαρακτηριστικών (*Receiver Operating Characteristic – ROC analysis*) για την επιλογή του βέλτιστου σημείου διαχωρισμού μεταξύ των εξεταζομένων, υγιών και τραυματιών. Υπολογίσθηκαν επιπλέον, ο θετικός και αρνητικός λόγος πιθανοφάνειας (*PLR, NLR*) και έγινε μελέτη της συσχέτισης των τιμών του δείκτη Oswestry με τις τιμές της εντροπίας (Spearman coefficient).

Το λογισμικό SPSS 15.0 χρησιμοποιήθηκε για την στατιστική ανάλυση. Το επίπεδο σημαντικότητας, ήταν $p=0.05$ για όλους τους ελέγχους.

Πίνακας 6. Κατανομή σωματομετρικών χαρακτηριστικών του πληθυσμού των ατόμων με ρήξη του ΠΧΣ.

	Υγιείς			Ασθενείς			ρ
	Μέγεθος δείγματος	Μέση τιμή	Τυπική απόκλιση	Μέγεθος δείγματος	Μέση τιμή	Τυπική απόκλιση	
Ηλικία (έτη)	20	30.80	9.46	20	30.45	8.80	0.904
Ύψος (cm)	20	176.80	6.11	20	176.95	7.20	0.944
Βάρος (kg)	20	78.65	8.65	20	81.50	11.23	0.374
BMI (kg/m ²)	20	25.13	2.20	20	25.93	3.08	0.354

9.2.1.1. Δείγμα εξεταζομένων (υγιείς-ασθενείς)

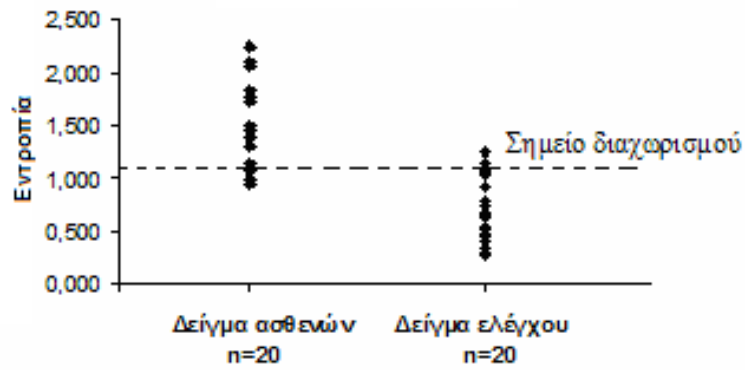
Το δείγμα ασθενών αποτελούνταν από είκοσι (20) άνδρες (ηλικίας: 30.45 ± 8.80 ετών, ύψους: 176.95 ± 7.20 [cm], βάρους: 81.50 ± 11.23 [kg], BMI: 25.93 ± 3.08 [kg/m²]). Οι ασθενείς έπασχαν από οξεία ρήξη ΠΧΣ και ήταν ικανοί να βαδίζουν απρόσκοπτα για τουλάχιστον 30 sec. Δεν είχαν καμία άλλη μυοσκελετική ή νευρομυϊκή πάθηση ή τραυματισμό, καθώς επίσης και δεν έπασχαν από καρδιακές ή αναπνευστικές ασθένειες. Το δείγμα ελέγχου, αποτελούνταν από είκοσι (20) υγιείς άνδρες (ηλικίας 30.80 ± 9.46 ετών, ύψους: 176.80 ± 6.11 [cm], βάρους: 78.65 ± 8.65 [kg], BMI: 25.13 ± 2.20 [kg/m²]). Οι εξεταζόμενοι που αποτέλεσαν το δείγμα ελέγχου, δεν έπασχαν από καμία μυοσκελετική ή νευρομυϊκή πάθηση ή τραυματισμό, ενώ επίσης δεν έπασχαν από καρδιακές ή αναπνευστικές ασθένειες που μπορεί να επηρέαζαν τη βιάδισή τους. Επιπλέον κριτήριο επιλογής τους, ήταν η στατιστικά όμοια κατανομή των δύο ομάδων εξεταζομένων, βάσει των σωματομετρικών χαρακτηριστικών τους. Ο έλεγχος T (t-test) επιβεβαίωσε την στατιστικά όμοια κατανομή ως προς το ύψος, το βάρος και την ηλικία των δύο ομάδων. Το Chi-square test, επιβεβαίωσε ότι το δείγμα ελέγχου και το δείγμα ασθενών έχουν όμοια κατανομή (**Πίνακας 6**).

9.2.1.2. Τιμές εντροπίας υγιών – ασθενών εξεταζομένων

Αν και καταγράφηκαν οι τιμές της βάδισης και των τριών αξόνων, πραγματοποιήθηκε επεξεργασία που περιλάμβανε μόνο τις τιμές του προσθοπίσθιου και πλάγιου άξονα, μιας και εκεί εντοπίζονται από πλευράς εμβιομηχανικής, οι διαφοροποιήσεις που αναμένεται να προκαλέσει η ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, όπως είναι γνωστό και από τη βιβλιογραφία. Οι τιμές της εντροπίας και των δύο αξόνων βάδισης για κάθε ομάδα εξεταζομένων, παρουσιάζονται στον **Πίνακα 7**.

Πίνακας 7. Τιμές εντροπίας στους δυο άξονες κίνησης x, y, των ατόμων με ρήξη του ΠΧΣ και των υγιών ατόμων της ομάδας ελέγχου.

Δείγμα ασθενών			Δείγμα ελέγχου		
No εξεταζ.	Εντροπία y άξονα (nats)	Εντροπία x άξονα (nats)	No εξεταζ.	Εντροπία y άξονα (nats)	Εντροπία x άξονα (nats)
E1	1,504	0,141	C1	0,530	0,332
E2	1,826	-0,092	C2	0,353	-0,072
E3	1,829	0,273	C3	1,150	0,203
E4	2,097	0,719	C4	1,077	0,430
E5	0,946	0,060	C5	0,680	0,548
E6	2,248	1,374	C6	0,646	0,261
E7	1,393	0,135	C7	0,641	0,230
E8	2,071	1,061	C8	0,481	1,290
E9	1,468	0,608	C9	1,061	-0,187
E10	0,992	0,338	C10	0,779	-0,283
E11	1,077	0,786	C11	1,037	1,152
E12	1,761	0,689	C12	1,039	0,557
E13	1,774	1,329	C13	0,445	0,536
E14	1,095	0,508	C14	0,739	0,173
E15	1,297	-0,101	C15	0,511	0,002
E16	1,379	0,854	C16	0,922	-0,299
E17	1,155	-0,251	C17	0,303	-0,484
E18	1,737	0,924	C18	0,403	-0,479
E19	1,760	1,051	C19	0,280	0,099
E20	1,504	0,721	C20	1,255	-0,096



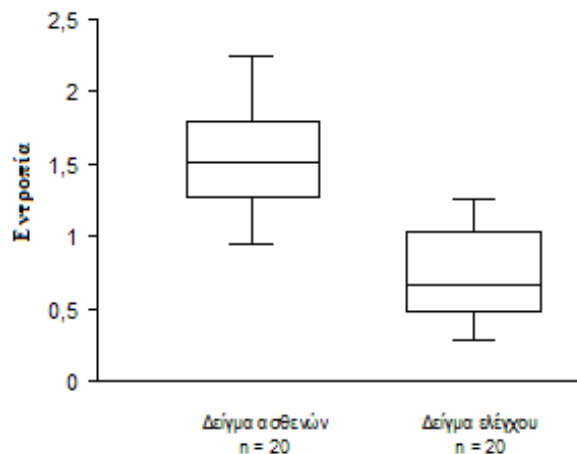
Σχήμα 6.

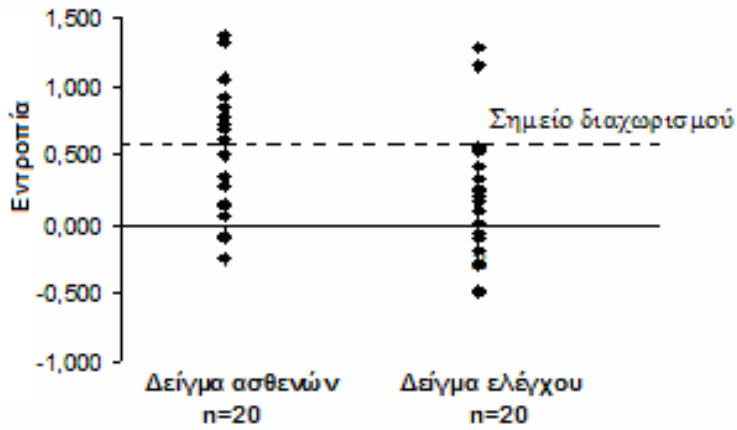
Κατανομή τιμών εντροπίας στον πλάγιο άξονα, του δείγματος των ασθενών και του δείγματος των υγιών. Το σημείο διαχωρισμού έχει επιλεγεί από την ROC ανάλυση. Τιμές εντροπίας σε nats.

Η γραφική αναπαράσταση των τιμών της εντροπίας παρουσιάζεται στα **Σχήματα 6, 7, 8, 9.**

Σχήμα 7.

Θηκόγραμμα (box-plot diagram) των τιμών της εντροπίας του δείγματος των ασθενών και των υγιών (πλάγιος άξονας). Τιμές εντροπίας σε nats.



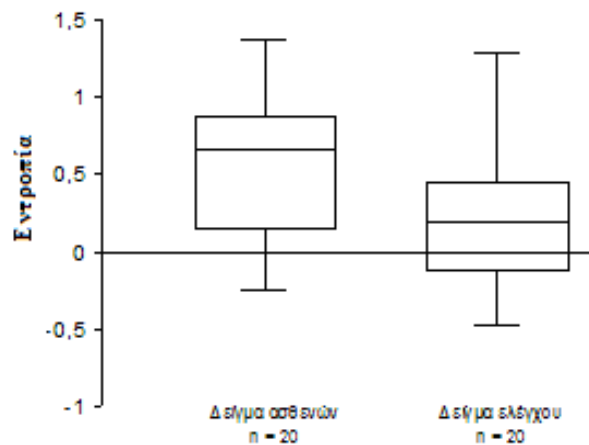


Σχήμα 8.

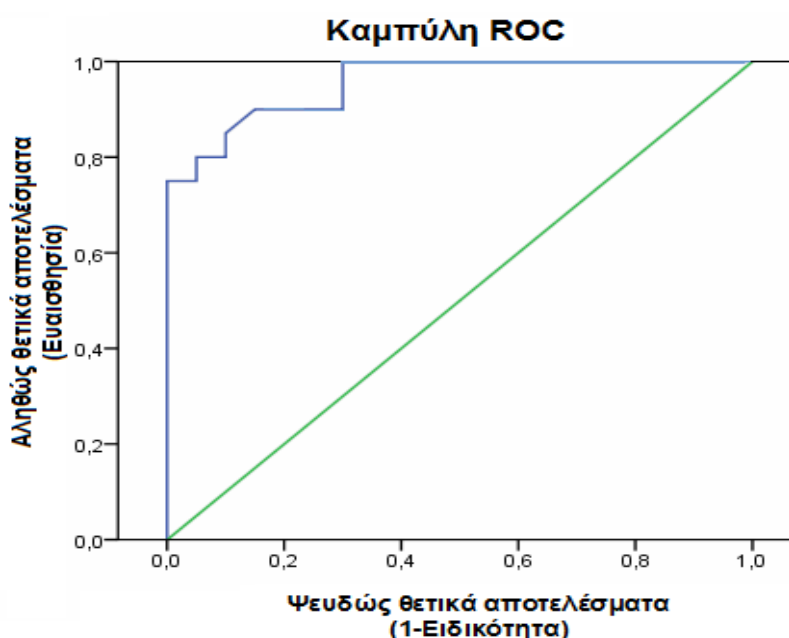
Κατανομή τιμών εντροπίας στον πλάγιο άξονα, του δείγματος των ασθενών και του δείγματος των υγιών. Το σημείο διαχωρισμού έχει επιλεγεί από την ROC ανάλυση. Τιμές εντροπίας σε nats.

Σχήμα 9.

Θηκόγραμμα (box-plot diagram) των τιμών της εντροπίας του δείγματος των ασθενών και των υγιών (προσθιοπίσθιος άξονας). Τιμές εντροπίας σε nats.



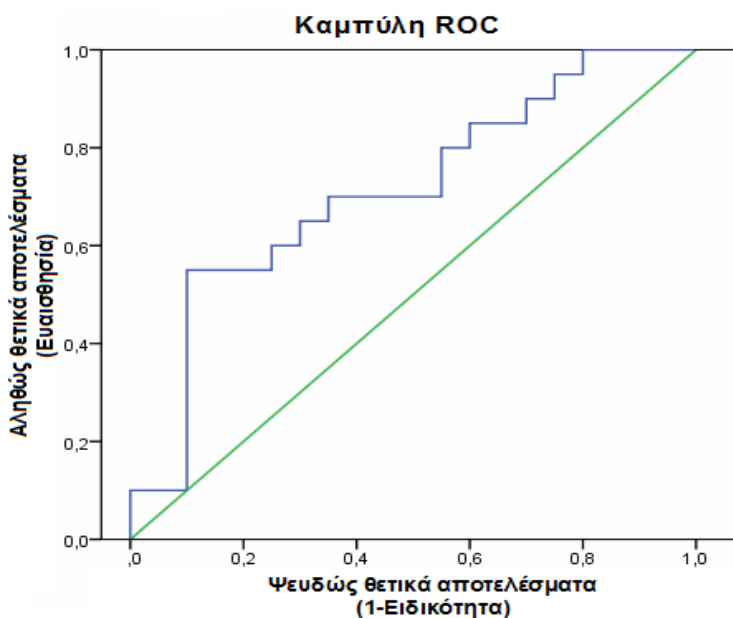
Από την ROC ανάλυση για καθένα από τους δύο άξονες, προκύπτουν τα διαγράμματα που παρουσιάζονται στα σχήματα 10 και 11. Στον πλάγιο άξονα επιλέχθηκε ως βέλτιστο σημείο διαχωρισμού, τιμή εντροπίας ίση με 1.069nats. Τιμές εντροπίας μεγαλύτερες από 1.069nats αποτελούν ένδειξη ρήξης πρόσθιου χιαστού. Στο συγκεκριμένο σημείο διαχωρισμού, αντιστοιχούν 90% ευαισθησία και 85% ειδικότητα. Μέσω της ROC ανάλυσης εκτιμάται ότι η προτεινόμενη μέθοδος εμφανίζει 90% πιθανότητα για αληθή αναγνώριση ασθενών και 85% πιθανότητα για αληθή αναγνώριση υγιών. Από το εμβαδό της επιφάνειας που βρίσκεται κάτω από την επιφάνεια της καμπύλης (**Σχήμα 10**), προκύπτει ότι η προτεινόμενη μέθοδος έχει 95.6% πιθανότητα διαχωρισμού ασθενών με ρήξη πρόσθιου χιαστού από υγιείς.



Σχήμα 10. ROC καμπύλη πλάγιου άξονα.

Ο θετικός λόγος πιθανοφάνειας για την τιμή του σημείου διαχωρισμού είναι $PLR=6.0$, ενώ ο αρνητικός λόγος πιθανοφάνειας είναι $NLR=0.17$. Στον προσθοπίσθιο άξονα επιλέχθηκε ως βέλτιστο σημείο διαχωρισμού, η τιμή εντροπίας ίση με 0.582nats. Τιμές εντροπίας μεγαλύτερες από 0.582nats αποτελούν ένδειξη ρήξης πρόσθιου χιαστού. Στο συγκεκριμένο σημείο διαχωρισμού αντιστοιχούν 55% ευαισθησία και 90% ειδικότητα. Εκτιμάται

δηλαδή, ότι η προτεινόμενη μέθοδος εμφανίζει 55% πιθανότητα για αληθή αναγνώριση ασθενών και 90% πιθανότητα για αληθή αναγνώριση υγιών. Από το εμβαδό της επιφάνειας που βρίσκεται κάτω από την επιφάνεια της καμπύλης (**Σχήμα 11**), προκύπτει ότι η προτεινόμενη μέθοδος έχει 71.2% πιθανότητα διαχωρισμού ασθενών με ρήξη πρόσθιου χιαστού από υγιείς.



Σχήμα 11. ROC καμπύλη προσθιοπίσθιου άξονα.

Ο θετικός λόγος πιθανοφάνειας για την τιμή του σημείου διαχωρισμού είναι $PLR=5.50$, ενώ ο αρνητικός λόγος πιθανοφάνειας είναι $NLR=0.18$. Λαμβάνοντας υπόψη το μικρό μέγεθος δείγματος και τα μέτρια αποτελέσματα της ROC ανάλυσης, προκύπτει ότι η μέθοδος δεν έχει ιδιαίτερη διαγνωστική ικανότητα, όταν τα δεδομένα που χρησιμοποιεί, προέρχονται από τον προσθιοπίσθιο άξονα.

9.2.2. Μετρήσεις για την μελέτη της μεταβολής της εντροπίας βάδισης προ και μετά το χειρουργείο αποκατάστασης

9.2.2.1. Δείγμα εξεταζομένων (υγιείς-ασθενείς)

Το δείγμα ήταν ακριβώς το ίδιο με αυτό της προηγούμενης μελέτης (**Πίνακας 6**). Τα άτομα μετρήθηκαν προ του χειρουργείου και μετά από το χειρουργείο της συνδεσμοπλαστικής του ΠΧΣ, με τεχνική διπλής δέσμης, χρησιμοποιώντας μόσχευμα ημιϋμενώδους – ημιτενοντώδους. Όλοι είχαν ομαλή μετεγχειρητική πορεία και επανήλθαν μετά από το προγραμματισμένο χρονικό διάστημα στις καθημερινές τους δραστηριότητες. Οι προεγχειρητικές μετρήσεις έγιναν το διάστημα από 11/2008 μέχρι και 04/2009, ενώ οι μετεγχειρητικές από 06/2009 μέχρι και 02/2010. Οι μετρήσεις έγιναν κάτω από τις ίδιες συνθήκες, από τον ίδιο εξεταστή και περιγράφονται επακριβώς προηγουμένως.

9.2.1.2. Τιμές εντροπίας υγιών – ασθενών εξεταζομένων προ και μετά από το χειρουργείο υποκατάστασης

Αν και καταγράφηκαν οι τιμές της βάδισης και των τριών αξόνων, πραγματοποιήθηκε επεξεργασία που περιλάμβανε μόνο τις τιμές του προσθοπίσθιου και πλάγιου άξονα, μιας και εκεί εντοπίζονται από πλευράς εμβιομηχανικής, οι διαφοροποιήσεις που αναμένεται να προκαλέσει η ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, όπως είναι γνωστό και από τη βιβλιογραφία. Οι τιμές της εντροπίας και των δύο αξόνων βάδισης για κάθε ομάδα εξεταζομένων, παρουσιάζονται στον παρακάτω **Πίνακα 8**.

Πίνακας 8. Τιμές εντροπίας στους δύο άξονες x, y, του πληθυσμού των ασθενών με ρήξη του ΠΧΣ προ και μετά του χειρουργείου και της ομάδας ελέγχου.

Ομάδα Μελέτης (Προεγχειρητικά)			Ομάδα Μελέτης (Μετεγχειρητικά)			Ομάδα Ελέγχου		
	Διαφορική εντροπία	Διαφορική εντροπία		Διαφορική εντροπία	Διαφορική εντροπία		Διαφορική εντροπία	Διαφορική εντροπία
α/α	άξονας-y [nats]	άξονας-x [nats]	α/α	άξονας-y [nats]	άξονας-x [nats]	α/α	άξονας-y [nats]	άξονας-x [nats]
E1	1.504	0.141	E1	1.471	-0.059	C1	0.530	0.332
E2	1.826	-0.092	E2	1.099	-0.242	C2	0.353	-0.072
E3	1.829	0.273	E3	1.513	0.054	C3	1.150	0.203
E4	2.097	0.719	E4	1.367	0.541	C4	1.077	0.430
E5	0.946	0.060	E5	0.545	-0.043	C5	0.680	0.548
E6	2.248	1.374	E6	1.169	0.494	C6	0.646	0.261
E7	1.393	0.135	E7	1.176	-0.199	C7	0.641	0.230
E8	2.071	1.061	E8	1.891	0.696	C8	0.481	1.290
E9	1.468	0.608	E9	1.388	0.398	C9	1.061	-0.187
E10	0.992	0.338	E10	0.880	0.085	C10	0.779	-0.283
E11	1.077	0.786	E11	0.981	0.521	C11	1.037	1.152
E12	1.761	0.689	E12	1.252	0.331	C12	1.039	0.557
E13	1.774	1.329	E13	1.009	0.890	C13	0.445	0.536
E14	1.095	0.508	E14	0.765	0.208	C14	0.739	0.173
E15	1.297	-0.101	E15	0.680	-0.156	C15	0.511	0.002
E16	1.379	0.854	E16	0.992	0.549	C16	0.922	-0.299
E17	1.155	-0.251	E17	0.910	-0.299	C17	0.303	-0.484
E18	1.737	0.924	E18	1.345	0.390	C18	0.403	-0.479
E19	1.760	1.051	E19	1.618	0.732	C19	0.280	0.099
E20	1.504	0.721	E20	1.211	0.305	C20	1.255	-0.096

Παρατηρείται στατιστικά σημαντικά, μεγαλύτερη εντροπία των ασθενών από τους υγιείς προεγχειρητικά. Μετά από το χειρουργείο συνδεσμοπλαστικής, συμβαίνει σημαντική ελάττωση της εντροπίας και στους δυο άξονες μελέτης (προσθιοπίσθιος και πλαγιοπλάγιος). Ωστόσο, στον πλαγιοπλάγιο άξονα οι τιμές της εντροπίας δεν ήταν πλήρως αποκατεστημένες και ήταν σημαντικά μεγαλύτερες από αυτές του πληθυσμού των υγιών ατόμων.

9.2.2.3. Συσχέτιση Oswestry & VAS με την εντροπία της βάρδισης

Στον **Πίνακα 9**, φαίνονται οι μεταβολές προ και μετά του χειρουργείου αποκατάστασης, των βαθμολογιών των τριών ερωτηματολογίων, που συμπλήρωσαν οι ασθενείς που υπεβλήθησαν σε επέμβαση.

Πίνακας 9. Μεταβολές των τιμών των τριών ερωτηματολογίων που συμπλήρωσαν οι ασθενείς με τραυματική ρήξη του ΠΧΣ, προ και μετά του χειρουργείου συνδεσμοπλαστικής.

α/α	IKDC		VAS		Oswestry	
	ΠΡΧ	ΜΤΧ	ΠΡΧ	ΜΤΧ	ΠΡΧ	ΜΤΧ
E1	63.22	40.23	46	27	10%	4%
E2	25.29	90.80	52	3	42%	0%
E3	45.98	42.53	6	12	6%	22%
E4	72.41	97.70	11	0	0%	0%
E5	28.74	54.02	30	3	28%	4%
E6	63.01	71.26	8	16	24%	4%
E7	74.71	66.67	9	8	2%	6%
E8	58.62	89.21	9	4	4%	1%
E9	52.87	72.41	3	3	6%	0%
E10	33.33	75.86	29	2	18%	0%
E11	52.87	59.77	4	16	0%	12%
E12	43.75	62.07	23	11	19%	2%
E13	35.63	59.77	26	5	32%	8%
E14	66.67	80.46	45	21	4%	0%
E15	54.02	72.76	1	1	18%	12%
E16	78.16	71.26	16	16	4%	6%
E17	41.38	68.97	23	5	16%	8%
E18	41.38	79.31	22	25	18%	4%
E19	71.26	50.57	16	4	4%	2%
E20	51.48	85.23	12	3	21%	1%

Η μέση τιμή του IKDC, αυξήθηκε από 52.739 προεγχειρητικά, σε 69.543 μετεγχειρητικά [$p=0.003$, 95%, CI (-27.01, -6.59)]. Η μέση τιμή του Oswestry ελαττώθηκε από 13.80% προεγχειρητικά, σε 5.25% μετεγχειρητικά [$p=0.010$, 95%, CI (0.23, 0.15)]. Τέλος, η μέση τιμή του VAS ελαττώθηκε από 19.55 προεγχειρητικά σε 9.25 μετεγχειρητικά [$p=0.006$, 95%, CI (3.34, 17.27)].

10. Συμπεράσματα – Συζήτηση

Σκοπός της παρούσης μελέτης ήταν η αξιολόγηση μιας νέας, μη επεμβατικής, γρήγορης και αξιόπιστης μεθόδου διάγνωσης, διαταραχών του ανθρωπίνου μυοσκελετικού συστήματος.

Στόχοι του αρχικού σχεδιασμού της εργασίας ήταν:

- Η ανάπτυξη του πρωτοκόλλου μέτρησης για την εφαρμογή της προτεινόμενης μεθόδου
- Η αξιολόγηση της ικανότητας της προτεινόμενης μεθόδου, να διαχωρίζει ασθενείς με οξεία μεμονωμένη ρήξη του ΠΧΣ από υγιείς
- Η αξιολόγηση της ικανότητας της προτεινόμενης μεθόδου, ως εργαλείο μετεγχειρητικής εκτίμησης ασθενών, που υπεβλήθησαν σε συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ. Η αρχική υπόθεση, ήταν η εμφάνιση εντονότερης μεταβλητότητας στη βάδιση ασθενών με ρήξη του ΠΧΣ εξαιτίας της εμβιομηχανικής αστάθειας και η μείωση της μεταβλητότητας της βάδισης, μετεγχειρητικά λόγω αποκατάστασής της.

Η ανθρώπινη βάδιση, θεωρείται ένα βιοσήμα, το οποίο μπορεί να αναλυθεί από την θεωρία που περιγράφεται στην παρούσα μελέτη. Όπως τα περισσότερα βιολογικά σήματα, το σήμα της βάδισης δεν είναι σταθερό, αλλά επηρεάζεται από την εξέλιξη της κίνησης και αλλάζει από βήμα σε βήμα, ακόμη και εάν οι εξωτερικές συνθήκες διατηρούνται σταθερές. Σε υγιείς ενήλικες, η διακύμανση του βηματισμού είναι σχετικά μικρή και ο συντελεστής απόκλισης σε βασικές παραμέτρους της βάδισης (π.χ. ταχύτητα βάδισης, διάρκεια βήματος) είναι ιδιαίτερα χαμηλός [173], αναδεικνύοντας την ακρίβεια και την αξιοπιστία του “συστήματος ελέγχου” της βάδισης. Αντιθέτως, όταν διαταράσσεται το “σύστημα ελέγχου” της βάδισης (π.χ. σε περίπτωση πάθησης), ο έλεγχος της κίνησης εξασθενεί, οδηγώντας σε αυξανόμενη διακύμανση βηματισμού. Επιπλέον, έχει διαπιστωθεί ότι η βελτίωση της μυϊκής λειτουργίας και της θεραπευτικής αγωγής, σχετίζονται με την βελτίωση της σταθερότητας της βάδισης.

Σε μία από τις πρώτες μελέτες ποσοτικοποίησης της μεταβλητότητας της βάδισης, οι Guimaraes και Isaacs [140], διαπίστωσαν ότι οι ηλικιωμένοι με

συχνές πτώσεις, εμφανίζουν αυξημένη μεταβλητότητα βάδισης. Ο Arif και οι συνεργάτες του [33], συσχέτισαν την μεταβλητότητα της βάδισης με αυξημένη πιθανότητα πτώσης των ηλικιωμένων ατόμων. Επιπλέον, έχει καταγραφεί ότι η μεταβλητότητα της βάδισης, έχει μεγαλύτερη συσχέτιση με την πτώση, από άλλους παράγοντες όπως η μέση ταχύτητα, το μέσο μήκος βηματισμού και η μέση διάρκεια βηματισμού. Κατά συνέπεια, η μέτρηση της μεταβλητότητας της βάδισης, πολλές φορές μπορεί να εμφανίζει μεγαλύτερη ευαισθησία, από την μέτρηση άλλων παραμέτρων της βάδισης.

Η μετρητική διάταξη που χρησιμοποιείται στην παρούσα μελέτη, είναι μια συσκευή με χαμηλό κόστος ανά εξέταση, προσφέρει αντικειμενικότητα στην διάγνωση, καθώς δίνει μια τιμή εντροπίας για κάθε μέτρηση, είναι καλά ανεκτή από τα άτομα, ανώδυνη και δεν επιβαρύνει με ακτινοβολίες και φαρμακευτικές ουσίες τον ανθρώπινο οργανισμό. Επίσης είναι γρήγορη, καθώς μέσα σε λίγα λεπτά, δίνει όλα τα στοιχεία που χρειάζονται για μια επαναλήψιμη μέτρηση, χωρίς να απαιτεί πολύπλοκο εργαστηριακό εξοπλισμό. Επιλέχθηκε η ελεύθερη ταχύτητα βάδισης, καθώς έχει βρεθεί ότι οι ασθενείς με παθήσεις βαδίζουν σε ταχύτητες αρκετά χαμηλότερες απ' αυτές που μπορούν να θεωρηθούν φυσιολογικές [174]. Μερικοί ερευνητές έχουν χρησιμοποιήσει την ρυθμική βάδιση, οπότε και ελέγχεται η ταχύτητα από έναν επιδαπέδιο κυλιόμενο διάδρομο [175] ή εναλλακτικά ρυθμίζεται η διακύμανσή της με την χρήση ενός μετρονόμου [118]. Αυτές οι πρακτικές ωστόσο, επηρεάζουν την συμπεριφορά κατά την βάδιση και περιορίζουν την αξιοπιστία των αποτελεσμάτων. Άλλοι ερευνητές έχουν προτιμήσει την έλλειψη ελέγχου κατά την βάδιση, επιτρέποντας στον εξεταζόμενο να επιλέξει την ταχύτητα που αυτός επιθυμεί [132, 156].

Η επιταχυνσιομετρία έχει φανεί πως είναι ένα επαρκές μέσο εκτίμησης της φυσικής δραστηριότητας και της κατάστασης υγείας του εξεταζόμενου. Παρέχει ποσοτική μέτρηση της βάδισης, ταυτοποιώντας ειδικές αλλαγές αυτής στους ηλικιωμένους και σε ανθρώπους με πτώσεις [176]. Επιταχυνσιόμετρα έχουν εφαρμοστεί ακόμα και εντός προθέσεων ισχίου προκειμένου να ανιχνεύσουν χαλάρωσή τους [176]. Μερικοί ερευνητές έχουν χρησιμοποιήσει την επιταχυνσιομετρία για την ανάλυση παραμέτρων του κύκλου βάδισης όπως ο

διασκελισμός και η ταχύτητα, μετρώντας την κανονικότητα της βάδισης και της συμμετρίας [106].

Είναι απαραίτητη η ανάπτυξη τέτοιων μεθόδων, καθώς η κλινική παρατήρηση της βάδισης μπορεί να είναι υποκειμενική, ποιοτική και όχι ποσοτική, καταλήγοντας όχι λίγες φορές ασυνεπής, ειδικά όταν ο εξεταστής δεν είναι πεπειραμένος.

Οι δοκιμασίες που εφαρμόζονται στους ασθενείς κατά την διάρκεια της φυσικής εξέτασης, ειδικά σε περιπτώσεις τραυματισμών, απαιτούν δεξιότητα, χωρίς να εξασφαλίζουν παρόλα αυτά ακρίβεια διάγνωσης [160]. Για αυτό τον λόγο είναι ιδιαίτερα χρήσιμη η ανάπτυξη και άλλων βοηθητικών και μάλιστα εάν είναι δυνατόν αντικειμενικών μεθόδων.

Η ανάπτυξη αισθητήρων επιτάχυνσης μικρού βάρους (1-5gr) και διαστάσεων (5-8χιλ), καθιστά ικανή την ανάπτυξη ειδικών εργαλείων μέτρησης και καταγραφής της επιτάχυνσης της κίνησης του ανθρωπίνου σώματος σε πραγματικό χρόνο, με αμελητέα επίδραση στην συμπεριφορά του σώματος. Σε μια ομάδα ποδοσφαίρου, ο ιατρός, ο φυσιοθεραπευτής, και ο προπονητής, χρειάζονται να κάνουν συχνά αντικειμενικές εκτιμήσεις των αθλητών. Η επιταχυνσιομετρία, θα μπορούσε να εφοδιάσει προπονητές και ιατρούς με δεδομένα που θα δείχνουν την σταθερότητα βάδισης των αθλητών τους. Επιπλέον, θα μπορούσε να δώσει ένα μέσο αντικειμενικής παρακολούθησης της εξέλιξης της βάδισης ενός νεαρού αθλητή, καθώς αυτός μεγαλώνει. Ένας μελλοντικός στόχος θα μπορούσε να είναι η πιθανότητα ανίχνευσης επιρρέπειας σε τραυματισμούς για έναν αθλητή από μια και μόνο μέτρηση βάδισης.

Στην διεθνή βιβλιογραφία, δεν εφαρμόζονται πολλές μέθοδοι μελέτης της ανθρώπινης κινησιολογίας, με ταυτόχρονη συσχέτιση με παθήσεις του μυοσκελετικού. Μάλιστα, γίνεται για πρώτη φορά προσπάθεια συσχέτισης της εμβιομηχανικής και της ανάλυσης βάδισης με αντικειμενικά κριτήρια, στους αθλητές ποδοσφαίρου, ώστε να εξαχθούν έγκυρα και εφαρμόσιμα στοιχεία για το μυοσκελετικό του σύστημα. Επίσης για πρώτη φορά γίνεται προσπάθεια να αξιολογηθεί η συγκεκριμένη μέθοδος, ως προς την δυνατότητα διάγνωσης που έχει απέναντι στην τραυματική ρήξη του ΠΧΣ, που αποτελεί την συχνότερη

χειρουργική κάκωση των αθλητών ποδοσφαίρου, αλλά και ως προς την δυνατότητα μετεγχειρητικής παρακολούθησης των ασθενών αυτών.

10.1. Υγιείς Αθλητές Ποδοσφαίρου

10.1.1. Ανάπτυξη πρωτοκόλλου μέτρησης

Η ανάπτυξη του πρωτοκόλλου μέτρησης, συνέβαλλε στον καθορισμό των παραμέτρων, οι οποίες πρέπει να πληρούνται για την ορθή χρήση της μεθόδου σε συνθήκες που πλησιάζουν την καθημερινή δραστηριότητα.

Κατά την εφαρμογή της προτεινόμενης μεθόδου, είναι απαραίτητη η τήρηση των παραμέτρων που προβλέπονται από το πρωτόκολλο μέτρησης. Η τήρηση των παραμέτρων αυτών, εξασφαλίζει την επαναληψιμότητα της μεθόδου, διατηρώντας σταθερές τις συνθήκες μέτρησης και αποκλείοντας την επίδραση παραγόντων, που μπορεί να εισάγουν σφάλματα στη μέτρηση.

10.1.2. Εντροπία βάδισης Υγιών Αθλητών Ποδοσφαίρου και Συσχέτισή της με τα Σωματομετρικά Χαρακτηριστικά αυτών

Μεταξύ των τριών μετρήσεων για κάθε άτομο, δεν υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών της εντροπίας. Από αυτές τις μετρήσεις υπολογίστηκε ο μέσος όρος για κάθε άξονα. Η επιτάχυνση στον άξονα των x (προσθιοπίσθια διεύθυνση) συμπεριλήφθηκε στις μετρήσεις, παρόλο που κάθε άτομο βάδιζε με ελεύθερη ταχύτητα βάδισης.

Λόγω του ότι τα άτομα προέρχονταν από ομοιογενή πληθυσμό (υγιείς άρρενες αθλητές, χωρίς μεγάλες αποκλίσεις στην σωματική τους διάπλαση, με παραπλήσια προπονητική πρακτική), τα περισσότερα σωματομετρικά χαρακτηριστικά, δεν φάνηκαν να συσχετίζονται με τις τιμές της εντροπίας στους τρεις άξονες του χώρου. Οι απαιτήσεις της επαρκούς απόδοσης στην αγωνιστική προσπάθεια, καθιστούν τους συστηματικά προπονούμενους αθλητές ποδοσφαίρου, να έχουν παραπλήσια σωματικά χαρακτηριστικά και πολλές φορές τα όρια στους δείκτες τους, να μην έχουν αποκλίσεις εμφανείς. Οι νέοι αθλητές είναι περισσότερο διαθέσιμοι για ενασχόληση με το ποδόσφαιρο σε συστηματική βάση, καθώς η φυσική τους κατάσταση διατηρείται πιο εύκολα,

είναι λιγότερο πιθανό να έχουν αθροίσει τραυματισμούς και λειτουργικά ενοχλήματα, ενώ δεν έχουν τις κοινωνικές και εργασιακές απαιτήσεις των πιο ηλικιωμένων.

Τα αποτελέσματα δείχνουν, ότι οι υγιείς άρρενες αθλητές ποδοσφαίρου, επιδεικνύουν τιμές εντροπίας που δεν εξαρτώνται από το ύψος, το βάρος, τον ΔΜΣ, την ανισοσκελία, την ραιβότητα/βλαισιότητα του γόνατος, την πλατυποδία, τον βλαισό μέγα δάκτυλο.

Από την άλλη μεριά, υπάρχει μια μικρή συσχέτιση μεταξύ του ύψους και των τιμών της εντροπίας του προσθιοπίσθιου άξονα των x ($r=-0.197$ και $p=0.023$), στατιστικά σημαντική όμως, καθώς ο αριθμός του δείγματος ήταν μεγάλος ($N=133$). Φαίνεται, πως άτομα με υψηλό ανάστημα επιδεικνύουν στον άξονα των x μικρότερη μεταβλητότητα στην περιοδικότητα, δηλαδή το βήμα τους είναι περισσότερο αρμονικό. Στην δεύτερη περίπτωση, παρατηρήθηκε μια μέτρια συσχέτιση ($r=0.206$), στατιστικά σημαντική ($p=0.034$) μεταξύ των ωρών προπόνησης και των τιμών φασματικής εντροπίας στον κατακόρυφο άξονα των z . Αυτό σημαίνει ότι όσο περισσότερο προπονούνται τα άτομα ανά εβδομάδα, τείνουν να έχουν μεγαλύτερη μεταβλητότητα στην βάδισή τους και επομένως να αποκλίνει η βάδισή τους από την ιδεατή μορφή. Αυτό μπορεί να εξηγηθεί από το γεγονός, πως η προπόνηση με διάρκεια πάνω από ένα όριο που θεωρείται κρίσιμο για τον οργανισμό, οδηγεί σε μυοσκελετική αναδιαμόρφωση, η οποία δεν προλαβαίνει να γίνει γνωστή στο νευρωνικό δίκτυο και επομένως να καταλήγει σε λιγότερο ελεγχόμενη βάδιση και κατά συνέπεια σε λιγότερο αρμονική βάδιση.

Ένα άλλο σωματικό χαρακτηριστικό με σημασία όπως φαίνεται, στην περιοδικότητα της βάδισης, είναι η διαφορά στην περιφέρεια των μηρών, η οποία έχει ισχυρή θετική συσχέτιση, με την επιτάχυνση στον πλαγιοπλάγιο άξονα των y , με αξιοσημείωτη στατιστική σημαντικότητα ($r=0.434$, $p=0.000$). Είναι επίσης άξιο αναφοράς, ότι τόσο η περίμετρος της (ΑΡ) [$r=-0.225$, $p=0.062$] όσο και της (ΔΕ) [$r=-0.242$, $p=0.037$] γαστροκνημίας, έχουν μέτρια αρνητική συσχέτιση, στατιστικά σημαντική (οριακά στην πρώτη περίπτωση) με την εντροπία στον άξονα των x (προσθιοπίσθιος άξονας). Φαίνεται από όλα αυτά τα δεδομένα συνολικά, πως οι μηριαίοι μύες (πρόσθιοι μηριαίοι, προσαγωγοί και οπίσθιοι μηριαίοι, βασικοί σταθεροποιητές της άρθρωσης του

γόνατος και της βάδισης κατ' επέκταση) είναι σημαντικοί καθοριστές της περιοδικότητας της βάδισης του εξεταζόμενου. Η περίμετρος του μηρού είναι ανάλογη της μυϊκής μάζας, ειδικά σε άτομα όπως είναι οι αθλητές ποδοσφαίρου που λόγω της συχνής προπόνησης και της επιμελούς διατροφής, έχουν χαμηλό ποσοστό λίπους στον οργανισμό τους. Όσο περισσότερο αυξάνεται η διαφορά στην περίμετρο των μηρών, τόσο το άτομο έχει μεγαλύτερη εντροπία στον πλαγιοπλάγιο άξονα, δηλαδή η αρμονία της κίνησης σε αυτό τον άξονα αποκλίνει από την ιδανική μορφή της. Επομένως, η ισορροπία στην σκελετική διάπλαση, όπως αυτή προκύπτει μέσα από την προπονητική πρακτική, φαίνεται ότι διαδραματίζει βασικό ρόλο στην πλαγιοπλάγια σταθερότητα του μετρούμενου, προδιαθέτοντας αναλόγως για πτώσεις ή τραυματισμούς. Αντιθέτως κάτι τέτοιο δεν προκύπτει σε περιπτώσεις διαφορών στην περίμετρο των γαστροκνημιών.

Η περίμετρος όμως, της αριστερής και δεξιάς γαστροκνημίας, φάνηκε να συσχετίζεται με την εντροπία στον προσθιοπίσθιο άξονα των x , όπως συνέβη και στον συνολικό πληθυσμό των εξεταζομένων. Φαίνεται επομένως πως κάθε μυϊκή ομάδα στο κάτω μέλος παίζει τον ρόλο της σε κάθε άξονα για να παράγεται αρμονική κίνηση.

Ένα άλλο συμπέρασμα που προκύπτει από τα δεδομένα των υγιών αθλητών, είναι ότι σε άτομα με πλατυποδία, η παρέκκλιση από το φυσιολογικό του άξονα της άρθρωσης του γόνατος (ραιβό γόνυ), συσχετίζεται μετρίως και με οριακή στατιστική σημασία με την εντροπία στον κατακόρυφο άξονα των z . Κατά συνέπεια, όταν υπάρχουν οι δύο αυτές καταστάσεις, περιορίζεται η αρμονία της κίνησης στον συγκεκριμένο άξονα.

Αυτή η μέθοδος μπορεί να προσφέρει μια αντικειμενική εκτίμηση της κατάστασης του μυοσκελετικού συστήματος ενός αθλητή. Η ακριβής εκτίμηση της βάδισης, και κατά συνέπεια και του αθλητή γενικά, απαιτεί εκτός από την δοκιμασία που περιγράφεται και επιμελής κλινικός έλεγχος.

10.2. Εντροπία βάδισης σε ασθενείς με μεμονωμένη ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου

10.2.1. Ανάπτυξη πρωτοκόλλου μέτρησης

Όπως και στην περίπτωση των υγιών αθλητών το πρωτόκολλο και εδώ θα πρέπει να τηρείται επακριβώς. Σημαντική παράμετρος είναι η ικανότητα του ατόμου να διενεργεί κατ' ελάχιστο 14 κύκλους βάδισης, χωρίς να είναι δυσχερής η δοκιμασία. Η συμπλήρωση των υποκειμενικών κατά τα άλλα ερωτηματολογίων, συνεπικουρεί την συνολική αξιολόγηση.

10.2.2. Αξιολόγηση της ικανότητας της μεθόδου για τον διαχωρισμό υγιών από τραυματίες με ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου

Από την στατιστική ανάλυση, προκύπτουν ενδείξεις ότι η προτεινόμενη μέθοδος μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως δείκτης διαχωρισμού, σε περίπτωση τραυματιών με οξεία ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου. Αποδείχθηκε, ότι οι τιμές της εντροπίας του δείγματος των ασθενών, είναι υψηλότερες απ' τις αντίστοιχες του δείγματος ελέγχου. Η μέθοδος κρίνεται ικανή να διαχωρίσει και να ποσοτικοποιήσει τις διαφορές μεταξύ υγιών εξεταζομένων και ασθενών. Αποδείχτηκε ότι στο δείγμα του πληθυσμού που εξετάστηκε, η μεταβλητότητα βάδισης των υγιών εξεταζομένων, διέφερε στατιστικά σημαντικά από την μεταβλητότητα βάδισης των τραυματιών με οξεία ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου. Διευκρινίζεται ότι όλοι οι ασθενείς μετρήθηκαν σε χρονικό διάστημα μικρότερο των δύο βδομάδων από την στιγμή του τραυματισμού τους.

Η αξιολόγηση της ικανότητας διαχωρισμού ασθενών – υγιών πραγματοποιήθηκε με ROC-ανάλυση και ως βέλτιστα σημεία διαχωρισμού επιλέχθηκαν οι τιμές 1.069 nats και 0.582 nats, για τον πλάγιο και προσθοπίσθιο άξονα, αντίστοιχα. Για τα συγκεκριμένα σημεία διαχωρισμού, η ευαισθησία είναι 90.0% και 55.0% αντίστοιχα, ενώ η ειδικότητα είναι 85.0% και 90.0% αντίστοιχα. Η πιθανότητα σωστού διαχωρισμού ασθενών από υγιείς

είναι 95.6% και 71.2%, αντιστοίχως για τον κάθε άξονα. Οι υψηλές τιμές του θετικού λόγου πιθανοφάνειας ($PLR_x=6.0$, $PLR_y=5.5$) και οι χαμηλές τιμές του αρνητικού λόγου πιθανοφάνειας ($NLR_x=0.17$, $NLR_y=0.18$), ενισχύουν την ικανότητα της μεθόδου να διαχωρίσει ασθενείς από υγιείς.

Ο έντονος πόνος προκαλεί αυξημένη μεταβλητότητα της βάρδισης και το συμπέρασμα αυτό είναι σύμφωνο με αντίστοιχες μελέτες.

Στην οξεία ρήξη του πρόσθιου χιαστού, η εμβιομηχανική αστάθεια της κατά γόνυ άρθρωσης και ο πόνος που προκαλεί, υποχρεώνουν τον ασθενή να προσαρμόσει τη βάρδιση του. Αποτέλεσμα αυτής της προσαρμογής, είναι η αύξηση της μεταβλητότητας της βάρδισης.

Παλαιότερες μελέτες έδειξαν ότι οι ασθενείς με ρήξη του πρόσθιου χιαστού, μεταβάλλουν τον τρόπο βάρδισής τους. Σε υγιείς εξεταζόμενους, παρατηρείται εξωτερική κάμψη του γόνατος κατά την μέση φάση της βάρδισης, ενώ σε ασθενείς με ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου παρατηρείται μείωση της εξωτερικής κάμψης του γόνατος στην ίδια φάση της βάρδισης. Σε κάποιους ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ, δεν παρατηρείται οποιαδήποτε κάμψη του γόνατος και χαρακτηρίζονται από κινητική ακύρωση του τετρακεφάλου (“Quadriceps Avoidance”) [187]. Σε ασθενείς με οξεία ρήξη πρόσθιου χιαστού, παρατηρείται έντονο το παραπάνω φαινόμενο ακόμη και έξι μήνες (6) μετεγχειρητικά. Αντιθέτως, δεν παρατηρείται αντίστοιχη συμπεριφορά σε ασθενείς με χρόνια ρήξη πρόσθιου χιαστού.

Έχει διαπιστωθεί, ότι σε περίπτωση έντονου πόνου τραυματιών με οξεία ρήξη πρόσθιου χιαστού (χρονικό διάστημα μικρότερο του ενός μήνα από την στιγμή του τραυματισμού), η βάρδιση διαφέρει σημαντικά απ’ ότι σε ασθενείς με χρόνια ρήξη (χρονικό διάστημα μεγαλύτερο των δύο ετών από την στιγμή του τραυματισμού). Οι Devita κ.α. [66] εξέτασαν τη βάρδιση των ασθενών με ρήξη πρόσθιου χιαστού, δύο (2) βδομάδες μετά τον τραυματισμό και πριν την χειρουργική επέμβαση καθώς και 3 και 5 βδομάδες μετεγχειρητικά. Οι εξεταζόμενοι παρουσίασαν κινητική ακύρωση του τετρακεφάλου κατά τη βάρδιση έως και τρεις βδομάδες μετεγχειρητικά. Απ’ την άλλη έχει διαπιστωθεί ότι η βάρδιση ασθενών με χρόνια ρήξη πρόσθιου χιαστού, δεν έχει σημαντικές διαφορές από τη βάρδιση των υγιών εξεταζομένων.

Στη μελέτη του Γεωργούλη [178], διαπιστώνεται ότι η τιμή της εντροπίας αυξάνεται σημαντικά με την αύξηση της ταχύτητας. Όσο ο ασθενής με ρήξη πρόσθιου χιαστού αυξάνει την ταχύτητά του εκτός της περιοχής που νιώθει άνετα, χάνει την ικανότητά του να προσαρμόζει την βάδισή του προκειμένου να προστατεύει τα τραυματισμένα μέλη. Η αύξηση του πόνου οδηγεί σε ακανόνιστες κινήσεις, αυξάνοντας την μεταβλητότητα της βάδισης με τρόπο αντίστοιχο με αυτόν που η στένωση της οσφυϊκής μοίρας επηρεάζει τους ασθενείς. Στην ίδια μελέτη, περιορισμό αποτελεί η χρήση επιδαπέδιου κυλιόμενου τάπητα. Υπάρχουν ενδείξεις ότι ο ταινιόδρομος είναι δυνατόν να επηρεάσει τη βάδιση και κατά συνέπεια να περιορίσει την αξιοπιστία των αποτελεσμάτων. Γι' αυτό είναι προτιμότερη η βάδιση με την επιθυμητή, για κάθε εξεταζόμενο ελεύθερη ταχύτητα.

Προκύπτει λοιπόν, ότι η χρόνια ρήξη του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, συνοδεύεται από μικρότερη μεταβλητότητα στη βάδιση, απ' ότι στην περίπτωση οξείας ρήξης ΠΧΣ, εξαιτίας της ανάπτυξης των προσαρμοστικών μηχανισμών. Έτσι εξηγούνται και τα διαφορετικά αποτελέσματα μεταξύ της παρούσας εργασίας και αντίστοιχων ερευνών με χρόνια ρήξη πρόσθιου χιαστού.

10.2.3. Αξιολόγηση της ικανότητας της μεθόδου για την μετεγχειρητική εκτίμηση ασθενών με ρήξη του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου

Σκοπός του τρίτου μέρους της παρούσας μελέτης, ήταν η αξιολόγηση της προτεινόμενης μεθόδου ως αντικειμενικό εργαλείο μετεγχειρητικής εκτίμησης της βάδισης ασθενών, που υπεβλήθησαν σε συνδεσμοπλαστική του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου. Κατά την αρχική υπόθεση, θεωρήθηκε ότι η μεταβλητότητα της βάδισης είναι μεγαλύτερη προεγχειρητικά και αναμένεται να μειωθεί μετεγχειρητικά.

Οι ασθενείς που συμμετείχαν στην μελέτη, μετρήθηκαν προεγχειρητικά και μετεγχειρητικά έξι (6) μήνες από την χειρουργική επέμβαση. Ακολουθήθηκε το ίδιο πρωτόκολλο μέτρησης για κάθε ασθενή. Η επιταχυνσιομετρία και ο

συγκεκριμένος αλγόριθμος της εντροπίας, χρησιμοποιήθηκαν για πρώτη φορά στην ορθοπαιδική για την εκτίμηση ασθενών με ρήξη του ΠΧΣ.

Η ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (ANOVA), έδειξε στατιστικά σημαντική μείωση της μεταβλητότητας της βάδισης μετεγχειρητικά. Η ανάλυση post-hoc Bonferroni, επιβεβαίωσε την ελάττωση της μεταβλητότητας της βάδισης 6 (έξι) μήνες μετά από την επέμβαση, επιβεβαιώνοντας ότι η μέθοδος είναι ικανή να καταγράψει στατιστικά σημαντικές διαφορές, μετεγχειρητικά. Κάτι τέτοιο είναι σύμφωνο με αντίστοιχες βιβλιογραφικές αναφορές. Η μείωση της μεταβλητότητας της βάδισης, μπορεί να αποδοθεί στην μετεγχειρητική βελτίωση της λειτουργικής ικανότητας των εξεταζόμενων και την διόρθωση της εμβιομηχανικής αστάθειας που προκαλεί η ρήξη του ΠΧΣ. Διαπιστώνεται με αυτό τον τρόπο, ότι η εντροπία μπορεί να χρησιμοποιηθεί στην ορθοπαιδική για την μετεγχειρητική εκτίμηση ασθενών με ρήξη του ΠΧΣ, συμβάλλοντας ουσιαστικά στην αξιολόγηση της αποκατάστασής τους.

Τα πρότυπα βάδισης των ανθρώπων είναι διαφορετικά. Κάθε άτομο η κινηματική βάδισης και οι κινηματικές ποσότητες έχουν υποθεθεί ότι είναι περιοδικές [179,180] ή ψευδο-περιοδικές [181] και καθορίζονται από τα χαρακτηριστικά του σώματος και την προσωπική ικανότητα να ελέγχεται η βάδιση. Στην περίπτωση των νευρολογικών και μυοσκελετικών παθήσεων ή των τραυματισμών, αυτές οι κινήσεις μπορεί να μην είναι περιοδικές και μπορεί να καταλήγουν σε αυξημένη αστάθεια βάδισης. Ειδικότερα για την ρήξη του ΠΧΣ, η επαπειλούμενη υπεξάρθρωση του γόνατος και ο συνακόλουθος πόνος στο γόναυ, επιβάλλουν στο άτομο να αντισταθμίσει, προσαρμόζοντας το πρότυπο βάδισης. Αυτό οδηγεί σε αυξημένη ποικιλομορφία κατά την βάδιση. Στην διεθνή βιβλιογραφία υπάρχουν αντικρουόμενες αναφορές ως προς την συνεισφορά της μεταβλητότητας της βάδισης στις παθολογικές καταστάσεις. Η αυξημένη μεταβλητότητα βάδισης που παρατηρείται στην παρούσα μελέτη είναι συνεπής με τα ευρήματα του Arif και συνεργατών και άλλων ερευνητών [33,35,117,144,145,146]. Έχει αναφερθεί, ότι με την αύξηση της ηλικίας (και επομένως απώλεια του νευρομυϊκού ελέγχου), η ποικιλομορφία της βάδισης αυξάνεται.

Οι Γεωργούλης και συνεργάτες [147], παρατήρησαν ότι ένα γόνατο με ρήξη του ΠΧΣ, επιδεικνύει περισσότερο κανονικά πρότυπα και λιγότερο μεταβαλλόμενα, από ότι ένα ακέραιο γόνατο. Παρόλα αυτά, η ρήξη του ΠΧΣ, είναι μια κατάσταση στην οποία το άτομο είναι ικανό να ρυθμίζει την στρατηγική βάρδισής του, με σκοπό να αντισταθμίσει την υπάρχουσα αστάθεια. Ως αποτέλεσμα αυτού, το άτομο βαδίζει με τέτοιο διασκελισμό και με τέτοιο τρόπο, που προστατεύει το τραυματισμένο γόνατο από την επικείμενη υπεξάρθρωση. Από την άλλη μεριά, άτομα με Σπονδυλική Στένωση της Οσφυϊκής Μοίρας της Σπονδυλικής Στήλης (ΣΣΟΜΣΣ) είναι ικανά να αντιδρούν μόνο στον ριζιτικό πόνο, ο οποίος εκδηλώνεται ως φτωχά εντοπιζόμενος πόνος [182]. Η αντίδραση στον πόνο που οφείλεται σε ΣΣΟΜΣΣ, οδηγεί σε μη φυσιολογικές και απρόβλεπτες κινήσεις, αυξάνοντας έτσι την μεταβλητότητα. Κατά αυτόν τον τρόπο οι ασθενείς με ΣΣΟΜΣΣ συγκρινόμενα με τους ασθενείς με οξεία ρήξη του ΠΧΣ επιδεικνύουν ριζιτικά διαφορετική μεταβλητότητα της βάρδισης συγκριτικά με υγιή άτομα λόγω στρατηγικών βάρδισης που μπορεί να εφαρμόσει ένας ασθενής με ρήξη ΠΧΣ.

Παρόμοια αποτελέσματα ανέδειξε και η σύγχρονη σχεδόν με την παρούσα εργασία, μελέτη του Τζαγκαράκη και συνεργατών για την σπονδυλική στένωση, η οποία χρησιμοποιεί τον ίδιο αλγόριθμο με ανάλογη μεθοδολογία και πρωτόκολλο μετρήσεων, όπου και φαίνεται ότι η μεταβλητότητα της βάρδισης είναι μεγαλύτερη σε άτομα με ΣΣΟΜΣΣ, αλλά και ότι υπάρχει σαφής βελτίωσή της μετεγχειρητικά [183,184].

Ένα πρόσθετο εύρημα του Γεωργούλη και συνεργατών ήταν ότι οι τιμές ArEn για τα τραυματισμένα άτομα αυξανόταν σημαντικά με την αύξηση της ταχύτητας. Καθώς ο ασθενής με ρήξη του ΠΧΣ ωθείται στο να αυξήσει την ταχύτητα του πάνω από μια ζώνη άνεσης, χάνει την ικανότητα να εφαρμόσει την ήδη ανεπτυγμένη στρατηγική προσαρμογής της βάρδισής του, προκειμένου να προστατέψει το τραυματισμένο μέλος. Ως αποτέλεσμα αυτού, ο αυξημένος πόνος οδηγεί σε μη φυσιολογικές κινήσεις και αυξημένη μεταβλητότητα βάρδισης, καταλήγοντας σε ένα παρόμοιο πρότυπο με αυτό των ασθενών με ΣΣΟΜΣΣ.

Αλλαγές στην μεταβλητότητα της βάρδισης, είναι επίσης συνεπείς με αναφορές του Costa [185], ο οποίος ανέδειξε ότι η ελεύθερη βάρδιση έχει

περισσότερο πολύπλοκη δυναμική, ακολουθούμενη από γρήγορο βάδισμα και τελικά αργό βάδισμα. Επομένως, γενικά η μεταβλητότητα στην βάδιση είναι αναμενόμενο να αυξάνει, όσο το άτομο μετακινείται μακριά από μια ζώνη άνεσης και είναι αναμενόμενο να μικραίνει, εάν το άτομο είναι ικανό να επινοεί και να εφαρμόζει επιτυχείς στρατηγικές ελέγχου, εμποδίζοντας τον πόνο και πιθανώς νέο τραυματισμό ή πτώση. Βαθμιαία πρόοδος ή χρόνιες συνθήκες επιτρέπουν σε ένα άτομο να προσαρμόζει τα πρότυπα βάδισης. Ο Dingwell [186] ανέφερε μικρή, αλλά στατιστικά σημαντική αύξηση στην μεταβλητότητα των προτύπων κίνησης, σε ασθενείς με περιφερική νευροπάθεια, συγκριτικά με υγιή άτομα.

Στην παρούσα μελέτη, η ROC ανάλυση έγινε για κάθε έναν από τους δυο άξονες. Για τον πλαγιοπλάγιο άξονα, καθορίστηκε μια τιμή διαχωρισμού ίση με 1.069 nats, με 90% πιθανότητα για σωστή ταυτοποίηση των ασθενών και με μια 85% πιθανότητα, για σωστή ταυτοποίηση των υγιών ατόμων. Εκτιμήθηκε, ότι η μέθοδος έχει πιθανότητα 95.6% για να διακρίνει σωστά μεταξύ ασθενών που υποφέρουν από μεμονωμένη ρήξη του ΠΧΣ και υγιών ως προς τον πλαγιοπλάγιο άξονα. Για τον προσθιοπίσθιο άξονα, μια τιμή διαχωρισμού ίση με 0.582 nats καθορίστηκε, με 55% πιθανότητα για σωστή ταυτοποίηση των ασθενών και με μια 90% πιθανότητα για σωστή ταυτοποίηση των υγιών. Εκτιμήθηκε ότι η μέθοδος έχει μια πιθανότητα 71.2% για να διακρίνει σωστά μεταξύ ασθενών που υποφέρουν από μεμονωμένη ρήξη του ΠΧΣ και υγιών ατόμων στην περίπτωση του προσθιοπίσθιο άξονα.

Για την παρακολούθηση της αποκατάστασης της συνδεσμοπλατικής του ΠΧΣ έχουν χρησιμοποιηθεί διάφορες δοκιμασίες και τεχνικά μέσα, με πιο ευρέως χρησιμοποιούμενα την δοκιμασία Lachman-Νούλη και του Pivot-Shift και το αρθρόμετρο KT-1000. Παρόλη την αξιοπιστία των κλινικών δοκιμασιών, υπεισέρχεται ο παράγοντας «*υποκειμενικότητα του εξεταστή*» και επομένως δεν μπορεί να κριθεί απόλυτα αντικειμενική [188,189,190]. Από την άλλη μεριά παρά την ευρεία εφαρμογή του αρθρομέτρου KT-1000 [191,192], αντιμετωπίζεται με επιφυλακτικότητα λόγω των αμφιλεγόμενων αποτελεσμάτων του κατά πολλούς.

Στην παρούσα μελέτη το κατά ζεύγη t-test, έδειξε ότι οι μέσες τιμές της προεγχειρητικής εντροπίας για τον προσθιοπίσθιο και τον πλαγιοπλάγιο άξονα,

ήταν σημαντικά μεγαλύτερες από τις αντίστοιχες μετεγχειρητικές τιμές. Η ελάττωσή αυτή μπορεί να αποδοθεί στην μετεγχειρητική βελτίωση της εμβιομηχανικής του γόνατος, καταλήγοντας στην λειτουργική αποκατάσταση του ατόμου. Σε έξι μήνες μετά από την συνδεσμοπλαστική, δεν παρατηρήθηκε καμία στατιστικά σημαντική διαφορά, μεταξύ των μέσων τιμών των χειρουργηθέντων και των υγιών ατόμων ελέγχου. Αυτά τα ευρήματα συμφωνούν με τα αντίστοιχα των μελετών του Knoll και του Devita. Η σύγχρονη πρακτική αποκατάστασης του ΠΧΣ είναι η ελάττωση κατά κύριο λόγο της παθολογικής πρόσθιας μετάθεσης της κνήμης. Πάντως στην διεθνή βιβλιογραφία οι περισσότεροι συγγραφείς συμφωνούν ότι η συνδεσμοπλαστική δεν αποκαθιστά πλήρως την εμβιομηχανική της κατά γόνυ άρθρωσης [193,194].

Στην παρούσα μελέτη δεν αναλύθηκε το σήμα από τον κατακόρυφο άξονα λόγω του ότι είναι γνωστό ότι η απώλεια του ΠΧΣ σχετίζεται με υπέρμετρη πρόσθια μετατόπιση της κνήμης [62,63] έχοντας κύρια επίδραση στην σταθερότητα στον προσθιοπίσθιο και τον πλαγιοπλάγιο άξονα κατά την βάδιση.

11.Επίλογος - Πρωτοτυπία

Με την παρούσα διατριβή:

Αναπτύχθηκε το πρωτόκολλο μέτρησης που συνοδεύει την προτεινόμενη μέθοδο κινησιομετρίας. Το συγκεκριμένο πρωτόκολλο μέτρησης, καθορίζει τις παραμέτρους που πρέπει να πληρούνται, για την ορθή χρήση της μεθόδου με ελεύθερη ταχύτητα βάδισης.

Εφαρμόστηκε η μέθοδος για την διερεύνηση της συσχέτισης των βασικών σωματομετρικών χαρακτηριστικών των αθλητών, όπως και του επιπέδου προπόνησής τους, με τις τιμές εντροπίας στους τρεις άξονες του χώρου.

Αξιολογήθηκε η ικανότητα της προτεινόμενης μεθόδου να διαχωρίζει ασθενείς με μεμονωμένη οξεία ρήξη του ΠΧΣ από υγιείς. Μέσω της ποσοτικοποίησης της βάδισης, διαπιστώθηκε ότι η μεταβλητότητα της βάδισης ασθενών με ρήξη του ΠΧΣ, είναι μεγαλύτερη από τη μεταβλητότητα της βάδισης υγιών.

Αξιολογήθηκε η προτεινόμενη μέθοδος ως εργαλείο για την μετεγχειρητική εκτίμηση ασθενών με ρήξη του ΠΧΣ. Μέσω της ποσοτικοποίησης της βάδισης, διαπιστώθηκε ότι η μεταβλητότητα της βάδισης ασθενών με ρήξη του ΠΧΣ, μειώνεται μετεγχειρητικά, κάτι που συμφωνεί εξάλλου με την βελτίωση της υποκειμενικής βαθμολόγησης του πόνου και του επιπέδου δυσλειτουργίας, όπως αντικατοπτρίζεται αυτό από τα ερωτηματολόγια VAS, Oswestry και IKDC.

Περιορισμός της ομάδας των υγιών ατόμων παρόλο που το δείγμα ήταν χαρακτηριστικά μεγάλο, υπήρξε η ομοιογένεια του. Σε ένα ομοιογενές δείγμα υγιών ιδίως ατόμων είναι δύσκολο να αναδειχθούν σαφή συμπεράσματα κινησιολογίας, εκτός εάν είναι απολύτως συγκεκριμενοποιημένη η μελέτη και η διάταξη που εφαρμόζεται είναι επαρκής.

Περιορισμό της παρούσας μελέτης, όσον αφορά την ομάδα ρήξης του ΠΧΣ, αποτελεί ο μικρός αριθμός των συμμετεχόντων. Ήταν δύσκολη η επιλογή ασθενών, εξεταζομένων με μεμονωμένη οξεία ρήξη του ΠΧΣ, που να έχουν παράλληλα την δυνατότητα να βαδίσουν, χωρίς να προκαλείται δυσχέρεια από το παραγόμενο άλγος.

Η εντροπία, δεν έχει χρησιμοποιηθεί μέχρι σήμερα στην μελέτη των αθλητών εν γένει, πόσο δε μάλλον στην παρακολούθηση ατόμων με ρήξη του ΠΧΣ. Τα αποτελέσματα ωστόσο, είναι ιδιαίτερος ενθαρρυντικά ώστε να επεκταθούν οι μελέτες και σε άλλα ιατρικά πεδία.

Η επιταχυσιομετρία τριών διαστάσεων, με την εφαρμοσθείσα μέθοδο που περιγράφεται, μπορεί και αξιολογεί την κατάσταση των αθλητών, με την καταγραφή των αλλαγών της μεταβλητότητας της βάδισης, μέσω της ποσοτικοποίησης της βάδισης. Οι συνθήκες την στιγμή της μέτρησης ήταν οι ίδιες, τόσο για τους υγιείς αθλητές, όσο και για τους τραυματίες με ρήξη του ΠΧΣ, με διασφάλιση μιας στεγνής, επίπεδης και καλώς ανεκτής επιφανείας, με τους ασθενείς να φορούν κάλτσες μόνο στα πόδια και άνετα ρούχα. Επιλέχθηκε η ελεύθερη ταχύτητα βάδισης, καθώς έχει βρεθεί ότι οι ασθενείς με παθήσεις βαδίζουν σε ταχύτητες αρκετά χαμηλότερες απ' αυτές που μπορούν να θεωρηθούν φυσιολογικές.

Ο χρήστης της μεθόδου (γιατρός - φυσικοθεραπευτής) μπορεί να καταγράψει και να συγκρίνει τη βάδιση των εξεταζομένων σε διάφορα χρονικά διαστήματα, με τρόπο αντικειμενικό. Εκτός της ανάλυσης βάδισης, απαιτείται και ορθή κλινική εκτίμηση του εξεταζόμενου με ιατρικό ιστορικό και φυσική εξέταση. Η προτεινόμενη μέθοδος απαιτεί ελάχιστο χρόνο μέτρησης και επεξεργασίας, δεν προκαλεί πόνο, είναι χαμηλού κόστους, είναι ανεκτή από τα άτομα, ανώδυνη, μη επεμβατική, χωρίς επιβάρυνση του ασθενή με ακτινοβολία ή χημικά. Είναι αναγκαία η διεξαγωγή επιπλέον μελετών με περισσότερους εξεταζόμενους, για την βελτίωση της απόδοσης της μεθόδου καθώς και για την επέκταση της χρήσης της.

Οι προσδοκίες που δημιουργούνται από ένα τέτοιο όργανο είναι πολυάριθμες.

1) Είναι πιθανό, η μέθοδος να μπορεί να προβλέπει εάν η χειρουργική θεραπεία ενός αθλητή, είναι ικανοποιητική ή όχι.

2) Επιπλέον, ίσως στο μέλλον να μπορέσει να απαντήσει με σαφήνεια, στο εάν ένας αθλητής με μεμονωμένη ρήξη του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, χρήζει χειρουργικής θεραπείας ή όχι, βοηθώντας τον ορθοπαιδικό στην λήψη μιας ολοκληρωμένης και αντικειμενικής απόφασης, για την αποκατάστασή του.

3) Σε επέκταση των ευρημάτων, θα φανεί εάν μπορεί να βοηθήσει στην πρόληψη των τραυματισμών των αθλητών, εφαρμόζοντας σε αυτούς περιοδικές

μετρήσεις, καθ' όλη την διάρκεια της αγωνιστικής περιόδου και ανάλογα με την προπονητική φάση που βρίσκονται.

4) Ο αθλητίατρος, ο φυσίατρος, ο προπονητής ή ο φυσιοθεραπευτής, μέλη συνήθως ενός ιατρικού επιτελείου μιας ομάδας, χρειάζονται μια αντικειμενική μέθοδο προσδιορισμού της γενικής κατάστασης του μυοσκελετικού συστήματος του αθλούμενου, αλλά και πρόγνωσης της πορείας του σε κάθε άθλημα. Η προπονητική ή η φυσιοθεραπευτική αγωγή, αποκτούν με τη νέα προτεινόμενη μέθοδο ένα αντικειμενικό εργαλείο εκτίμησης, που βασίζεται αποκλειστικά και μόνο, σε εύκολα για μέτρηση ανθρωπομετρικά και κινησιολογικά χαρακτηριστικά.

5) Διάγνωση διαταραχών του μυοσκελετικού συστήματος.

6) Έρευνα σχετική με βελτιωτικά προϊόντα για παθήσεις του μυοσκελετικού (οστεοπόρωση, οστεοαρθροπάθεια, παραπληγία, σκολίωση, ακρωτηριασμοί, κατάγματα κ.α.)

7) Αξιολόγηση θεραπευτικής αγωγής αποκατάστασης (με χρήση προθέσεων, κηδεμόνων κ.α.).

8) Επίσης, η αθλητιατρική θα μπορέσει ενδεχομένως να σχεδιάζει έναν σωστότερο προγραμματισμό άσκησης, να διενεργεί αξιολόγηση της επιτελούμενης άσκησης, αλλά και να διερευνά εξειδικευμένες δυνατότητες (με στόχο την αξιοποίηση τους) σε ενδιαφερόμενα άτομα γενικά. Ιδιαίτερη βαρύτητα, αποκτά η εφαρμογή σε νέους σχολικής ηλικίας που έρχονται για πρώτη φορά σε επαφή με τον αθλητισμό ή επαγγελματίες αθλητές, οι ανάγκες των οποίων για εμπειριστατωμένη επιστημονικά ιατρική καθοδήγηση, την επιβάλλουν.

9) Δυνατότητα εκτίμησης της φυσιολογικής ανάπτυξης του μυοσκελετικού συστήματος, αλλά και των επί μέρους αρθρώσεων.

10) Διαμόρφωση του βέλτιστου προγράμματος αποκατάστασης.

11) Ανώδυνη διάγνωση των ορθοπαιδικών παθήσεων και σε συνδυασμό με τις παραδοσιακές μεθόδους, προσφέρει μια ολοκληρωμένη προσέγγιση στην διάγνωσή τους.

Χαρακτηριστικό της νέας αυτής μεθόδου είναι το χαμηλό κόστος, η αντικειμενικότητα διάγνωσης και το ότι είναι καλά ανεκτή από τα υπό εξέταση άτομα. Είναι εντελώς ανώδυνη και δεν επιβαρύνει με ακτινοβολίες ή

φαρμακευτικές-τοξικές ή άλλες ουσίες τον οργανισμό. Επίσης είναι γρήγορη, δεδομένου ότι μέσα σε μερικά λεπτά, μπορεί να δίδει όλα τα στοιχεία που χρειάζονται για μια επαναλήψιμη διάγνωση. Η αλματώδης αύξηση του αθλητισμού καλεί τους επιστήμονες να ακολουθήσουν και αυτοί στο δικό τους πεδίο με μια ανάλογη ανάπτυξη και να μελετήσουν – παρακολουθήσουν τους αθλητές, όχι μόνο με τις ήδη διαθέσιμες τεχνικές παραμέτρους, αλλά και με όσα νέα μέσα είναι αξιόπιστα και με πολλαπλές δυνατότητες.

Βιβλιογραφία

1. Johnson DL, Johnson RJ: *The anterior cruciate: A dilemma in Sports Medicine*. Int J Sports Med 1982;3:71-79.
2. Miyasaka KC, Daniel DM, Stone ML et al: *The incidence of knee ligament injuries in general population*. Am J Knee Surg 1991;4(1):3.
3. Griffin LY et al: *Noncontact anterior cruciate ligament injuries: Risk factors and preventions strategies*. JAAOS 2000;8(3):141-149.
4. Minck J H, Levy T, Crues JV: *Tears of the anterior cruciate ligament and menisci of the knee, MRI imaging and evaluation*. Radiology 1988;167:769-774.
5. Fischer SP, Fox JM, Del Pizzo W, Friedman MJ, Snyder SJ, Ferkel RD: *Accuracy of diagnosis from MRI imaging of the knee. A multicentre trial of fourteen thousand patients*. JBJS 1991;73A(1):2- 10.
6. Fairbanks JCT, Couper J, Davies JB and O'Brien JR: *The Oswestry low back pain disability questionnaire*. Physiotherapy 1980;66:271-3.
7. Deyo RA et al: *Outcome measures for low back pain research: a proposal for standardized use*. Spine 1998;23(18):2000-13.
8. Doleys DM et al: *Psychological evaluation in spinal cord stimulation therapy*. Pain Rev 1997;4:189-207.
9. Turk DC and Marcus DA: *Assessment of chronic pain patients*. Semin Neurol 1994;14:206-12.
10. Irrgang JJ, Anderson AF, Boland AL, et al: *Development and validation of the International Knee Documentation Committee Subjective Knee Form*. Am J Sports Med 2001;**29**:600-613.
11. Arneja S, Leith J: *Review article: Validity of the KT-1000 knee ligament arthrometer*. J Orthop Surg (Hong Kong) 2009 Apr;17(1):77-9.
12. Pugh L, Mascarenhas R, Arneja S, Chin PY, Leith JM: *Current concepts in instrumented knee-laxity testing*. Am J Sports Med 2009Jan;37(1):199-210.

13. Highgenboten CL, Jackson AW, Jansson KA, Meske NB: *KT-1000 arthrometer: conscious and unconscious test results using 15, 20, and 30 pounds of force*. Am J Sports Med 1992Jul-Aug;20(4):450-4.
14. Hausdorff JM, Peng CK, Ladin Z, Wei JY, Goldberger AL: *Is walking a random walk? Evidence for long-range correlations in the stride interval of human gait*. J Appl Physiol 1995;78:349–358.
15. <http://wordnetweb.princeton.edu/perl/webwn?s=entropy>
16. Φραγκιαδάκης ΙΕ, *Φυσική & Τεχνολογία*, Εκδ. ΖΗΤΑ, Θεσσαλονίκη 2006.
17. <http://el.science.wikia.com/wiki/Εντροπία>.
18. http://www.physics4u.gr/articles/2008/time_arrow.html.
19. Tononi G, Edelman GM, O Sporns: *Complexity and coherency: integrating information in the brain*. Trends Cogn. Sci. 1998;2:474–484.
20. Blin O, Ferrandez AM, Serratrice G: *Quantitative analysis of gait in Parkinson patients: increased variability of stride length*. J Neurol Sci 1990;98:91-97.
21. Hausdorff JM, Nelson ME, Kaliton D, Layne JE, Bernstein MJ, Nuernberger A, Singh MA: *Etiology and modification of gait instability in older adults: a randomized controlled trial of exercise*. J Appl Physiol 2001;90:2117-2129.
22. Schaafsma JD, Giladi N, Balash Y, Bartels AL, Gurevich T, Hausdorff JM: *Gait dynamics in Parkinson's disease: relationship to Parkinsonian features, falls and response to levodopa*. J Neurol Sci 2003;212:47-53.
23. Alton F, Baldey L, Caplan S, Morrissey MC: *A kinematic comparison of overground and treadmill walking*. Clinical Biomechanics 1998;13:434-440.
24. Robbins SE, Gouw GJ, McClaran J: *Shoe sole thickness and hardness influence balance in older men*. J Am Geriatr Soc 1992;40:1089–94.
25. Robbins S, Waked E, Allard P, McClaran J, Krouglicof N: *Foot position awareness in younger and older men: the influence of footwear sole properties*. J Am Geriatr Soc 1997;45(1):61–6.

26. Robbins S, Waked E, Krouglicof N: *Improving balance*. J Am Geriatr Soc 1998;46(11):1363–70.
27. Schwartz R, Heath A and Misiek W: *The influence of the shoe on gait: As Recorded by the Electrobasograph and Slow-Motion Moving Pictures*. J Bone Joint Surg Am 1935;17:406-418.
28. Schwartz R, Trautman O and Heath A: *Gait and muscle function recorded by the electrobasograph*. J Bone Joint Surg Am 1936;18:445-454.
29. Lord SR, Bashford G: *Shoe characteristics and balance in older women*. J Am Geriatr Soc 1996;44:429–33.
30. Hao Z, Zhou J, Jin D, Wang R, Zhou D: *How footwear affects the kinematics and dynamics of three-dimensional human gait*. Journal of Applied Biomechanics 2000;16(3):309-319.
31. Kohle M & Merkl D: *Analysing Human Gait Patterns for Malfunction Detection. Proceedings of the 2000 ACM symposium on Applied computing* Como, Italy, 2005.
32. Auvinet B, Chaleil D, Barrey E: *Accelerometric gait analysis for use in hospital outpatients*. Revue du Rhumatisme 1999;66:389-397.
33. Arif M, Othaki Y, Nagatomi R, Ishihara T and Inooka H: *Estimation of the effect of cadence on gait stability in young and elderly people using approximate entropy technique*. Measurement Science Review 2004;4(2):29-44.
34. Hellebrandt FA, Tepper RH, Braun GL, Elliot MC: *The location of the cardinal anatomical orientation planes passing through the center of weight in young adult women*. American Journal of Physiology 1938;121:465-470
35. Arif M, Othaki Y, Nagatomi R, Ishihara T, & Inooka H: *Walking gait stability in young and elderly people and improvement of walking stability using optimal cadence*. Proceedings of International Symposium on Micromechatronics and Human Science IEEE, 2002.
36. Smidt GL, Arora J & Johnston RC: *Accelerographic analysis of several types of walking*. Am J Phys Med 1971;50(6):285-300.

37. Farris DS: *Prototype development of a system providing for initial assessment of the dynamics/kinematic of bipedal motion*. Proc 10th Ann Conf RESNA, San Jose, California, pp. 726-728, 1987.
38. Chambers HG, Sutherland DH: *A practical guide to gait analysis*. J Am Acad Orthop Surg, 2002;10:222.
39. Andrian MJ and Cooper MJ: *Biomechanics of Human Movement*, 1989, Indianapolis, IN: Benchmark
40. Masdeu JC, Sudarsky L and Wolfson L: *Gait Disorders of Aging*, 1997, PA: Lippincott-Raven.
41. Kiani K, Snijders CJ, Gelsema ES: *Computerized analysis of daily life motor activity for ambulatory monitoring*, Technol. Health Care, 5:307-18, 1997.
42. Skinner HB: *Current Diagnosis and Treatment in Orthopedics*. 3rd edition, 2003, The McGraw-Hill Companies Inc.
43. Fentem PH: *Exercise in prevention of disease*. Br Med Bull Jul;48(3):630-50, 1992.
44. Fentem PH: *Benefits of exercise in health and disease*. BMJ May;307:1291-1295, 1994.
45. Keith L Moore: *Κλινική Ανατομία-Τόμος II*. Ιατρικές Εκδόσεις Πασχαλίδης, Αθήνα 1998.
46. Karandji IA: *Λειτουργική Ανατομική των Αρθρώσεων*. Τόμος 2, Ιατρικές Εκδόσεις Πασχαλίδη, Αθήνα 2000.
47. Bonnel F, Jaeger JH & Mansat C: *Les laxities chroniques du genou-Vol1*. Masson Ed, 1984.
48. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF and Hefzy MS: *Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions*. J Bone Joint Surg Am 66(3):344.
49. Don Johnson: *ACL made simple*. Springer-Verlag Inc, New York 2004.
50. Sjölander P, Johansson H, Djupsjöbacka M: *Spinal and supraspinal effects of activity in ligament afferents*. J Electromyogr Kinesiol, 2002;12(3):167-76.
51. Solomonov M, Krogsgaard M: *Sensorimotor control of knee stability. A review*. Scand J Med Sci Sports 2001;11(2):64-80.

52. Johansson H, Sjölander P, Sojka P: *A sensory role for the cruciate ligaments*. Clin Orthop Relat Res 1991;(268):161-178.
53. Dehaven KE: *Diagnosis of acute knee injuries with hemarthrosis*. Am J Sports Med January 1980;Vol 8(1):9-14.
54. Mitsou A and Vallianatos P: *Meniscal injuries associated with rupture of the anterior cruciate ligament: a retrospective study*. Injury Nov1988;Vol19(6):429-431.
55. Levy AS, Meier SW: *Approach to cartilage injury in the anterior cruciate ligament-deficient knee*. Orthop Clin North Am 2003;34:149.
56. Takeda T, Matsumoto H and Fujikawa K: *Influence of secondary damage to menisci and articular cartilage on return to sports after anterior cruciate ligament reconstruction*. Journal of Orthopaedic Science volume 2, number 4, 215-221.
57. Berchuck M, Andriacchi TP, Bach BR, Reider B: *Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament*. J Bone Joint Surg Am 1990;72(6):871-877.
58. Wexler G, Hurwitz DE, Bush-Joseph CA, Andriacchi TP, Bach BR: *Functional gait adaptations in patients with anterior cruciate ligament deficiency over time*. Clin Orthop Relat Res 1998;(348):166–175.
59. Butler DL, Noyes FR, Grood ES: *Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study*. J Bone Joint Surg Am 1980;62(2):259-270.
60. Grood ES, Suntay WJ, Noyes FR, Butler DL: *Biomechanics of the knee extension exercise. Effect of cutting the anterior cruciate ligament*. J Bone Joint Surg 1984;66(5):725-734.
61. Markolf KL, Kochan A, Amstutz HC: *Measurement of knee stiffness and laxity in patients with absence of the anterior cruciate ligament*. J Bone Joint Surg 1984;66(2):242-253.
62. McDaniel WJ Jr, Dameron TB Jr: *Untreated ruptures of anterior cruciate ligament. A follow-up study*. J Bone Joint Surg Am 1980;62(5):696-705.
63. Marans HJ, Jackson RW, Glossop ND, Young C: *Anterior cruciate ligament insufficiency: a dynamic three-dimensional motion analysis*. Am J Sports Med 1989;17(3):325-32.

64. Nielsen S, Ovesen J, Ramussen O: *The ACL: an experimental study of its importance in rotatory knee instability*. Arch Orthop Trauma Surg 1984;103:170-4.
65. Devita P, Hortobagyi T, Barrier J, Torry M, Glover LK, Speronid L, Money J, Mahar TM: *Gait adaptations before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery*. Med Sci Sport Exerc 1997;29(7):853–859.
66. Georgoulis AD, Papadonikolakis A, Papageorgiou CD, Mitsou A, Stergiou N: *Three-dimensional tibiofemoral kinematics of the anterior cruciate ligament-deficient and reconstructed knee during walking*. Am J Sports Med 2003;31(1):75-9.
67. Bollen SR, Scott BW: *Rupture of the anterior cruciate ligament - a quiet epidemic?* Injury 1996;27:407-9.
68. Karmani S, Ember T: *The anterior cruciate ligament I*. The Knee 2003;17:369-26.
69. Buss DD, Min R, Skyhar M, Galinat B, Warren RF, Wickiewicz TL: *Nonoperative treatment of acute anterior cruciate ligament injuries in a selected group of patients*. Am J Sports Med 1995;23:160-165.
70. Francis A, Thomas R de WM, McGregor A: *Anterior cruciate ligament rupture: Reconstruction surgery and rehabilitation. A nation-wide survey of current practice*. The Knee 2001;8:13-18.
71. Romanini E, D'Angelo F, De Masi S, Adriani E, Magaletti M, Lacorte E, Laricchiuta P, Saggiocca L, Morciano C, Mele A: *Graft selection in arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction*. J Orthop Traumatol 2010 Dec;11(4):211-9.
72. Zaffagnini S, Marcacci M, Lo Presti M, Giordano G, Iacono F, Neri MP: *Prospective and randomized evaluation of ACL reconstruction with three techniques: a clinical and radiographic evaluation at 5 years follow-up*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2006 Nov;14(11):1060-9.
73. Reinhardt KR, Hetsroni I, Marx RG: *Graft selection for anterior cruciate ligament reconstruction: a level I systematic review comparing failure rates and functional outcomes*. Orthop Clin North Am 2010 Apr;41(2):249-62.

74. Cheung SC, Allen CR, Gallo RA, Ma CB, Feeley BT: *Patients' attitudes and factors in their selection of grafts for anterior cruciate ligament reconstruction*. Knee 2011;Jan 4.
75. Steindler A: *Mechanics of Normal and Pathological Locomotion in Man*. London: Bailliere, Tindall and Cox, 1936.
76. Muybridge E: *The Human Figure in Motion*. New York: Dover Publications Inc. 1955.
77. Weissman S: *Anthropometric photogrammetry*. Photogrammetr Engin 1968;34:1134 – 1140.
78. Bullock MI, Harley IA: *The measurement of three-dimensional body movements by the use of photogrammetry*. Ergonomics 1972;15:309 – 322.
79. Percy M, Gill JM, Hindle RJ, Johnson GR: *Measurement of human back movements in three dimensions by opto-electronic devices*. Clin Biomech 1987;2:199 – 204.
80. Dawson EG, Kropf MA, Purcell G, Kabo JM, Kanim LEA, Burt C: *Optoelectronic evaluation of trunk deformity in scoliosis*. Spine 1993;18:326 – 331.
81. Gracovetsky S, Newman N, Pawlowsky M, Lanzo V, Davey B, Robinson L: *A database for estimating normal spinal motion derived from noninvasive measurements*. Spine 1995;20:1036 – 1046.
82. Baker R: *Gait analysis methods in rehabilitation*. J Neuroengineering Rehabil. 2006;3(1):4.
83. Kawamura CM, de Moraes Filho MC, Barreto MM: *Comparison between visual and three-dimensional gait analysis in patients with spastic diplegic cerebral palsy*. Gait Posture 2007;25:18-24.
84. Robinson ME, O'Connor PD, Shirley FR, Millan MM: *Intrasubject reliability of spinal range of motion and velocity determined by video motion analysis*. Phys Ther 1995;73:926 – 931.
85. Masso PD, Gorton GE: *Quantifying changes in standing body segment alignment following spinal instrumentation and fusion in idiopathic scoliosis using an optoelectronic measurement system*. Spine 2000;25:457 – 462.

86. Nault ML, Allard Paul, Hinse S, Blanc RL, Caron O, Labelle H, Sadeghi H: *Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis*. Spine 2002;27:1911 – 1917.
87. Engsberg JR, Lenke LG, Uhrich ML, Ross SA, Bridwell KH: *Prospective comparison of gait and trunk range of motion in adolescents with idiopathic thoracic scoliosis undergoing anterior or posterior spinal fusion*. Spine 2003;28:1993 – 2000.
88. Zavaljeski N, Stevens F, Reifman J: *Support vector machines with selective kernel scaling for protein classification and identification of key amino acid positions*. Bioinformatics 2002;18:689-696.
89. Lee L, Grimson W: *Gait analysis for recognition and classification*. In: Proceedings of the Fifth International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition, IEEE Computer Society, Silver Spring, MD, 2002.
90. Hayfron-Acquah JB, Nixon MS, Bennett AP: *Automatic gait recognition by symmetry analysis*. Pattern Recognition Letters 2003;24:2489-2497.
91. O'Connor PD, Robinson ME, Shlrley FR, Millan MM: *The effect of Marker placement deviations on spinal range of motion determined by video motion analysis*. Physical Therapy 1993;73(7):478-83.
92. Van Velzen JM, Houdijk H, Polomski W: *Usability of gait analysis in the alignment of trans-tibial prostheses: a clinical study*. Prosthet Orthot Int 2005;29(3):255-67.
93. Solak S, Kentel B, Ates Y: *Does Bilateral Total Knee Arthroplasty Affect Gait in Women?* The Journal of Arthroplasty 2005;20(6):745-750.
94. Begg R, Kamuruzzaman J: *A machine learning approach for automated recognition of movement patterns using basic, kinetic and kinematic gait data*. Journal of Biomechanics 2005;38:401-408.
95. Davis R, Ounpuu S, Tyburski D, Gage J: *A gait analysis data collection and reduction technique*. Hum Mov Sci 1991;10:575–587.
96. Bruderlin A, Calvert TW: *Goal-Directed, Dynamic Animation of Human Walking*. SIGGRAPH '89, Boston, 31 July-4 August, 1989.
97. Moe-Nilssen R, Helbostad JL: *Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry*. J of Biomechanics 37(2004):121-126.

98. Sheldon RS: *Quantification of Human Motion : gait analysis-benefits and limitations to its application to clinical problems*. J of Biomechanics 37(2004):1869-1880.
99. Kohle M, Merkl D: *Analyzing Human Gait Patterns for Malfunction Detection*. SAC March 19-21; 2000 Como, Italy.
100. *How reliable are data from 3d-gait analysis*. Orthopadische Klinik der Heinrich-Heine-Universität, Dusseldorf.
101. *Kinetik and kinematic gait analysis before and after total knee endoprosthesis implantation*. Orthopadische Klinik und Poliklinik, Humboldt-Universität Berlin.
102. Button K, Van Deursen R and Price P: *Measurement of functional recovery in individuals with acute anterior cruciate ligament rupture*. Department of Physiotherapy, Wound Healing Research Unit, Cardiff University, Cardiff, UK.
103. Gage H: *Accelerographic analysis of human gait*. Washington DC, ASME, 1964.
104. Saunders J, Inman V, Eberhart H: *The major determinants in normal and pathological gait*. J Bone Jnt Surg 1953;35A:543–58.
105. Morris JRW: *Accelerometry - a technique for the measurement of human body movements*. J Biomech 1973;6:729-736.
106. Moe-Nilssen R: *Test-retest reliability of trunk accelerometry during standing and walking*. Arch Phys Med Rehabil 1998;79:1377 – 1385.
107. Willemsen ATM, Bloemhof F and Boom HBK: *Automatic Stance-Swing Phase Detection from Accelerometer Data for Peroneal Nerve Stimulation*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 1990;37(12):1201-1208.
108. Aminian K, Andres E, Rezakhanlou K, Fritsch C, Schutz Y, Depairon M, Leyvraz PY and Robert P: *Motion analysis in clinical practice using ambulatory accelerometry*. Nadia Magnenat-Thalmann, Daniel Thalmann (Eds.) CAPTECH '98, LNAI 1537, pp 1-11, 1998.
109. Sabelman EE: *Accelerometric Human Body Motion Analysis using a Wearable Computer/Recorder*. PhD, VA Palo Alto Health Care System.
110. Auvinet B, Bernut G, Touzard C, Moutel L, Collet N, Chaleil D, Barrey E:

- Reference data for manual. Subjects obtained with an accelerometric device. Gait and Posture 16;2002:124-134.*
111. Breniere Y, Bril B: *Development of postural control of gravity forces in children during the first 5 years of walking. Exp Brain Res 121, 1998;255-262.*
 112. Mathie MJ, Coster AC, Lovell NH, Celler BG: *Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. Physiol Meas 25;(2004):R1-R20.*
 113. Allard P, Stokes IAF, Blanchi JP: *Three-Dimensional Analysis of Human Movement. USA, 1995.*
 114. Culhane KM, Connor MO, Lyons D, Lyons GM: *Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults. Age and Ageing 2005;34:556-560.*
 115. Vasta M, Paola M: *Extended Entropy Functional For Nonlinear Systems in Stochastic Dynamics. PAMM Proc Appl Math Mech 1, 2002.*
 116. Papoulis A: *Probability, Random Variables and Stochastic Processes. McGraw-Hill, 1984.*
 117. Arif M, Othaki Y, Nagatomi R, Ishihara T and Inooka H: *Analysis of the effect of fatigue on walking gait stability. Proc of Int Symp on Micromechatronics and Human Science 2002 IEEE pp 253–258.*
 118. Krebs DE, Goldvasser D, Lockert JD, Portney LG, Gill-Body KM: *Is base of support greater in unsteady gait? Phys Ther 2002 Feb;82(2):138-47.*
 119. Moe-Nilssen R, Helbostad JL: *Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. J Biomech 2004 Jan;37(1):121-6.*
 120. Taylor NF, Evans OM, Goldie PA: *Angular movements of the lumbar spine and pelvis can be reliably measured after 4 minutes of treadmill walking. Clin Biomech 1996;11(8):484–6.*
 121. Murray MP, Spurr GB, Sepic SB, Gardner GM, Mollinger LA: *Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate. J Appl Physiol 1985;59(1):87–91.*
 122. Savelberg HHCM, Vorstenbosch MATM, Kamman EH, Van de Weijer JGW, Schambardt HC: *Intra-stride belt-speed variation affects treadmill locomotion. Gait Posture 1998;7:26–34.*

123. Wall JC, Charteris J: *A kinematic study of long-term habituation to treadmill walking*. Ergonomics 1981;24(7):531–42.
124. Shannon CE: *Collected Papers*, Edited by N.J.A Sloane and Aaron D. Wyner, IEEE press, ISBN 0-7803-0434-9.
125. Shannon CE: *A mathematical theory of communication*. Bell System Technical Journal 1948;27:379–423 and 623–656.
126. Tononi G, Edelman GM, Sporns O: *Complexity and coherency: integrating information in the brain*. Trends Cogn Sci 1998;2:474–484.
127. Sporns O, Edelman GM: *Solving Bernstein's problem: a proposal for the development of coordinated movement by selection*. Child Dev 1993;64:960–981.
128. Rieke F: *Spikes: Exploring the Neural Code*. MIT Press, Cambridge, MA, 1997.
129. Dingwell JB, Cusumano JP: *Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking*. Chaos 2000;10:848–863.
130. Hausdorff JM, Lertratanakul A, Cudkowicz ME, Peterson AL, Kaliton D, Goldberger AL: *Dynamic markers of altered gait rhythm in amyotrophic lateral sclerosis*. J Appl Physiol 2000;88(6):2045–2053.
131. Buzzi UH, Stergiou N, Kurz MJ, Hageman PA, Heidel J: *Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait*. Clin Biomech 2003;18:435–443.
132. Winter DA, Patla AE, Frank JS: *Assessment of balance control in humans*. Med Prog Technol 1990;16:31–51.
133. Saunders M, Inman VT and Eberhart HD: *The major determinants in normal and pathological gait*. J Bone Joint Surg Am 1953;35:543-558.
134. Gray CM, Singer W: *Stimulus-specific neuronal oscillations in orientation columns of cat visual cortex*. Proc Natl Acad Sci USA 1989;86:1698–1702.
135. Hausdorff JM, Edelberg HK, Mitchell SL, Goldberger AL: *Increased gait unsteadiness in community-dwelling elderly fallers*. Arch Phys Med Rehabil 1997;78:278–283.
136. Hausdorff JM, Mitchell SL, Firtion R, Peng CK, Cudkowicz ME, Wei JY, Goldberger AL: *Altered fractal dynamics of gait: reduced stride-interval*

- correlations with aging and Huntington's disease.* J Appl Phys 1997;78:349–358.
137. Jackson KM: *Fitting of mathematical functions to biomechanical data.* IEEE Trans Biomed Eng 1979;26:515–521.
138. Potvin AR, Syndulko K, Tourtellotte WW, Lemmon JA, Potvin JH: *Human neurologic function and the aging process.* J Am Geriatr Soc 1980;28:1–9.
139. Dorfman LJ, Bosley TM: *Age related changes in peripheral and central nerve conduction in man.* Neurology 1979;29:38–44.
140. Guimaraes RM, Isaacs B: *Characteristics of the gait in old people who fall.* Int Rehabil Med 1980;2:177-180.
141. Gabell A, Nayak US: *The effect of age on variability in gait.* J Gerontol 1984;39:662-666
142. Farris DS: *Prototype development of a system providing for initial assessment of the dynamics/kinematic of bipedal motion.* Proc 10th Ann. Conf RESNA, San Jose, California, pp 726-728, 1987.
143. Pincus SM: *Approximate entropy as a measure of system complexity.* Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America, 1991;88:2297–2301.
144. Kurz MJ and Stergiou N: *The ageing human neuromuscular system expresses less certainty for selecting joint kinematics during gait.* Neuroscience Letters 2003;348:155-158.
145. Karmakar CK, Khandoker AH, Begg RJ, Palaniswami M and Taylor S: *Understanding Ageing Affects by Approximate Entropy analysis of Gait Variability.* Proceedings of the 29th annual international conference of the IEEE EMBS Cite Internationale (Lyon); pp 1965-1968, 2007.
146. Khandoker AH, Marimuthu Palaniswami and Begg RK: *A comparative study on approximate entropy measure and Poincare plot indexes of minimum foot clearance variability in the elderly during walking.* Journal on NeuroEngineering and Rehabilitation 2008;5.
147. Georgoulis AD, Moraiti C, Ristanis S and Stergiou N: *A novel approach to measure variability in the anterior cruciate ligament deficient knee*

- during walking: the use of Approximate Entropy in Orthopaedics. *Journal of Clinical Monitoring and Computing* 2006;20:11–18.
148. Pincus SM: *Approximate entropy (ApEn) as a complexity measure*. *Chaos* 1995;5:110–117.
 149. Καρκαλούσος Π, Δελίχα Ε: *Παρουσίαση και εφαρμογές της προσεγγιστικής εντροπίας (ApEn) στην Ιατρική*. Αρχεία Ελληνικής Εταιρείας 2004;21(2):161-171.
 150. Pincus SM, IM Gladstone, and RA Ehrenkranz: *A regularity statistic for medical data analysis*. *J Clin Monit* 1991;7:335-345.
 151. Huang H, Chen Q, Zhen A: *Study of EEG approximate entropy in different brain functional states*. *Zhongguo Ying Yong Sheng Li Xue Za Zhi* 2000;16:321-323.
 152. Braune W, Fischer O: *On the Centre of Gravity of the Human Body*. Translated (from 1889 original) by PGJ Maquet and R Furong. Berlin: Springer-Verlag 1984.
 153. Hellebrandt FA, Tepper RH, Braun GL, Elliot MC. *The location of the cardinal anatomical orientation planes passing through the center of weight in young adult women*. *American Journal of Physiology*, 1938;121:465-470
 154. Costa M, Cropley M, Griffith J and Steptoe A: *Ambulatory Blood Pressure Monitoring Is Associated With Reduced Physical Activity During Everyday Life*. *Psychosomatic Medicine* 1999;61:806–811.
 155. Fogedby HC: *On the Phase Space Approach to Complexity*. *Journal of Statistical Physics* 1992;69:411-425.
 156. Lord SR, Lloyd DG, Nirui M et al: *The effect of exercise on gait patterns in older women – a randomized controlled trial*. *J Gerontol A Biol Sci Med* 1996; 51:M64M70.
 157. Auvinet B, Chaleil D, Barrey E: *Accelerometric gait analysis for use in hospital outpatients*. *Rev Rhum Engl Ed* 1999 66;(7-9):389-397.
 158. Sturman MM, Valliancourt DE, Corcos DM: *Effects of aging on the regularity of physiological tremor*. *J Neurophysiol* 2005;93:3064-3074.

159. Denegar CR, Fraser M: *How useful are physical examination procedures? Understanding and applying likelihood ratios*. J Athl Train 2006;41(2):201-206.
160. Malanga GA, Nadler SF: *Musculoskeletal Physical Examination, An Evidence-Based Approach*. Philadelphia, Elsevier, 2006.
161. Ronald Mc Rae: *Clinical Orthopaedic Examination*. Churchill Livingstone, 2004.
162. Baker CL: *The Hungston Clinic Sports Medicine Book*. Williams&Wilkins, 1995.
163. Novey DW: *Γρήγορος Οδηγός Αντικειμενικής Εξέτασης*. Παρισιάνος, 2002.
164. Αραπάκη ΓΙ: *Κλινική Σημειολογία και Διαγνωστική*. Αθήνα, 1997.
165. Marsden CD & Fowler T: *Κλινική Νευρολογία*. Ιατρικές Εκδόσεις Λίτσας, 2001.
166. Radin EL, Simon SR, Rose RM, Paul IL: *Practical Biomechanics for the Orthopedic Surgeon*. John Wiley & Sons, 1979.
167. Papadakis N, Christakis D: *A continuous random variable differential entropy calculation method*. Technical Report No 61 2008 (in greek), Wind Energy and Energy Systems, Synthesis Laboratory Technological Education Institution of Crete, Greece.
168. Papoulis A: *Probability, Random Variables and Stochastic Processes*. 1984, McGraw-Hill.
169. Δαφέρμος Β: *Κοινωνική Στατιστική με το SPSS*. Εκδόσεις Ζήτη, Θεσσαλονίκη, 2005.
170. Simel DL, Samsa GR, Matchar DB: *Likelihood ratios with confidence: sample size estimation for diagnostic test studies*. J Clin Epidemiol 1991;44(8):763-770.
171. Riegelman RK, Hirsch RP: *Studying a Study and Testing a Test: How to Read the Health Science Literature*. 3rd ed, 1996, Boston, MA: Little Brown and Company.
172. <http://www.childrens-mercy.org/stats/definitions/likelihood.html>.

173. Terrier P, Schutz Y: *Variability of gait patterns during unconstrained walking assessed by satellite positioning (GPS)*. Eur J Appl Physiol 2003;90:554-561.
174. Hof A: *Scaling gait data to body*, Gait Posture 1996;4:222-223.
175. Crane BT, Demer JL: *Effects of vestibular and cerebellar deficits on gaze and torso stability during ambulation*. Otoraryngol Head Neck Surg 2000;123:22-29.
176. Mathie MJ, Coster AC, Lovell NH, et al: *Accelerometry: providing an integrated practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement*. Physiol Meas 2004;25:R1-R20.
177. Puers R, Catrysse M, Vandevoorde G, Collier RJ, Louridas E, Burny F, Donkerwolcke M, Moulart F: *A telemetry system for the detection of hip prosthesis loosening by vibration analysis*. Sensors Actuators A. Physical 2008;85(1-3):42-47.
178. Devita P, Hortobagyi T, Barrier J, et al: *Gait adaptations before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery*. Med Sci Sport Exerc 1997;29:853-859.
179. Perry J: *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. 1992;Slack Incorporated.
180. Cappozzo A, Leo T, Pedotti A: *A general computing method for the analysis of human locomotion*. J Biomech 1975;8(5):307–320.
181. Pecoraro F, Mazza C, Mounir Z, Aurelio C: *Assessment of level-walking aperiodicity*. J Neuroeng Rehabil 2006;3:28.
182. Stucki G, Liang MH, Lipson SJ, Fossel AH, Katz JN: *Contribution of neuromuscular impairment to physical functional status in patients with lumbar spinal stenosis*. J Rheumatol 1994;21(7):1338–43.
183. Papadakis N, Christakis D, Tzagarakis G, Chlouverakis G, Kampanis N, Stergiopoulos K, Katonis P: *Gait variability measurements in lumbar spinal stenosis patients. Part A: comparison with healthy subjects*. Physiological Measurements 2009;30:1171-1186.
184. Papadakis N, Christakis D, Tzagarakis G, Chlouverakis G, Kampanis N, Stergiopoulos K and Katonis P: *Gait variability measurements in lumbar*

- spinal stenosis patients. Part B: preoperative vs postoperative gait variability.* Physiological Measurements 2009;30:1187-1195.
185. Costa M, Peng C, Goldberger A, Hausdor J: *Multiscale entropy analysis of human gait dynamics.* Physica A 2003;330(1):53–60.
 186. Dingwell JB, Cavanagh PR: *Increased variability of continuous overground walking in neuropathic patients is only indirectly related to sensory loss.* Gait Posture 2001;14(1):1–10.
 187. Knoll Z, Kiss RM, Kocsis L: *Gait adaptation in ACL deficient patients before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery.* J Electromyogr Kinesiol 2004;14(3):287–294.
 188. Lane CG, Warren RF, Stanford FC, et al: *In vivo analysis of the pivot shift phenomenon during computer navigated ACL reconstruction.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2008;16(5):487-92.
 189. Noyes FR, Grood ES, Cummings JF, et al: *An analysis of the pivot shift phenomenon. The knee motions and subluxations induced by different examiners.* The American Journal of Sports Medicine 1991;19(2):148-55.
 190. Benjaminse A, Gokeler A, Van der Schans CP: *Clinical diagnosis of an anterior cruciate ligament rupture: a meta-analysis.* J Orthop Sports Phys Ther 2006;36(5):267–88.
 191. Pugh L, Mascarenhas R, Arneja S, Chin PYK and Leith JM: *Current Concepts in Instrumented Knee-Laxity Testing.* Am J Sports Med 2009;37:199.
 192. Leith J: *Validity of the KT-1000 knee ligament arthrometer.* J of Orthopaedic Surg 2009;17(1):77-9.
 193. Loh J, Fukuda Y, Tsuda E, et al: *Knee stability and graft function following anterior cruciate ligament reconstruction: comparison between 11 o'clock and 10 o'clock femoral tunnel placement.* Arthroscopy 2003;19:297–304.
 194. Woo SL, Kanamori A, Zeminski J, et al: *The effectiveness of anterior cruciate ligament reconstruction by hamstrings and patellar tendon: a cadaveric study comparing anterior tibial load vs rotational loads.* J Bone Joint Surg Am. 2002;84:907–914.

Παράρτημα

Παράρτημα Α΄ : Περίληψη - Abstract

Περίληψη

Σκοπός: Η ανάπτυξη και αξιολόγηση μιας νέας μεθόδου, βασισμένη στην θεωρία της στατιστικής εντροπίας. Η προτεινόμενη μέθοδος, προσπαθεί να επιτύχει την αντικειμενική αξιολόγηση των χαρακτηριστικών της βάδισης των υγιών αθλητών ποδοσφαίρου, καθώς και των ασθενών με οξεία μεμονωμένη ρήξη του ΠΧΣ, εκτιμώντας παράλληλα σε αυτούς και την μετεγχειρητική τους αποκατάσταση.

Μέθοδοι: Αρχικά, συμπληρώθηκε το ιατρικό ιστορικό, έγινε η αναγκαία κλινική εξέταση και ειδικά για τους ασθενείς με την ρήξη του ΠΧΣ, συμπληρώθηκαν τα ερωτηματολόγια VAS, Oswestry και IKDC. Για τις μετρήσεις της βάδισης, χρησιμοποιήθηκε ένας αισθητήρας επιτάχυνσης τριών αξόνων, ενσωματωμένος σε ειδική διάταξη, η οποία προσαρμόζεται επί του εξεταζόμενου. Το σήμα της επιτάχυνσης επεξεργάστηκε με κατάλληλο λογισμικό και υπολογίστηκε η στατιστική εντροπία του σήματος. Η διάταξη της μέτρησης, τοποθετήθηκε πλησίον του κέντρου βάρους του σώματος των εξεταζομένων. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με ελεύθερη ταχύτητα βάδισης, για μεν τους αθλητές στο γήπεδο προπόνησης τους και για τους ασθενείς με ρήξη του ΠΧΣ σε εσωτερικό χώρο νοσοκομείου με επαρκή μήκος διαδρόμου.

Στην **πρώτη μελέτη** συμμετείχαν υγιείς άρρενες αθλητές ποδοσφαίρου (N=175), οι οποίοι συμμετείχαν κανονικά στις αγωνιστικές υποχρεώσεις των ομάδων τους. Αποκλείστηκαν όσοι εξεταζόμενοι έπασχαν από οποιαδήποτε μυοσκελετική ή νευρολογική πάθηση ή από τραυματισμό και έτσι συνολικά στην μελέτη συμπεριλήφθηκαν 133 άτομα. Καταγράφηκαν τα κύρια σωματομετρικά στοιχεία τους, ενώ αξιολογήθηκε και το επίπεδο προπόνησης τους και έγινε συσχέτιση αυτών, με την εντροπία βάδισης.

Σκοπός της **δεύτερης μελέτης**, ήταν η σύγκριση υγιών αρρένων αθλητών, με τραυματίες με οξεία ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, με τη χρήση της μεθόδου. Δημιουργήθηκαν δύο ομάδες εξεταζομένων. Το δείγμα τραυματιών

αποτελούνταν από τραυματίες με οξεία ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου (N=20, άνδρες), ενώ το δείγμα ελέγχου αποτελούνταν από υγιείς (N=20, άνδρες). Αποκλείστηκαν όσοι εξεταζόμενοι έπασχαν από οποιαδήποτε άλλη μυοσκελετική ή νευρομυϊκή πάθηση ή τραυματισμό. Η ROC ανάλυση χρησιμοποιήθηκε για να εκτιμήσει την διαγνωστική ικανότητα της μεθόδου.

Στόχος της **τρίτης μελέτης**, ήταν η αξιολόγηση της ικανότητας της μεθόδου να πραγματοποιεί μετεγχειρητική εκτίμηση των ασθενών με ρήξη του ΠΧΣ. Το δείγμα μελέτης ήταν το ίδιο με την δεύτερη μελέτη. Οι προεγχειρητικές μετρήσεις έγιναν δύο μέρες πριν την χειρουργική επέμβαση. Οι μετεγχειρητικές μετρήσεις έγιναν έξι (6) μήνες περίπου μετά την χειρουργική επέμβαση. Χρησιμοποιήθηκε στατιστική ανάλυση με ANOVA επαναλαμβανόμενων μετρήσεων, για να διαπιστωθεί πιθανή στατιστικά σημαντική επίδραση της χειρουργικής αντιμετώπισης στην τιμή της εντροπίας. Σε αντίστοιχη περίπτωση, τα αποτελέσματα επιβεβαιώθηκαν με ανάλυση post hoc Bonferroni.

Αποτελέσματα: Για την **πρώτη μελέτη**, υπήρχε συσχέτιση μεταξύ της εντροπίας βάδισης στον κατακόρυφο άξονα κίνησης και των ωρών προπόνησης ανά εβδομάδα, της εντροπίας του προσθιοπίσθιου άξονα κίνησης και του ύψους, της εντροπίας στον πλαγιοπλάγιο άξονα και της διαφοράς στην περίμετρο του μηρού, στον προσθιοπίσθιο άξονα και την περίμετρο της AP και ΔΕ γαστροκνημίας και τέλος ειδικά για τον πληθυσμό που είχε πλατυποδία και ραιβό γόναυ υπήρξε συσχέτιση με την εντροπία στον κατακόρυφο άξονα.

Στην **δεύτερη μελέτη**, διαπιστώθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών εντροπίας υγιών και τραυματιών ως προς τον πλάγιο άξονα της βάδισης ($p < 0.0001$). Για τον πλάγιο άξονα της βάδισης, από την ROC ανάλυση προκύπτει 90.0% πιθανότητα αληθούς αναγνώρισης ασθενών (ευαισθησίας) και 85.0% πιθανότητα αληθούς αναγνώρισης υγιών (ειδικότητα). Η προτεινόμενη μέθοδος έχει 95.6% πιθανότητα διαχωρισμού υγιών από τραυματίες με οξεία ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου. Ο θετικός (PLR) και αρνητικός (NLR) λόγος πιθανοφάνειας είναι 6.0 και 0.17, αντιστοίχως. Οι τιμές των λόγων πιθανοφάνειας αποτελούν ένδειξη ότι η προτεινόμενη διαγνωστική μέθοδος έχει ισχυρή διαγνωστική ικανότητα.

Στη **τρίτη μελέτη**, η στατιστική ανάλυση με ANOVA επαναλαμβανομένων μετρήσεων διαπίστωσε στατιστικά σημαντική μείωση της τιμής της εντροπίας μετεγχειρητικά ($p < 0.001$) τόσο για τον πλαγιοπλάγιο, όσο και για τον προσθιοπίσθιο άξονα κίνησης. Ανάλογη ήταν και η βελτίωση των τιμών των ερωτηματολογίων VAS, Oswestry και IKDC προ και μετά του χειρουργείου.

Συμπεράσματα: Από τα παραπάνω αποτελέσματα, προκύπτει ότι η μέθοδος μπορεί να πραγματοποιήσει αντικειμενική και ποσοτική εκτίμηση των χαρακτηριστικών της βάδισης των υγιών αρρένων αθλητών ποδοσφαίρου. Επίσης μπορεί να πραγματοποιήσει ποσοτική εκτίμηση της βάδισης τραυματιών με οξεία ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου. Επίσης, η προτεινόμενη μέθοδος είναι μη επεμβατική, χαμηλού κόστους, δεν επιβαρύνει τον εξεταζόμενο με ακτινοβολία και χρειάζεται ελάχιστο χρόνο μέτρησης και επεξεργασίας των αποτελεσμάτων.

Λέξεις Κλειδιά: *Περιοδικότητα Βάδισης, Βιοσήμα, επιταχυσνιόμετρο, ανάλυση βάδισης, διαταραχές βάδισης, αθλητές ποδοσφαίρου, προπόνηση, σωματομετρικά χαρακτηριστικά, μετεγχειρητική αποκατάσταση, πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος*

Abstract

Aim: Development and evaluation of a new method based on theory of statistical entropy. The new method is going to permit an objective and quantitative evaluation of the gait characteristics in healthy male soccer athletes in correlation with their body features. It will also permit an objective and quantitative evaluation of the gait variability of patients with acute and isolated Anterior Cruciate Ligament (ACL) rupture and will be useful for the evaluation of responses to surgical treatment in these subjects.

Methods: Prior to gait measurement, there was a history complementation form and a clinical evaluation form to be filled. A tri-axial accelerometer sensor was used for the gait measurement and entropy algorithm was used for accelerometer data analysis. The measurement device measured the approximate gait acceleration of the centre of gravity (COG) of the subject body. All subjects were instructed to walk along a 40 m straight hospital level walkway at a self-selected walking speed.

The group participated at the **first study** was consisted of 175 healthy soccer athletes which participated in their athletic club obligations. There were excluded subjects with musculoskeletal and/or neurological problems. At the end 133 subjects were included in the study. Basic somatometric features as well as the level of their training were recorded.

The objective of the **second study** was to compare the gait variability of patients with excessive anterior cruciate ligament (ACL) deficiency (experimental group) with that of healthy individuals (control group) using the proposed method. The experimental group consisted of 20 men with an ACL tear and the control group consisted of 20 healthy men without any neurological and/or musculoskeletal pathology or injury. A receiver operating characteristic (ROC) analysis was used to assess the diagnostic value of the method.

The objective of the **third study** was to assess the gait variability of acl deficient patients and to evaluate quantitatively its postoperative progression.

The same group were measured before and after surgery. Preoperative measurements were performed 2 days before surgery. Postoperative measurements were performed 6 months after surgery. Repeated measures analysis of variance (ANOVA) was used to test whether there was a significant surgery effect on entropy at 6 months postoperatively. In the case of a statistically significant finding, post hoc Bonferroni adjusted tests were needed to pinpoint differences.

Results: For the **first study**, the method was sufficient for evaluating healthy soccer subjects concerning their body parameters. There was a correlation between entropy in vertical axis and hours of training per week, between entropy of anteroposterior axis and height, entropy of mediolateral axis and difference of thigh circumference, entropy of anteroposterior axis and circumference of tibia (right and left) and finally for the subgroup having flatfoot with genu varus there was a correlation with the vertical axis.

In the **second study**, the entropy index of the experimental group in the medio–lateral axis, but not the anterior–posterior axis, was statistically significantly higher ($P<0.0001$) than that of the control group. For the medio–lateral axis, the ROC analysis estimated a 90% probability for the correct identification of patients (sensitivity) and an 85% probability for the correct identification of healthy subjects (specificity). According to the ROC analysis, the entropy index had a 95.6% probability for distinguishing between ACL patients and healthy subjects. The positive likelihood ratio (PLR) was 6.0 and the negative likelihood ratio (NLR) was 0.17. Thus, the LR values of gait variability suggested that the method has strong diagnostic value for using the medio–lateral axis data.

In the **third study**, repeated measures ANOVA revealed that there was a statistical significant surgery effect ($p<0.001$). The preoperative and postoperative measurements of the acl patients' comparison indicated a statistically significant decrease in entropy for each patient. Post hoc Bonferroni adjusted tests yield that there was a statistically significant

reduction in gait variability postoperatively. The same improvement postoperatively was observed concerning the VAS, Oswestry and IKDC scores.

Conclusions: The proposed method permits an objective and quantitative evaluation of the gait characteristics in healthy soccer subjects. It also permits objective and quantitative evaluation of the gait characteristics in patients with ACL rupture and evaluation of responses to surgical treatment in these subjects. The proposed method is also painless, low-cost, non-invasive, requires no radiation or chemicals and the objective index that corresponds to gait irregularity may be computed instantly.

Keywords: *Gait variability, entropy, biosignal, accelerometer, gait analysis, movement disorders, soccer athletes, training, somatometric features, postoperative estimation, anterior cruciate ligament.*

Παράρτημα Β΄ : Δημοσιεύσεις

- A. Tsigoulis SD, Papagelopoulos PJ, Efstathopoulos N, Papadakis NC, Kampanis NA, Christakis DG, Katonis PG.
Accelerometry for Evaluation of Gait Pattern in Healthy Soccer Athletes.
Journal of International Medical Research 2009 37(6):1692-1700.
- B. Tsigoulis SD, Tzagarakis GN, Papagelopoulos PJ, Mastrokalos DS, Papadakis NC, Kampanis NA, Kontakis GM, Nikolaou PK, Katonis PG.
Influence of acute anterior cruciate ligament deficiency in gait variability.
Journal of International Medical Research 2010 38(2):511-25
(equal contribution of the first and second authors)
- C. Tsigoulis SD, Tzagarakis GN, Papagelopoulos PJ, Koulalis D, Sakellariou VI, Kampanis NA, Chlouverakis GI, Alpantaki KI, Nikolaou PK and Katonis PG
Preoperative versus Postoperative Gait Variability of Acute Anterior Cruciate Ligament Deficiency.
Journal of International Medical Research 2011 39(2) March/April
(equal contribution of the first and second authors)

Παράρτημα Γ΄ : Έντυπο Συγκατάθεσης

Έντυπο Συγκατάθεσης

Συμμετοχή στην μελέτη με τη χρήση του επιταχυνσιομέτρου βάδισης.

Πρόκειται για διαδικασία που περιλαμβάνει τρία μέρη :

1. Λήψη ιστορικού στο οποίο θα τηρηθεί το ιατρικό απόρρητο
2. Κλινική εκτίμηση του μυοσκελετικού συστήματος στην οποία θα τηρηθεί το ιατρικό απόρρητο
3. Μέτρηση με την διάταξη του επιταχυνσιομέτρου με παπούτσια σε τάπητα, τρεις φορές για 30 δευτερόλεπτα. Η διαδικασία πραγματοποιείται με την προσαρμογή του οργάνου στην μέση του εξεταζόμενου με εύκαμπτη ζώνη και βάδιση σύμφωνα με τις οδηγίες του εξεταστή.

Πρόκειται για μία νέα μέθοδο μελέτης της βάδισης, γρήγορη, επαναλήψιμη, με ελάχιστο κόστος, χωρίς επιβάρυνση του μετρούμενου με χημικές ουσίες ή ακτινοβολία, που σκοπό έχει να αναδείξει την συσχέτιση της κατάστασης του μυοσκελετικού συστήματος με την περιοδικότητα της βάδισης που μετράται με την εν λόγω μέθοδο.

Ο κάθε εξεταζόμενος έχει δικαίωμα να μην απαντήσει σε οποιαδήποτε από τις ερωτήσεις που θα του τεθούν, όπως και να διατυπώσει οποιαδήποτε ερώτηση αναφορικά με την όλη διαδικασία. Η συμμετοχή ή αποχή του από την διαδικασία δεν θα επηρεάσει το τελικό αποτέλεσμα αυτής.

Διάβασα και συμφωνώ με τους παραπάνω όρους

Ο εξεταζόμενος

Ημερομηνία.....

Παράρτημα Δ΄ : Ατομική Καρτέλα Εξεταζόμενου

ΑΤΟΜΙΚΗ ΚΑΡΤΕΛΑ ΕΞΕΤΑΖΟΜΕΝΟΥ

1. ΔΗΜΟΓΡΑΦΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ

ΟΝΟΜΑ : ΤΗΛΕΦΩΝΟ :
ΕΠΩΝΥΜΟ : ΔΙΕΥΘΥΝΣΗ :
ΗΛΙΚΙΑ : ΕΠΑΓΓΕΛΜΑ :
ΑΘΛΗΜΑ : ΟΜΑΔΑ :

2. ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΕΞΕΤΑΖΟΜΕΝΟΥ

ΔΙΑΣΤΗΜΑ / ΕΝΑΡΞΗ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ :
ΕΡΓΑΣΙΑ ΩΡΕΣ ΑΝΑ ΗΜΕΡΑ :
ΦΟΡΕΣ ΠΡΟΠΟΝΗΣΗΣ ΑΝΑ ΕΒΔΟΜΑΔΑ :
ΩΡΕΣ ΠΡΟΠΟΝΗΣΗΣ ΑΝΑ ΕΒΔΟΜΑΔΑ :
ΣΤΙΓΜΗ ΜΕΤΡΗΣΗΣ : ΠΡΙΝ ΜΕΤΑ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΔΙΑΡΚΕΙΑ
ΧΡΟΝΟΣ ΕΚΤΟΣ ΑΓΩΝΙΣΤΙΚΗΣ ΔΡΑΣΗΣ :
ΑΙΤΙΑ ΜΗΝΕΣ / ΕΤΗ

- 1.
- 2.
- 3.

3. ΑΤΟΜΙΚΟ ΑΝΑΜΝΗΣΤΙΚΟ

ΝΟΣΗΛΕΙΕΣ

ΕΤΟΣ	ΠΕΡΙΣΤΑΤΙΚΟ

ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΑ

ΕΤΟΣ	ΠΕΡΙΣΤΑΤΙΚΟ

ΑΛΚΟΟΛ :
ΚΑΠΝΙΣΜΑ :
ΠΡΩΪΝΗ ΔΥΣΚΑΜΨΙΑ :
ΜΥΑΛΓΙΕΣ :
ΧΡΗΣΗ ΦΑΡΜΑΚΩΝ ΓΕΝΙΚΑ :
ΧΡΗΣΗ ΦΑΡΜΑΚΩΝ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΜΕΤΡΗΣΗ :
ΤΡΑΥΜΑΤΙΣΜΟΙ ΜΕ ΥΠΟΛΟΙΠΟΜΕΝΟ ΧΡΟΝΙΟ ΕΝΟΧΛΗΜΑ :

- 1.
- 2.
- 3.

4. ΟΙΚΟΓΕΝΕΙΑΚΟ ΙΣΤΟΡΙΚΟ ΠΑΘΗΣΕΙΣ ΜΗΤΕΡΑΣ

ΠΑΘΗΣΕΙΣ ΠΑΤΕΡΑ

ΠΑΘΗΣΕΙΣ ΑΔΕΛΦΩΝ

5. ΚΛΙΝΙΚΗ ΕΞΕΤΑΣΗ ΚΑΤΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ

ΥΨΟΣ:

ΒΑΡΟΣ :

BMI :

ΤΡΕΧΟΥΣΑ ΨΥΧΟΛΟΓΙΚΗ ΚΑΤΑΣΤΑΣΗ :

ΑΝΙΣΟΣΚΕΛΙΑ :

ΠΕΡΙΜΕΤΡΟΣ ΣΤΗΘΟΥΣ :

- ΣΤΗΘΟΣ - ΧΕΡΙΑ ΚΛΕΙΣΤΑ :
- ΕΙΣΠΝΟΗ :
- ΕΚΠΝΟΗ :

ΘΕΡΜΟΚΡΑΣΙΑ :

ΑΜΣΣ

ΚΑΜΨΗ..... ΕΚΤΑΣΗ..... ΣΤΡΟΦΕΣ.....

ΟΜΣΣ

SLR.....

ΚΑΜΨΗ.....

ΕΚΤΑΣΗ.....

FLIP TEST.....

FABER TEST.....

ΕΥΑΙΣΘΗΣΙΑ ΙΕΡΟΛΑΓΟΝΙΩΝ

ΩΜΟΣ

ΑΝΥΨΩΣΗ ΩΜΟΥ ΥΠΟ ΑΝΤΙΣΤΑΣΗ (ΔΕ)..... (ΑΡ).....

ΑΠΑΓΩΓΗ ΩΜΟΥ ΣΤΙΣ 90° (ΔΕ)..... (ΑΡ).....

ΠΕΡΙΣΤΡΟΦΗ ΤΟΥ ΩΜΟΥ (ΔΕ)..... (ΑΡ).....

ΣΥΜΜΕΤΡΙΑ ΩΜΩΝ ΝΑΙ..... ΟΧΙ.....

ΑΓΚΩΝΑΣ

ΚΑΜΨΗ (ΔΕ)..... (ΑΡ).....

ΕΚΤΑΣΗ (ΔΕ)..... (ΑΡ).....

ΥΠΤΙΑΣΜΟΣ (ΔΕ)..... (ΑΡ).....

ΠΡΗΝΙΣΜΟΣ (ΔΕ)..... (ΑΡ).....

ΚΑΡΠΟΣ

ΚΑΜΨΗ	(ΔΕ).....	(ΑΡ).....
ΕΚΤΑΣΗ	(ΔΕ).....	(ΑΡ).....
ΣΤΡΟΦΕΣ	(ΔΕ).....	(ΑΡ).....

ΙΣΧΙΟ

ΚΑΜΨΗ	(ΔΕ).....	(ΑΡ).....
ΕΚΤΑΣΗ	(ΔΕ).....	(ΑΡ).....
ΑΠΑΓΩΓΗ	(ΔΕ).....	(ΑΡ).....
ΠΡΟΣΑΓΩΓΗ	(ΔΕ).....	(ΑΡ).....

ΓΟΝΑΤΟ

ΚΑΜΨΗ	(ΔΕ).....	(ΑΡ).....
ΕΚΤΑΣΗ	(ΔΕ).....	(ΑΡ).....
ΔΟΚΙΜΑΣΙΑ ΕΣΩ ΠΛΑΓΙΟΥ	(ΔΕ).....	(ΑΡ).....
ΔΟΚΙΜΑΣΙΑ ΕΞΩ ΠΛΑΓΙΟΥ	(ΔΕ).....	(ΑΡ).....
ΠΡΟΣΘΙΟ ΣΥΡΤΑΡΟΕΙΔΕΣ	(ΔΕ).....	(ΑΡ).....
ΝΟΥΛΗΣ ΤΕΣΤ	(ΔΕ).....	(ΑΡ).....
APPLEY TEST	(ΔΕ).....	(ΑΡ).....
ΠΕΡΙΜΕΤΡΟΣ 4ΚΕΦΑΛΟΥ	(ΔΕ).....	(ΑΡ).....
ΟΠΙΣΘΙΟΙ ΜΗΡΙΑΙΟΙ	(ΔΕ).....	(ΑΡ).....
ΒΛΑΙΣΟΤΗΤΑ		
ΡΑΙΒΟΤΗΤΑ		
ΠΕΡΙΜΕΤΡΟΣ ΓΑΣΤΡΟΚΝΗΜΙΑΣ		

ΠΑΔΚ

ΚΑΜΨΗ	(ΔΕ).....	(ΑΡ).....
ΕΚΤΑΣΗ	(ΔΕ).....	(ΑΡ).....
ΑΝΑΣΠΑΣΗ ΕΣΩ ΧΕΙΛΟΥΣ	(ΔΕ).....	(ΑΡ).....
ΑΝΑΣΠΑΣΗ ΕΞΩ ΧΕΙΛΟΥΣ	(ΔΕ).....	(ΑΡ).....
ΠΛΑΤΥΠΟΔΙΑ	(ΔΕ).....	(ΑΡ).....
ΚΟΙΛΟΠΟΔΙΑ		
ΒΛΑΙΣΟΣ ΜΕΓΑΣ ΔΑΚΤΥΛΟΣ		
ΤΥΠΟΣ ΔΑΚΤΥΛΩΝ		

Παράρτημα Ε΄ : Έντυπο Κλίμακας Αξιολόγησης του Πόνου (VAS –Visual Analogue Scale)

ΟΠΤΙΚΗ ΑΝΑΛΟΓΙΚΗ ΚΛΙΜΑΚΑ ΠΟΝΟΥ

(vas analogue scale)

Ον/μο εξεταζόμενου : _____

Ημερομηνία εξέτασης : ____/____/____

Σημειώστε πάνω στην γραμμή το σημείο που αντιπροσωπεύει την αντίληψή σας για το τρέχον επίπεδο πόνου

Καθόλου πόνος | _____ | Πολύ
έντονος πόνος

Παράρτημα ΣΤ΄ : Έντυπο Δείκτη Ανικανότητας OSWESTRY (OSWESTRY Disability Index)

ΕΡΩΤΗΜΑΤΟΛΟΓΙΟ ΑΝΙΚΑΝΟΤΗΤΑΣ OSWESTRY

Ημερομηνία : ___/___/_____

Όνοματεπώνυμο : _____

Αυτό το ερωτηματολόγιο έχει σχεδιαστεί για να μας δώσει πληροφορία, για το πώς επηρεάζει την ικανότητά σας για να διαχειρίζεστε την καθημερινή σας ζωή. Επιλέξτε παρακαλώ ένα κουτί σε κάθε ενότητα για την δήλωση που καλύτερα ταιριάζει σε εσάς (με μεγαλύτερη ακρίβεια περιγράφει το πρόβλημα σας)

ΕΝΟΤΗΤΑ 1 : ΕΝΤΑΣΗ ΠΟΝΟΥ

- Δεν έχω κανένα πόνο αυτή τη στιγμή
- Ο πόνος είναι πολύ ήπιος αυτή την στιγμή
- Ο πόνος είναι μέτριος αυτή την στιγμή
- Ο πόνος είναι αρκετά οξύς αυτή την στιγμή
- Ο πόνος είναι αρκετά οξύς αυτή την στιγμή
- Ο πόνος είναι ο χειρότερος που μπορώ να φανταστώ αυτή την στιγμή

ΕΝΟΤΗΤΑ 2 : ΑΥΤΟΕΞΥΠΗΡΕΤΗΣΗ

- Μπορώ να φροντίζω τον εαυτό μου κανονικά χωρίς να προκαλείται επιπλέον πόνος
- Μπορώ να φροντίζω τον εαυτό μου κανονικά αλλά προκαλείται επιπλέον πόνος
- Είναι επώδυνο να φροντίζω τον εαυτό μου και είμαι αργός και προσεκτικός
- Χρειάζομαι λίγη βοήθεια αλλά μπορώ να διαχειρίζομαι την περισσότερη από την προσωπική μου φροντίδα
- Χρειάζομαι βοήθεια κάθε μέρα στα περισσότερα ζητήματα αυτοεξυπηρέτησης
- Δεν μπορώ να ντυθώ, πλένομαι με δυσκολία και μένω στο κρεβάτι

ΕΝΟΤΗΤΑ 3 : ΑΡΣΗ ΒΑΡΩΝ

- Μπορώ να σηκώσω βαριά αντικείμενα χωρίς επιπλέον πόνο
- Μπορώ να σηκώσω βαριά αντικείμενα αλλά μου προκαλεί επιπλέον πόνο
- Ο πόνος με αποτρέπει από το να σηκώνω βαριά αντικείμενα από το έδαφος αλλά τα καταφέρνω εάν είναι τοποθετημένα σε άλλο σημείο (π.χ. πάνω σε ένα τραπέζι)
- Ο πόνος με αποτρέπει από το να σηκώνω βαριά αντικείμενα αλλά τα καταφέρνω με μετρίου βάρους ή ελαφρά εάν είναι τοποθετημένα σε άλλο σημείο (π.χ. πάνω σε ένα τραπέζι)
- Μπορώ να σηκώνω μόνο πολύ ελαφρά βάρη
- Δεν μπορώ να σηκώσω ή να μεταφέρω τίποτα

ΕΝΟΤΗΤΑ 4 : ΠΕΡΠΑΤΗΜΑ

- Ο πόνος δεν με εμποδίζει να περπατήσω όποια απόσταση
- Ο πόνος με εμποδίζει από το να περπατάω περισσότερο από 2 χιλιόμετρα
- Ο πόνος με εμποδίζει από το να περπατάω περισσότερο από 1 χιλιόμετρο
- Ο πόνος με εμποδίζει από το να περπατάω περισσότερο από 500 μέτρα
- Μπορώ να περπατάω μόνο με βακτηρία ή μαγκούρα
- Είμαι στο κρεβάτι τον περισσότερο χρόνο

ΕΝΟΤΗΤΑ 5 : ΚΑΘΙΣΜΑ

- Μπορώ να καθίσω σε μια καρέκλα όσο θέλω
- Μπορώ να καθίσω μόνο σε συγκεκριμένη καρέκλα όσο θέλω
- Ο πόνος με εμποδίζει από το να κάθομαι περισσότερο από μια ώρα
- Ο πόνος με εμποδίζει από το να κάθομαι περισσότερο από 30 λεπτά
- Ο πόνος με εμποδίζει από το να κάθομαι περισσότερο από 10 λεπτά
- Ο πόνος με εμποδίζει από το να κάθομαι

ΕΝΟΤΗΤΑ 6: ΟΡΘΟΣΤΑΤΙΣΗ

- Μπορώ να κάθωμαι όρθιος για όσο θέλω χωρίς επιπλέον πόνο
- Μπορώ να κάθωμαι όρθιος για όσο θέλω αλλά έχω επιπλέον πόνο
- Ο πόνος με εμποδίζει από το να κάθωμαι περισσότερο από μια ώρα
- Ο πόνος με εμποδίζει από το να κάθωμαι περισσότερο από 30 λεπτά
- Ο πόνος με εμποδίζει από το να κάθωμαι περισσότερο από 10 λεπτά
- Ο πόνος με εμποδίζει από το να κάθωμαι

ΕΝΟΤΗΤΑ 7 : ΥΠΝΟΣ

- Ο ύπνος δεν διαταράσσεται ποτέ από τον πόνο
- Ο ύπνος περιστασιακά διαταράσσεται από τον πόνο
- Εξαιτίας του πόνου έχω λιγότερο από 6 ώρες ύπνου
- Εξαιτίας του πόνου έχω λιγότερο από 6 ώρες ύπνου
- Εξαιτίας του πόνου έχω λιγότερο από 6 ώρες ύπνου
- Ο πόνος με εμποδίζει από το να κοιμάμαι

ΕΝΟΤΗΤΑ 8: ΣΕΞΟΥΑΛΙΚΗ ΖΩΗ

- Η σεξουαλική μου ζωή είναι φυσιολογική και δεν μου προκαλείται καθόλου πόνος
- Η σεξουαλική μου ζωή είναι φυσιολογική και μου προκαλείται λίγος πόνος
- Η σεξουαλική μου ζωή είναι σχεδόν φυσιολογική αλλά μου προκαλείται πολύς πόνος
- Η σεξουαλική μου ζωή περιορίζεται αρκετά από τον πόνο
- Η σεξουαλική μου ζωή είναι σχεδόν ανύπαρκτη λόγω του πόνου
- Ο πόνος εμποδίζει το σεξ

ΕΝΟΤΗΤΑ 9: ΚΟΙΝΩΝΙΚΗ ΖΩΗ

- Η κοινωνική μου ζωή είναι φυσιολογική και δεν έχω επιπλέον πόνο

- Η κοινωνική μου ζωή είναι φυσιολογική αλλά αυξάνεται ο βαθμός του πόνου
- Ο πόνος δεν έχει καμία σημαντική επίδραση στην κοινωνική μου ζωή, εκτός από το ότι περιορίζει τα πλέον ενεργά ενδιαφέροντα μου π.χ. αθλητισμό
- Ο πόνος έχει περιορίσει την κοινωνική μου ζωή και δεν βγαίνω έξω τόσο συχνά
- Ο πόνος έχει περιορίσει την κοινωνική μου ζωή στο σπίτι
- Δεν έχω καθόλου κοινωνική ζωή λόγω του πόνου

ΕΝΟΤΗΤΑ 10: ΤΑΞΙΔΙΑ

- Μπορώ να ταξιδεύω παντού χωρίς πόνο
- Μπορώ να ταξιδεύω παντού αλλά μου προκαλεί επιπλέον πόνο
- Ο πόνος είναι άσχημος αλλά τα καταφέρνω με ταξίδια πάνω από 2 ώρες
- Ο πόνος με περιορίζει για ταξίδια λιγότερο της ώρας
- Ο πόνος με περιορίζει σε μικρά απαραίτητα ταξίδια κάτω των 30 λεπτών
- Ο πόνος με εμποδίζει από ταξίδια εκτός και εάν πάρω φαρμακευτική αγωγή

Παράρτημα Ζ΄ : Έντυπο Αξιολόγησης του Γόνατος - International Knee Documentation Committee Form (IKDC)

Α΄ Μέρος - ΙΚDC ΔΗΜΟΓΡΑΦΙΚΗ ΦΟΡΜΑ

ΠΛΗΡΕΣ ΟΝΟΜΑΤΕΠΩΝΥΜΟ _____

ΗΜΕΡΟΜΗΝΙΑ ΓΕΝΝΗΣΗΣ ____/____/____

ΦΥΛΟ : ΘΥΛΗ ΑΝΗΡ

ΕΠΑΓΓΕΛΜΑ _____

ΗΜΕΡΟΜΗΝΙΑ : ____/____/____

Η επόμενη λίστα αναφέρεται σε συνήθη προβλήματα υγείας. Σημειώστε «ναι» ή «όχι» στην πρώτη στήλη, μετά περάστε στο επόμενο στοιχείο. Εάν έχετε το πρόβλημα, σημειώστε στην δεύτερη στήλη εάν λαμβάνετε φάρμακα ή κάποια αγωγή για το πρόβλημα. Στην τελευταία στήλη, σημειώστε εάν το πρόβλημα περιορίζει κάποια από τις δραστηριότητές σας.

δραστηριότητες;	Έχετε το πρόβλημα;Λαμβάνετε φάρμακα;				Περιορίζει τις	
	Ναι	Όχι	Ναι	Όχι	Ναι	Όχι
Καρδιακή νόσο	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Αρτηριακή Υπέρταση	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Άσθμα-Αναπν. Νόσος	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Διαβήτης	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Έλκος – Στομαχική πάθηση	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Εντεροπάθεια	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Νεφροπάθεια	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Ηπατοπάθεια	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Αναιμία – νόσος αίματος	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Υπέρβαρος/η	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Καρκίνος	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Κατάθλιψη	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Οστεοαρθρίτις-Άλλη αρθρίτις	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Ρευματοειδής αρθρίτις	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Οσφυαλγία	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Νόσος Lyme	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Άλλα ιατρικά προβλήματα	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Αλκοολισμός	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

1. Καπνίζετε ;

- Ναι
- Όχι, το έκοψα το τελευταίο εξάμηνο
- Όχι, το έκοψα πάνω από 6 μήνες πριν
- Όχι, δεν κάπνιζα ποτέ

2. Ύψος : _____

3. Βάρος : _____

4. Φυλή : _____

5. Εκπαίδευση : _____

6. Επίπεδο δραστηριότητας:

- Υψηλής ανταγωνιστικότητας αθλητής
- Συχνή άθληση
- Περιστασιακά αθλητισμός
- Δεν αθλούμαι

Β' Μέρος - ΙΚΔΚ ΦΟΡΜΑ ΕΚΤΙΜΗΣΗΣ ΤΗΣ ΤΡΕΧΟΥΣΑΣ ΚΑΤΑΣΤΑΣΗΣ ΥΓΕΙΑΣ

Πλήρες όνομα : _____

Ημερομηνία γέννησης : ____/____/____

Σημερινή ημερομηνία : ____/____/____

1. Γενικά, η υγεία σας είναι : άριστη πολύ καλή καλή ικανοποιητική φτωχή

2. Συγκριτικά με έναν χρόνο πριν, πως θα μπορούσατε να χαρακτηρίσετε την υγεία σας τώρα;

Πολύ καλύτερα τώρα από ότι ένα χρόνο πριν Κάπως καλύτερα τώρα παρά ένα χρόνο πριν

Περίπου το ίδιο όπως ένας χρόνος πριν Κάπως χειρότερα από ό,τι ένα χρόνο πριν

Αρκετά χειρότερα από ότι ένα χρόνο πριν

3. Τα παρακάτω αφορούν δραστηριότητες που μπορεί να κάνετε κατά την διάρκεια μιας τυπικής ημέρας. Η υγεία σας, σας περιορίζει τώρα σε αυτές τις δραστηριότητες; Εάν ναι, πόσο;

	Ναι αρκετός Περιορισμός	Ναι λίγος περιορισμός	Όχι καθόλου
α. τρέξιμο, άρση βαρών, συμμετοχή σε δυναμικά αθλήματα	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
β. μέτριες δραστηριότητες, όπως μετακίνηση ενός τραπέζιου, σκούπισμα, γκολφ	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
γ. μεταφορά τα ψώνια	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
δ. ανέβασμα αρκετών ορόφους με τα σκαλοπάτια	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
ε. ανέβασμα ενός ορόφου από σκαλοπάτια	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
στ. γονάτισμα	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
ζ. περπάτημα για ένα χιλιόμετρο	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
περπάτημα για αρκετά τετράγωνα	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
η. περπάτημα για ένα τετράγωνο	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
θ. μπανιάρισμα ή ντύσιμο	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

4. Κατά τις τελευταίες 4 εβδομάδες, είχατε κάποιο από τα ακόλουθα προβλήματα με την δουλειά σας ή άλλη ημερήσια δραστηριότητα, λόγω της κατάστασης της υγείας σας;

- | | Ναι | Όχι |
|----------------------------------------------------------------------------|--------------------------|--------------------------|
| α. Ελάττωση του χρόνου που ξοδεύετε στην δουλειά ή σε άλλες δραστηριότητες | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| β. Καταφέρατε λιγότερα από αυτά που θα θέλατε | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| γ. Ήταν περιορισμένα ανάλογα με την δουλειά ή τις άλλες δραστηριότητες | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| δ. Δυσκολία στην δουλειά ή σε άλλες δραστηριότητες | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |

5. Κατά τις τελευταίες 4 εβδομάδες, είχατε κάποιο από τα ακόλουθα προβλήματα με την δουλειά σας ή άλλη ημερήσια δραστηριότητα, λόγω κάποιου συναισθηματικού προβλήματος (κατάθλιψης ή άγχους);

- | | Ναι | όχι |
|-----------------------------------------------------------------------------|--------------------------|--------------------------|
| α. ελάττωση του χρόνου που ξοδεύεται στην δουλειά ή σε άλλες δραστηριότητες | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| β. επιτύχατε λιγότερα από αυτά που θα θέλατε | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| γ. δεν έγιναν οι δραστηριότητες ή η δουλειά όσο προσεχτικά ως συνήθως | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |

6. Κατά τις τελευταίες 4 εβδομάδες, σε ποιο βαθμό επηρέασαν η φυσική υγεία ή τα ψυχολογικά προβλήματα τις κοινωνικές δραστηριότητες με την οικογένεια σας, του φίλους, τους γείτονες κ.α.?

Καθόλου Ελαφρώς Μέτρια Αρκετά Σημαντικά

7. Πόσο σωματικό πόνο είχατε κατά τις τελευταίες 4 εβδομάδες?

καθόλου πολύ ήπιο ήπιο μέτριο σημαντικό πολύ σημαντικό

8. Κατά την διάρκεια των 4 τελευταίων εβδομάδων ο σωματικός πόνος πόσο επηρέασε τις άλλες φυσικές δραστηριότητες? (συμπεριλαμβανομένης της εργασίας τόσο εντός του σπιτιού όσο και εκτός του σπιτιού)

καθόλου λίγο μέτρια αρκετά σημαντικά

9. Οι ακόλουθες ερωτήσεις σχετίζονται με το πώς αισθανόσασταν και πως ήταν τα πράγματα για εσάς κατά την διάρκεια των τελευταίων 4 εβδομάδων. Για κάθε ερώτηση παρακαλώ δώστε την απάντηση που είναι πλησιέστερη σε αυτό που αισθανόσασταν.

α/α	Ερώτηση	Συνέχεια	Τον περισσότερο καιρό	αρκετά	Μερικές φορές	Λίγες φορές	Καθόλου
1	Αισθανόσαστε γεμάτος από						
2	Ήσασταν πολύ νευριασμένος						
3	Αισθανόσασταν ήρεμος						
4	Είχατε πολύ ενέργεια						
5	Αισθανόσασταν κατάθλιψη						
6	Αισθανόσασταν εξουθενωμένος						
7	Ήσασταν χαρούμενος						
8	Αισθανόσασταν κουρασμένος						

10. Κατά την διάρκεια των 4 τελευταίων εβδομάδων για πόσο διάστημα η σωματική υγεία ή τα ψυχολογικά σας προβλήματα παρεμπόδισαν τις κοινωνικές σας δραστηριότητες (π.χ. επισκέψεις σε φίλους, σχέσεις κλπ) ?

συνέχεια τον περισσότερο καιρό μερικές φορές λίγες φορές
καθόλου

11. Πόσο αληθή ή ψευδή είναι τα παρακάτω σύμφωνα με την γνώμη σας?

α/α	Πρόταση	Απολύτως αληθής	Πολύ αληθής	Δεν ξέρω	Πολύ ψευδής	Απολύτως ψευδής
1	Φαίνεται ότι αρρωσταίνω λίγο ευκολότερα από ο,τι οι άλλοι άνθρωποι					
2	Είμαι το ίδιο υγιής όσο όλοι όσους ξέρω					
3	Περιμένω η υγεία μου να χειροτερέψει					
4	Η υγεία μου είναι άριστη					

Γ' Μέρος - 2000 ΙΚΔΚ ΥΠΟΚΕΙΜΕΝΙΚΗ ΦΟΡΜΑ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ

ΟΝΟΜΑΤΕΠΩΝΥΜΟ _____ -

ΗΜΕΡΟΜΗΝΙΑ ___/___/_____

ΗΜΕΡΟΜΗΝΙΑ ΤΡΑΥΜΑΤΙΣΜΟΥ ___/___/_____

Σημειώστε τα συμπτώματα στο μεγαλύτερο επίπεδο στο οποίο νομίζετε ότι θα μπορούσατε να λειτουργήσετε χωρίς σημαντικά ενοχλήματα, ακόμα και εάν δεν κάνετε δραστηριότητες σε αυτό το επίπεδο.

1. Ποιο είναι το μεγαλύτερο επίπεδο δραστηριότητας που μπορείτε να κάνετε χωρίς σημαντικό πόνο στο γόνατο?

	Πολύ εργώδεις δραστηριότητες όπως άλμα ή στροφή σε ποδόσφαιρο ή μπάσκετ
	Εργώδεις δραστηριότητες όπως είναι η βαριά φυσική δραστηριότητα, το σκι ή το τένις
	Μέτριες δραστηριότητες όπως το τρέξιμο και το jogging
	Ελαφρές δραστηριότητες όπως το περπάτημα, η δουλειά στο σπίτι ή στο κήπο
	Αδύνατο να γίνει κάποια από αυτές τις δραστηριότητες λόγω του πόνου στο γόνατο

2. Κατά τις τελευταίες 4 εβδομάδες ή μετά από τον τραυματισμό πόσο συχνά είχατε πόνο?

Ποτέ 0.....1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
Συχνά

3. Εάν είχατε πόνο πόσο οξύς ήταν?

Καθόλου πόνος 0.....1.....2.....3.....4.....5.....6.....7.....8.....9.....10 Ανυπόφορος πόνος

4. Κατά τις τελευταίες 4 εβδομάδες ή μετά από τον τραυματισμό πόσο δύσκαμπτο ή πρησμένο ήταν το γόνατο?

	Καθόλου
	Ήπια
	Μέτρια
	Πολύ
	Πάρα πολύ

5. Ποια είναι η δραστηριότητα που μπορείτε να κάνετε χωρίς να πρηστεί σημαντικά το γόνατο?

	Πολύ εργώδεις δραστηριότητες όπως άλμα ή στροφή σε ποδόσφαιρο ή μπάσκετ
	Εργώδεις δραστηριότητες όπως είναι η βαριά φυσική δραστηριότητα, το σκι ή το τένις
	Μέτριες δραστηριότητες όπως το τρέξιμο και το jogging
	Ελαφρές δραστηριότητες όπως το περπάτημα, η δουλειά στο σπίτι ή στο κήπο
	Αδύνατο να γίνει κάποια από αυτές τις δραστηριότητες λόγω του πόνου στο γόνατο

6. Κατά τις τελευταίες 4 εβδομάδες ή μετά από τον τραυματισμό το γόνατο κλείδωνε ή μπλόκαρε?

Ναι Όχι

7. Ποια είναι η δραστηριότητα που μπορείτε να κάνετε χωρίς να έχει αστάθεια («να φεύγει») το γόνατο?

	Πολύ εργώδεις δραστηριότητες όπως άλμα ή στροφή σε ποδόσφαιρο ή μπάσκετ
	Εργώδεις δραστηριότητες όπως είναι η βαριά φυσική δραστηριότητα, το σκι ή το τένις
	Μέτριες δραστηριότητες όπως το τρέξιμο και το jogging
	Ελαφρές δραστηριότητες όπως το περπάτημα, η δουλειά στο σπίτι ή στο κήπο
	Αδύνατο να γίνει κάποια από αυτές τις δραστηριότητες λόγω του πόνου στο γόνατο

8. Ποια είναι η δραστηριότητα που μπορείτε να συμμετάσχετε σε κανονική βάση?

	Πολύ εργώδεις δραστηριότητες όπως άλμα ή στροφή σε ποδόσφαιρο ή μπάσκετ
	Εργώδεις δραστηριότητες όπως είναι η βαριά φυσική δραστηριότητα, το σκι ή το τένις
	Μέτριες δραστηριότητες όπως το τρέξιμο και το jogging
	Ελαφρές δραστηριότητες όπως το περπάτημα, η δουλειά στο σπίτι ή στο κήπο
	Αδύνατο να γίνει κάποια από αυτές τις δραστηριότητες λόγω του πόνου στο γόνατο

9. Πως επηρεάζει το γόνατο την ικανότητα να :

α/α	πρόταση	Καθόλου δύσκολο	Ελάχιστα δύσκολο	Μέτρια δύσκολο	Πολύ δύσκολο	Αδύνατο να γίνει
1	Ανέβασμα σκάλας					
2	Κατέβασμα σκάλας					
3	Γονάτισμα					
4	Βαθύ κάθισμα					
5	Κάθισμα με λυγισμένα τα γόνατα					
6	Έγερση από καρέκλα					
7	Τρέξιμο προς τα εμπρός					
8	Άλλα με προσγείωση στο βλαφθέν γόναυ					
9	Σταμάτημα – έναρξη απότομα					

10. Πώς θα βαθμολογούσατε σε μια κλίμακα από το 0 μέχρι το 10 την λειτουργία του γόνατος σας, με το 10 να είναι η φυσιολογική – άριστη λειτουργία και το 0 να είναι η αδυναμία να γίνει κάποια από τις συνήθεις ημερήσιες δραστηριότητες όπως τα σπύρ?

A. Λειτουργικότητα πριν τον τραυματισμό

Δεν γίνονται
καθημερινές δραστηριότητες 0.....1.....2.....3.....4.....5.....6.....7.....8.....9.....10
Κανένας
περιορισμός

B. Λειτουργικότητα μετά τον τραυματισμό

Δεν γίνονται
καθημερινές δραστηριότητες 0.....1.....2.....3.....4.....5.....6.....7.....8.....9.....10
Κανένας
περιορισμός