

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

**ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΚΑΙ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΜΙΑΣ ΓΕΝΙΚΕΥΜΕΝΗΣ  
ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ ΣΤΗΝ ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗ ΒΑΣΙΣΜΕΝΗ  
ΣΤΗΝ ΚΙΝΗΣΙΟΜΕΤΡΙΑ ΤΟΥ ΑΝΘΡΩΠΙΝΟΥ ΣΩΜΑΤΟΣ**

**ΓΕΩΡΓΙΟΣ Ν. ΤΖΑΓΚΑΡΑΚΗΣ  
ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΟΣ ΜΗΧΑΝΙΚΟΣ**

**ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ**

**ΗΡΑΚΛΕΙΟ 2010**

**ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΚΑΙ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΜΙΑΣ ΓΕΝΙΚΕΥΜΕΝΗΣ  
ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ ΣΤΗΝ ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗ ΒΑΣΙΣΜΕΝΗ  
ΣΤΗΝ ΚΙΝΗΣΙΟΜΕΤΡΙΑ ΤΟΥ ΑΝΘΡΩΠΙΝΟΥ ΣΩΜΑΤΟΣ**

**ΓΕΩΡΓΙΟΣ Ν. ΤΖΑΓΚΑΡΑΚΗΣ  
ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΟΣ ΜΗΧΑΝΙΚΟΣ**

**ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ**

**ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ:**

**ΠΑΥΛΟΣ ΚΑΤΩΝΗΣ**

**ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗΣ**

**ΔΙΕΥΘΥΝΤΗΣ ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗΣ ΚΛΙΝΙΚΗΣ**

**ΗΡΑΚΛΕΙΟ 2010**

## **ΣΥΜΒΟΥΛΕΥΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ**

Παύλος Κατώνης, Αναπλ. Καθηγητής Ορθοπαιδικής (Επιβλέπων)

Νίκος Καμπάνης, Ερευνητής Β' ΙΤΕ-ΙΕΜ (μέλος)

Γεώργιος Κοντάκης, Αναπλ. Καθηγητής Ορθοπαιδικής (μέλος)

## **ΕΠΤΑΜΕΛΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗ**

Παύλος Κατώνης, Αναπληρωτής Καθηγητής

Νίκος Καμπάνης, Ερευνητής Β' βαθμίδας

Γεώργιος Κοντάκης, Αναπληρωτής Καθηγητής

Γεώργιος Βελεγράκης, Καθηγητής

Βασίλης Δουγαλής, Καθηγητής

Άλκης Τερσένοβ, Καθηγητής

Γρηγόρης 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 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.»



Στη σύζυγό μου,

Στην οικογένειά μου και

Στους καθηγητές μου,

Π. Κατώνη & Ν. Καμπάνη

## ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ.....	7
ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ .....	9
1. ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΟ ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΤΗΣ ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ.....	10
1.1 Εισαγωγή .....	10
1.2 Βιβλιογραφική ανασκόπηση.....	11
1.3 Στόχος της έρευνας .....	13
1.4 Μεθοδολογία.....	14
1.5 Βιβλιογραφία .....	16
2. ΜΕΘΟΔΟΙ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ.....	22
2.1 Εισαγωγή .....	22
2.2 Βασικότερες μέθοδοι ανάλυσης βάδισης.....	22
2.3 Βιβλιογραφία .....	26
3. ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΕΝΤΡΟΠΙΑ ΚΑΙ ΜΕΤΑΒΛΗΤΟΤΗΤΑ ΒΙΟΣΗΜΑΤΩΝ .....	29
3.1 Claude Shannon και η θεωρία της πληροφορίας .....	29
3.2 Εντροπία κατά τη θεωρία της πληροφορίας .....	30
3.3 Παράδειγμα εφαρμογής της στατιστικής εντροπίας.....	31
3.4 Μεταβλητότητα σήματος ανθρώπινης βάδισης.....	31
3.4.1 Μεταβλητότητα βιοσημάτων.....	31
3.4.2 Μεταβλητότητα του σήματος βάδισης .....	32
3.4.3 Εφαρμογές της θεωρίας της εντροπίας στην Ιατρική .....	33
3.5 Βιβλιογραφία .....	35
4. ΣΤΕΝΩΣΗ ΟΣΦΥΪΚΗΣ ΜΟΙΡΑΣ ΣΠΟΝΔΥΛΙΚΗΣ ΣΤΗΛΗΣ.....	38
4.1 Σπονδυλική στήλη .....	38
4.2 Περιγραφή πάθησης.....	38
4.3 Διάγνωση πάθησης .....	39
4.4 Θεραπεία πάθησης .....	40
4.4.1 Συντηρητική θεραπεία.....	40
4.4.2 Σπονδυλοδεσία .....	41
4.5 Μετεγχειρητική αποκατάσταση .....	42
4.6 Βιβλιογραφία .....	42
5. ΡΗΞΗ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ .....	44
5.1 Εισαγωγή .....	44
5.2 Μηχανισμός πρόσθιου χιαστού .....	44
5.3 Μηχανισμός κάκωσης.....	44
5.4 Διάγνωση .....	45
5.4.1 Κλινική εκτίμηση.....	45
5.4.2 Ακτινογραφία .....	45
5.4.3 Μαγνητική τομογραφία .....	45
5.5 Θεραπεία .....	45
5.6 Βιβλιογραφία .....	46
ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ.....	48
6. ΥΛΙΚΟ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ.....	49
6.1 Διάταξη μέτρησης επιτάχυνσης.....	49
6.2 Πρωτόκολλο μέτρησης .....	50
6.2.1 Μεθοδολογία διεξαγωγής μετρήσεων .....	51
6.2.1.1 Διαδικασία μέτρησης της βάδισης.....	51
6.2.1.2 Ενημέρωση του εξεταζομένου.....	51
6.2.2 Κριτήρια εισόδου εξεταζομένων .....	51

6.2.3	Παράμετροι μέτρησης βάδισης.....	53
6.2.3.1	Τοποθέτηση διάταξης .....	53
6.2.3.2	Χρονική διάρκεια μέτρησης.....	53
6.2.3.3	Παράμετροι μέτρησης.....	54
6.3	Βιβλιογραφία .....	55
7.	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....	58
7.1	Μετρήσεις προεγχειρητικού σταδίου για την μελέτη διαχωρισμού ασθενών με στένωση οσφυϊκής μοίρας από υγιείς .....	58
7.1.1	Δείγμα εξεταζομένων (υγιείς-ασθενείς) .....	58
7.1.2	Τιμές εντροπίας υγιών – ασθενών εξεταζομένων.....	59
7.1.3	Στατιστική ανάλυση μετρήσεων.....	60
7.1.4	Συσχέτιση Oswestry & VAS με την εντροπία.....	61
7.2	Μετρήσεις μετεγχειρητικής εκτίμησης για την μελέτη ασθενών με σπονδυλική στένωση .....	62
7.2.1	Δείγμα ασθενών εξεταζομένων μετεγχειρητικής εκτίμησης.....	63
7.2.2	Τιμές εντροπίας ασθενών.....	64
7.2.3	Στατιστική ανάλυση.....	65
7.3	Μετρήσεις για την μελέτη διαχωρισμού τραυματιών με οξεία ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου.....	66
7.3.1	Δείγμα εξεταζομένων (υγιείς-ασθενείς) .....	66
7.3.2	Τιμές εντροπίας υγιών – ασθενών εξεταζομένων.....	67
7.3.3	Στατιστική ανάλυση μετρήσεων.....	68
7.3.4	Συσχέτιση Oswestry & VAS με την εντροπία της βάδισης.....	70
8.	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ - ΣΥΖΗΤΗΣΗ.....	72
8.1	Ανάπτυξη πρωτοκόλλου μέτρησης.....	72
8.2	Αξιολόγηση της ικανότητας της μεθόδου για τον διαχωρισμό υγιών από ασθενείς με στένωση οσφυϊκής μοίρας .....	72
8.3	Συσχέτιση της εντροπίας με τα πρωτόκολλα πόνου και λειτουργικότητας σε ασθενείς με στένωση οσφυϊκής μοίρας .....	74
8.4	Αξιολόγηση της ικανότητας της μεθόδου για την μετεγχειρητική εκτίμηση ασθενών με στένωση οσφυϊκής μοίρας .....	74
8.5	Αξιολόγηση της ικανότητας της μεθόδου για τον διαχωρισμό υγιών από τραυματίες με ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου .....	76
8.6	Βιβλιογραφία .....	78
9.	ΕΠΙΛΟΓΟΣ - ΠΡΩΤΟΤΥΠΙΑ .....	81
	ΠΕΡΙΛΗΨΗ .....	82
	ABSTRACT.....	84
	ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΙΣ .....	86
	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ .....	87
	Παράρτημα Α: Ιστορικό – Συνέντευξη εξεταζομένου .....	88
	Παράρτημα Β: Oswestry.....	91
	Παράρτημα Γ: VAS .....	94
	Παράρτημα Δ: Φόρμα Συγκατάθεσης .....	95



# **ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ**

# 1. ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΟ ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΤΗΣ ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ

## 1.1 Εισαγωγή

Η στένωση της οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης, οφείλεται στη στένωση του σπονδυλικού σωλήνα (κεντρική στένωση) ή του σωλήνα από τον οποίο εξέρχεται η νευρική ρίζα (πλάγια στένωση) [1].

Σύμφωνα με στοιχεία του National Spine Network (NSN), σε σύνολο 17.774 ασθενών που εξετάστηκαν σε 25 κέντρα, η μέση ηλικία των ασθενών ήταν 45,7 έτη με τυπική απόκλιση 15,4 έτη. Το 54,7% των ασθενών ήταν άνδρες και το 84,2% ανήκαν στη λευκή φυλή. Μεταξύ αυτών των ασθενών το 13,1% έπασχαν από σπονδυλική στένωση [2].

Η στένωση χαρακτηρίζεται «απόλυτη», όταν η προσθοπίσθια διάμετρος του σπονδυλικού καναλιού είναι μικρότερη των 10mm. Σε περίπτωση όπου η προσθοπίσθια διάμετρος του σπονδυλικού καναλιού είναι από 10mm έως και 12mm, τότε η στένωση χαρακτηρίζεται «σχετική» [3, 4, 5].

Βασικά συμπτώματα της στένωσης είναι ο πόνος ισχιαλγίας, η μυρμηκίαση, η αδυναμία ή αιμωδία (μούδιασμα) που ανακλά στα πόδια, προκαλώντας μεταβολές στο νευρομυϊκό σύστημα, οι διαταραχές στη βάδιση και ο περιορισμός των καθημερινών δραστηριοτήτων [1, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13]. Ο πόνος ισχιαλγίας χαρακτηρίζει 90% των ασθενών με σπονδυλική στένωση [14], ενώ παρατηρείται επιδείνωση των συμπτωμάτων κατά την έκταση της σπονδυλικής στήλης [15].

Αν και οι ασθενείς αναφέρουν συνήθως έντονα συμπτώματα, η κλινική εκτίμηση σπάνια αποκαλύπτει σημαντικά ευρήματα. Το πιο συχνό εύρημα είναι η αναπαραγωγή των συμπτωμάτων με την έκταση της σπονδυλικής στήλης, η αδυναμία στον εκτείνοντα τον μεγάλο δάκτυλο και τα αισθητικά ελλείμματα στα κάτω άκρα. Τα νευρολογικά ελλείμματα μπορεί να αναδειχθούν μόνο μετά από επανάληψη της νευρολογικής εκτίμησης μετά από βάδιση ως την εμφάνιση των συμπτωμάτων [16]. Στα πλαίσια της κλινικής εκτίμησης περιλαμβάνεται και η συμπλήρωση ερωτηματολογίων, όπως το Oswestry Low Back Pain, το Roland Morris Disability και η κλίμακα Visual Analog Pain Scale [17, 18, 19, 20]. Τα ερωτηματολόγια, με τρόπο υποκειμενικό προσπαθούν να αξιολογήσουν την ένταση του πόνου και τις δυσλειτουργίες που επιφέρει η πάθηση στους εξεταζόμενους.

Ο απεικονιστικός έλεγχος μπορεί να πραγματοποιηθεί με ακτινογραφία και μυελογραφία, οι οποίες χαρακτηρίζονται από τοξικότητα και αδυναμία απεικόνισης των μαλακών ιστών [12, 21]. Η μαγνητική τομογραφία, πλεονεκτεί έναντι των υπολοίπων, όμως χαρακτηρίζεται από το υψηλό κόστος του διαγνωστικού εξοπλισμού [22, 23, 24, 25].

Επίσης και σε ότι αφορά την μελέτη της μετεγχειρητικής εξέλιξης ασθενών με στένωση οσφυϊκής μοίρας, η βασική μέθοδος εκτίμησής τους είναι η χρήση των ερωτηματολογίων [26,27,28]. Μόνο σε περίπτωση όπου η ένταση του πόνου ισχιαλγίας καθώς και των υπολοίπων συμπτωμάτων, δεν ελαττώνεται, προτείνεται η χρήση της μαγνητικής τομογραφίας.

Προκύπτει ότι υπάρχει ανάγκη ανάπτυξης νέας διαγνωστικής μεθόδου, η οποία θα μπορεί να πραγματοποιεί εκτίμηση της κατάστασης του μυοσκελετικού συστήματος του εξεταζομένου μέσω ενός αντικειμενικού δείκτη. Η νέα αυτή μέθοδος, θα καλύψει και το κενό της μετεγχειρητικής εκτίμησης των ασθενών, ώστε να προσφέρει στον χρήστη της αντικειμενική εκτίμηση, αποφεύγοντας την υποκειμενικότητα των ερωτηματολογίων.

Η νέα αυτή μέθοδος θα προσπαθήσει να καλύψει το κενό που εμφανίζουν η νευρολογική και μυοσκελετική εκτίμηση για την διάγνωση της στένωσης της οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης και οι οποίες χαρακτηρίζονται από την υποκειμενικότητα των αποτελεσμάτων τους. Θα αποτελέσει ένα ενδιάμεσο στάδιο το οποίο θα ακολουθεί την νευρολογική και μυοσκελετική εκτίμηση και θα προηγείται της αξονικής και μαγνητικής τομογραφίας που χαρακτηρίζονται από τοξικότητα και υψηλό κόστος, αντίστοιχα.

Η αξιοποίηση των αποτελεσμάτων της προτεινόμενης μελέτης, θα είναι άμεση για την περαιτέρω ανάπτυξη τεχνογνωσίας στον αντίστοιχο τομέα. Επίσης άμεση θα είναι και η αξιοποίηση των αποτελεσμάτων σε εφαρμογές που αφορούν την αγορά, με σκοπό τη βελτίωση της ποιότητας παροχής υπηρεσιών προς τους ενδιαφερομένους. Η παρούσα εργασία χρηματοδοτείται από το έργο 03ΕΔ966/ΠΕΝΕΔ 2003.

## **1.2 Βιβλιογραφική ανασκόπηση**

Την τελευταία δεκαετία, τα υπολογιστικά συστήματα μέτρησης, έχουν μειώσει σημαντικά τον χρόνο συλλογής δεδομένων, ενώ έχουν αυξήσει την ποιότητα λήψης τους. Η ερμηνεία τους, περιλαμβάνει συστηματική αξιολόγηση κάθε τύπου δεδομένων, για την αναγνώριση σημαντικών αποκλίσεων από την φυσιολογική βάδιση. Η επιτυχία αυτής της προσέγγισης, περιορίζεται κυρίως εξαιτίας της ικανότητας αξιολόγησης του μεγάλου πλήθους των εμβιομηχανικών δεδομένων της βάδισης. Διάφορες υπολογιστικές μέθοδοι, έχουν παρουσιαστεί τα τελευταία χρόνια για την αντιμετώπιση περιορισμών με κοινή αρχή την εφαρμογή μαθηματικών μεθόδων ταξινόμησης των δεδομένων προκειμένου να βοηθήσουν και να ενισχύσουν την διάγνωση παθήσεων.

Οι βασικότεροι μέθοδοι ανάλυσης της βάδισης, αν και προσφέρουν σημαντικά συμπεράσματα, εντούτοις χαρακτηρίζονται από βασικές αδυναμίες.

Η οπτοηλεκτρική ανάλυση [29, 30, 31] καταγράφει εικόνες δύο-τριών διαστάσεων με τη χρήση ανακλαστήρων, προσαρμοσμένων στο ανθρώπινο σώμα και μέσω της επεξεργασίας των παραπάνω δεδομένων, υπολογίζει τον προσανατολισμό του σώματος. Έχουν κατασκευαστεί οπτοηλεκτρικά συστήματα [32], που όμως δεν μπορούν να υπολογίσουν τις μετρήσεις των μαλακών ιστών. Αποτελούν επίσης αποτελούν μη αξιόπιστη μέθοδο για τον καθορισμό των περισσοτέρων σημείων του κύκλου βάδισης [33], ενώ αδυνατούν να προσφέρουν μια γενικευμένη θεωρία του τρόπου βάδισης [18].

Τα συστήματα βίντεο έχουν αντίστοιχες αρχές με τα προηγούμενα συστήματα, αλλά η καταγραφή των δεδομένων γίνεται με κάμερες

υψηλότερης ανάλυσης, ενώ έχουν την δυνατότητα καταγραφής τρισδιάστατων κινήσεων [34, 35, 36, 37]. Η χρήση της βιντεοσκόπησης κατά τη βάδιση, εμφανίζει καλή απόδοση στη γενική διαδικασία της κατηγοριοποίησης [38], αλλά μέτρια ποσοστά επιτυχίας στον τομέα της βάδισης [39, 40, 41].

Η μέθοδος καταγραφής της δύναμης που ασκείται στο έδαφος μέσω της κατάλληλης πλατφόρμας [42, 43, 44, 45] εξακολουθεί να έχει ατέλειες. Η πλατφόρμα μέτρησης δύναμης κατά τη βάδιση, δεν δύναται να δώσει αξιόπιστα αποτελέσματα, παρά μόνο αν χρησιμοποιηθούν ταυτόχρονα, μετρητικά συστήματα κινηματικής.

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

Το 1973, ο J. R. W. Morris [46] απέδειξε ότι οι αισθητήρες επιτάχυνσης, μπορούν να παρέχουν ικανοποιητικές πληροφορίες για τον προσδιορισμό της κίνησης του ανθρωπίνου σώματος και ότι αποτελούν μια αξιόπιστη τεχνική μέτρησης των κινήσεων του ανθρωπίνου σώματος. Οι έρευνες των Moe-Nilssen [47], Willemsen [48] και Aminian [49] για την επαναληψιμότητα των επιταχυνσιόμετρων, απέδειξαν ότι η χρήση των συγκεκριμένων αισθητήρων, αποτελεί αξιόπιστη μέθοδο για τη μελέτη της στατικής ισορροπίας και της βάδισης κάτω από πραγματικές συνθήκες. Τα παραπάνω πλεονεκτήματα σε συνδυασμό με την χαμηλή ενεργειακή κατανάλωση και το μικρό μέγεθός τους, αναδεικνύουν τα επιταχυνσιόμετρα κατάλληλα για κλινικές εφαρμογές.

Η στατιστική εντροπία όπως περιγράφεται στην θεωρία της πληροφορίας, μπορεί να ποσοτικοποιήσει την μεταβολή ενός βιοσήματος [50]. 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 [6].

Ένα βιοσήμα το οποίο μπορεί να περιγραφεί από την παραπάνω θεωρία είναι και η ανθρώπινη βάδιση. Όπως τα περισσότερα φυσιολογικά σήματα, το σήμα της βάδισης δεν είναι σταθερό αλλά επηρεάζεται από τον χρόνο και αλλάζει από βήμα σε βήμα, ακόμη και σε σταθερές εξωτερικές συνθήκες. Σε υγιείς ενήλικους, 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 [51], αναδεικνύοντας την ακρίβεια και την αξιοπιστία του “**συστήματος ελέγχου**” της βάδισης. Αντιθέτως, όταν διαταρράσσεται το “**σύστημα ελέγχου**” της βάδισης (π.χ. σε περίπτωση πάθησης), ο έλεγχος της κίνησης εξασθενεί, οδηγώντας σε αυξανόμενη διακύμανση βηματισμού [52]. Επιπλέον έχει διαπιστωθεί ότι η βελτίωση της μυϊκής λειτουργίας και της θεραπευτικής αγωγής σχετίζονται με την βελτίωση της σταθερότητας της βάδισης [53, 54].

Η ανθρώπινη βάδιση αποτελεί μια ρυθμική ταλάντωση, όπου τα πόδια ταλαντώνονται συνεχώς, μπροστά και πίσω, δημιουργώντας την κίνηση. Οι

κινήσεις αυτές δεν είναι ίδιες και υπάρχουν ενδείξεις εμφάνισης μεταβλητότητας από το ένα βήμα στο άλλο (*stride-to-stride variability*) [55]. Η εξέταση της μεταβλητότητας στη βάδιση, μπορεί να προσφέρει πληροφορίες για την παθολογία του νευρομυοσκελετικού συστήματος, όπως έχει γίνει ήδη με το καρδιομυϊκό σύστημα. Τέτοιες προσπάθειες έχουν ήδη πραγματοποιηθεί στην παθολογία και στην γηριατρική με την εξέταση ασθενών με διαβητική νευροπάθεια, ασθενών με Huntington και Parkinson, ενώ επίσης έχει μελετηθεί η ηλικιακή επίδραση στη βάδιση [56, 57, 58].

Σε μία από τις πρώτες μελέτες ποσοτικοποίησης της μεταβλητότητας της βάδισης, οι Guimaraes και Isaacs [59] διαπιστώνουν ότι οι ηλικιωμένοι με συχνές πτώσεις, εμφανίζουν αυξημένη μεταβλητότητα βάδισης. Ο Arif κ.α. συσχέτισαν την μεταβλητότητα της βάδισης με αυξημένη πιθανότητα πτώσης ηλικιωμένων ατόμων [60]. 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 [61]. Κατά συνέπεια, η μέτρηση της μεταβλητότητας της βάδισης πολλές φορές μπορεί να εμφανίζει μεγαλύτερη ευαισθησία από την μέτρηση άλλων παραμέτρων της βάδισης.

Η μέτρηση της μεταβλητότητας των βιοσημάτων και ειδικότερα της βάδισης αποτελεί ένα νέο πεδίο έρευνας το οποίο αρχίζει μόλις να ξετυλίγεται στην διεθνή πανεπιστημιακή - ερευνητική κοινότητα, ενώ έχει γίνει προσπάθεια από πολλούς ερευνητές να μελετηθεί η βάδιση με αντικειμενικά κριτήρια και με παραδοσιακές μεθόδους της μηχανικής.

**Από τη διεθνή βιβλιογραφία, δεν προκύπτει η ύπαρξη μεθόδων ανάλυσης επιταχυνσιομετρικών δεδομένων με τη χρήση της στατιστικής εντροπίας για τη διάγνωση και την μετεγχειρητική εκτίμηση ασθενών με σπονδυλική στένωση.**

### **1.3 Στόχος της έρευνας**

Σκοπός της προτεινόμενης ερευνητικής εργασίας είναι η ανάπτυξη μιας νέας, μη επεμβατικής, γρήγορης και αξιόπιστης μεθόδου διάγνωσης και πρόγνωσης διαταραχών του ανθρωπίνου μυοσκελετικού συστήματος. Στα πλαίσια αυτής της μελέτης θα μετρηθεί η βάδιση με κατάλληλο μετρητικό σύστημα εστιαζόμενη σε ομάδα πληθυσμού με στένωση οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης, προεγχειρητικά και μετεγχειρητικά. Για περαιτέρω αξιολόγηση της μεθόδου, θα πραγματοποιηθεί μελέτη διαχωρισμού υγιών από τραυματίες με οξεία ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου.

Η παρούσα μελέτη αποσκοπεί να αξιολογήσει αν η προτεινόμενη μέθοδος έχει τη δυνατότητα να οδηγήσει σε ασφαλή συμπεράσματα διάγνωσης της στένωσης της οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης και αν μπορεί να παρακολουθήσει την μετεγχειρητική εξέλιξη των εξεταζομένων. Επίσης θα αξιολογηθεί η ικανότητα της μεθόδου να διαχωρίζει υγιείς από τραυματίες με οξεία ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου. Η προτεινόμενη μέθοδος δεν αποσκοπεί να υποκαταστήσει τις πληροφορίες άλλων διαγνωστικών εξετάσεων, αλλά αντιθέτως επιδιώκει την συμπλήρωσή τους.

Τα αναμενόμενα οφέλη διαφαίνονται ιδιαίτερα σημαντικά, μιας και για πρώτη φορά θα γίνει προσπάθεια δημιουργίας **αντικειμενικών κριτηρίων** έγκαιρης διάγνωσης της σπονδυλική στένωσης και της οξείας ρήξης πρόσθιου χιαστού συνδέσμου καθώς και της εκτίμησης της μετεγχειρητικής εξέλιξης ασθενών με σπονδυλική στένωση. Το οικονομικό όφελος είναι ιδιαίτερα σημαντικό καθώς το κόστος διάγνωσης και αντιμετώπισης τέτοιων παθήσεων είναι υψηλότατο, ενώ γίνεται ακόμη σημαντικότερο, αν αναλογιστούμε την πιθανή γενικευμένη χρήση της μεθόδου ώστε να αποκτήσει διαγνωστικό και πιθανά προληπτικό ρόλο σε άλλες ειδικότητες της ιατρικής.

#### **1.4 Μεθοδολογία**

Οι μετρήσεις της βάδισης, στα πλαίσια της μελέτης, πραγματοποιήθηκαν με κατάλληλη διάταξη που περιλάμβανε αισθητήρα επιτάχυνσης. Από τα επιταχυνσιομετρικά δεδομένα, υπολογίστηκε η εντροπία του σήματος της βάδισης.

Στο υπό ανάπτυξη πρωτόκολλο μέτρησης περιγράφονταν η ακριβής μεθοδολογία διεξαγωγής των μετρήσεων καθώς και τα κριτήρια εισόδου ή αποκλεισμού από την μελέτη. Το πρωτόκολλο μέτρησης της προτεινόμενης μεθόδου βασίστηκε σε παραμέτρους που εντοπίστηκαν μέσω πειραματικών μετρήσεων καθώς και σε βιβλιογραφική ανασκόπηση, περιλάμβανε τα διεθνώς αναγνωρισμένα πρωτόκολλα Oswestry και VAS, την συνέντευξη του εξεταζόμενου καθώς και την καταγραφή ενός σύντομου ιατρικού ιστορικού [17, 18, 19, 20].

Η βάδιση των εξεταζομένων πραγματοποιήθηκε σε επίπεδο διάδρομο της Ορθοπαιδικής Κλινικής του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου Κρήτης, μήκους 40 μέτρων.

Οι βασικότεροι παράμετροι ήταν:

- Πρωινή ώρα μέτρησης
- Χρήση παπουτσιών με σκληρή σόλα, χωρίς τακούνι και με κάλτσες. Οι εξεταζόμενοι φόρεσαν τα παπούτσια 10 min πριν την διαδικασία μέτρησης [62, 63, 64, 65, 66, 67, 68]
- Οι εξεταζόμενοι έφεραν ελαφριά ένδυση, η οποία δεν εμπόδιζε τη βάδιση.
- Προϋπόθεση για κάθε μέτρηση ήταν η πραγματοποίηση δεκατεσσάρων (14) κύκλων βάδισης [69]
- Ήρεμη ψυχολογική κατάσταση των εξεταζομένων.
- Δεν επιτρεπόταν να αποσπάται η προσοχή του εξεταζόμενου από οποιοδήποτε ερέθισμα.
- Μηδενική κλίση του τάπητα και απομάκρυνση εμποδίων.
- Οι εξεταζόμενοι κοίταζαν ευθεία και σε ύψος 140 cm [70]

Η διαδικασία μέτρησης της βάδισης, αποτελούνταν από τις παρακάτω φάσεις:

- Ενημέρωση του εξεταζόμενου για την μέθοδο μέτρησης
- Συμπλήρωση του ιστορικού του εξεταζόμενου και των πρωτοκόλλων πόνου και λειτουργικότητας

- Αντικειμενική και εργαστηριακή εκτίμηση από τους ιατρούς
- Ενημέρωση του εξεταζόμενου για τις παραμέτρους που θα πληρεί κατά τη διάρκεια της μέτρησης
- Τοποθέτηση της επιταχυνσιομετρικής διάταξης στο ύψος Ο5 [60, 71, 72, 73, 74, 75, 76]
- Βάδιση στον διάδρομο. Η διάρκεια μέτρησης ήταν 30 δευτερόλεπτα.
- Λήψη και την αποθήκευση μέτρησης
- Εξεργασία της μέτρησης

Με τη βοήθεια του ιατρικού προσωπικού, οι ασθενείς συμπλήρωσαν το ερωτηματολόγιο, που αποτελούσε το βασικό τμήμα του πρωτοκόλλου μέτρησης, ενώ είχαν ήδη πραγματοποιηθεί οι κλινικές εξετάσεις καθώς και μαγνητική τομογραφία (MRI). Αν οι ασθενείς κάλυπταν τα κριτήρια εισόδου, καταγράφονταν τα στοιχεία τους σε μια βάση δεδομένων.

Για τη μελέτη της σπονδυλικής στένωσης, τα κριτήρια εισόδου για το δείγμα ασθενών ήταν:

- Διάγνωση μεμονωμένης στένωσης οσφυϊκής μοίρας
- Ικανότητα πραγματοποίησης δεκατεσσάρων (14) κύκλων βάδισης χωρίς τη χρήση υποβοήθησης

Στη μελέτη οξείας ρήξης πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, τα κριτήρια εισόδου για το δείγμα τραυματιών ήταν:

- Διάγνωση οξείας ρήξης πρόσθιου χιαστού συνδέσμου
- Ικανότητα πραγματοποίησης δεκατεσσάρων (14) κύκλων βάδισης χωρίς τη χρήση υποβοήθησης

Για την μελέτη διαχωρισμού υγιών από ασθενείς με στένωση οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης, δημιουργήθηκαν δύο ομάδες εξεταζόμενων. Το δείγμα ασθενών, αποτελούνταν από 35 ασθενείς με στένωση οσφυϊκής μοίρας, ενώ το δείγμα ελέγχου αποτελούνταν από 35 υγιείς εξεταζόμενους χωρίς ιστορικό νευρομυϊκών και μυοσκελετικών παθήσεων.

Στη μελέτη διαχωρισμού υγιών από τραυματίες με οξεία ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, δημιουργήθηκαν δύο ομάδες εξεταζόμενων. Το δείγμα ασθενών, αποτελούνταν από 20 τραυματίες με οξεία ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, ενώ το δείγμα ελέγχου αποτελούνταν από 20 υγιείς εξεταζόμενους χωρίς ιστορικό νευρομυϊκών και μυοσκελετικών παθήσεων.

Σε κάθε μελέτη, αποκλείστηκαν άτομα και από τις δύο ομάδες, άτομα με καρδιαγγειακές, αναπνευστικές και νευρομυϊκές παθήσεις [53, 54, 77]. Προκειμένου να ελεγχθεί στατιστικά, η ομοιότητα στην κατανομή ως προς το φύλλο, την ηλικία, το ύψος και το βάρος μεταξύ των δύο ομάδων των εξεταζόμενων, 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 και VAS.

Στην μελέτη μετεγχειρητικής εκτίμησης ασθενών με στένωση οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης συμμετείχαν δώδεκα (12) εξεταζόμενοι από το αρχικό δείγμα ασθενών, οι οποίοι μετρήθηκαν έξι (6) και δώδεκα (12) μήνες μετεγχειρητικά. Η μεθοδολογία των μετρήσεων ήταν η ίδια με την μεθοδολογία που ακολουθήθηκε στις μετρήσεις του προεγχειρητικού σταδίου.

Χρησιμοποιήθηκε ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (ANOVA) ώστε να διαπιστωθεί αν υπήρχε στατιστικά σημαντική μείωση της εντροπίας, μετεγχειρητικά. Τα αποτελέσματα επιβεβαιώθηκαν και με post-hoc Bonferroni ανάλυση.

Για την στατιστική ανάλυση χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) for Windows 15.0. Τα αποτελέσματα και τα συμπεράσματα που εξήχθησαν παρουσιάζονται αναλυτικά στο ειδικό μέρος.

## 1.5 Βιβλιογραφία

1. Arnoldi C C, Brodsky A E, Cachoix J, Crock H V, Dommissie G F and Edgar M C. *Lumbar spinal stenosis and nerve root entrapment. Syndromes, definition and Classification*. Clin Orthop Relat Res 1976;115:4-5
2. Fanuele JC, Bircmeyer NJ, Abdu WA et al. The impact of spinal problems on the health status of patients: have we underestimated the effect? Spine 2000 15;25(12):1509-14
3. Verbiest H. Neurogenic Intermittent Claudication. *With Special Reference to Stenosis of the Lumbar Vertebral Canal*. North Holland/American Elsevier Amsterdam/New York, 1976:26-29.
4. Verbiest H. Primary stenosis of the lumbar spinal canal in adults. A new clinical entity. Ned Tijdschr v Geneesk 1950;94:2415-33.
5. Verbiest H. Further experiences on the pathological influence of a developmental narrowness of the bony spinal canal. J Bone Joint Surg 1955;37B:576-83
6. Whitehurst M, Brown LE, Eidelson SG, D' Angelo A. *Functional mobility performance in an elderly population with lumbar spinal stenosis*. Arch Phys Med Rehabil 2001;82:464-7
7. Lin SI, Lin RM. Sensorimotor and balance function in older adults with lumbar nerve root compression. Clin Orthop Relat Res 2002;394:146-53
8. Lyle MA, Manes S, McGuinness M, Ziaei S, Iversen MD. Relationship of physical examination findings and self-reported symptom of physical examination findings and self-reported symptom severity and physical function in patients with degenerative lumbar conditions. Phys Ther 2005;85:120-33
9. Iversen MD, Katz JN. Examination findings and self-reported walking capacity in patients with lumbar spinal stenosis. Phys Ther 2001;81:1296-306.



10. Johnsson KE, Rosen I, Uden A. *The natural course of lumbar spinal stenosis*. Clin Orthop Relat Res, 1992;279:82-86
11. Iwamoto J and Taketa T. *Effect of surgical treatment on physical activity and bone resorption in patients with neurogenic intermittent claudication* J Orthop Sci 2002;7:84-90
12. Fritz J, Delitto A, Welch W and Erhard R. *Lumbar spinal stenosis: a review of current concepts in evaluation, management, and outcome measurements* Arch Phys Med Rehabil 1998;79:700-708
13. Suda Y, Saitou M, Shibasaki K, Yamazaki N, Chiba K and Toyama Y. *Gait analysis of patients with neurogenic intermittent claudication* Spine 2002;27(22):2509-2513
14. Turner JA, Ersek M, Henon L and Deyo R. *Surgery for lumbar spinal stenosis. Attempted meta-analysis of the literature* Spine 1992;17:1-8
15. Penning L. *Functional pathology of lumbar spinal stenosis*. Clin Biomech 1992;7:3-17
16. Α. Χατζηπαύλου, Μ. Τζερμιαδιανός, Π. Κατώνης. Παθήσεις Σπονδυλικής Στήλης, Ιατρικές Εκδόσεις Π.Χ. Πασχαλίδης, εκδ. IV, 2006.
17. Fairbanks JCT, Couper J, Davies JB and O'Brien JR. *The Oswestry low back pain disability questionnaire* Physiotherapy 1980;66:271-3.
18. Deyo RA et al. *Outcome measures for low back pain research: a proposal for standardized use* Spine 1998;23(18):2000-13.
19. Doleys DM et al. *Psychological evaluation in spinal cord stimulation therapy*. Pain Rev 1997;4:189-207.
20. Turk DC and Marcus DA. *Assessment of chronic pain patients* Semin Neurol 1994; 14:206-12.
21. Kapila A, Chakeres DW, *Flexed sitting maneuver for complete lumbar myelography in patients with severe spinal stenosis and apparent block*. Radiology 1986;160:265-267
22. Kurz L T and Dvorak J. *Clinical radiologic, and electrodiagnostic diagnosis of degenerative lumbar stenosis*. In: Wiesel SW, Weinstein JN, Herkowitz H, Dvorak J, Bell G, editors. The lumbar spine. Philadelphia (PA): W.B. Saunders pp 731-737, 1996
23. Gibson MJ, Buckley J, Mawhinney R, Mulholland RC, Worthington BS, *Magnetic Resonance Imaging and Discography in the Diagnosis of Disc Herniation. A Comparative Study of 50 Discs*. J. Bone and Joint Surg. 1986;68-B(3):363-373
24. Maravilla KR, Lesh P, Weirneb JC, Selby DK and Mooney V. *Magnetic Resonance Imaging of the Lumbar Spine with CT Correlation*. Am. J. Neurological 1985;6:237-245
25. Pleatman C, Lukin R. *Lumbar Spinal Stenosis*. Seminars in Roentgenology, 1988;XXIII (2):106-110
26. Katz JN, Lipson S J, Larson MG, McInnes JM, Fossel AH and Liang MH. *The Outcome of decompressive laminectomy for degenerative lumbar stenosis* J Bone Joint Surg Am 1991;73A:809-16
27. Iwamoto J and Taketa T. *Effect of surgical treatment on physical activity and bone resorption in patients with neurogenic intermittent claudication*. J Orthop Sci 2002;7:84-90

28. Suda Y, Saitou M, Shibasaki K, Yamazaki N, Chiba K and Toyama Y. *Gait analysis of patients with neurogenic intermittent claudication* Spine 2002;27(22):2509-2513
29. Pearcy 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.
30. Dawson EG, Kropf MA, Purcell G, Kabo JM, Kanim LEA, Burt C. *Optoelectronic evaluation of trunk deformity in scoliosis*. Spine 1993;18:326 – 331.
31. 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.
32. Baker R. *Gait analysis methods in rehabilitation*. J Neuroengineering Rehabil. 2006;3(1):4.
33. 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
34. Robinson ME, O'Connor PD, Shirley FR, Millan MM. *X Intrasubject reliability of spinal range of motion and velocity determined by video motion analysis*. Phys Ther 1995;73:926 – 931.
35. Masso PD, Gorton GE. *Quantifying changes in standing body segment alignment following spinal instrumentation and fusion in idiopathic scoliosis using and optoelectronic measurement system*. Spine 2000;25:457 – 462.
36. 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.
37. 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.
38. 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.
39. 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.
40. Hayfron-Acquah JB., Nixon MS., Bennett AP. *Automatic gait recognition by symmetry analysis*. Pattern Recognition Letters 2003;24:2489-2497.
41. P. D. O'Connor, M. E. Robinson, F. R. Shirley, M. M. Millan. *The effect of Marker placement deviations on spinal range of motion determined by video motion analysis*. Physical Therapy 1993;73(7):478-83
42. 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.

43. Sukru Solak, Behzat Kentel, Yalim Ates. *Does Bilateral Total Knee Arthroplasty Affect Gait in Women?*, The Journal of Arthroplasty 2005;20(6):745-750
44. R. Begg, J. Kamuruzzaman. *A machine learning approach for automated recognition of movement patterns using basic, kinetic and kinematic gait data*. Journal of Biomechanics 2005;38:401-408.
45. Davis R, Ounpuu S, Tyburski D, Gage J. *A gait analysis data collection and reduction technique*. Hum Mov Sci 1991;10:575–587.
46. J. R. W. Morris. *Accelerometry -- a technique for the measurement of human body movements*. J. Biomech. 1973;6:729-736.
47. Moe-Nilssen R. *Test-retest reliability of trunk accelerometry during standing and walking*. Arch Phys Med Rehabil 1998;79:1377 – 1385.
48. A. TH. M. Willemsen, F. Bloemhof and H. B. K. BOOM. *Automatic Stance-Swing Phase Detection from Accelerometer Data for Peroneal Nerve Stimulation*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 1990;37(12):1201-1208.
49. K. Aminian, E. De Andres, K. Rezakhanlou, C. Fritsch, Y. Schutz, M. Depairon, P. F. Leyvraz and P. Robert. *Motion analysis in clinical practice using ambulatory accelerometry*. Nadia Magnenat-Thalmann, Daniel Thalmann (Eds.): CAPTECH'98, LNAI 1537, pp. 1-11, 1998.
50. G. Tononi, G.M. Edelman, O. Sporns. *Complexity and coherency: integrating information in the brain*, Trends Cogn. Sci. 1998;2:474–484.
51. Terrier P, Schutz Y. *Variability of gait patterns during unconstrained walking assessed by satellite positioning (GPS)*. Eur J Appl Physiol 2003;90:554-561.
52. Jeffrey M Hausdorff . *Gait variability: methods, modeling and meaning*. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 2005;2:1-9.
53. 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.
54. 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.
55. 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.
56. Dingwell JB, Cusumano JP. *Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking*. Chaos 2000;10:848–863.
57. Hausdorff JM, Lertratanakul A, Cudkowitz 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.
58. Buzzi UH, Stergiou N, Kurz MJ, Hageman PA, Heidel J. *Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait*. Clin Biomech 2003;18:435–443.
59. Guimaraes RM, Isaacs B: *Characteristics of the gait in old people who fall*. Int Rehabil Med 1980;2:177-180.

60. M. Arif, Y. Ohtaki, R. Nagatomi, T. Ishihara and H. Inooka. *Analysis of the effect of fatigue on walking gait stability*, Proceedings of International Symposium on Micromechatronics and Human Science IEEE pp 253-258, 2002
61. Gabell A, Nayak US: *The effect of age on variability in gait*. J Gerontol 1984;39:662-666.
62. Robbins SE, Gouw GJ, McClaran J. *Shoe sole thickness and hardness influence balance in older men*. J Am Geriatr Soc 1992;40:1089–94.
63. 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.
64. Robbins S, Waked E, Krouglicof N. *Improving balance*. J Am Geriatr Soc 1998;46(11):1363–70.
65. 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.
66. Schwartz R., Trautman O. and Heath A. *Gait and muscle function recorded by the electrobasograph*. J Bone Joint Surg Am. 1936;18:445-454.
67. Lord SR, Bashford G. *Shoe characteristics and balance in older women*. J Am Geriatr Soc 1996;44:429–33.
68. 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.
69. Kohle, M. & Merkl, D. *Analysing Human Gait Patterns for Malfunction Detection. Proceedings of the 2000 ACM symposium on Applied computing*. Como, Italy, 2005.
70. Alton F., Baldey L., Caplan S., Morrissey M.C. *A kinematic comparison of overground and treadmill walking*. Clinical Biomechanics 1998;13:434-440.
71. B. Auvinet, D. Chaleil, E. Barrey. *Accelerometric gait analysis for use in hospital outpatients*. Revue du Rhumatisme 1999;66:389-397.
72. 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.
73. FA Hellebrandt, RH Tepper, GL Braun, MC Elliot. *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
74. 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.
75. Smidt, G.L., Arora, J. & Johnston, R.C. *Accelerographic analysis of several types of walking*. Am. J. Phys. Med. 1971;50(6):285-300.
76. D. S. Farris. *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.

77. 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.

## 2. ΜΕΘΟΔΟΙ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ

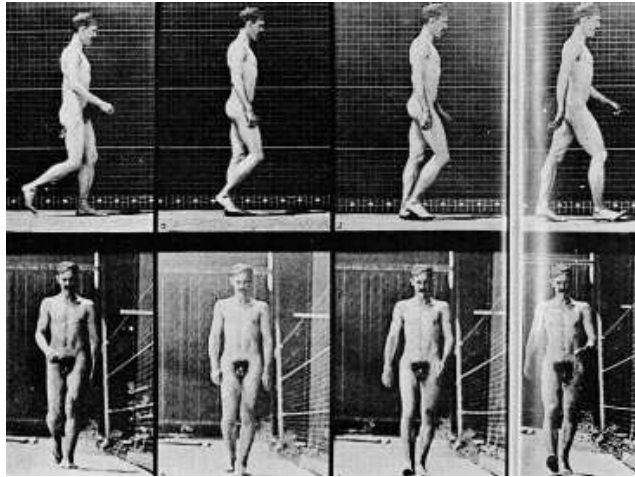
### 2.1 Εισαγωγή

Κατά τη διάρκεια της βάδισης τα δύο βασικότερα χαρακτηριστικά είναι οι δυνάμεις αντίδρασης του πέλματος με το έδαφος και η περιοδική κίνηση του κάθε ποδιού. Τα στοιχεία αυτά, είναι απαραίτητα για κάθε μορφή δίποδης βάδισης, ανεξάρτητα από τις πιθανές μυοσκελετικές δυσλειτουργίες. Η μορφή αυτών των στοιχείων καθορίζει την μοναδικότητα των κινήσεων του ανθρώπινου σώματος. Είναι σύνηθες να αναγνωρίζουμε κάποιον οικείο από τον βηματισμό του. Επομένως, θα μπορούσε κάποιος να βασιστεί στην καθαρά προσωπική μορφή της βάδισης για να παρακολουθήσει τα ιδιαίτερα του χαρακτηριστικά, όπως αυτά αντανακλώνονται στην βάδισή του. Ένα από τα ιδιαίτερα αυτά χαρακτηριστικά είναι και η ανατομική του κατασκευή, η οποία καθορίζει τη βάδιση και τη στήριξή του. Οι δυνάμεις που ασκούνται σε κάθε μέλος του σώματός του και στο έδαφος είναι ανάλογες της κατανομής μάζας και της μυϊκής – οστικής κατασκευής του κάθε μέρους του σώματος.

### 2.2 Βασικότερες μέθοδοι ανάλυσης βάδισης

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 κίνησης των ζώων με τις μηχανές, περιλαμβάνοντας 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 [1].

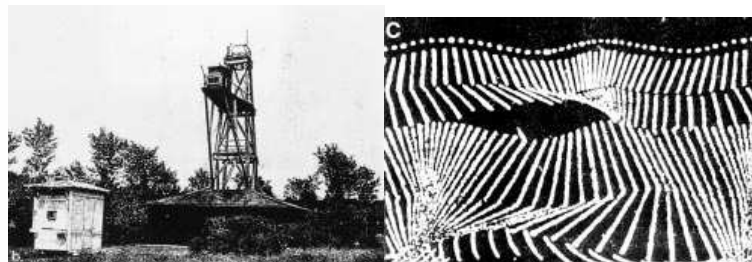
Με την εμφάνιση της φωτογραφίας το δεύτερο μισό του 19ου αιώνα, πραγματοποιήθηκαν σημαντικές παρατηρήσεις για την ανθρώπινη βάδιση. Με την φωτογράφιση της διέλευσης της Αφροδίτης το 1878 από τον Jansen με πλήθος σειράς φωτογραφικών λήψεων, πραγματοποιήθηκε η έναρξη της κινηματογραφίας. Πρώτες σημαντικές εργασίες μελέτης της βάδισης, 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 στα σταθερά σημεία κατά μήκος του διαδρόμου και επιπλέον 6 κινητές κάμερες στην κάθε άκρη του διαδρόμου (Εικόνα 1) [2].



**Εικόνα 1: Μελέτη της ανθρώπινης βάδισης με τη χρήση 18 καμερών από τον E. Muybridge.**

Από τους πρωτοπόρους που χρησιμοποίησαν την φωτογραφία ήταν και ο Marey, με την ανάπτυξη του χρονοφωτογράφου [3] το 1885. Ο χρονοφωτογράφος εξελίχθηκε στην πρώτη κάμερα με χρήση φιλμ, το 1888.

Ο Marey έντυσε τους εξεταζόμενους με μαύρες φόρμες στις οποίες τοποθέτησε ανακλαστήρες άσπρου χρώματος (Εικόνα 2a). Οι εξεταζόμενοι βάδιζαν μπροστά από μαύρη επιφάνεια ενώ φωτογραφίζονταν από κάμερα τοποθετημένη σε τροχούς, η οποία κινούνταν παράλληλα με τους εξεταζόμενους (Εικόνα 2b). Από τις φωτογραφίες (Εικόνα 2c), ο Marey μπορούσε να υπολογίσει την μετακίνηση των αρθρώσεων και να σχεδιάσει γραφήματα της γωνιακής και γραμμικής απόκλισης των αρθρώσεων. Γνωρίζοντας το κέντρο βάρους, ήταν σε θέση να σχεδιάσει την μετακίνησή του κατά τη διάρκεια της βάδισης [4].



**Εικόνα 2(a-c): (2a) Ένδυση εξεταζόμενων με μαύρο χρώμα και ανακλαστήρες (2b) Φωτογραφική μηχανή τοποθετημένη σε τροχούς (2c) Διάγραμμα που προέρχεται από τις φωτογραφίες του Marey.**

Η αξιοποίηση των νέων καταγραφικών διατάξεων, αξιοποιήθηκε για την μαθηματική ανάλυση της κίνησης, από τους Braune and Fischer [5, 6] με την τρισδιάστατη ανάλυση της βάδισης όπως καταγράφηκε με τη βοήθεια τεσσάρων καμερών. Εξαιτίας της πολύπλοκης επεξεργασίας των φωτογραφικών δεδομένων, αντίστοιχες μέθοδοι δεν χρησιμοποιούνται ιδιαίτερα.

Η ανάλυση βάδισης ως εργαλείο διερεύνησης των παθήσεων του μυοσκελετικού άρχισε να χρησιμοποιείται από τις αρχές του 20ου αιώνα με τη

χρήση της φωτογραφίας. Από τις πρώτες προσπάθειες αναγνώρισης της βάδισης είναι των Korlowski και Cutting [7] στον χώρο της ψυχολογίας με σκοπό να αναγνωρίζονται οι άνθρωποι βάσει των πληροφοριών που προκύπτουν από τη βάδιση. Οι Stevenage, Nixon και Vince [8] συνέχισαν την προσπάθεια με σκοπό τον διαχωρισμό των ανθρώπων από τη βάδιση με τη χρήση οπτικών μέσων.

Η ανθρώπινη κίνηση έχει καταγραφεί και επεξεργαστεί με τη χρήση διαφορετικών μεθόδων, βασισμένων στην επεξεργασία εικόνας. Χαρακτηριστικές μέθοδοι είναι η φωτογραμμετρία [9, 10], η οπτοηλεκτρική ανάλυση [11, 12, 13] και η ανάλυση βίντεο [14, 15, 16, 17].

Τα συστήματα φωτογραμμετρίας καταγράφουν με την βοήθεια κάμερας, εικόνες δύο-τριών διαστάσεων με τη χρήση ανακλαστήρων, προσαρμοσμένων στο ανθρώπινο σώμα. Μέσω της επεξεργασίας των παραπάνω δεδομένων, υπολογίζουν τον προσανατολισμό του σώματος.

Η οπτοηλεκτρική ανάλυση, εφαρμόζει τις ίδιες αρχές με τα φωτογραμμετρικά συστήματα, για την καταγραφή της θέσης των αρθρώσεων και των μελών του σώματος, με την χρήση οπτοηλεκτρικών μονάδων αντί για φιλμ.

Έχουν κατασκευαστεί οπτικο-ηλεκτρικά συστήματα [18], που όμως δεν μπορούν να υπολογίσουν τις μετρήσεις των μαλακών ιστών, ενώ επίσης αποτελούν μη αξιόπιστη μέθοδο για τον καθορισμό των περισσοτέρων σημείων του κύκλου βάδισης [19]. Σε άλλη μελέτη, έγινε προσπάθεια εστίασης στην επεξεργασία των παραμέτρων βάδισης με τρισδιάστατη μορφή, μετατρέποντας το βήμα των ελαχίστων τετραγώνων του τρισδιάστατου μοντέλου σε δισδιάστατη απεικόνιση με τη χρήση διαδοχικών εικόνων. Με τη χρήση Bayesian ανάλυσης έγινε προσπάθεια να εκτιμηθεί η διακριτική δύναμη των χαρακτηριστικών βάδισης χωρίς όμως τη δυνατότητα δημιουργίας γενικευμένης θεωρίας τρόπου βαδίσεως [18].

Τα συστήματα βίντεο έχουν αντίστοιχες αρχές με τα δύο προηγούμενα συστήματα, αλλά η καταγραφή των δεδομένων γίνεται με κάμερες υψηλότερης ανάλυσης, ενώ έχουν την δυνατότητα καταγραφής τρισδιάστατων κινήσεων. Η χρήση της βιντεοσκόπησης σε συνδυασμό με τα πλεονεκτήματα της γρήγορης επεξεργασίας των δεδομένων που παρέχουν τα σύγχρονα λογισμικά, προσφέρουν τη δυνατότητα μέτρησης με σχετική ακρίβεια των κινήσεων που αναπτύσσονται κατά τη βάδιση και εμφανίζει καλή απόδοση στη γενική διαδικασία της κατηγοριοποίησης [20, 25], αλλά με μέτρια ποσοστά επιτυχίας στον τομέα της βάδισης [21, 22, 23].

Η κατεύθυνση των δυνάμεων μπορεί σε πολλές περιπτώσεις να υπολογισθεί με ακόμη καλύτερη ακρίβεια με συστήματα τρισδιάστατης απεικόνισης. Από τις πρώτες μελέτες στο χώρο ήταν αυτή των Sutherland και Hagy το 1972 [24], ενώ οι βασικότερες τεχνικές αυτόματης αναγνώρισης βάδισης με τη χρήση βιντεοσκόπησης αναλύουν τη σκιά ή την κίνηση του υποκειμένου [25, 26].

Η μέθοδος καταγραφής της δύναμης που ασκείται στο έδαφος μέσω της κατάλληλης πλατφόρμας [27, 28, 29, 30] εξακολουθεί να έχει ατέλειες. Η πλατφόρμα μέτρησης δύναμης κατά τη βάδιση, δεν δύναται να δώσει αξιόπιστα αποτελέσματα, παρά μόνο αν χρησιμοποιηθούν ταυτόχρονα, μετρητικά συστήματα κινηματικής.



Σημαντικοί περιορισμοί των παραπάνω μεθόδων είναι η πολυπλοκότητα χρήσης τους, η απαίτηση μεγάλης χρονικής διάρκειας καταγραφής και επεξεργασίας και ο περιορισμός εφαρμογής τους σε εργαστηριακές συνθήκες. Όσον αφορά τα συστήματα ανάλυσης κίνησης, μέσω καταγραφής της θέσης των ανακλαστήρων φωτός προσαρμοσμένων στο σώμα, χρησιμοποιούνται για να εκτιμήσουν την τρισδιάστατη κίνηση του κέντρου βάρους κατά τη βάδιση. Τα συστήματα αυτά είναι ακριβά, απαιτούν σύνθετη επεξεργασία των δεδομένων και απαιτούν χώρους μεγάλων διαστάσεων για την λήψη κατάλληλων μετρήσεων.

Τις τελευταίες δεκαετίες, σημαντική ήταν η εμφάνιση μικροσκοπικών ηλεκτρονικών αισθητήρων, των επιταχυνσιόμετρων, οι οποίοι χαρακτηρίζονται από μικρή κατανάλωση και χρησιμοποιούνται σε ρομποτικές, βιομηχανικές, αεροδιαστημικές και βιο-ιατρικές εφαρμογές.

Οι πρώτες εφαρμογές με χρήση επιταχυνσιόμετρων για την εκτίμηση των κινήσεων του ανθρωπίνου σώματος, καταγράφονται την δεκαετία του 1950 [31, 32]. Οι διατάξεις αυτές ήταν ιδιαίτερα ακριβές, ογκώδεις, αναξιόπιστες και κατά συνέπεια ακατάλληλες να χρησιμοποιηθούν ως φορητές διατάξεις καταγραφής. Παρ' όλα αυτά, τις προηγούμενες δεκαετίες πραγματοποιήθηκαν επαναστατικές αλλαγές στην κατασκευή των επιταχυνσιόμετρων, με πρωτοπόρο τον τομέα της αυτοκινητοβιομηχανίας για την χρήση τους στο σύστημα αερόσακων. Η νέα γενιά επιταχυνσιόμετρων 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 επιταχυνσιόμετρων είναι μικροσκοπικού μεγέθους, χαμηλού κόστους και ισχύος, παρέχοντας τη δυνατότητα καταγραφής της ισορροπίας και των αλλαγών βάδισης σε ενήλικες, με την ταυτόχρονη χρήση σύγχρονων φορητών καταγραφικών. Τα επιταχυνσιόμετρα μετρούν την στατική (π.χ. βαρύτητα) και την δυναμική (π.χ. ταλάντωση) επιτάχυνση. Τρία επιταχυνσιόμετρα μπορούν να ενσωματωθούν σε μία διάταξη παρέχοντας πληροφορίες για την κίνηση σε τρεις διαστάσεις (3D επιταχυνσιόμετρο).

Αρκετοί μελετητές έχουν μελετήσει την βάδιση μέσω επιταχυνσιομετρικών δεδομένων. Το 1973, ο J. R. W. Morris [33] απέδειξε ότι τα επιταχυνσιόμετρα μπορούν να παρέχουν ικανοποιητικές πληροφορίες για τον προσδιορισμό της κίνησης του ανθρωπίνου σώματος και ότι αποτελούν μια αξιόπιστη τεχνική μέτρησης των κινήσεων του ανθρωπίνου σώματος.

Οι Auvinet κα. [34] χρησιμοποίησαν επιταχυνσιόμετρο δύο αξόνων για να αναγνωρίσουν την συχνότητα του κύκλου βάδισης, την συμμετρία και την κανονικότητα του βηματισμού στην ιδανική ταχύτητα βάδισης.

Οι έρευνες των Moe-Nilssen [35], Willemsen [36] και Aminian [37] για την επαναληψιμότητα των επιταχυνσιόμετρων, απέδειξαν ότι η χρήση των συγκεκριμένων αισθητήρων, αποτελεί αξιόπιστη μέθοδο για τη μελέτη της στατικής ισορροπίας και της βάδισης κάτω από πραγματικές συνθήκες. Διαπιστώθηκε ότι τα επιταχυνσιόμετρα τριών αξόνων, εμφανίζουν ικανοποιητική επαναληψιμότητα και η λειτουργία τους είναι ανεξάρτητη του θορύβου και του προσανατολισμού της διάταξης. Προσφέρουν επίσης πλήθος θετικών χαρακτηριστικών για την καταγραφή κινησιομετρικών χαρακτηριστικών. Αποκρίνονται στη συχνότητα και την ευαισθησία της ανθρώπινης κίνησης υπερτερώντας έναντι των βηματομέτρων καθώς και άλλων αντίστοιχων διατάξεων, οι οποίες μπορούν να καταγράψουν τις κινήσεις μόνο πάνω από συγκεκριμένα όρια.

Τα παραπάνω πλεονεκτήματα σε συνδυασμό με την χαμηλή ενεργειακή κατανάλωση και το μικρό μέγεθός τους, αναδεικνύουν τα επιταχυνσιόμετρα κατάλληλα για κλινικές εφαρμογές.

### 2.3 Βιβλιογραφία

1. Steindler A. *Mechanics of Normal and Pathological Locomotion in Man*. London: Bailliere, Tindall and Cox, 1936.
2. Muybridge E. *The Human Figure in Motion*. New York: Dover Publications Inc., 1955.
3. Marey EJ. *La Methode Graphique dans les Sciences Experimentales et Particulierement en Physiologie et en Medecine*. Paris: Masson, 1872. *Le Developpement de la Methode Graphique par l'Emploi de la Photographie*. 2nd ed. With supplement. Paris: Masson, 1885.
4. Marey ÈJ. *La Chronophotographie Applique a l'Etude des Actes Musculares dans la Locomotion*. *Intermed. Bio. Méd.* 1899; 1: 1.
5. Braune CW, Fischer O. *Die bewegungen des kniegelenkes nach einer neuen methode am lebenden menschen gemessen*. *Abhandl Math Physische Classe Kon Sachs Ges Wissensch* 1891;17:1–76.
6. Braune CW, Fischer O. *Der gang des menschen I*. *Abhandl Math Physische Classe Ko"n Sa"chs Ges Wissensch* 1895;21:153–322.
7. Kozlowski L. and Cutting J. *Recognizing the Sex of a Walker from Dynamic Point Ligh Display*. *Perception and Psychophysics*, 1977;21:575-580.
8. Stevenage V., Nixon M. and Vince K. *Visual Analysis of Gait as a Cue to Identity*. *Applied Cognitive Psychology*, 1999;13:513-526.
9. Weissman S. *Anthropometric photogrammetry*. *Photogrammetr Engin* 1968;34:1134 – 1140.
10. Bullock MI, Harley IA. *The measurement of three-dimensional body movements by the use of photogrammetry*. *Ergonomics* 1972;15:309 – 322.
11. 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.
12. Dawson EG, Kropf MA, Purcell G, Kabo JM, Kanim LEA, Burt C. *Optoelectronic evaluation of trunk deformity in scoliosis*. *Spine* 1993;18:326 – 331.
13. 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.
14. Robinson ME, O'Connor PD, Shirley FR, Millan MM. *X Intrasubject reliability of spinal range of motion and velocity determined by video motion analysis*. *Phys Ther* 1995;73:926 – 931.
15. Masso PD, Gorton GE. *Quantifying changes in standing body segment alignment following spinal instrumentation and fusion in idiopathic scoliosis using and optoelectronic measurement system*. *Spine* 2000;25:457 – 462.

16. 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.
17. Engsberg JR, Lenke LG, Urich 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.
18. Baker R. *Gait analysis methods in rehabilitation*. J Neuroengineering Rehabil. 2006;3(1):4.
19. 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
20. 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.
21. 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.
22. Hayfron-Acquah JB., Nixon MS., Bennett AP. *Automatic gait recognition by symmetry analysis*. Pattern Recognition Letters 2003;24:2489-2497.
23. P. D. O'Connor, M. E. Robinson, F. R. Shirley, M. M. Millan. *The effect of Marker placement deviations on spinal range of motion determined by video motion analysis*. Physical Therapy 1993;73(7):478-83
24. D. H. Sutherland, J. L. Hagy. *Measurement of gait movements from motion picture film*. Journal of Bone and Joint Surgery 1972;54:787-797.
25. Ben-Yacoub, Abdeljaoued, Mayoraz. *Fusion of face and speech data for person identity verification*. IEEE Transactions on Neural Networks 1999;10:1065-1074.
26. Rydolf F., Arbab B., Orhant O. *Low power accelerometer for portable and remote instrumentation*, Proceeding of the Sensors Expo San Jose, Technical Conference. San Jose 1998:417-423.
27. 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.
28. Sukru Solak, Behzat Kentel, Yalim Ates. *Does Bilateral Total Knee Arthroplasty Affect Gait in Women?*, The Journal of Arthroplasty 2005;20(6):745-750
29. R. Begg, J. Kamuruzzaman. *A machine learning approach for automated recognition of movement patterns using basic, kinetic and kinematic gait data*. Journal of Biomechanics 2005;38:401-408.
30. Davis R, Ounpuu S, Tyburski D, Gage J. *A gait analysis data collection and reduction technique*. Hum Mov Sci 1991;10:575–587.
31. Gage H. *Accelerographic analysis of human gait*. Washington DC: ASME, 1964
32. Saunders J, Inman V, Eberhart H. *The major determinants in normal and pathological gait*. J Bone Jnt Surg 1953;35A:543–58.

33. J. R. W. Morris. *Accelerometry -- a technique for the measurement of human body movements*. J. Biomech. 1973;6:729-736.
34. B. Auvinet, D. Chaleil, E. Barrey. *Accelerometric gait analysis for use in hospital outpatients*. Revue du Rhumatisme 1999;66:389-397.
35. Moe-Nilssen R. *Test-retest reliability of trunk accelerometry during standing and walking*. Arch Phys Med Rehabil 1998;79:1377 – 1385.
36. A. TH. M. Willemsen, F. Bloemhof and H. B. K. BOOM. *Automatic Stance-Swing Phase Detection from Accelerometer Data for Peroneal Nerve Stimulation*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 1990;37(12):1201-1208.
37. K. Aminian, E. De Andres, K. Rezakhanlou, C. Fritsch, Y. Schutz, M. Depairon, P. F. Leyvraz and P. Robert. *Motion analysis in clinical practice using ambulatory accelerometry*. Nadia Magnenat-Thalmann, Daniel Thalmann (Eds.): CAPTECH'98, LNAI 1537, pp. 1-11, 1998.

### 3. ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΕΝΤΡΟΠΙΑ ΚΑΙ ΜΕΤΑΒΛΗΤΟΤΗΤΑ ΒΙΟΣΗΜΑΤΩΝ

Η πληροφορία 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 ερωτήματα της θεωρίας της πληροφορίας ήταν η ποσοτικοποίηση της πληροφορίας, ώστε να είναι δυνατός ο χειρισμός της, όπως συμβαίνει και με όλα τα φυσικά μεγέθη.

#### 3.1 Claude Shannon και η θεωρία της πληροφορίας

Η πρώτη επιτυχής προσπάθεια έγινε το 1948 από τον Claude Shannon στη διατριβή του, με τίτλο "A Symbolic Analysis of Relay and Switching Circuits", όπου περιέγραψε με ποιο τρόπο 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 τρόπο που 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 δυαδικό ψηφίο (binary digit), που συντημήθηκε αργότερα από επιστήμονες του χώρου αρχικά σε binit και στη συνέχεια στο γνωστό μας bit.

Βάσει της θεωρίας της πληροφορίας, 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 στο μήνυμα αυτό 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:

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

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 ισοπίθανα θα ισχύει ότι  $p_a = p_b = 1/2$ , και  $I = 1$  ή  $I = 1$  bit.

Σύμφωνα με τη θεωρία του Shannon, περισσότερα bits πληροφορίας παίρνει κανείς από ένα μήνυμα, αν είναι μεγαλύτερη και η αβεβαιότητα που κουβαλάει το μήνυμα, γιατί αυτή η αβεβαιότητα είναι αντιστρόφως ανάλογη με την πιθανότητα  $P$  να συμβεί.

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  $2^S$  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  $2^S=P$  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 [1, 2, 3].

### 3.2 Εντροπία κατά τη θεωρία της πληροφορίας

Η **εντροπία** κατά τη θεωρία της πληροφορίας είναι ένα "μέτρο αβεβαιότητας ή 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 την απόδοση ενός μέτρου 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 [4, 5]:

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

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 ισοπιθανοφανή ενδεχόμενα, δηλαδή αν  $p_1=p_2=\dots=p_n$ , τότε διαπιστώνεται ότι έχουμε την ίδια πιθανότητα πραγματοποίησης

οποιοδήποτε εκ των πιθανών ενδεχομένων του πειράματος και η τιμή της εντροπίας του συστήματος μεγιστοποιείται:

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

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

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

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

### 3.3 Παράδειγμα εφαρμογής της στατιστικής εντροπίας

Έστω ζάρι με έξι έδρες. Η πιθανότητα να εμφανιστεί η κάθε πλευρά είναι  $p_1, p_2, p_3, p_4, p_5$  και  $p_6$ .

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

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

2.β. Αν θεωρήσουμε ότι η έδρα No 6, έχει διπλάσιες πιθανότητες να εμφανιστεί, τότε έχουμε ότι:

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

Δηλαδή,

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

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

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

2.γ. Αν θεωρήσουμε ότι θα εμφανιστεί μόνο η έδρα No 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 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.

### 3.4 Μεταβλητότητα σήματος ανθρώπινης βόδισης

#### 3.4.1 Μεταβλητότητα βιοσημάτων

Η στατιστική εντροπία όπως περιγράφεται στην θεωρία της πληροφορίας, μπορεί να ποσοτικοποιήσει την μεταβολή ενός βιοσήματος το οποίο ορίζεται βάσει της πιθανότητας εμφάνισης γεγονότων που πρόκειται να

συμβούν [6]. 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 [6].

Βάσει των παραπάνω, η στατιστική εντροπία μπορεί 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.

Έχει διαπιστωθεί ότι οι νευρώνες οι οποίοι δεν χρησιμοποιούνται, αποδυναμώνονται και έχουν μικρότερες πιθανότητες να χρησιμοποιηθούν και πάλι [7]. Μέθοδοι όπως η στατιστική εντροπία έχουν χρησιμοποιηθεί ήδη για την εκτίμηση της συμβολής των νευρώνων στην εγκεφαλική λειτουργία [8].

### 3.4.2 Μεταβλητότητα του σήματος βάδισης

Ένα άλλο βιοσήμα το οποίο μπορεί να περιγραφεί από την παραπάνω θεωρία είναι και η ανθρώπινη βάδιση. Η ανθρώπινη βάδιση αποτελεί μια ρυθμική ταλάντωση, όπου τα πόδια ταλαντώνονται συνεχώς, μπροστά και πίσω, δημιουργώντας την κίνηση. Οι κινήσεις αυτές δεν είναι ίδιες και υπάρχουν ενδείξεις εμφάνισης μεταβλητότητας από το ένα βήμα στο άλλο (*stride-to-stride variability*) [9]. Η εξέταση της μεταβλητότητας στη βάδιση, μπορεί να προσφέρει πληροφορίες για την παθολογία του νευρομυοσκελετικού συστήματος, όπως έχει ήδη γίνει ήδη με το καρδιομυϊκό σύστημα. Τέτοιες προσπάθειες έχουν ήδη πραγματοποιηθεί στην παθολογία και στην γηριατρική με την εξέταση ασθενών με διαβητική νευροπάθεια, ασθενών με Huntington και Parkinson, ενώ επίσης έχει μελετηθεί η ηλικιακή επίδραση στη βάδιση [10, 11, 12].

Κατά τη διάρκεια της βάδισης, εμφανίζεται αστάθεια μεταξύ των βημάτων και κατά την μετατόπιση του βάρους από το ένα πόδι στο άλλο. Το κέντρο βάρους του ανθρώπου έχει σημαντικό ρόλο στη διατήρηση της σταθερότητας κατά τη βάδιση. Ο άνθρωπος μετατοπίζει το κέντρο βάρους από το ένα πόδι στο άλλο. Για την διατήρηση της σταθερότητας, ο άνθρωπος προσπαθεί να διατηρεί το κέντρο βάρους του εντός των ορίων μια περιοχής. Τα όρια της περιοχής αυτής, καθορίζονται από τα όρια των πελμάτων. Όταν το κέντρο βάρους μετατοπίζεται εκτός της περιοχής αυτής, εμφανίζεται αστάθεια, η οποία αν δεν διορθωθεί από την κίνηση του σώματος, θα επιφέρει πτώση [13]. Στην πραγματικότητα, δεν υπάρχει υπόδειγμα/πρότυπο κανονικής βάδισης. Αντιθέτως η βάδιση διαφοροποιείται σε κάθε άτομο. Η βάδιση θεωρείται σταθερή μέχρι να παρουσιαστούν ενδείξεις πτώσης του ατόμου. Κατά τη διάρκεια της βάδισης, ο άνθρωπος προσπαθεί να 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 βάδισής του, όσο παραμένει στα όρια σταθερότητας βάδισης. Η μυϊκή δύναμη του ατόμου έχει σημαντικό ρόλο στην διατήρηση της σταθερότητας βάδισης. Όσο ο άνθρωπος μεγαλώνει ηλικιακά, τόσο η μυϊκή του δύναμη ελαττώνεται και κατά συνέπεια η μεταβλητότητα της βάδισής του ενισχύεται, αυξάνοντας την πιθανότητα πτώσης.

Με σκοπό την απλοποίηση της περιγραφής της ανθρώπινης βάδισης, μελετάται η συμπεριφορά του κέντρου βάρους του ανθρωπίνου σώματος. Τα άκρα θεωρείται ότι αποτελούν μοχλούς χωρίς βάρος. Αυτή η θεώρηση, επιτρέπει την εστίαση της μελέτης, αποκλειστικά στις δυνάμεις που επιδρούν και επηρεάζουν το κέντρο της βαρύτητας. Το σημείο του κέντρου βάρους υπολογίζεται ότι αντιστοιχεί στο 55% του ύψους του σώματος (από το έδαφος) [14].

Η αύξηση της ηλικίας έχει συσχετιστεί με την μεταβλητότητα της βάδισης [15, 16, 17, 18, 19] και ειδικότερα με τις νευροφυσιολογικές μεταβολές [20, 21, 19]. Αυτές οι μεταβολές μπορεί να οφείλονται στην ικανότητα του νευρικού συστήματος για την κατάλληλη επιλογή των σωστών νευρώνων για σταθερή βάδιση. Μικρότερη βεβαιότητα στην επιλογή νευρώνων σχετίζεται με αυξημένο ποσοστό πτώσεων σε ηλικιωμένους.

Μελέτες της μεταβλητότητας της βάδισης έχουν δείξει τη συσχέτισή της με την πιθανότητα πτώσης. Σε μία από τις πρώτες μελέτες ποσοτικοποίησης της μεταβλητότητας της βάδισης, οι Guimaraes και Isaacs [22] θεωρούν ότι οι ηλικιωμένοι με συχνές πτώσεις, εμφανίζουν αυξημένη μεταβλητότητα βάδισης. Ο Arif κ.α. συσχέτισαν την μεταβλητότητα της βάδισης με αυξημένη πιθανότητα πτώσης ηλικιωμένων ατόμων [23]. 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 [24]. Κατά συνέπεια, η μέτρηση της μεταβλητότητας της βάδισης πολλές φορές μπορεί να εμφανίζει μεγαλύτερη ευαισθησία από την μέτρηση άλλων παραμέτρων της βάδισης.

### 3.4.3 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 αλγορίθμου της προσεγγιστικής εντροπίας (Approximate entropy – ApEn). Η προσεγγιστική εντροπία επινοήθηκε από τον Pincus το 1991 [25] και τα τελευταία χρόνια χρησιμοποιήθηκε στην ιατρική έρευνα και ειδικότερα στην ανάλυση βάδισης [23, 26, 27, 28, 29, 30].

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 [31]. 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' αυτή την περίπτωση, οι τιμές της χρονοσειράς με τη μεγαλύτερη ApEn εμφανίζουν την μικρότερη κανονικότητα, δηλαδή την μεγαλύτερη πολυπλοκότητα [32].

Η πρώτη εφαρμογή της μεθόδου, πραγματοποιήθηκε στην καρδιολογία [33], 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 ότι στα νοσούντα νεογνά η ApEn ήταν μικρότερη, δηλαδή οι καρδιακοί παλμοί ήταν ομαλότεροι από τους αντίστοιχους των υγιών εμβρύων.

Στην περιοχή της νευρολογίας, οι Huang κ.α. [34] μελέτησαν ηλεκτροεγκεφαλογραφήματα διαφόρων ομάδων ασθενών σε διαφορετική φάση εγκεφαλικής λειτουργίας (ηρεμία-διέγερση). Οι μετρήσεις τους επιβεβαίωσαν τη χρησιμότητα της ApEn στην εκτίμηση χρονοσειρών από εγκεφαλογραφήματα, καθώς διαπίστωσαν ότι οι εθελοντές με εντονότερη εγκεφαλική λειτουργία είχαν υψηλότερη ApEn από τους εθελοντές που βρίσκονταν σε ηρεμία με τα μάτια κλειστά.

Ως προς την μελέτη της βάδισης, μια από τις πρώτες εφαρμογές της ApEn είναι των Arif κ.α. το 2002 [23] και αφορά την μελέτη της επίδρασης της κόπωσης στη σταθερότητα βάδισης [35, 36].

Οι ηλικιωμένοι αλλά και οι νέοι εξεταζόμενοι παρουσίασαν χαμηλότερες τιμές κοντά στην κανονική ταχύτητα βάδισής τους. Από την έρευνα προέκυψε ότι και οι νέοι και οι ηλικιωμένοι προσπαθούν συνεχώς να προσαρμόσουν την κανονική ταχύτητα βάδισής τους, ώστε να μεγιστοποιήσουν την σταθερότητά της. Σε αρκετές περιπτώσεις παρατηρήθηκε ότι ο τρόπος κανονικής βάδισης των ηλικιωμένων είναι λιγότερο σταθερός και γι' αυτό προσπαθούν να βελτιώσουν την σταθερότητα, ελαττώνοντας την ταχύτητα βάδισής τους.

Οι Georgoulis κ. α. το 2006 [30] με την χρήση της ApEn, προσπάθησε να μελετήσει τη σημασία της διακύμανσης της βάδισης σε περιπτώσεις ασθενών με ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου καθώς και υγιών, αξιολογώντας την διακύμανση κατά την κάμψη / έκταση της άρθρωσης του γονάτου. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε μηχανοκίνητο διάδρομο με τη χρήση φωτο-ηλεκτρονικού 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 πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, οι οποίοι πάσχουν περισσότερο από ένα μήνα, η βάδιση προσαρμόζεται ώστε να αποφεύγεται η αστάθεια και να προστατεύεται ο ασθενής. Εμφανίζονται δηλαδή μικρότερες τιμές ApEn από τις αντίστοιχες τιμές εξεταζομένων χωρίς πρόβλημα στους πρόσθιους χιαστούς συνδέσμους. Κατά συνέπεια η κίνηση στην πρώτη περίπτωση είναι πιο ομαλή και με λιγότερες διακυμάνσεις. Επίσης παρατηρήθηκε ότι οι τιμές της ApEn αυξάνονται όσο αυξάνεται και η ταχύτητα βάδισης.

Η Costa κ. α. [37], πρότεινε μια άλλη μορφή της θεωρίας της εντροπίας, την Multiscale Entropy, η οποία βασίστηκε σε ιδέα του Zhang's [38] για τον υπολογισμό της εντροπίας πολλαπλών κλιμάκων. Στην μελέτη αυτή αναφέρεται ότι η μεταβλητότητα της βάδισης αυξάνεται όσο η βάδιση του εξεταζομένου απομακρύνεται από τα ιδανικά όρια.

### 3.5 Βιβλιογραφία

1. I. E. Φραγκιαδάκης, *Φυσική & Τεχνολογία*, εκδ. ΖΗΤΑ, Θεσσαλονίκη 2006
2. <http://el.science.wikia.com/wiki/Εντροπία>
3. [http://www.physics4u.gr/articles/2008/time\\_arrow.html](http://www.physics4u.gr/articles/2008/time_arrow.html)
4. Claude Elwood Shannon. *Collected Papers*, Edited by N.J.A Sloane and Aaron D. Wyner, IEEE press, [ISBN 0-7803-0434-9](#)
5. C. E. Shannon. *A mathematical theory of communication*, Bell System Technical Journal 1948;27:379–423 and 623–656.
6. G. Tononi, G.M. Edelman, O. Sporns. *Complexity and coherency: integrating information in the brain*, Trends Cogn. Sci. 1998;2:474–484.
7. O. Sporns, G.M. Edelman. *Solving Bernstein's problem: a proposal for the development of coordinated movement by selection*, Child Dev. 1993;64:960–981.
8. F. Rieke. *Spikes: Exploring the Neural Code*, MIT Press, Cambridge, MA, 1997.
9. 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.
10. Dingwell JB, Cusumano JP. *Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking*. Chaos 2000;10:848–863.
11. Hausdorff JM, Lertratanakul A, Cudkowitz 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.
12. Buzzi UH, Stergiou N, Kurz MJ, Hageman PA, Heidel J. *Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait*. Clin Biomech 2003;18:435–443.
13. Winter DA, Patla AE, Frank JS. *Assessment of balance control in humans*. Med Prog Technol 1990;16:31–51.
14. M. Saunders, Verne T. Inman and Howard D. Eberhart. *The major determinants in normal and pathological gait*, J Bone Joint Surg Am. 1953;35:543-558.
15. C.M. Gray, W. Singer. *Stimulus-specific neuronal oscillations in orientation columns of cat visual cortex*, Proc. Natl. Acad. Sci. USA 1989;86:1698–1702.
16. J.M. Hausdorff, H.K. Edelberg, S.L. Mitchell, A.L. Goldberger. *Increased gait unsteadiness in community-dwelling elderly fallers*, Arch. Phys. Med. Rehabil. 1997;78:278–283.
17. J.M. Hausdorff, S.L. Mitchell, R. Firtion, C.K. Peng, M.E. Cudkowicz, J.Y. Wei, A.L. Goldberger. *Altered fractal dynamics of gait: reduced stride-interval correlations with aging and Huntington's disease*, J. Appl. Phys. 1997;78:349–358.
18. K.M. Jackson, *Fitting of mathematical functions to biomechanical data*, IEEE Trans. Biomed. Eng. 1979;26:515–521.
19. A.R. Potvin, K. Syndulko, W.W. Tourtellotte, J.A. Lemmon, J.H. Potvin, *Human neurologic function and the aging process*, J. Am. Geriatr. Soc. 1980;28:1–9.

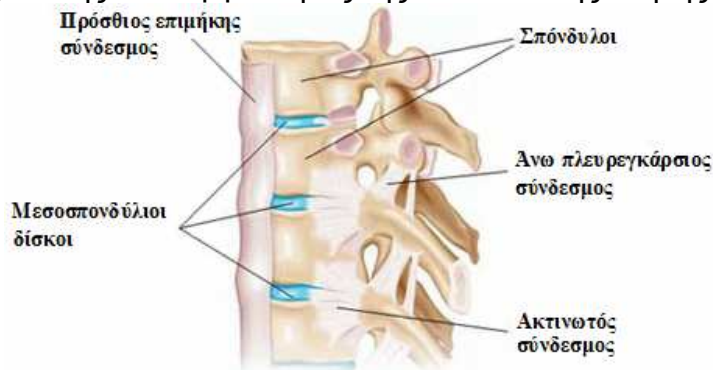
20. L.J. Dorfman, T.M. Bosley, Age related changes in peripheral and central nerve conduction in man, *Neurology* 1979;29:38–44.
21. G.S. Kamen, S.V. Sison, D.U. Duke, C. Patten, Motor unit discharge behavior in older adults during maximal effort contractions, *J. Appl. Phys.* 1995;79:1908–1913.
22. Guimaraes RM, Isaacs B: *Characteristics of the gait in old people who fall*. *Int Rehabil Med* 1980;2:177-180.
23. M. Arif, Y. Ohtaki, R. Nagatomi, T. Ishihara and H. Inooka. *Analysis of the effect of fatigue on walking gait stability*, Proceedings of International Symposium on Micromechatronics and Human Science IEEE pp 253-258, 2002
24. Gabell A, Nayak US: *The effect of age on variability in gait*. *J Gerontol* 1984;39:662-666.
25. Pincus, S. M. *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.
26. 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.
27. Kurz M J and Stergiou N. *The ageing human neuromuscular system expresses less certainty for selecting joint kinematics during gait*. *Neuroscience Letters* 2003;348:155-158.
28. Karmakar C K, Khandoker A H, Begg R J, Palaniswaami 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.
29. Khandoker A H, Marimuthu Palaniswami and Begg R K. *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
30. Georgoulis A. D., 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.
31. Pincus, S. M. *Approximate entropy (ApEn) as a complexity measure*. *Chaos* 1995;5:110–117.
32. Π. Καρκαλούσος, Ε. Δελίχα. *Παρουσίαση και εφαρμογές της προσεγγιστικής εντροπίας (ApEn) στην Ιατρική*. *Αρχεία Ελληνικής Εταιρείας* 2004;21(2):161-171.
33. Pincus, S. M., I. M. Gladstone, and R. A. Ehrenkranz. *A regularity statistic for medical data analysis*. *J. Clin. Monit.* 1991;7:335-345.
34. H. Huang, Q. Chen, A. Zhen. *Study of EEG approximate entropy in different brain functional states*. *Zhongguo Ying Yong Sheng Li Xue Za Zhi* 2000;16:321-323.
35. W. Braune, O. Fischer. *On the Centre of Gravity of the Human Body*. Translated (from 1889 original) by PGJ Maquet and R Furong. Berlin: Springer-Verlag 1984.

36. FA Hellebrandt, RH Tepper, GL Braun, MC Elliot. *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
37. M. Costa, M. Croyley, J. Griffith and A. Steptoe. *Ambulatory Blood Pressure Monitoring Is Associated With Reduced Physical Activity During Everyday Life*. Psychosomatic Medicine 1999;61:806–811.
38. H. C. Fogedby. *On the Phase Space Approach to Complexity*. Journal of Statistical Physics 1992;69:411-425.

## 4. ΣΤΕΝΩΣΗ ΟΣΦΥΪΚΗΣ ΜΟΙΡΑΣ ΣΠΟΝΔΥΛΙΚΗΣ ΣΤΗΛΗΣ

### 4.1 Σπονδυλική στήλη

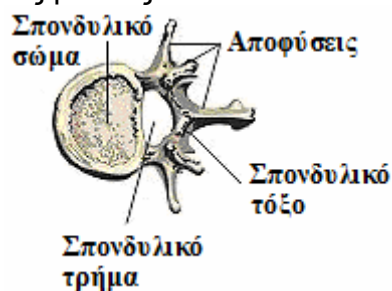
Η σπονδυλική στήλη αποτελείται από 24 σπονδύλους, το ιερό οστό και τον κόκκυγα και σχηματίζοντας τον κεντρικό άξονα του σκελετού διακρίνεται σε 4 μοίρες: την αυχενική, τη θωρακική, την οσφυϊκή και την ιερή. Κάθε σπόνδυλος αρθρώνεται με τον αμέσως ανώτερο και τον κατώτερό του μέσω των μεσοσπονδυλίων δίσκων και των αρθρώσεων μεταξύ ορισμένων αποφύσεων των σπονδύλων, ενώ ένα ισχυρό συγκρότημα συνδέσμων συγκρατεί τους σπονδύλους μεταξύ τους και συμβάλλει στη διατήρηση της σταθερότητας και της λειτουργικότητας της σπονδυλικής στήλης (Εικόνα 3).



Εικόνα 3: Σπονδυλική στήλη.

Οι αρθρώσεις μεταξύ των σπονδύλων επιτρέπουν τις κινήσεις της σπονδυλικής στήλης προς τα εμπρός, πίσω και πλαγίως, καθώς και τις στροφικές κινήσεις. Η σπονδυλική στήλη αρθρώνεται σε ενιαίο λειτουργικό σύνολο με την κεφαλή, τις πλευρές και τα λαγόνια οστά.

Κάθε σπόνδυλος εμφανίζει το σώμα, το τόξο, τις αποφύσεις και το σπονδυλικό τρήμα (Εικόνα 4). Τα σπονδυλικά τρήματα των σπονδύλων δημιουργούν τον σπονδυλικό σωλήνα μέσα στον οποίο βρίσκεται προστατευμένος ο νωτιαίος μυελός.

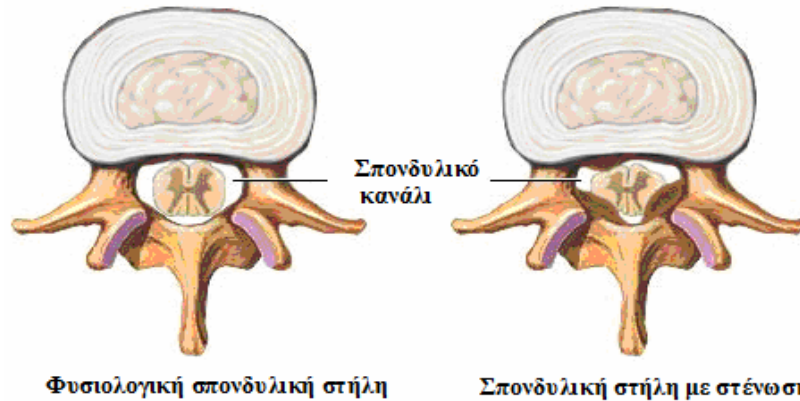


Εικόνα 4: Σπόνδυλος

### 4.2 Περιγραφή πάθησης

Η σπονδυλική στένωση είναι μία πάθηση που προκαλείται από σταδιακή στένωση του σπονδυλικού σωλήνα (κεντρική στένωση) ή του σωλήνα από τον οποίο εξέρχεται η νευρική ρίζα (πλάγια στένωση) [1]. Σπονδυλικός σωλήνας είναι το “κανάλι” μέσα στην σπονδυλική στήλη από το οποίο περνούν τα νεύρα που συνδέουν τον εγκέφαλο με το υπόλοιπο σώμα (Εικόνα 5).

Η στένωση προκαλείται συνήθως από οστεοαρθρικές αλλοιώσεις των **αρθρώσεων**, των **συνδέσμων** και των **μεσοσπονδύλιων δίσκων** της σπονδυλικής στήλης που έχουν σαν αποτέλεσμα υπερτροφία και ελάττωση του χώρου που είναι διαθέσιμος για τα νεύρα. Σπανιότερα, η στένωση του σπονδυλικού σωλήνα μπορεί να προκαλείται από παρουσία **κύστεων** ή εξαιτίας αυξημένης ποσότητας **λίπους** μέσα σε αυτόν.



**Εικόνα 5: Αναπαράσταση φυσιολογικής σπονδυλικής στήλης και σπονδυλικής στήλης με στένωση**

Η στένωση μπορεί να οφείλεται είτε σε συγγενή – αναπτυξιακά είτε σε επίκτητα αίτια. Τα συγγενή – αναπτυξιακά αίτια, εμφανίζονται στο 9% των περιπτώσεων [2] και οφείλονται σε ιδιοπαθή αίτια και σε αχονδροπάθεια [3]. Τα επίκτητα μπορεί να οφείλονται σε εκφυλισμό του σπονδυλικού καναλιού, σε συνδυασμό κλινικών αιτιών και εκφύλισης σπονδυλικού καναλιού. Επίσης μπορεί να είναι ιατρογενή – μετεγχειρητικά και μετα-τραυματικά [1, 3, 4]. Σε ορισμένες περιπτώσεις μπορεί να οφείλονται και σε παθήσεις των οστών [3, 5].

Στη στένωση της οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης, ο νωτιαίος μυελός ή οι νευρικές ρίζες είναι συμπιεσμένα, πράγμα που τυπικώς παράγει συμπτώματα πόνου ισχιαλγίας, μυρμηκίαση, αδυναμία ή αιμωδία (μούδιασμα) που ανακλά στους γλουτούς και τα πόδια, προκαλώντας μεταβολές στο νευρομυϊκό σύστημα, διαταραχές στη βάδιση και περιορισμό των καθημερινών δραστηριοτήτων [1, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13]. Ο πόνος ισχιαλγίας χαρακτηρίζει 90% των ασθενών με σπονδυλική στένωση [14], ενώ παρατηρείται επιδείνωση των συμπτωμάτων κατά την έκταση της σπονδυλικής στήλης [5].

### **4.3 Διάγνωση πάθησης**

Αρχικά εξετάζεται το ιστορικό του προβλήματος (ποια συμπτώματα υπάρχουν, πότε ξεκίνησαν, τι τα επιδεινώνει ή τα ανακουφίζει και πόσο σοβαρά είναι την στιγμή της εξέτασης).

Η **νευρολογική** εκτίμηση των άκρων είναι απαραίτητη για να διευκρινιστεί η σοβαρότητα της σπονδυλικής στένωσης και της πίεσης των νεύρων από τον βαθμό μυϊκής αδυναμίας και απώλειας αισθητικότητας που προκαλείται. Τα σημαντικότερα ευρήματα στη στένωση είναι η αναπαραγωγή των συμπτωμάτων με την έκταση της σπονδυλικής στήλης, η αδυναμία έκτασης του μεγάλου δακτύλου και τα αισθητικά ελλείμματα στα κάτω άκρα.

Στη συνέχεια, η **μυοσκελετική** εκτίμηση μπορεί να δώσει πληροφορίες για την ευθυγράμμιση της σπονδυλικής στήλης, για την τοπική ευαισθησία και τον τοπογραφικό εντοπισμό της παθολογικής διεργασίας μέσω ψηλάφησης, καθώς και από το εύρος της κάμψης του εξεταζομένου.

**Ακτινογραφίες** της σπονδυλικής στήλης μπορεί να χρησιμοποιηθούν για να διαπιστωθεί η σοβαρότητα των οστεοαρθρικών αλλοιώσεων, δηλαδή η φθορά, στην περιοχή της σπονδυλικής στήλης όπου εντοπίζεται το πρόβλημα καθώς και αν υπάρχουν άλλες καταστάσεις, όπως αστάθεια ή ολίσθηση σπονδύλων, που επιδεινώνουν την συνολική κατάσταση του ασθενούς.

Τα πιο διαδεδομένα διαγνωστικά εργαλεία ΟΜΣΣ που στηρίζονται σε απεικονιστικές μεθόδους, είναι η **Μαγνητική Τομογραφία (MRI scan)**, η **Αξονική Τομογραφία (CT)** και η **Μυελογραφία** [12]. Η Αξονική Τομογραφία (CT) μπορεί να δείξει καλύτερα τα οστικά στοιχεία της οσφυϊκής μοίρας. Η Μυελογραφία έχει τη δυνατότητα απεικόνισης μεγάλου τμήματος της σπονδυλικής στήλης από πλάγια και προσθοπίσθια όψη. Μειονεκτεί όμως, εξαιτίας της τοξικότητάς της, ενώ δεν διαθέτει ικανοποιητική απεικονιστική ποιότητα του νευρικού ιστού [15].

Όσο η εξέταση που θα επιβεβαιώσει την ύπαρξη, την έκταση του προβλήματος καθώς και τις τεχνικές λεπτομέρειες που χρειάζονται για την διάγνωση, είναι η **Μαγνητική Τομογραφία (MRI scan)** της σπονδυλικής στήλης, η οποία επιπλέον απεικονίζει και τους μαλακούς ιστούς [16].

Η **μαγνητική τομογραφία** θεωρείται η ικανότερη διαγνωστική μέθοδος, ενώ υπερτερεί έναντι της αξονικής τομογραφίας καθώς και του συνδυασμού αξονικής τομογραφίας και μυελογραφίας [17, 18]. Βασικό πλεονέκτημα της μαγνητικής τομογραφίας αποτελεί η απουσία ακτινοβολίας, ενώ διαθέτει δυνατότητα ψηφιακής απεικόνισης ολόκληρης της σπονδυλικής στήλης. Μειονέκτημα, αποτελεί το υψηλό κόστος καθώς και η χαμηλότερη ποιότητα απεικόνισης των οστών, ειδικότερα όταν αυτή συγκριθεί με την ποιότητα απεικόνισης που διαθέτει η αξονική τομογραφία [19].

Άλλοι μέθοδοι που χρησιμοποιούνται συχνά για την αξιολόγηση της κατάστασης των ασθενών με παθήσεις σπονδυλικής στήλης είναι το ερωτηματολόγιο Oswestry Low Back Pain, το ερωτηματολόγιο Roland Morris Disability και η κλίμακα Visual Analog Pain Scale [1, 3, 4].

#### **4.4 Θεραπεία πάθησης**

##### **4.4.1 Συντηρητική θεραπεία**

Οι επιλογές για συντηρητική θεραπεία της σπονδυλικής στένωσης περιλαμβάνουν τροποποίηση δραστηριοτήτων και επισκληρίδιες ενέσεις.

- **Άσκηση.** Καθώς στους περισσότερους ασθενείς τα συμπτώματα βελτιώνονται σημαντικά όταν η σπονδυλική τους στήλη είναι κεκλιμένη προς τα εμπρός, μπορούν να συγκεντρώσουν την δραστηριότητά τους στη θέση αυτή. Η άσκηση μπορεί να περιλαμβάνει στατικό ποδήλατο και τη χρήση μπαστουνιού κατά τη διάρκεια της βάρδιας.



- **Επισκληρίδιες ενέσεις στεροειδών.** Περίπου το 50% των ασθενών νιώθουν ικανοποιητική ανακούφιση μετά από μια επισκληρίδια ένεση, αν και τα αποτελέσματα τείνουν να είναι προσωρινά.

#### 4.4.2 Σπονδυλοδεσία

Η χειρουργική επέμβαση που στοχεύει στην “συγκόλληση” (συνένωση) δύο ή περισσότερων σπονδύλων μεταξύ τους ονομάζεται **σπονδυλοδεσία**, ενώ στην διεθνή βιβλιογραφία αναφέρεται ως σπονδυλική “σύντηξη” (**spinal fusion**). Το αποτέλεσμα μίας επιτυχημένης σπονδυλοδεσίας είναι η κατάργηση της κίνησης μεταξύ των συγκεκριμένων σπονδύλων με αποτέλεσμα την εξάλειψη του πόνου, της αστάθειας και της επιδεινούμενης παραμόρφωσης που μπορεί να υπάρχει σε ένα ή περισσότερα επίπεδα της σπονδυλικής στήλης.

Για να επιτευχθεί ο στόχος της σπονδυλοδεσίας (η μόνιμη συνένωση δύο ή περισσότερων σπονδύλων μεταξύ τους) χρειάζονται δύο στάδια κατά την χειρουργική επέμβαση:

- Στο πρώτο στάδιο γίνεται η **σταθεροποίηση** των σπονδύλων μεταξύ τους (με τοποθέτηση ειδικών υλικών όπως οστικές βίδες, ράβδοι, οστικές πλάκες)
- Ενώ στο δεύτερο στάδιο γίνεται η τοποθέτηση του **οστικού μοσχεύματος** για να συνδεθούν οι σπόνδυλοι.

Είναι σημαντικό για τον ασθενή να γνωρίζει ότι, αν και η **σταθεροποίηση** των σπονδύλων (με τη χρήση των ειδικών υλικών) επιτυγχάνεται **άμεσα** με την χειρουργική επέμβαση, ωστόσο για να πραγματοποιηθεί η πλήρης και μόνιμη **συνένωση** των σπονδύλων είναι απαραίτητο να λάβει χώρα η βιολογική διαδικασία “συγκόλλησης” των οστών μεταξύ τους, με τη βοήθεια του **οστικού μοσχεύματος** που δρα ως “γέφυρα”. Αυτή η τελευταία διαδικασία είναι πιο αργή και απαιτεί αρκετούς μήνες για να ολοκληρωθεί ώστε το οστικό μόσχευμα να ενσωματωθεί και να “αναγνωρισθεί” από την σπονδυλική στήλη ως τμήμα της, ώστε οι δύο ή περισσότεροι σπόνδυλοι να γίνουν ουσιαστικά, “ένα σώμα”.

Οι βασικότεροι τύποι σπονδυλοδεσίας είναι:

- **Πρόσθια αυχενική δισκεκτομή και σπονδυλοδεσία:** Ο μεσοσπονδύλιος δίσκος προσεγγίζεται από το πρόσθιο μέρος της σπονδυλικής στήλης, στον τράχηλο. Ο δίσκος αφαιρείται και ένα κομμάτι οστού τοποθετείται συνήθως στο μεσοσπονδύλιο διάστημα.
- **Πεταλεκτομή και οπίσθια οσφυϊκή διαυχενική διασωματική σπονδυλοδεσία:** Πραγματοποιείται αφαίρεση του οστού που καλύπτει το οπίσθιο μέρος της σπονδυλικής στήλης, απώθηση των νευρικών ριζών και αφαίρεση του δισκικού υλικού από το μεσοσπονδύλιο διάστημα, που ακολουθείται από τοποθέτηση οστικού μοσχεύματος και μερικές φορές και ειδικών υλικών (κλωβών), για να γίνει σύντηξη των παρακείμενων σπονδύλων. Τα οστικά μοσχεύματα που τοποθετούνται μπορεί να λαμβάνονται από τον ίδιο τον ασθενή κατά τη διάρκεια της επέμβασης (αυτομοσχεύματα) ή εναλλακτικά χρησιμοποιούνται συνθετικά αλλομοσχεύματα που προέρχονται από βιομηχανική επεξεργασία και

παραγωγή συνθετικού “οστού”. Αυτή η διαδικασία καλείται ‘διασωματική σπονδυλοδεσία’ επειδή πραγματοποιείται μεταξύ των σωμάτων των σπονδύλων και εγκαρσίως των πασχόντων δίσκων. Τέλος, πραγματοποιείται ένωση των διαυχενικών κοχλιών με ράβδους.

#### 4.5 Μετεγχειρητική αποκατάσταση

Οι περισσότεροι ερευνητές συμφωνούν ότι η βάδιση βελτιώνεται μετά από χειρουργική αντιμετώπιση. Εντούτοις, η μακροπρόθεσμη πρόβλεψη για την μετεγχειρητική πορεία των ασθενών είναι δύσκολη [12] και οι σχετικές αναφορές είναι αντικρουόμενες. Οι Herno [20] και Sanderson [21] αναφέρουν ότι η εξέλιξη της βάδισης στις περισσότερες περιπτώσεις ασθενών είναι πολύ ικανοποιητική, χωρίς επιδείνωση μετά από μεγάλο χρονικό διάστημα. Άλλοι ερευνητές αναφέρουν ότι τα συμπεράσματά τους δεν είναι τόσο ενθαρρυντικά και η κατάσταση των ασθενών παρουσιάζει επιδείνωση με το πέρασμα του χρόνου. Ο Katz [5] αναφέρει ότι σε δείγμα 88 ασθενών και σε διάστημα 8.1 ετών μετεγχειρητικά, διαπιστώθηκε ότι το 33% ένιωθαν δυνατό πόνο, ενώ το 25% ήταν δυσσαρεστημένοι με τα αποτελέσματα της επέμβασης.

#### 4.6 Βιβλιογραφία

1. Arnoldi C C, Brodsky A E, Cachoix J, Crock H V, Dommissse G F and Edgar M C. *Lumbar spinal stenosis and nerve root entrapment. Syndromes, definition and Classification*. Clin Orthop Relat Res 1976;115:4-5
2. Getty CJM. *Lumbar spine stenosis: the clinical significance and results of operation*. J Bone Joint Surg Br 1980;62B:481-5
3. Rausching W. *Pathoanatomy of lumbar disc degeneration and stenosis* Acta Orthop Scand 1993;64:3-12
4. Onel D, Sari H, Donmez C. *Lumbar spinal stenosis: clinical/radiologic therapeutic evaluation in 145 patients*. Spine 1993;18:291-8
5. Penning L. *Functional pathology of lumbar spinal stenosis*. Clin Biomech 1992;7:3-17
6. Whitehurst M, Brown LE, Eidelson SG, D' Angelo A. *Functional mobility performance in an elderly population with lumbar spinal stenosis*. Arch Phys Med Rehabil 2001;82:464-7
7. Lin SI, Lin RM. *Sensorimotor and balance function in older adults with lumbar nerve root compression*. Clin Orthop Relat Res 2002;394:146-53
8. Lyle MA, Manes S, McGuinness M, Ziaei S, Iversen MD. *Relationship of physical examination findings and self-reported symptom of physical examination findings and self-reported symptom severity and physical function in patients with degenerative lumbar conditions*. Phys Ther 2005;85:120-33
9. Iversen MD, Katz JN. *Examination findings and self-reported walking capacity in patients with lumbar spinal stenosis*. Phys Ther 2001;81:1296-306.
10. Johnsson KE, Rosen I, Uden A. *The natural course of lumbar spinal stenosis*. Clin Orthop Relat Res, 1992;279:82-86

- 
11. Iwamoto J and Taketa T. *Effect of surgical treatment on physical activity and bone resorption in patients with neurogenic intermittent claudication* J Orthop Sci 2002;7:84-90
  12. Fritz J, Delitto A, Welch W and Erhard R. *Lumbar spinal stenosis: a review of current concepts in evaluation, management, and outcome measurements* Arch Phys Med Rehabil 1998;79:700-708
  13. Suda Y, Saitou M, Shibasaki K, Yamazaki N, Chiba K and Toyama Y. *Gait analysis of patients with neurogenic intermittent claudication* Spine 2002;27(22):2509-2513
  14. Turner JA, Ersek M, Henon L and Deyo R. *Surgery for lumbar spinal stenosis. Attempted meta-analysis of the literature* Spine 1992;17:1-8
  15. Kapila A, Chakeres DW. *Flexed sitting maneuver for complete lumbar myelography in patients with severe spinal stenosis and apparent block.* Radiology 1986;160:265-267
  16. Kurz L T and Dvorak J. *Clinical radiologic, and electrodiagnostic diagnosis of degenerative lumbar stenosis.* In: Wiesel SW, Weinstein JN, Herkowitz H, Dvorak J, Bell G, editors. *The lumbar spine.* Philadelphia (PA): W.B. Saunders pp 731-737, 1996
  17. Gibson MJ, Buckley J, Mawhinney R, Mulholland RC, Worthington BS. *Magnetic Resonance Imaging and Discography in the Diagnosis of Disc Herniation. A Comparative Study of 50 Discs.* J. Bone and Joint Surg. 1986;68-B(3):363-373
  18. Maravilla KR, Lesh P, Weirneb JC, Selby DK and Mooney V. *Magnetic Resonance Imaging of the Lumbar Spine with CT Correlation.* Am. J. Neurological 1985;6:237-245
  19. Pleatman C, Lukin R. *Lumbar Spinal Stenosis.* Seminars in Roentgenology, 1988;XXIII (2):106-110
  20. Herno A, Airaksinen O, Saari T. *Long-term results of surgical treatment of lumbar spinal stenosis* Spine 1993;18:1471-1474
  21. Sanderson PL and Wood PLR. *Surgery for lumbar spinal stenosis in old people* J Bone Joint Surg Br 1993;75(3):393-397

## **5. ΡΗΞΗ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ**

### **5.1 Εισαγωγή**

Ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος [ΠΧΣ] είναι ο σύνδεσμος του γόνατος, ο οποίος υφίσταται συχνότερα τραυματισμό [1, 2]. Στις ηλικίες μεταξύ των 15 και 45 ετών, όπου αντιπροσωπεύονται τα άτομα με τη μεγαλύτερη συμμετοχή σε αθλητικές δραστηριότητες, παρουσιάζεται μεγαλύτερη συχνότητα του τραυματισμού του ΠΧΣ [3]. Σύμφωνα με μία μελέτη στη Μεγάλη Βρετανία, διάγνωση της ρήξης του συνδέσμου από τον αρχικό εξεταστή έγινε μόνο στο 9.8 % των ασθενών που υπέστησαν τον τραυματισμό αυτό. Στο 87 % μάλιστα των περιπτώσεων ρήξεως του συνδέσμου η αρχική αντιμετώπιση περιλάμβανε μόνο απλή ελαστική επίδεση [4]. Επειδή οι κακώσεις αυτές έχουν σοβαρές συνέπειες για τη λειτουργικότητα της άρθρωσης του γόνατος, απαιτείται άμεση διάγνωση και κατάλληλη αντιμετώπιση η οποία θα πρέπει να είναι προσαρμοσμένη στις ιδιαίτερες απαιτήσεις κάθε ασθενή.

### **5.2 Μηχανισμός πρόσθιου χιαστού**

Ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος έχει ως κύρια λειτουργία την παρεμπόδιση της πρόσθιας μετατόπισης της κνήμης σε σχέση με το μηρό. Συμβάλλει επίσης σε μικρότερο βαθμό, στην έσω και έξω πλάγια σταθερότητα του γόνατος, όπως επίσης στην έσω και έξω στροφική σταθερότητα [5]. Συγχρόνως αποτελεί σημαντικό παράγοντα για την εξασφάλιση της φυσιολογικής κινητικότητας του γόνατος, αφού συνεισφέρει τόσο στη στατική όσο και στη δυναμική σταθερότητα της άρθρωσης [5]. Ο ΠΧΣ είναι ο κύριος σταθεροποιητικός παράγοντας της άρθρωσης που εμποδίζει την προσθοπίσθια κίνηση της κνήμης σε σχέση με το μηρό.

### **5.3 Μηχανισμός κάκωσης**

Ο σύνδεσμος τραυματίζεται συνήθως όταν ασκηθεί υπερβολική στροφική δύναμη στο γόνατο, κατά τη διάρκεια ατυχήματος (πτώση, τροχαίο) ή αθλητικής δραστηριότητας (ποδόσφαιρο, μπάσκετ, σκι κλπ). Η πλειοψηφία των κακώσεων του συνδέσμου συμβαίνει κατά τη διάρκεια αθλητικών δραστηριοτήτων. Η οξεία ρήξη του ΠΧΣ είναι μια συχνή κάκωση τόσο σε αθλητές όσο και σε μη ασκούμενους, που έχει ως αποτέλεσμα τη μηχανική αστάθεια και την τελική έκπτωση της λειτουργικότητας του γόνατος [6]. Το αίσθημα «υποχώρησης» του γόνατος είναι συχνό. Η έκπτωση της λειτουργικότητας μετά από τη συνδεσμική αυτή κάκωση δεν είναι όμως η ίδια για κάθε ασθενή. Κατά τη ρήξη του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, η διαφοροποίηση των μηχανικών ιδιοτήτων του, συνοδεύονται από αστάθεια του γόνατος [7, 8, 9]. Είναι γνωστό ότι η απώλεια του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου συνοδεύεται από αυξημένη πρόσθια μετακίνηση της κνήμης [10, 11].

Η κάκωση του Πρόσθιου Χιαστού Συνδέσμου οδηγεί σε αυξημένη συχνότητα μηνισκικών βλαβών και εμφάνιση πρώιμων συμπτωμάτων οστεοαρθρίτιδας. Σύμφωνα με τους Levy και Meier [12], σε ασθενείς οι οποίοι

δεν υποβάλλονται σε ανακατασκευή του συνδέσμου, το 40 % από αυτούς εμφανίζουν μηνισκικές βλάβες σε ένα έτος από τον τραυματισμό.

## **5.4 Διάγνωση**

### **5.4.1 Κλινική εκτίμηση**

Τα συμπτώματα που εμφανίζονται αμέσως μετά από τον τραυματισμό είναι πόνος, οίδημα και αίσθημα αστάθειας του γόνατος. Μετά από λίγες ώρες το οίδημα γίνεται μεγαλύτερο, υπάρχει απώλεια του εύρους της κίνησης του γόνατος, πόνος ή ευαισθησία κατά μήκος της γραμμής της άρθρωσης και ενόχληση κατά τη βάρδιση. Η κλινική εκτίμηση που θα γίνει από τον ορθοπαιδικό, περιλαμβάνει ειδικές δοκιμασίες όπως το Lachman-Noullis's και το pivot shift test.

### **5.4.2 Ακτινογραφία**

Ο ακτινολογικός έλεγχος μπορεί να αποκαλύψει το οίδημα της άρθρωσης ή οστικά τεμάχια τα οποία μπορεί να είναι αποσπαστικά από τη ρήξη του συνδέσμου [13].

### **5.4.3 Μαγνητική τομογραφία**

Σύμφωνα με τον Minck [14] η μέθοδος εμφανίζει ακρίβεια 95 % στην ανίχνευση ρήξεων του συνδέσμου οι οποίες επιβεβαιώθηκαν αρθροσκοπικά για ακολουθία T1. Αν προστεθεί και η T2 ακολουθία, η ακρίβεια της μεθόδου αυξάνεται σε 97%. Κατά τον Fischer [15], η ευαισθησία της μεθόδου ανέρχεται σε 93%.

## **5.5 Θεραπεία**

Ορισμένοι ασθενείς χωρίς υψηλές απαιτήσεις, οι οποίοι δεν εμφανίζουν συχνά επεισόδια αστάθειας και λειτουργικής ανεπάρκειας της άρθρωσης του γόνατος, είναι πιθανό να ωφεληθούν από ένα πρόγραμμα αποκατάστασης, το οποίο συμβάλλει στη βελτίωση της μυϊκής δύναμης [16]. Ιδιαίτερα οι αθλητές και τα νέα, δραστήρια άτομα είναι πολύ πιθανό να χρειαστούν χειρουργική αντιμετώπιση προκειμένου να επιστρέψουν στο προ του τραυματισμού επίπεδο [17].

Τα βήματα της χειρουργικής αντιμετώπισης περιλαμβάνουν:

- Εισαγωγή ειδικής κάμερας και ειδικών αρθροσκοπικών εργαλείων, κατά την αρθροσκόπηση.
- Προετοιμασία του γόνατος ώστε να δεχθεί το μόσχευμα του χιαστού.
- Λήψη του μοσχεύματος από παρακείμενη τενόντια δομή του ασθενή,
- Εισαγωγή και τοποθέτηση του μοσχεύματος με αρθροσκοπική τεχνική.
- Το μόσχευμα που χρησιμοποιείται, μπορεί να προέρχεται από τον ίδιο τον ασθενή ή μπορεί να είναι συνθετικό μόσχευμα. Το πλεονέκτημα του

συνθετικού μοσχεύματος είναι ο μικρότερος χρόνος αποθεραπείας, ενώ του μοσχεύματος του ασθενούς (αυτόλογο μόσχευμα) είναι η πλήρης ενσωμάτωση του στην θέση τοποθέτησης, κάτι που απαιτεί όμως μεγαλύτερο διάστημα αποθεραπείας. Η επιλογή του μοσχεύματος εξαρτάται από την ηλικία του ασθενούς, καθώς και τις επαγγελματικές ανάγκες του.

- Μετά την επέμβαση ακολουθεί κινησιοθεραπεία γόνατος, βάδιση με την βοήθεια κηδεμόνα γόνατος και βακτηριών, φυσικοθεραπεία και κατάλληλες ασκήσεις.

## 5.6 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. Bollen SR, Scott BW. *Rupture of the anterior cruciate ligament-a quiet epidemic?* Injury. 1996;27:407-9.
5. 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.
6. Duthon VB, Barea C, Abrassart S, Fasel JH, Fritschy D, Menetrey J. *Anatomy of the anterior cruciate ligament*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2006;14:204-213.
7. 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.
8. 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.
9. 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.
10. 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.
11. 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.
12. Levy AS, Meier SW. *Approach to cartilage injury in the anterior cruciate ligament-deficient knee*. Orthop Clin North Am. 2003;34:149
13. Karmani S, Ember T. *The anterior cruciate ligament I*. The Knee 2003;17:369-26.
14. 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.

- 
15. 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.
  16. 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.
  17. 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.

# **ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ**



## 6. ΥΛΙΚΟ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ

### 6.1 Διάταξη μέτρησης επιτάχυνσης

Η προτεινόμενη μέθοδος η οποία αξιολογείται στην παρούσα μελέτη, περιλαμβάνει:

- το λογισμικό λήψης και επεξεργασίας της μέτρησης και
- την διάταξη του αισθητήρα επιτάχυνσης

Ο χρήστης, καταγράφει την επιτάχυνση των τριών αξόνων της βάρδισης του εξεταζομένου, με τη βοήθεια της διάταξης που περιλαμβάνει ένα επιταχυνσιόμετρο τριών αξόνων κατάλληλα προσαρμοσμένο σε μικροελεγκτή.

Στη συνέχεια και με τη βοήθεια του λογισμικού, η μέτρηση αποθηκεύεται στον Η/Υ, όπου και πάλι ο χρήστης είναι σε θέση να επεξεργαστεί τις μετρήσεις με τη βοήθεια του λογισμικού. Για κάθε μέτρηση προκύπτει ένας δείκτης, μία τιμή δηλαδή που αποτελεί την ποσοτικοποιημένη μορφή της μεταβλητότητας της βάρδισης (τιμή της εντροπίας).

Η συσκευή καταγραφής της επιτάχυνσης αποτελείται από τον αισθητήρα μέτρησης και από το σύστημα καταγραφής, ελέγχου και τροφοδοσίας. Στην πρόσοψη της επιταχυνσιομετρικής διάταξης, διακρίνονται η υποδοχή του καλωδίου μεταφοράς δεδομένων, το μπουτόν έναρξης / reset, η ενδεικτική λυχνία κόκκινου χρώματος, η ενδεικτική λυχνία πράσινου χρώματος, ο διακόπτης τροφοδοσίας και η υποδοχή καλωδίου επαναφόρτισης (Εικόνα 6).



Εικόνα 6: Διάταξη μέτρησης

Ο αισθητήρας επιτάχυνσης LIS3LV02DQ είναι της εταιρείας STMicroelectronic και χαρακτηρίζεται για τις μικρές διαστάσεις του (5x5x1.8mm), η περιοχή μέτρησης είναι  $\pm 2 \text{ g @ } 640 \text{ Hz}$  και δεν χρειάζεται βαθμονόμηση.

Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με συχνότητα δειγματοληψίας ( $F_s=128\text{Hz}$ ) και χρονική διάρκεια (30sec). Το πλήθος δεδομένων κάθε μέτρησης, είναι  $N= t \cdot F_s=3840$ .

Η επιταχυνσιομετρική διάταξη, τοποθετείται στον εξεταζόμενο με την βοήθεια της ζώνης προσαρμογής, η ελαστικότητα της οποίας παρέχει τη δυνατότητα προσαρμογής της, σε μεγάλο εύρος σωματότυπων.

Ο διακόπτης ενεργοποιεί και απενεργοποιεί τη διάταξη. Μετά το άνοιγμα του διακόπτη τροφοδοσίας και με το πάτημα του μπουτόν έναρξης

μέτρησης, ενεργοποιείται η διαδικασία μηδενισμού των δεδομένων της προηγούμενης μέτρησης και ξεκινά η διαδικασία καινούργιας μέτρησης.

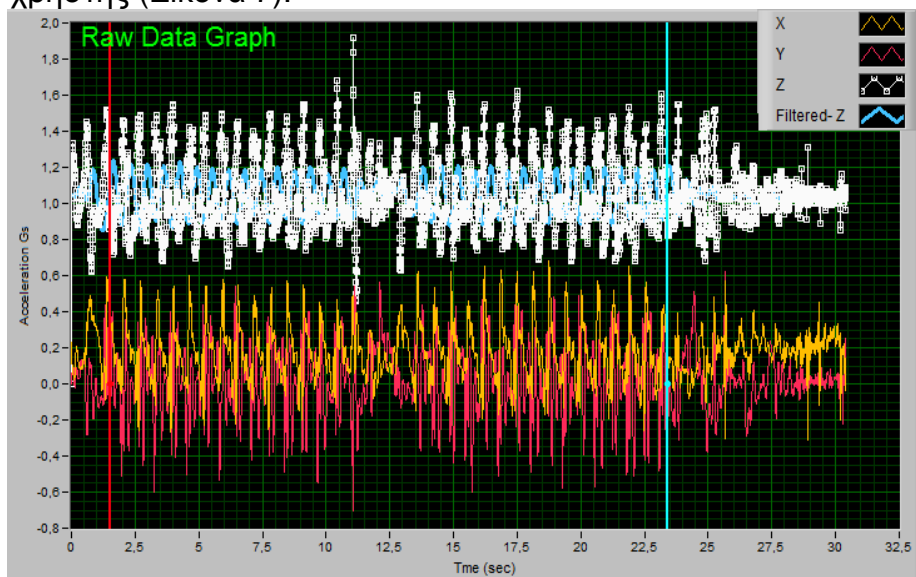
Η μεταφορά των δεδομένων στον υπολογιστή, πραγματοποιείται με τη χρήση κατάλληλου καλωδίου μεταφοράς δεδομένων.

Η πλατφόρμα ανάπτυξης του λογισμικού επεξεργασίας των μετρήσεων είναι το LabVIEW. Η κεντρική πλατφόρμα του λογισμικού, περιλαμβάνει το **πρόγραμμα αποθήκευσης** και το **πρόγραμμα επεξεργασίας** των μετρήσεων.

Το λογισμικό, υπολογίζει την τιμή της εντροπίας του σήματος επιτάχυνσης της βάρδισης. Υψηλές τιμές εντροπίας αντιστοιχούν σε μικρότερη κανονικότητα, δηλαδή σε μεγαλύτερη πολυπλοκότητα [25, 32]. Υψηλές τιμές εντροπίας αντιστοιχούν σε σήματα με μεγάλη μεταβλητότητα ή αρρυθμία και αντιστρόφως, σε χαμηλές τιμές εντροπίας αντιστοιχούν σήματα με μεγαλύτερη επαναληψιμότητα (μεγαλύτερη περιοδικότητα).

Η διαδικασία μέτρησης ακολουθεί τα παρακάτω βήματα:

- Καταγραφή της μέτρησης,
- Αποθήκευση της μέτρησης,
- Επεξεργασία της μέτρησης. Κατά τη διάρκεια της επεξεργασίας της μέτρησης, το λογισμικό είναι σε θέση να υπολογίσει την τιμή της εντροπίας της βάρδισης για το χρονικό διάστημα που επιθυμεί ο χρήστης (Εικόνα 7).



Εικόνα 7: Επεξεργασία της μέτρησης

## 6.2 Πρωτόκολλο μέτρησης

Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν από το ιατρικό προσωπικό του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου Ηρακλείου, το οποίο εκπαιδεύτηκε κατάλληλα ως προς την εφαρμογή και χρήση της προτεινόμενης μεθόδου. Ο διάδρομος (τάπητας) στον οποίο πραγματοποιήθηκαν οι μετρήσεις, βρίσκεται στην Ορθοπαιδική κλινική του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου Ηρακλείου.

## 6.2.1 Μεθοδολογία διεξαγωγής μετρήσεων

### 6.2.1.1 Διαδικασία μέτρησης της βάδισης

Η διαδικασία μέτρησης της βάδισης, αποτελείται από τις παρακάτω φάσεις:

- Ενημέρωση του εξεταζομένου για την προτεινόμενη μέθοδο
- Συμπλήρωση του ιατρικού ιστορικού του εξεταζομένου και των πρωτοκόλλων πόνου και λειτουργικότητας
- Αντικειμενική και εργαστηριακή εκτίμηση από τους ιατρούς
- Ενημέρωση του εξεταζομένου για τις παραμέτρους που θα ακολουθεί κατά τη διάρκεια της μέτρησης
- Τοποθέτηση της διάταξης
- Βάδιση
- Λήψη και αποθήκευση μέτρησης
- Εξεργασία της μέτρησης

### 6.2.1.2 Ενημέρωση του εξεταζομένου

Στα πλαίσια περιγραφής της μεθόδου, ο χρήστης θα πρέπει να ενημερώσει τον εξεταζόμενο, για τα παρακάτω:

- Η μέτρηση διαρκεί τριάντα δευτερόλεπτα (30 sec)
- Η διάταξη δεν εκπέμπει ακτινοβολία και δεν επιδρά στον οργανισμό του εξεταζομένου.
- Ο εξεταζόμενος θα πρέπει να βαδίζει φυσιολογικά, χωρίς να μιλά και χωρίς να πραγματοποιεί απότομες κινήσεις. Επίσης θα κοιτάζει ευθεία μπροστά και σε ύψος περίπου 140cm.

Διευκρινίστηκε ότι σκοπός της μεθόδου, ήταν η εκτίμηση της περιοδικότητας της βάδισης του εξεταζομένου. Το προσωπικό που πραγματοποίησε τις μετρήσεις, ήταν υπεύθυνο για την:

1. Καταγραφή των στοιχείων και του ιατρικού ιστορικού του εξεταζομένου (**Παράρτημα Α**)
2. Συμπλήρωση των ερωτηματολογίων Oswestry και VAS [1, 2, 3, 4] (**Παραρτήματα Β και Γ**).

Μετά την ενημέρωση, οι εξεταζόμενοι υπέγραψαν φόρμα συγκατάθεσης εγκεκριμένη από την επιτροπή Βιοηθικής του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου Ηρακλείου [1] (**Παράρτημα Δ**).

## 6.2.2 Κριτήρια εισόδου εξεταζομένων

Σε **πρώτη φάση** και ως προς την αξιολόγηση της ικανότητας της μεθόδου να διαχωρίζει ασθενείς με στένωση οσφυϊκής μοίρας από υγιείς, σχηματίστηκαν δύο ομάδες εξεταζομένων. Το δείγμα ασθενών, αποτελούνταν από άτομα που έπασχαν αποκλειστικά από στένωση οσφυϊκής μοίρας, ενώ το δείγμα ελέγχου αποτελούνταν από υγιείς εξεταζομένους. Και από τις δύο ομάδες αποκλείστηκαν άτομα με καρδιαγγειακές, αναπνευστικές και

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

νευρομυϊκές παθήσεις, αφού έχει διαπιστωθεί ότι η διακύμανση της βάδισης εκτός από φυσιολογικούς παράγοντες, επηρεάζεται και από καρδιομυϊκές αρρυθμίες αλλά και από την πνευματική κατάσταση του ατόμου [5, 6, 7].

Για την επιλογή των εξεταζομένων του δείγματος ασθενών, προηγήθηκε αντικειμενικός έλεγχος, ενώ στη συνέχεια η διάγνωση επιβεβαιώθηκε με μαγνητική τομογραφία (MRI). Στην περίπτωση της αξονικής ή της μαγνητικής τομογραφίας, η στένωση χαρακτηρίζεται με κριτήριο την επιφάνεια του σπονδυλικού καναλιού και θεωρείται ιδιαίτερα αξιόπιστη μέθοδος. Πιο συγκεκριμένα, αν η διατομή είναι μεγαλύτερη από 100 [mm<sup>2</sup>] τότε θεωρείται φυσιολογική, από 76[mm<sup>2</sup>] έως 100[mm<sup>2</sup>] θεωρείται μέτρια στενωτική, και σε περίπτωση που είναι μικρότερη από 76[mm<sup>2</sup>] τότε θεωρείται έντονα στενωτική [8].

Η κλίμακα της δυσλειτουργίας αξιολογήθηκε με κλινικές εξετάσεις και με τη βοήθεια των πρωτοκόλλων λειτουργικότητας (Oswestry) και πόνου (VAS). Το δείγμα ασθενών αποτελούνταν από 35 ενήλικες (18 άνδρες, 17 γυναίκες). Επιπλέον κριτήριο εισόδου εξεταζομένων στο δείγμα ασθενών, αποτέλεσε η ικανότητα των ασθενών να βαδίσουν για χρονική **περίοδο μεγαλύτερη** των 30 δευτερολέπτων.

Το δείγμα ελέγχου αποτελούνταν από 35 υγιείς ενήλικες (16 άντρες, 19 γυναίκες). Η επιλογή των ατόμων που αποτελούσαν το δείγμα ελέγχου έγινε έτσι ώστε να υπάρχει η ίδια κατανομή ως προς την ηλικία, το βάρος, το ύψος και το φύλλο με την κατανομή του δείγματος των ασθενών.

Σε **δεύτερη φάση** και ως προς την αξιολόγηση της ικανότητας της μεθόδου να παρακολουθεί μετεγχειρητικά τους ασθενείς με στένωση οσφυϊκής μοίρας, πραγματοποιήθηκαν μετεγχειρητικές μετρήσεις με την ίδια μεθοδολογία.

Το δείγμα των μετεγχειρητικών μετρήσεων αποτελούνταν από δώδεκα (12) εκ των ασθενών εξεταζομένων του αρχικού δείγματος ασθενών (προεγχειρητικό στάδιο). Δεκαοκτώ (18) από τους υπόλοιπους ασθενείς δεν υποβλήθηκαν σε χειρουργική επέμβαση, ενώ άλλοι πέντε (5) εξεταζόμενοι δεν προσήλθαν μετεγχειρητικά.

Στους ασθενείς πραγματοποιήθηκε ευρεία αποσυμπίεση και διαυχενική διασωματική σπονδυλοδεσία [9, 10, 11]. Η σταθερότητα της σπονδυλικής στήλης επιτυγχανόταν με την τοποθέτηση διαυχενικού συστήματος σπονδυλοδεσίας, που εκτείνονταν ένα σπονδυλικό επίπεδο εκατέρωθεν των επιπέδων αποσυμπίεσης. Το τελικό στάδιο της τεχνικής περιλάμβανε τοποθέτηση μοσχευμάτων για την επίτευξη αρθρόδεσης, τα οποία τοποθετούνταν μεταξύ των εγκαρσίων αποφύσεων.

Μετεγχειρητικά, ακολουθήθηκε ειδικό πρόγραμμα αποθεραπείας για δώδεκα (12) βδομάδες, το οποίο περιλάμβανε ασκήσεις σταθεροποίησης και κατάλληλο πρόγραμμα γυμναστικής [12, 13].

Σε **τρίτη φάση** και ως προς την αξιολόγηση της ικανότητας της μεθόδου να διαχωρίζει ασθενείς με οξεία ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου από υγιείς, σχηματίστηκαν δύο ομάδες εξεταζομένων. Το δείγμα ασθενών, αποτελούνταν από είκοσι (20) νέους άντρες με μεμονωμένη τραυματική ρήξη του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, ενώ το δείγμα ελέγχου αποτελούνταν από είκοσι (20) υγιείς νέους άντρες. Και από τις δύο ομάδες αποκλείστηκαν άτομα με καρδιαγγειακές, αναπνευστικές και νευρομυϊκές παθήσεις [5, 6, 7].

Όλοι οι ασθενείς εξεταζόμενοι, είχαν τραυματιστεί πρόσφατα και σε χρονικό διάστημα μικρότερο των δύο βδομάδων. Σε κάθε ασθενή προηγήθηκε

κλινική εκτίμηση, ενώ στη συνέχεια η διάγνωση επιβεβαιώθηκε με μαγνητική τομογραφία (MRI). Η κλίμακα της δυσλειτουργίας αξιολογήθηκε με κλινικές εξετάσεις και με τη βοήθεια των πρωτοκόλλων λειτουργικότητας (Oswestry) και πόνου (VAS). Η επιλογή των ατόμων που αποτελούν το δείγμα ελέγχου (υγιείς) έγινε έτσι ώστε να υπάρξει η ίδια κατανομή ως προς την ηλικία, το βάρος και το ύψος με την κατανομή του δείγματος των ασθενών.

### 6.2.3 Παράμετροι μέτρησης βάδισης

Οι εξεταζόμενοι του δείγματος ασθενών με στένωση οσφυϊκής μοίρας, μετρήθηκαν δύο μέρες πριν υποβληθούν σε χειρουργική επέμβαση. Μετεγχειρητικά, η διαδικασία μέτρησης επαναλήφθηκε τηρώντας τις ίδιες παραμέτρους. Όλοι οι εξεταζόμενοι βάδισαν κατά μήκος επίπεδου διαδρόμου 40 μέτρων με φυσιολογική ταχύτητα βάδισης.

#### 6.2.3.1 Τοποθέτηση διάταξης

Η διάταξη τοποθετείται στο ύψος του πέμπτου οσφυϊκού σπονδύλου (O5) [34, 23, 26, 36]. Το κέντρο βάρους, θεωρείται ότι απεικονίζει τις κινήσεις του ανθρωπίνου σώματος, ενώ επίσης έχει σημαντικό ρόλο για την διατήρηση της σταθερότητας κατά τη διάρκεια της βάδισης [23, 26, 14, 15, 16]. Κατά τη διάρκεια των μετρήσεων, η διάταξη ήταν σταθεροποιημένη, χωρίς ωστόσο να ενοχλεί την βάδιση του εξεταζόμενου (Εικόνα 8).



Εικόνα 8: Τοποθέτηση διάταξης στον εξεταζόμενο.

#### 6.2.3.2 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 [17]. Κάθε μέτρηση επαναλήφθηκε τρεις φορές [17]. Ο μέσος όρος των μετρήσεων, έδωσε το τελικό αποτέλεσμα. Σε τρεις (3) περιπτώσεις ασθενών, το κριτήριο των τριών επαναληπτικών

μετρήσεων, δεν μπορούσε να εφαρμοστεί λόγω έντονης ισχιαλγίας των ασθενών. Στις περιπτώσεις αυτές, πραγματοποιήθηκαν δύο μετρήσεις. 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 ανάγκες της μέτρησης.

### 6.2.3.3 Παράμετροι μέτρησης

- Οι μετρήσεις έγιναν πρωινές ώρες (9:00-12:00).
- Κατά τη μέτρηση προτιμήθηκε η χρήση παπουτσιών με σκληρή σόλα και χωρίς τακούνι. Έχει διαπιστωθεί ότι τα παπούτσια με λεπτές, σκληρές σόλες παρέχουν καλύτερη σταθερότητα, από τα παπούτσια με παχιές και μαλακές σόλες [18, 19, 20, 21]. Επίσης, η αστάθεια στη βάρδιση, αυξάνεται με την αύξηση του ύψους του τακουνιού [21, 22, 23, 24]. Έχει διαπιστωθεί ότι οι εξεταζόμενοι χωρίς παπούτσια παρουσίασαν 19% υψηλότερη συχνότητα απώλειας ισορροπίας από ότι αν φορούσαν ακατάλληλα παπούτσια και 171% υψηλότερη συχνότητα απώλειας ισορροπίας από ότι αν φορούσαν τα ιδανικά παπούτσια [18, 19, 20]. Τα παπούτσια φορέθηκαν με κάλτσες και εφάρμοζαν πολύ καλά στους εξεταζόμενους. Οι εξεταζόμενοι είχαν χρησιμοποιήσει τα συγκεκριμένα παπούτσια, τουλάχιστον 10 φορές και είχαν συνηθίσει την βάρδιση μ' αυτά. Επίσης οι εξεταζόμενοι, φόρεσαν τα παπούτσια 10 min πριν την διαδικασία μέτρησης [25].
- Οι εξεταζόμενοι έφεραν ελαφριά ένδυση, η οποία δεν εμπόδιζε τη βάρδισή τους.
- Προϋπόθεση για κάθε μέτρηση, ήταν η πραγματοποίηση δεκατεσσάρων (14), τουλάχιστον, κύκλων βάρδισης [26].
- Ο γιατρός που ήταν υπεύθυνος για την μέτρηση επέτρεπε την πραγματοποίησή της, μόνο σε περίπτωση που διαπίστωνε ότι οι εξεταζόμενοι βρισκόταν σε ήρεμη ψυχολογική κατάσταση.
- Κατά τη διάρκεια της μέτρησης δεν αποσπώταν η προσοχή του εξεταζομένου από οποιοδήποτε ερέθισμα, ενώ ο υπεύθυνος της μέτρησης βρισκόταν πίσω από τους εξεταζόμενους. Οι εξεταζόμενοι δεν μιλούσαν και δεν πραγματοποιούσαν απότομες κινήσεις. Οι εξεταζόμενοι κοίταζαν ευθεία [27] και σε ύψος περίπου 140 cm [28]. Σε περίπτωση που σημειώνονταν οποιαδήποτε απότομη κίνηση ή έντονη ομιλία των εξεταζομένων, η μέτρηση επαναλαμβάνονταν.
- Η κλίση του τάπητα ήταν μηδενική, ενώ είχαν απομακρυνθεί όλα τα εμπόδια που εμπόδιζαν την ομαλή, συνεχή και ευθύγραμμη κίνηση των εξεταζομένων.
- Δεν χρησιμοποιήθηκε μηχανοκίνητος ταινιόδρομος, μιας και έχει διαπιστωθεί ότι η έλλειψη εξοικείωσης με τον ταινιόδρομο, μπορεί να επηρεάσει την αξιοπιστία των μετρήσεων [29]. Μελέτες έχουν δείξει ότι για την αποφυγή οποιασδήποτε διαφοροποίησης μεταξύ των αποτελεσμάτων

που προέρχονται από μετρήσεις σε ταινιόδρομο και σε τάπητα, απαιτείται εξοικείωση με τον ταινιόδρομο, διάρκειας 30-75 λεπτών [30, 31, 32]. Κάτι τέτοιο αποτέλεσε απαγορευτική παράμετρο στην περίπτωση των ασθενών που εξετάστηκαν στην παρούσα μελέτη.

### 6.3 Βιβλιογραφία

1. Fairbanks JCT, Couper J, Davies JB and O'Brien JR. *The Oswestry low back pain disability questionnaire* Physiotherapy 1980;66:271-3.
2. Deyo RA et al. *Outcome measures for low back pain research: a proposal for standardized use* Spine 1998;23(18):2000-13.
3. Doleys DM et al. *Psychological evaluation in spinal cord stimulation therapy*. Pain Rev 1997;4:189-207.
4. Turk DC and Marcus DA. *Assessment of chronic pain patients* Semin Neurol 1994; 14:206-12.
5. 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.
6. 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.
7. 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.
8. Schonstrom N, Boleander NF and Spengler DM. *The pathomorphology of spinal stenosis as seen on CT scans of the lumbar spine*. Spine 1985;10:806-11
9. Bridwell KH, Sedgewick TA, O'Brien MF, Lenke LG, Baldus C. *The role of fusion and instrumentation in the treatment of degenerative spondylolisthesis with spinal stenosis*. J Spinal Disord 1993;6:461-472.
10. Fishgrund JS, Mackay M, Herkowitz HN, Brower R, Montgomery DM, Kurz LT. *Volvo Award winner in clinical studies. Degenerative lumbar spondylolisthesis with spinal stenosis: a prospective, randomized study comparing decompressive laminectomy and arthrodesis with and without spinal instrumentation*. Spine 1997;22:2807-2812.
11. Christensen FB, Hansen ES, Laursen M, et al. *Long-term functional outcome of pedicle screw instrumentation as a support for posterolateral spinal fusion: randomized clinical study with a 5-year follow-up*. Spine 2002;27:1269-1277.
12. Christensen FB, Laurberg I, Bungler CE. *Importance of the back-café concept to rehabilitation after lumbar spinal fusion: a randomized clinical study with a 2-year follow-up*. Spine 2003;28:2561-2569.
13. Rohlmann A, Graichen F, Bergmann G. *Loads on an internal spinal fixation device during physical therapy*. Phys Ther. 2002;82:44-52
14. 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.

15. Smidt, G.L., Arora, J. & Johnston, R.C. *Accelerographic analysis of several types of walking*. Am. J. Phys. Med. 1971;50(6):285-300.
16. D. S. Farris. *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.
17. Sturman M. M., Valliancourt D. E., Corcos D. M.. *Effects of aging on the regularity of physiological tremor*. J. Neurophysiol. 2005;93:3064-3074.
18. Robbins SE, Gouw GJ, McClaran J. *Shoe sole thickness and hardness influence balance in older men*. J Am Geriatr Soc 1992;40:1089–94.
19. 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.
20. Robbins S, Waked E, Krouglicof N. *Improving balance*. J Am Geriatr Soc 1998;46(11):1363–70.
21. Schwartz R., Heath A. and Misiak 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.
22. Schwartz R., Trautman O. and Heath A. *Gait and muscle function recorded by the electrobasograph*. J Bone Joint Surg Am. 1936;18:445-454.
23. Lord SR, Bashford G. *Shoe characteristics and balance in older women*. J Am Geriatr Soc 1996;44:429–33.
24. 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.
25. Bergmann G., Kniggenndorf H., Graichen F. and Rohlmann A. *Influence of shoes and heel strike on the loading of the hip joint*. J. Biomechanics 1995;28(7):817-827
26. Kohle, M. & Merkl, D. *Analysing Human Gait Patterns for Malfunction Detection. Proceedings of the 2000 ACM symposium on Applied computing*. Como, Italy, 2005.
27. Perry S., Radtke A. and Goodwin C. *Influence of footwear midsole material hardness on dynamic balance control during unexpected gait termination*. Gait & Posture 2007;25:94–98.
28. Alton F., Baldey L., Caplan S., Morrissey M.C. *A kinematic comparison of overground and treadmill walking*. Clinical Biomechanics 1998;13:434-440.
29. 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.
30. 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.
31. 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.



- 
32. Wall JC, Charteris J. *A kinematic study of long-term habituation to treadmill walking*. Ergonomics 1981;24(7):531–42.

## 7. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

### 7.1 Μετρήσεις προεγχειρητικού σταδίου για την μελέτη διαχωρισμού ασθενών με στένωση οσφυϊκής μοίρας από υγιείς

Προκειμένου να καθορισθεί στατιστικά, η ομοιότητα στην κατανομή ως προς την ηλικία, το ύψος και το βάρος μεταξύ των δύο ομάδων των εξεταζομένων, πραγματοποιήθηκε t-test. Στη συνέχεια εφαρμόστηκε, το Chi-square test προκειμένου να επιβεβαιωθεί η ομοιότητα στην κατανομή των δύο ομάδων ως προς το φύλλο των εξεταζομένων (Πίνακας 1).

Πραγματοποιήθηκε ανάλυση με την χρήση των καμπύλων λειτουργικών χαρακτηριστικών (Receiver Operating Characteristic - ROC), για τον καθορισμό της τιμής της εντροπίας που αποτελεί το βέλτιστο σημείο διαχωρισμού μεταξύ των υγιών και των ασθενών εξεταζομένων. Για τον καθορισμό της καμπύλης ROC, πραγματοποιήθηκε ταξινόμηση των τιμών της εντροπίας βάσει του μεγέθους τους. Για κάθε πιθανό σημείο διαχωρισμού, υπολογίστηκε η αντίστοιχη ειδικότητα και ευαισθησία, ως ποσοστό βάσει των αληθώς θετικών και ψευδώς αρνητικών περιστατικών. Κάθε ζευγάρι ευαισθησίας και ειδικότητας αποτελεί τις συντεταγμένες x και y ενός σημείου.

Ο θετικός και αρνητικός λόγος πιθανοφάνειας χρησιμοποιήθηκε για να εκφράσει την αποτελεσματικότητα της μεθόδου ως προς την διάγνωση ασθενών.

Η σχέση της εντροπίας με την κλίμακα πόνου και δυσλειτουργίας των ασθενών, όπως καταγράφηκε από το ερωτηματολόγιο Oswestry, υπολογίστηκε με την βοήθεια του συντελεστή συσχέτισης Spearman.

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

#### 7.1.1 Δείγμα εξεταζομένων (υγιείς-ασθενείς)

Το δείγμα των ασθενών αποτελούνταν από 35 ενήλικες (18 άντρες, 17 γυναίκες, ηλικίας  $50.65 \pm 12.92$  ετών, ύψους  $167.45 \pm 8.04$  cm, βάρους  $74.69 \pm 10.90$  kg, δείκτη μάζας σώματος:  $26.75 \pm 4.28$  kg/m<sup>2</sup>). Οι εξεταζόμενοι του δείγματος ασθενών έπασχαν αποκλειστικά από στένωση οσφυϊκής μοίρας και ήταν ικανοί να βαδίσουν για τουλάχιστον 40sec.

Το δείγμα υγιών (δείγμα ελέγχου) αποτελούνταν από 35 υγιείς ενήλικες (16 άντρες, 19 γυναίκες, ηλικίας  $51.057 \pm 11.745$  ετών, ύψους  $166.4 \pm 8.88$  cm, βάρους  $75.29 \pm 11.86$  kg, δείκτη μάζας σώματος  $27.16 \pm 3.5931$  kg/m<sup>2</sup>). Οι εξεταζόμενοι του δείγματος ελέγχου, δεν είχαν ιστορικό νευρομυϊκών, μυοσκελετικών, αναπνευστικών ή καρδιολογικών παθήσεων.

Η διάγνωση, πραγματοποιήθηκε από ιατρικό προσωπικό με κλινική εκτίμηση και μαγνητική τομογραφία (MRI). Συμπληρωματικά χρησιμοποιήθηκαν τα ερωτηματολόγια Oswestry και VAS. Η επιλογή των εξεταζομένων που αποτέλεσαν το δείγμα ελέγχου έγινε έτσι ώστε να έχουν την ίδια κατανομή ως προς την ηλικία, το βάρος, το ύψος και το φύλλο. 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 ως προς τον ανδρικό πληθυσμό και συνεπώς και ως προς τον γυναικείο πληθυσμό (Πίνακας 1).

	Δείγμα ελέγχου			Δείγμα ασθενών			ρ
	Μέγεθος δείγματος	Μέση τιμή	Τυπική απόκλιση	Μέγεθος δείγματος	Μέση τιμή	Τυπική απόκλιση	
Ηλικία (έτη)	35	51.06	11.74	35	50.66	12.91	0.893
Ύψος (cm)	35	166.40	8.88	35	167.45	8.03	0.603
Βάρος (kg)	35	75.28	11.86	35	74.68	10.89	0.826
Φύλλο (άνδρες)	16	-	-	18	-	-	0.732

Πίνακας 1: Κατανομή σωματομετρικών χαρακτηριστικών εξεταζομένων.

### 7.1.2 Τιμές εντροπίας υγιών – ασθενών εξεταζομένων

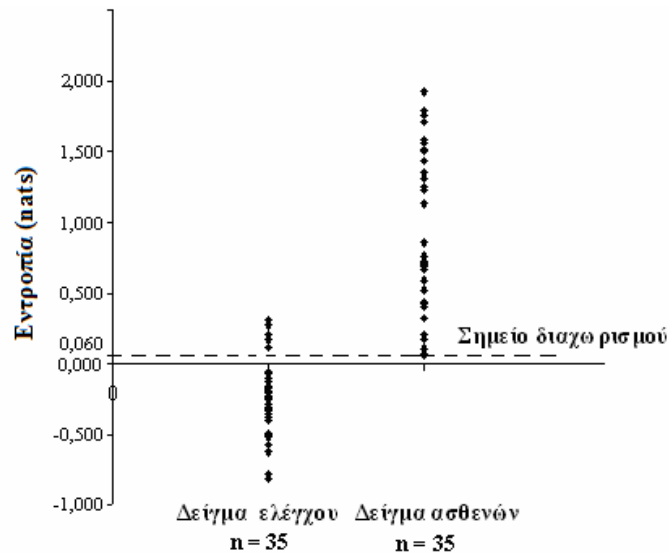
Από τις τιμές που καταγράφηκαν στους τρεις άξονες της βάδισης, στατιστικά σημαντικά αποτελέσματα προέκυψαν μόνο στον κατακόρυφο άξονα. Στον Πίνακα 2, καταγράφονται οι τιμές εντροπίας των εξεταζομένων και από τις δύο ομάδες.

Δείγμα ασθενών				Δείγμα ελέγχου			
No εξεταζ.	Εντροπία (nats)	No εξεταζ.	Εντροπία (nats)	No εξεταζ.	Εντροπία (nats)	No εξεταζ.	Εντροπία (nats)
E1	1.510	E18	1.359	C1	-0.054	C18	0.171
E2	0.182	E19	0.857	C2	-0.351	C19	-0.369
E3	0.518	E20	0.438	C3	-0.101	C20	0.180
E4	1.583	E21	1.925	C4	-0.810	C21	0.202
E5	0.058	E22	0.666	C5	-0.098	C22	-0.776
E6	0.206	E23	0.715	C6	-0.396	C23	-0.226
E7	0.432	E24	1.251	C7	-0.489	C24	-0.126
E8	0.403	E25	0.424	C8	-0.178	C25	-0.226
E9	1.227	E26	0.063	C9	-0.188	C26	-0.325
E10	1.311	E27	1.503	C10	-0.208	C27	-0.318
E11	1.71	E28	1.757	C11	0.166	C28	-0.505
E12	1.317	E29	0.705	C12	-0.282	C29	-0.518
E13	1.785	E30	0.178	C13	0.311	C30	-0.212
E14	0.321	E31	1.132	C14	-0.246	C31	0.117
E15	1.433	E32	1.565	C15	-0.312	C32	-0.059
E16	0.722	E33	0.589	C16	-0.154	C33	-0.255
E17	0.695	E34	0.109	C17	-0.625	C34	0.277
		E35	0.759			C35	-0.569

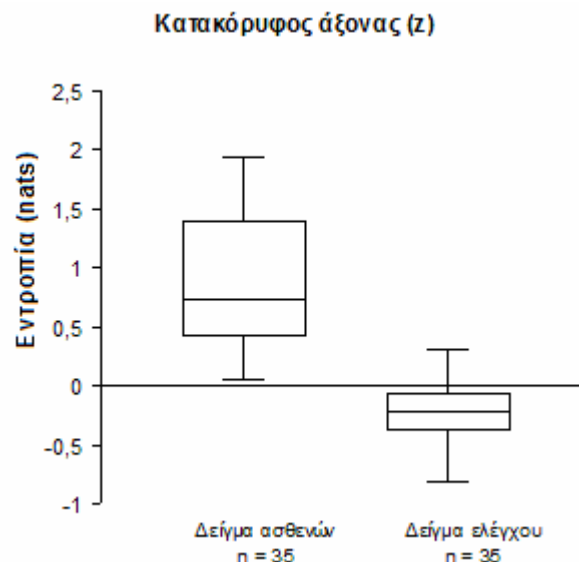
Πίνακας 2: Τιμές της εντροπίας υγιών και ασθενών εξεταζομένων.

### 7.1.3 Στατιστική ανάλυση μετρήσεων

Με την βοήθεια του t-test έγινε η σύγκριση των τιμών της εντροπίας μεταξύ των δύο ομάδων. Η ισότητα των μέσων τιμών της εντροπίας, λήφθηκε ως αρχική υπόθεση. Από το t-test προκύπτει στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών εντροπίας του δείγματος ελέγχου και του δείγματος ασθενών. Η διαφορά είναι στατιστικά σημαντική με επίπεδο εμπιστοσύνης  $\alpha=0.001$  ( $t_{68}=-10.291$ ,  $p<0.001$ ). Η γραφική αναπαράσταση των τιμών εντροπίας παρουσιάζεται στην Εικόνα 9 και Εικόνα 10.



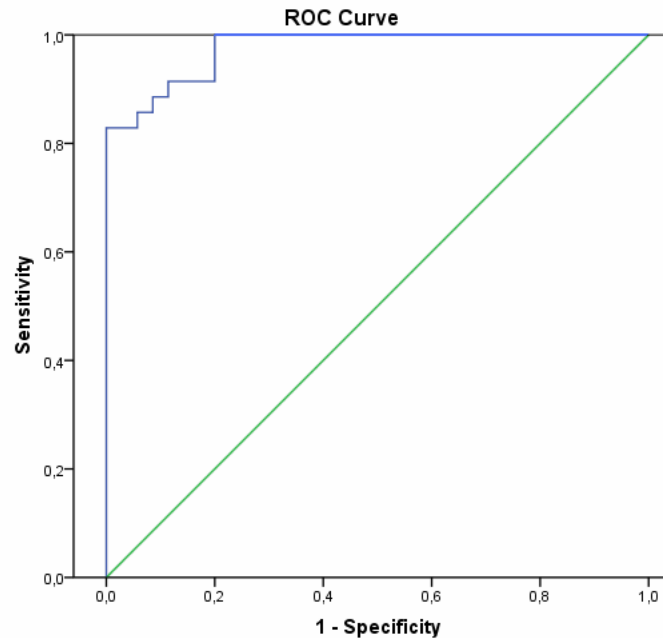
Εικόνα 9: Διάγραμμα τιμών εντροπίας και του σημείου διαχωρισμού.



Εικόνα 10: Θηκόγραμμα τιμών εντροπίας κατακόρυφου άξονα.

Από την ROC ανάλυση προκύπτει το διάγραμμα της Εικόνα 11, το οποίο προέρχεται από την απεικόνιση των τιμών ειδικότητας με τις αντίστοιχες τιμές ευαισθησίας. Μέσω της ROC ανάλυσης επιλέχθηκε ως βέλτιστο σημείο διαχωρισμού, η τιμή εντροπίας ίση με 0.06nats. Τιμές εντροπίας μεγαλύτερες από 0.06nats αποτελούν ένδειξη στένωσης. Στο

συγκεκριμένο σημείο διαχωρισμού αντιστοιχούν 97.1% ευαισθησία και 80.0% ειδικότητα. Εκτιμάται, δηλαδή ότι η προτεινόμενη μέθοδος εμφανίζει 97.1% πιθανότητα αληθούς αναγνώρισης ασθενών και 80.0% πιθανότητα αληθούς αναγνώρισης υγιών. Από το εμβαδό της επιφάνειας που βρίσκεται κάτω από την επιφάνεια της καμπύλης (Εικόνα 11) προκύπτει ότι η προτεινόμενη μέθοδος έχει 97.6% πιθανότητα σωστού διαχωρισμού ασθενών με σπονδυλική στένωση από υγιείς.



Εικόνα 11: ROC καμπύλη κατακόρυφου άξονα (z)

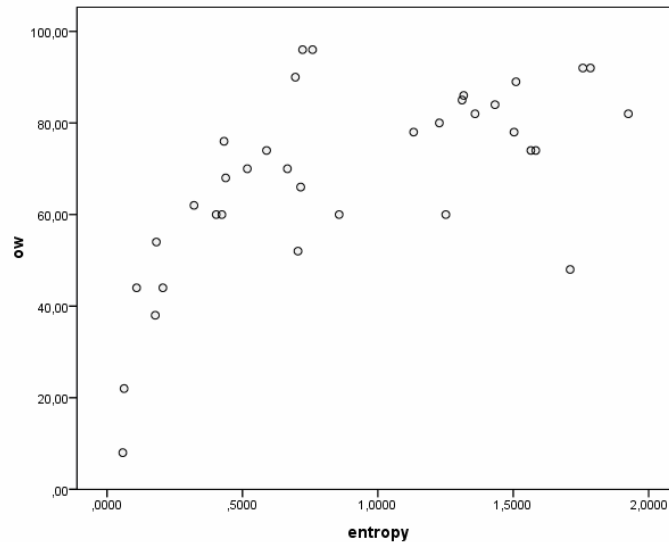
Ο θετικός λόγος πιθανοφάνειας για την τιμή του σημείου διαχωρισμού είναι 4.86, ενώ ο αρνητικός λόγος πιθανοφάνειας είναι 0.21. Από τον θετικό λόγο πιθανοφάνειας προκύπτει ότι το ποσοστό των αληθώς θετικών περιστατικών είναι 4.86 φορές μεγαλύτερο του ποσοστού των ψευδώς θετικών. Αντίστοιχα από τον αρνητικό λόγο πιθανοφάνειας προκύπτει ότι το ποσοστό των ψευδώς αρνητικών περιστατικών είναι το 1/5 του ποσοστού των αληθώς αρνητικών περιστατικών.

#### 7.1.4 Συσχέτιση Oswestry & VAS με την εντροπία

Το ερωτηματολόγιο Oswestry καταγράφει τη δυσλειτουργία των εξεταζομένων όταν παραμένουν όρθιοι, κάθονται, βαδίζουν, κοιμούνται, ταξιδεύουν, μεταφέρουν βάρος, τη σεξουαλική και κοινωνική συμπεριφορά τους καθώς και την ένταση του πόνου τη στιγμή που συμπληρώνουν το ερωτηματολόγιο. Ο συντελεστής συσχέτισης Spearman μεταξύ των τιμών της εντροπίας και του δείκτη δυσλειτουργίας (ODQ) για το δείγμα των ασθενών είναι  $r^2=0.654$  ( $p<0.001$ ).

Το ερωτηματολόγιο VAS καταγράφει, με τη βοήθεια κλίμακας, τα επίπεδα του μέγιστου και ελάχιστου πόνου, που έχει αισθανθεί ο εξεταζόμενος στη μέση, στον αυχένα και στα άκρα. Ο συντελεστής συσχέτισης Spearman μεταξύ των τιμών της εντροπίας και του δείκτη πόνου (VAS) για το δείγμα των ασθενών είναι  $r^2=0.464$  ( $p=0.005$ ).

Η Εικόνα 12 απεικονίζει τις τιμές του ερωτηματολογίου Oswestry συναρτήσει των τιμών της εντροπίας. Τιμές από το ερωτηματολόγιο Oswestry, υψηλότερες από 40, φαίνεται ότι αντιστοιχούν σε υψηλές τιμές της εντροπίας. Μικρές τιμές που προκύπτουν από το ερωτηματολόγιο Oswestry φαίνεται ότι σχετίζονται με χαμηλές τιμές της εντροπίας.

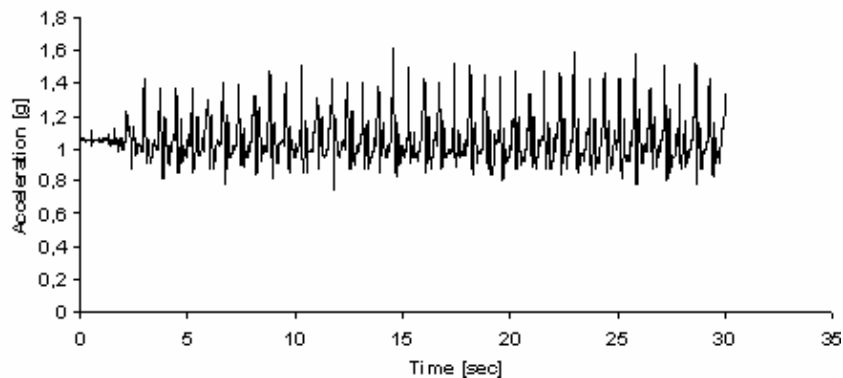


**Εικόνα 12: Απεικόνιση τιμών εντροπίας κατακόρυφου άξονα βάδισης και αποτελεσμάτων του ερωτηματολογίου Oswestry.**

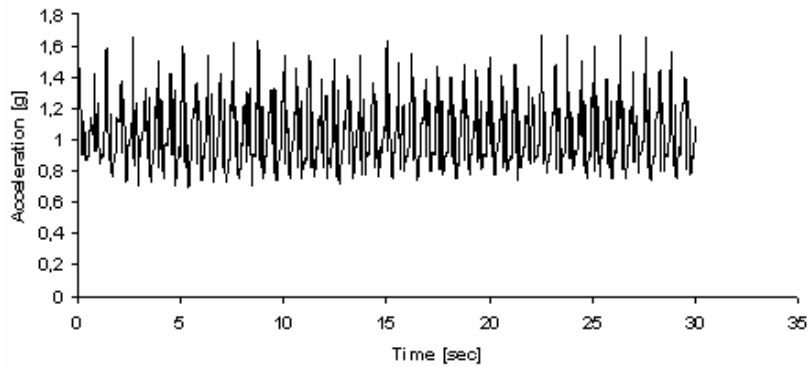
## **7.2 Μετρήσεις μετεγχειρητικής εκτίμησης για την μελέτη ασθενών με σπονδυλική στένωση**

Δώδεκα (12) εξεταζόμενοι από το δείγμα ασθενών που πήραν μέρος στις παραπάνω μετρήσεις, μετρήθηκαν έξι (6) και δώδεκα (12) μήνες μετά την χειρουργική επέμβαση. Η μεθοδολογία των μετρήσεων ήταν η ίδια με την μεθοδολογία που ακολουθήθηκε στις μετρήσεις του προεγχειρητικού σταδίου.

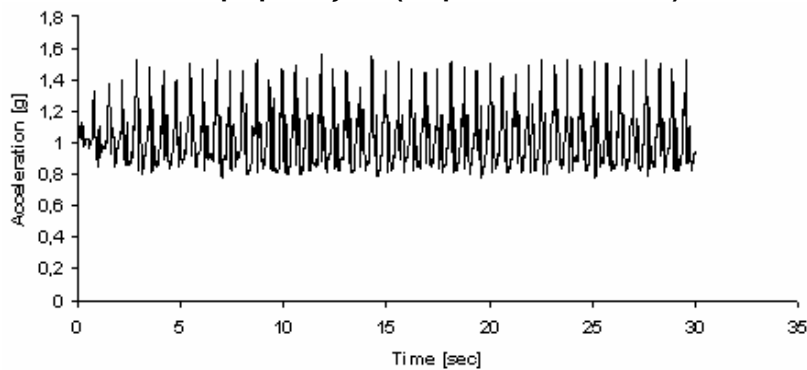
Σε ορισμένες περιπτώσεις, η διαφορά του σήματος της επιτάχυνσης κατά τη βάρδιση του εξεταζομένου, είναι εμφανής και δια γυμνού οφθαλμού. Για παράδειγμα, στην απεικόνιση του επιταχυνσιομετρικού σήματος του κατακόρυφου άξονα της βάρδισης του εξεταζομένου Νο3, είναι εμφανείς οι διαφορές που παρουσιάζει κατά τη βάρδιση του εξεταζομένου πριν και μετά την χειρουργική επέμβαση (Εικόνα 13, Εικόνα 14 και Εικόνα 15).



**Εικόνα 13: Προεγχειρητικό σήμα επιτάχυνσης του κατακόρυφου άξονα (εντροπία - 1.710 nats)**



**Εικόνα 14: Μετεγχειρητικό (@6 μήνες) σήμα επιτάχυνσης του κατακόρυφου άξονα (εντροπία - 0.037 nats)**



**Εικόνα 15: Μετεγχειρητικό (@12 μήνες) σήμα επιτάχυνσης του κατακόρυφου άξονα (εντροπία - 0.011 nats)**

### 7.2.1 Δείγμα ασθενών εξεταζομένων μετεγχειρητικής εκτίμησης

Το δείγμα ασθενών αποτελούνταν από δώδεκα (12) ενήλικες ασθενείς (5 άντρες, 7 γυναίκες, ηλικίας  $50 \pm 14$  ετών, ύψους  $165.2 \pm 9$  cm, βάρους  $74.3 \pm 12.3$  kg, δείκτη μάζας σώματος  $27.4 \pm 5.7$  kg/m<sup>2</sup>) (Πίνακας 3). Οι εξεταζόμενοι προέρχονταν από το δείγμα ασθενών του προεγχειρητικού σταδίου μετρήσεων.

No εξετ.	Φύλλο	Ηλικία (έτη)	Ύψος (cm)	Βάρος (kg)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )
No1	Άντρας	60	166	71	25.77
No2	Γυναίκα	65	160	105	41.02
No3	Γυναίκα	47	164	72	26.77
No4	Γυναίκα	62	153	63	26.91
No5	Γυναίκα	32	166	58	21.05
No6	Άντρας	68	163	75	28.23
No7	Άντρας	42	167	85	30.48
No8	Άντρας	43	178	76	23.99
No9	Γυναίκα	33	173	71	23.72
No10	Άντρας	30	181	82	25.03
No11	Γυναίκα	65	160	64	25.00
No12	Γυναίκα	53	151	69	30.26
<b>Μέση τιμή</b>					
<b>(<math>\pm</math> τυπ. απόκ.)</b>					
	-	50( $\pm$ 14)	165( $\pm$ 9)	74( $\pm$ 12)	27.35( $\pm$ 5.08)

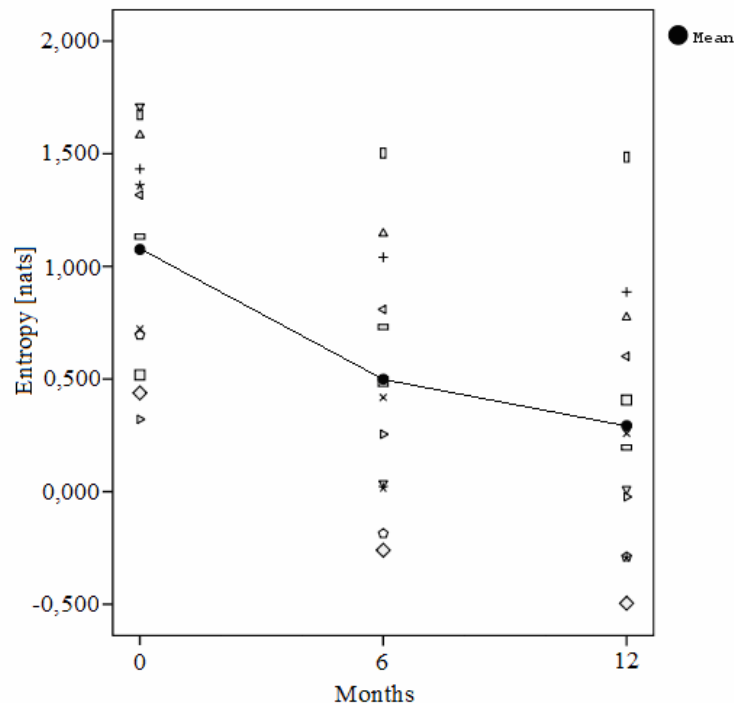
**Πίνακας 3: Σωματομετρικά χαρακτηριστικά ασθενών**

### 7.2.2 Τιμές εντροπίας ασθενών

Οι τιμές εντροπίας των ασθενών, προεγχειρητικά και μετεγχειρητικά, παρουσιάζονται στον Πίνακα 4 και στις Εικόνα 16 και Εικόνα 17.

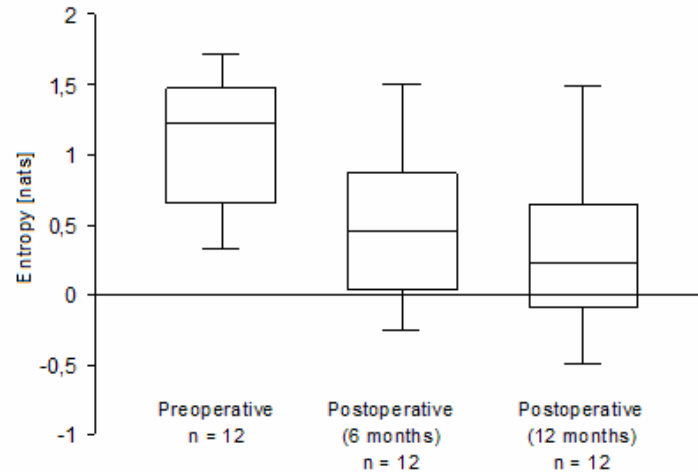
No εξεταζ.	Ηλικία	Τιμές εντροπίας [nats]		
		Προεγχειρητικά	Μετεγχειρητικά (6 μήνες)	Μετεγχειρητικά (12 μήνες)
No1	60	0.518	0.489	0.407
No2	65	1.583	1.145	0.773
No3	47	1.710	0.037	0.011
No4	62	1.317	0.809	0.601
No5	32	0.321	0.255	-0.022
No6	68	1.432	1.040	0.886
No7	42	0.722	0.418	0.259
No8	43	0.695	-0.186	-0.289
No9	33	1.359	0.017	-0.291
No10	30	0.438	-0.260	-0.495
No11	65	1.674	1.503	1.485
No12	53	1.132	0.730	0.196
Μέση τιμή ( $\pm$ τυπ. απόκ.)	50( $\pm$ 14)	1.075( $\pm$ 0.508)	0.500( $\pm$ 0.558)	0.293( $\pm$ 0.572)

Πίνακας 4: Τιμές εντροπίας δείγματος ασθενών, προεγχειρητικά και μετεγχειρητικά.



Εικόνα 16: Διάγραμμα τιμών εντροπίας, προεγχειρητικά και μετεγχειρητικά (6 & 12 μήνες).





Εικόνα 17: Θηκόγραμμα τιμών εντροπίας, προεγχειρητικά και μετεγχειρητικά (6 & 12 μήνες).

### 7.2.3 Στατιστική ανάλυση

Με την βοήθεια της ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (ANOVA) έγινε σύγκριση των προεγχειρητικών και μετεγχειρητικών τιμών. Το λογισμικό SPSS 15.0 χρησιμοποιήθηκε για την στατιστική ανάλυση. Το επίπεδο σημαντικότητας, ήταν  $\alpha=0.05$  για όλους τους ελέγχους.

Κατά τη σύγκριση των προεγχειρητικών και μετεγχειρητικών τιμών των ασθενών, διαπιστώθηκε στατιστικά σημαντική μείωση της τιμής της εντροπίας για κάθε ασθενή και κατά συνέπεια βελτίωση της μεταβλητότητας της βάδισης ( $p<0.001$ ).

Μετά την διαπίστωση των στατιστικά σημαντικών διαφορών, με τη χρήση της ANOVA επαναλαμβανομένων μετρήσεων, ακολούθησε post-hoc Bonferroni ανάλυση για την επιβεβαίωση των προηγούμενων αποτελεσμάτων. Διαπιστώθηκε ότι η μέση τιμή της εντροπίας κατά τους πρώτους έξι μήνες μετά την επέμβαση, μειώθηκε σημαντικά από 1.075nats προεγχειρητικά, σε 0.50nats μετεγχειρητικά [ $p=0.007$ , 95%, CI (0.17, 0.98)]. Επιπλέον, η βελτίωση συνεχίστηκε ένα έτος μετά την χειρουργική επέμβαση, με αποτέλεσμα την μείωση της μέσης τιμής της εντροπίας σε 0.29nats [ $p=0.002$ , 95% CI, (0.08-0.33)]. Σε ένα έτος, πραγματοποιήθηκε μείωση της μέσης τιμής της εντροπίας της βάδισης από 1.075nats προεγχειρητικά, σε 0.29nats μετεγχειρητικά [ $p=0.001$ , 95%, CI (0.37, 1.2)].

### 7.3 Μετρήσεις για την μελέτη διαχωρισμού τραυματιών με οξεία ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου

Και στην περίπτωση μελέτης τραυματιών με οξεία ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, δημιουργήθηκαν δύο ομάδες εξεταζομένων (υγιών – ασθενών) βάσει των κριτηρίων που περιγράφονται στην μελέτη διαχωρισμού υγιών από ασθενείς με σπονδυλική στένωση. 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 5).

Χρησιμοποιήθηκε και πάλι ανάλυση με την χρήση των καμπύλων λειτουργικών χαρακτηριστικών (Receiver Operating Characteristic – ROC analysis) για την επιλογή του βέλτιστου σημείου διαχωρισμού μεταξύ των υγιών και των τραυματιών εξεταζομένων.

Υπολογίσθηκαν, επιπλέον ο θετικός και αρνητικός λόγος πιθανοφάνειας 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  $\alpha=0.05$  για όλους τους ελέγχους.

#### 7.3.1 Δείγμα εξεταζομένων (υγιείς-ασθενείς)

Το δείγμα ασθενών αποτελούνταν από είκοσι (20) άνδρες (ηλικίας:  $30.45 \pm 8.80$  ετών, ύψους:  $176.95 \pm 7.20$  [cm], βάρους:  $81.50 \pm 11.23$  [kg], BMI:  $25.93 \pm 3.08$  [kg/m<sup>2</sup>]). Οι τραυματιών έπασχαν από οξεία ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου 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  $30.80 \pm 9.46$  ετών, ύψους:  $176.80 \pm 6.11$  [cm], βάρους:  $78.65 \pm 8.65$  [kg], BMI:  $25.13 \pm 2.20$  [kg/m<sup>2</sup>]). 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 ως προς τον ανδρικό πληθυσμό και συνεπώς και ως προς τον γυναικείο πληθυσμό (Πίνακας 5).

	Υγιείς			Ασθενείς			p
	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 <sup>2</sup> )	20	25.13	2.20	20	25.93	3.08	0.354

Πίνακας 5: Κατανομή σωματομετρικών χαρακτηριστικών εξεταζόμενων.

### 7.3.2 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 φυσιολογίας, οι διαφοροποιήσεις που αναμένεται να προκαλέσει η ρήξη πρόσθιου χιαστού τένοντα. Από τη βιβλιογραφία προκύπτει ότι η ρήξη του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου συνοδεύεται από αυξημένη πρόσθια μετατόπιση της κνήμης και επηρεάζει σημαντικά την σταθερότητα του προσθοπίσθιου και πλάγιου άξονα της βάδισης.

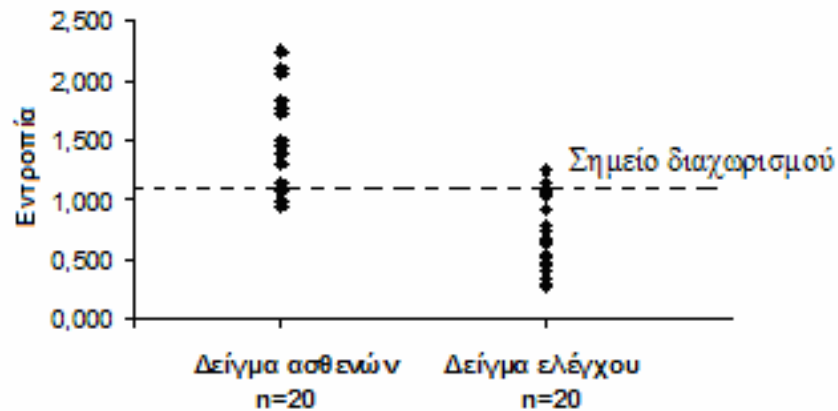
Οι τιμές της εντροπίας και των δύο αξόνων βάδισης για κάθε ομάδα εξεταζομένων, παρουσιάζονται στον Πίνακας 6.

No εξεταζ.	Δείγμα ασθενών		No εξεταζ.	Δείγμα ελέγχου	
	Εντροπία y άξονα (nats)	Εντροπία x άξονα (nats)		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

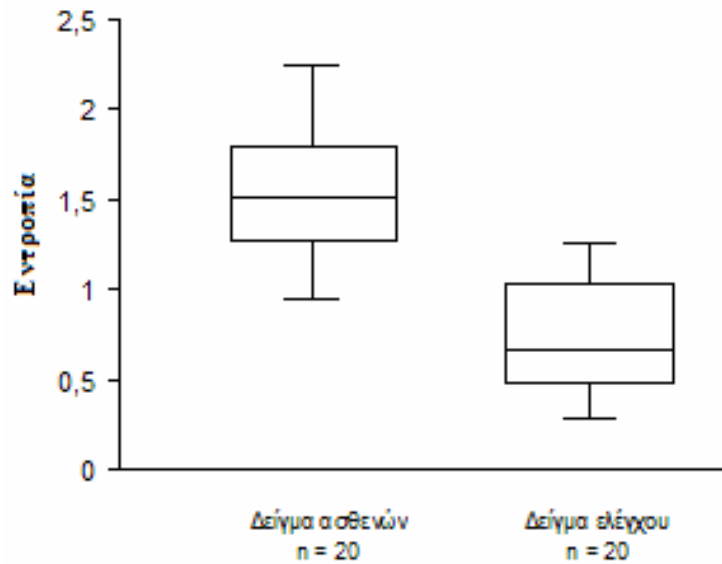
Πίνακας 6: Τιμές της εντροπίας υγιών και τραυματιών.

### 7.3.3 Στατιστική ανάλυση μετρήσεων

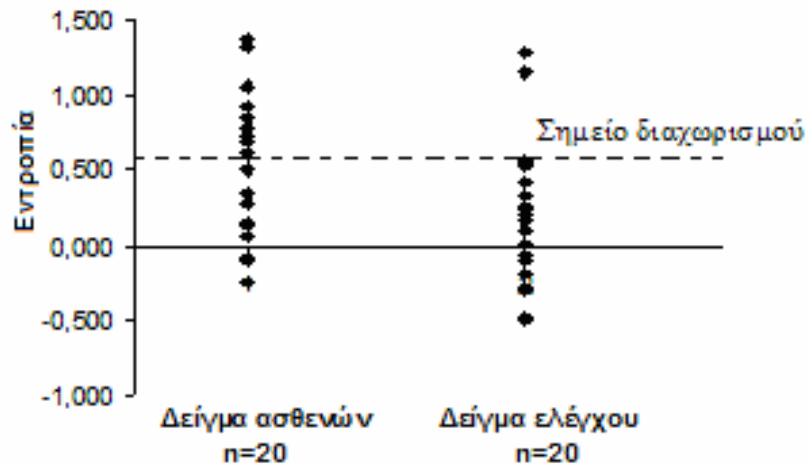
Η γραφική αναπαράσταση των τιμών εντροπίας παρουσιάζεται στις Εικόνα 18 έως και Εικόνα 21.



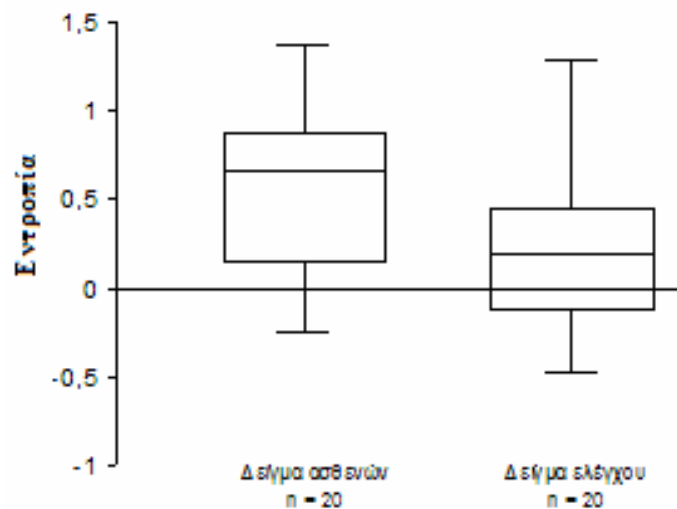
Εικόνα 18. Διάγραμμα τιμών εντροπίας και του σημείου διαχωρισμού (πλάγιος άξονας)



Εικόνα 19: Θηκόγραμμα τιμών εντροπίας του πλάγιου άξονα.

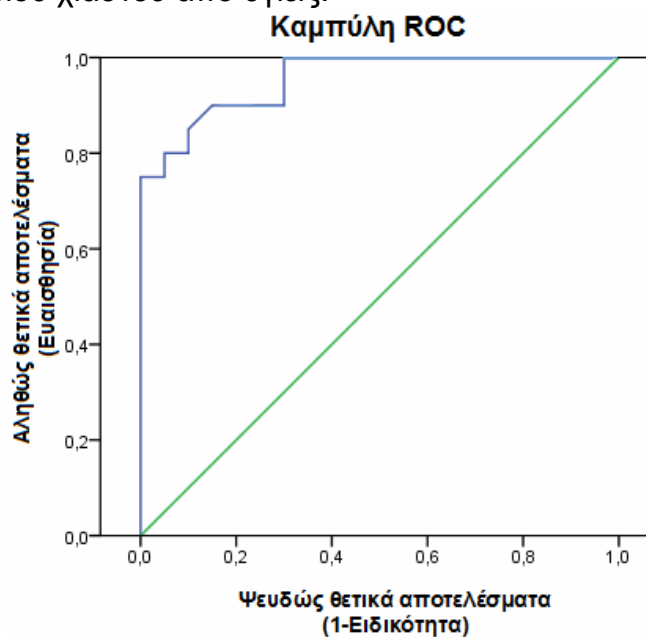


Εικόνα 20. Διάγραμμα τιμών εντροπίας και του σημείου διαχωρισμού (πλάγιος άξονας)



Εικόνα 21: Θηκόγραμμα τιμών εντροπίας προσθοπίσθιου άξονα.

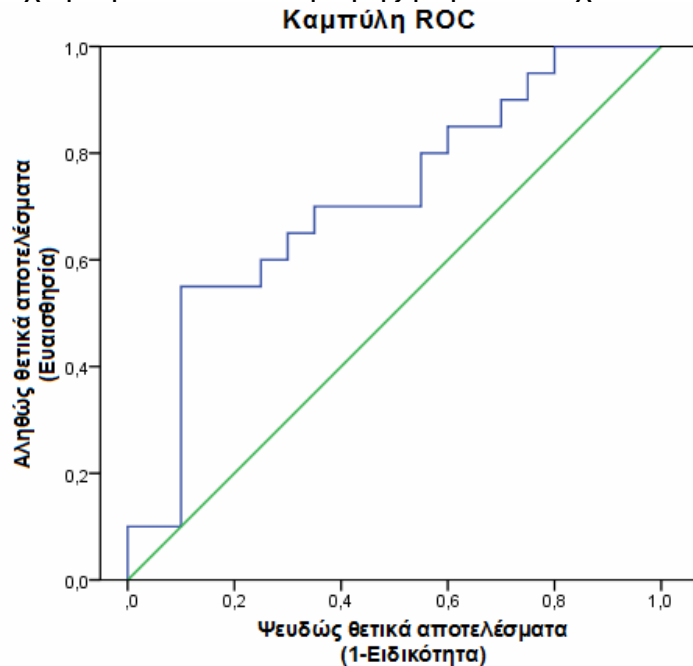
Από την ROC ανάλυση, για καθένα από τους δύο άξονες προκύπτουν τα διαγράμματα που παρουσιάζονται στις Εικόνα 22 και Εικόνα 23. Στον πλάγιο άξονα επιλέχθηκε ως βέλτιστο σημείο διαχωρισμού, τιμή εντροπίας ίση με 1.069nats. Τιμές εντροπίας μεγαλύτερες από 1.069nats αποτελούν ένδειξη ρήξης πρόσθιου χιαστού. 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 (Εικόνα 22) προκύπτει ότι η προτεινόμενη μέθοδος έχει 95.6% πιθανότητα διαχωρισμού ασθενών με ρήξη πρόσθιου χιαστού από υγιείς.



Εικόνα 22. ROC καμπύλη πλάγιου άξονα (y)

Ο θετικός λόγος πιθανοφάνειας για την τιμή του σημείου διαχωρισμού είναι  $PLR=6.0$ , ενώ αρνητικός λόγος πιθανοφάνειας είναι  $NLR=0.17$ .

Στον προσθοπίσθιο άξονα επιλέχθηκε ως βέλτιστο σημείο διαχωρισμού, η τιμή εντροπίας ίση με  $0.582\text{nats}$ . Τιμές εντροπίας μεγαλύτερες από  $0.582\text{nats}$  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 (Εικόνα 23), προκύπτει ότι η προτεινόμενη μέθοδος έχει 71.2% πιθανότητα διαχωρισμού ασθενών με ρήξη πρόσθιου χιαστού από υγιείς.



Εικόνα 23. ROC καμπύλη προσθοπίσθιου άξονα (x)

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 προσθοπίσθιο άξονα.

### 7.3.4 Συσχέτιση Oswestry & VAS με την εντροπία της βάδισης

Από τον συντελεστή συσχέτισης Spearman μεταξύ των τιμών της εντροπίας στον πλάγιο (y) και προσθοπίσθιο (x) άξονα και του δείκτη δυσλειτουργίας (OW) δεν προκύπτει στατιστικά σημαντική συσχέτιση. Στην περίπτωση του πλάγιου (y) άξονα, ο συντελεστής Spearman έχει τιμή  $r^2=0.27$  ( $p=0.914$ ), ενώ στην περίπτωση του προσθοπίσθιου (x) άξονα ο συντελεστής Spearman έχει τιμή  $r^2=-0.167$  ( $p=0.494$ ).

Το ερωτηματολόγιο VAS καταγράφει, με τη βοήθεια κλίμακας, τα επίπεδα του μέγιστου και ελάχιστου πόνου, που έχει αισθανθεί ο εξεταζόμενος στη μέση, στον αυχένα και στα άκρα.

Από τον συντελεστή συσχέτισης Spearman μεταξύ των τιμών της εντροπίας στον πλάγιο (y) και προσθοπίσθιο (x) άξονα και της έντασης του πόνου (VAS), δεν προκύπτει στατιστικά σημαντική συσχέτιση. Στην περίπτωση του πλάγιου (y) άξονα, ο συντελεστής Spearman έχει τιμή  $r^2 = -0.174$  ( $p = 0.476$ ), ενώ στην περίπτωση του προσθοπίσθιου (x) άξονα, ο συντελεστής Spearman έχει τιμή  $r^2 = -0.198$  ( $p = 0.415$ ).

## 8. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ - ΣΥΖΗΤΗΣΗ

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

- Η ανάπτυξη του πρωτοκόλλου μέτρησης για την εφαρμογή της προτεινόμενης μεθόδου
- Η αξιολόγηση της ικανότητας της προτεινόμενης μεθόδου να διαχωρίζει ασθενείς με στένωση οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης από υγιείς και
- Η αξιολόγηση της ικανότητας της προτεινόμενης μεθόδου ως εργαλείο μετεγχειρητικής εκτίμησης ασθενών με στένωση οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης

Η αρχική υπόθεση εργασίας ήταν η εμφάνιση εντονότερης μεταβλητότητας στη βάδιση ασθενών με σπονδυλική στένωση εξαιτίας του πόνου και η μείωση της μεταβλητότητας της βάδισης, μετεγχειρητικά λόγω ελάττωσης της έντασης του πόνου.

### 8.1 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 τάπητα.

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.

### 8.2 Αξιολόγηση της ικανότητας της μεθόδου για τον διαχωρισμό υγιών από ασθενείς με στένωση οσφυϊκής μοίρας

Από την στατιστική ανάλυση προκύπτει ότι η προτεινόμενη μέθοδος μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως δείκτης διαχωρισμού ασθενών με στένωση οσφυϊκής μοίρας από υγιείς εξεταζομένους [1]. Αποδείχθηκε ότι οι τιμές της εντροπίας του δείγματος ασθενών είναι υψηλότερες από τις αντίστοιχες του δείγματος ελέγχου με στατιστικά σημαντική διαφορά ( $p < 0.001$ ). Η μέθοδος κρίνεται ικανή να διαχωρίσει τις διαφορές μεταξύ υγιών εξεταζομένων και ασθενών, ποσοτικοποιώντας την μεταβλητότητα της βάδισης.

Η αξιολόγηση της ικανότητας διαχωρισμού ασθενών – υγιών πραγματοποιήθηκε με ROC ανάλυση και ως βέλτιστο σημείο διαχωρισμού επιλέχθηκε η τιμή 0.06 nats. Για το συγκεκριμένο σημείο διαχωρισμού, η ευαισθησία και η ειδικότητα είναι 97.1% και 80.0%, αντίστοιχα. Η πιθανότητα για σωστό διαχωρισμό ασθενών από υγιείς με την βοήθεια της μεθόδου είναι 97.6%.



Η αυξημένη μεταβλητότητα βάδισης αποδίδεται στον έντονο πόνο ισχιαλγίας, που αποτελεί σύνηθες κλινικό σύμπτωμα σε ασθενείς με στένωση και επηρεάζει τη βάδιση [2, 3, 4, 5, 6].

Στην βιβλιογραφία εμφανίζονται αντικρουόμενα συμπεράσματα σχετικά με την μεταβλητότητα της βάδισης σε παθολογικές καταστάσεις. Οι Suda κ.α.[7], προσπάθησαν να ποσοτικοποιήσουν τις διαταραχές της βάδισης που οφείλονται σε παθήσεις σπονδυλικής στήλης, ενώ αναφέρουν ότι οι παθήσεις της σπονδυλικής στήλης, επηρεάζουν την λειτουργία της βάδισης. Αυξημένη μεταβλητότητα βάδισης παρουσιάζεται στην συγκεκριμένη μελέτη, ενώ παρόμοια συμπεράσματα προκύπτουν και από τις έρευνες των Arif κ.α. [8, 9], Kurz και Στεργίου [10], Karmakar κ.α. [11] και Khandoker κ.α.[12]. Έχει διαπιστωθεί ότι η αύξηση της ηλικίας και κατά συνέπεια, η απώλεια νευρομυϊκού ελέγχου, αυξάνουν την μεταβλητότητα της βάδισης [8, 9, 10, 11]. Ομοίως, έχει αναφερθεί ότι άτομα με αυξημένες πιθανότητες πτώσης, έχουν και μεγαλύτερη μεταβλητότητα βάδισης [12].

Αντιθέτως, οι Γεωργούλης κ.α. [13], παρατήρησαν ότι κατά την ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, η βάδιση παρουσιάζει μικρότερη μεταβλητότητα απ' ότι σε ανέπαφο γόνατο. Σε περιπτώσεις ρήξης πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, ο ασθενής είναι ικανός να προσαρμόζει την βάδιση του με τέτοιο τρόπο ώστε να προστατεύει το τραυματισμένο γόνατο από μερική εξάρθρωση. Αντιθέτως, οι ασθενείς με στένωση οσφυϊκής μοίρας μπορούν μόνο να αντιδράσουν στον έντονο τοπικό πόνο [3]. Η αντίδραση στον πόνο που προκαλεί η στένωση της οσφυϊκής μοίρας, οδηγεί σε μη κανονικές και απρόβλεπτες κινήσεις, αυξάνοντας έτσι την μεταβλητότητα. Οι Costa κ.α. [14] αναφέρουν ότι η μεταβλητότητα της βάδισης αυξάνεται όσο η βάδιση του εξεταζόμενου απομακρύνεται από τα ιδανικά όρια, ενώ αναμένεται ελάττωσή της, αν ο εξεταζόμενος είναι ικανός να αναπτύξει στρατηγικές ελέγχου για την αποφυγή του πόνου και την προστασία του από τραυματισμούς ή πτώση.

Η ευαισθησία και η ειδικότητα της προτεινόμενης μεθόδου, συγκρίνονται με τις αντίστοιχες τιμές της Μυελογραφίας [15, 16], της αξονικής τομογραφίας (CT) [15, 16, 17] και της μαγνητικής τομογραφίας (MRI) [18, 19] η οποία θεωρείται η ικανότερη μέθοδος (Πίνακας 7). Οι τιμές της ευαισθησίας και της ειδικότητας, καταδεικνύουν την προτεινόμενη μέθοδο ως ιδιαίτερα υποσχόμενη για μελλοντική χρήση, ως διαγνωστικό εργαλείο ασθενών με στένωση από υγιείς.

Παρόλο που δεν έγινε σύγκριση των τιμών των λόγων πιθανοφάνειας με τους αντίστοιχους της μαγνητικής τομογραφίας (MRI), οι λόγοι πιθανοφάνειας της εντροπίας, ενισχύουν την ικανότητα της μεθόδου για μελλοντική διαγνωστική χρήση της.

	<b>Ευαισθησία</b>	<b>1- Ειδικότητα</b>
Μυελογραφία	0.77-0.78	0.28
Αξονικής τομογραφίας (CT)	0.77-0.88	0.17 - 0.20
Μαγνητική τομογραφία (MRI)	0.81-0.97	0.00 - 0.06
Εντροπία	0.97	.2

**Πίνακας 7: Τυπικές τιμές ευαισθησίας και ειδικότητας, διαγνωστικών μεθόδων**

Η προτεινόμενη μέθοδος, θα μπορούσε να αποτελέσει ένα ενδιάμεσο στάδιο το οποίο θα ακολουθεί την νευρολογική και μυοσκελετική εκτίμηση και θα προηγείται της δαπανηρής μαγνητικής τομογραφίας (MRI).

### **8.3 Συσχέτιση της εντροπίας με τα πρωτόκολλα πόνου και λειτουργικότητας σε ασθενείς με στένωση οσφυϊκής μοίρας**

Παράλληλα με την ικανότητα διαχωρισμού ασθενών από υγιείς, αξιολογήθηκε και η συσχέτιση των τιμών της εντροπίας με τα αποτελέσματα του ερωτηματολογίου Oswestry. Το ερωτηματολόγιο Oswestry καταγράφει τη δυσλειτουργία των εξεταζομένων όταν παραμένουν όρθιοι, κάθονται, βαδίζουν, κοιμούνται, ταξιδεύουν και μεταφέρουν βάρος. Επίσης καταγράφει τον βαθμό δυσλειτουργίας των εξεταζομένων στη σεξουαλική και κοινωνική συμπεριφορά τους καθώς και την ένταση του πόνου την στιγμή που συμπληρώνουν το ερωτηματολόγιο.

Σύμφωνα με τον συντελεστή συσχέτισης Spearman, καταδεικνύεται ικανοποιητική συσχέτιση ( $r^2=0.654$ ) των αποτελεσμάτων της προτεινόμενης μεθόδου με το ερωτηματολόγιο δυσλειτουργίας (Oswestry). Επιτυγχάνεται έτσι η συσχέτιση ενός ερωτηματολογίου που βασίζεται στην υποκειμενικότητα των εξεταζομένων και μιας αντικειμενικής μεθόδου απεικόνισης και ποσοτικοποίησης της μεταβλητότητας της βάδισης.

Παρατηρήθηκε επίσης μεγαλύτερη συσχέτιση μεταξύ των ερωτημάτων του πρωτοκόλλου Oswestry που σχετίζονται με την ικανότητα του εξεταζόμενου να βαδίζει, να παραμένει όρθιος και να κάθεται. Τα ερωτήματα αυτά, συμμετέχουν σε ποσοστό περίπου 30% επί του συνολικού ποσοστού του Oswestry και σχετίζονται περισσότερο από τα υπόλοιπα με τη βάδιση, αντανακλώντας περισσότερο την εμφάνιση παθολογίας στη βάδιση.

Από τον στατιστικό έλεγχο Spearman, δεν προκύπτει αξιόλογη συσχέτιση ( $r^2=0.464$ ) της προτεινόμενης μεθόδου με την κλίμακα πόνου (VAS). Είναι πιθανό, η αδυναμία συσχέτισης των δύο μεθόδων να οφείλεται στον τρόπο υπολογισμό της έντασης του πόνου από το συγκεκριμένο ερωτηματολόγιο (VAS). Πιο συγκεκριμένα, μόνο το 33.3% της βαθμολογίας που προκύπτει από το συγκεκριμένο ερωτηματολόγιο, ανταποκρίνεται στον πόνο που ο εξεταζόμενος νιώθει τη χρονική στιγμή συμπλήρωσης του ερωτηματολογίου. Το υπόλοιπο 66.6% αφορά την βαθμολόγηση του μέγιστου και ελάχιστου πόνου που έχει αισθανθεί ο ασθενής. Συνεπώς η κλίμακα πόνου, VAS, δεν αντιπροσωπεύει τον πόνο που νιώθει ο εξεταζόμενος τη στιγμή που συμπληρώνει το ερωτηματολόγιο.

### **8.4 Αξιολόγηση της ικανότητας της μεθόδου για την μετεγχειρητική εκτίμηση ασθενών με στένωση οσφυϊκής μοίρας**

Σκοπός του δεύτερου μέρους της παρούσας μελέτης, ήταν η αξιολόγηση της προτεινόμενης μεθόδου ως αντικειμενικό εργαλείο μετεγχειρητικής εκτίμησης της βάδισης [20]. Κατά την αρχική υπόθεση, θεωρήθηκε ότι η μεταβλητότητα της βάδισης είναι μεγαλύτερη προεγχειρητικά και αναμένεται να μειωθεί μετεγχειρητικά.

Δώδεκα (12) ασθενείς από το αρχικό δείγμα, συμμετείχαν στην μελέτη. Οι ασθενείς μετρήθηκαν προεγχειρητικά και μετεγχειρητικά, έξι (6) και δώδεκα

(12) μήνες μετά την χειρουργική επέμβαση. Ακολουθήθηκε το ίδιο πρωτόκολλο μέτρησης για κάθε μέτρηση.

Η ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (ANOVA), έδειξε στατιστικά σημαντική μείωση της μεταβλητότητας της βάδισης μετεγχειρητικά. Η ανάλυση post-hoc Bonferroni επιβεβαίωσε τη διαρκή ελάττωση της μεταβλητότητας της βάδισης κατά την διάρκεια του πρώτου έτους, διαπιστώνοντας ότι η μέθοδος είναι ικανή να καταγράψει στατιστικά σημαντικές διαφορές, μετεγχειρητικά. Κάτι τέτοιο είναι σύμφωνο με αντίστοιχες βιβλιογραφικές αναφορές. Οι Katz κ.α. [4] αναφέρουν θετικά μετεγχειρητικά αποτελέσματα ένα χρόνο μετά την επέμβαση. Από την άλλη διαπιστώθηκε ότι το 31% των εξεταζόμενων, ήταν δυσαρεστημένοι 4.6 έτη μετά την επέμβαση. Οι Iwamoto και Taketa [21] έδειξαν ότι η χειρουργική αντιμετώπιση βελτιώνει την ικανότητα εκτέλεσης φυσικών δραστηριοτήτων των ασθενών με σπονδυλική στένωση. Οι Suda κ.α. [7] διαπίστωσαν βελτίωση των ασθενών με νευρογενή χλωτότητα, μετεγχειρητικά. Τέλος, ο Fritz [17] αναφέρει σταθερή βελτίωση μετεγχειρητικά και εντός του πρώτου έτους. Η μείωση της μεταβλητότητας της βάδισης μπορεί να αποδοθεί στην μετεγχειρητική βελτίωση της λειτουργικής ικανότητας των εξεταζόμενων.

Η **Post-hoc Bonferroni** ανάλυση, αποδίδει στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ:

- των προεγχειρητικών και των μετεγχειρητικών (6 μήνες) τιμών της μεταβλητότητας της βάδισης
- των μετεγχειρητικών τιμών της μεταβλητότητας βάδισης στους 6 και 12 μήνες, μετεγχειρητικά
- των προεγχειρητικών και των μετεγχειρητικών (12 μήνες) τιμών της μεταβλητότητας της βάδισης

Διαπιστώθηκε επίσης, ότι η βελτίωση της βάδισης κατά τους πρώτους έξι μήνες, ήταν μεγαλύτερη από την βελτίωση που παρατηρήθηκε τους έξι τελευταίους μήνες, μετεγχειρητικά.

Οι τιμές της εντροπίας των εξεταζόμενων No2, 6 και 11 κατά τη δεύτερη μετεγχειρητική μέτρηση παρέμειναν υψηλές, παρουσιάζοντας έντονη μεταβλητότητα βάδισης. Κλινική εκτίμηση και μαγνητική τομογραφία έδειξαν ότι οι συγκεκριμένοι ασθενείς χρειάζονταν κυφοπλαστική. Συνεπώς, οι υψηλές τιμές εντροπίας στις συγκεκριμένες περιπτώσεις, ήταν σε συμφωνία με την κλινική εκτίμηση.

Από την μελέτη, προκύπτει στατιστικά σημαντική μείωση της μεταβλητότητας της βάδισης σε ασθενείς με σπονδυλική στένωση, μετεγχειρητικά. Διαπιστώνεται ότι η εντροπία μπορεί να χρησιμοποιηθεί στην ορθοπαιδική για την μετεγχειρητική εκτίμηση ασθενών με σπονδυλική στένωση.

Προκύπτει, λοιπόν ότι η προτεινόμενη μέθοδος, μπορεί να καταγράψει τις αλλαγές της μεταβλητότητας της βάδισης, μέσω της ποσοτικοποίησης της βάδισης. Ο χρήστης της μεθόδου (γιατρός - φυσικοθεραπευτής) μπορεί να καταγράψει και να συγκρίνει τη βάδιση των εξεταζόμενων σε διάφορα χρονικά διαστήματα, με τρόπο αντικειμενικό.

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. Επιτρέπει την αντικειμενική και ποσοτική αξιολόγηση των χαρακτηριστικών της βάδισης ασθενών με στένωση, ενώ μπορεί να βοηθήσει στην μετεγχειρητική εκτίμηση της κατάστασης της βάδισης των παραπάνω ασθενών.

Επιπλέον μελέτες με περισσότερους εξεταζόμενους, είναι απαραίτητες για την βελτίωση της απόδοσης της μεθόδου καθώς και για την επέκταση της χρήσης της.

### **8.5 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 [22]. Αποδείχθηκε ότι οι τιμές της εντροπίας του δείγματος 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 (PLRx=6.0, PLRy=5.5) και οι χαμηλές τιμές του αρνητικού λόγου πιθανοφάνειας (NLRx=0.17, NLRy=0.18), ενισχύουν την ικανότητα της μεθόδου να διαχωρίσει ασθενείς από υγιείς.

Και αυτή η μελέτη έδειξε στατιστικά σημαντική διαφορά της μεταβλητότητας της βάδισης μεταξύ υγιών και ασθενών εξεταζομένων. Ο έντονος πόνος προκαλεί αυξημένη μεταβλητότητα της βάδισης και το συμπέρασμα αυτό είναι σύμφωνο με αντίστοιχες μελέτες [2, 3, 4, 5, 6].

Στην οξεία ρήξη του πρόσθιου χιαστού, η μερική εξάρθρωση του γόνατος και ο πόνος που προκαλεί, υποχρεώνουν τον ασθενή να προσαρμόσει τη βάδισή του. Αποτέλεσμα αυτής της προσαρμογής, είναι η αύξηση της μεταβλητότητας της βάδισης.

Παλαιότερες μελέτες έδειξαν ότι ασθενείς με ρήξη πρόσθιου χιαστού, μεταβάλλουν τον τρόπο βάδισής τους. Σε υγιείς εξεταζόμενους, παρατηρείται εξωτερική κάμψη του γονάτου κατά την μέση φάση της βάδισης, ενώ σε ασθενείς με ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου παρατηρείται μείωση της εξωτερικής κάμψης του γονάτου στην ίδια φάση βάδισης. Σε κάποιους ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ, δεν παρατηρείται οποιαδήποτε κάμψη του γόνατος και χαρακτηρίζονται από κινητική ακύρωση του τετρακεφάλου (“Quadriceps Avoidance”) [23, 24, 25, 26]. 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 [27].

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) [28, 29, 30]. Οι Devita κ.α. [30, 31] 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 (quadriceps avoidance) κατά τη βάρδιση έως και τρεις βδομάδες μετεγχειρητικά. Απ' την άλλη έχει διαπιστωθεί ότι οι η βάρδισή ασθενών με χρόνια ρήξη πρόσθιου χιαστού δεν έχει σημαντικές διαφορές από τη βάρδιση των υγιών εξεταζομένων [23, 27, 32, 33].

Στη μελέτη του Γεωργούλη [13], 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 βάρδισή του προκειμένου να προστατεύει τα τραυματισμένα μέλη. Η αύξηση του πόνου οδηγεί σε ακανόνιστες κινήσεις, αυξάνοντας την μεταβλητότητα της βάρδισης με τρόπο αντίστοιχο με αυτόν που η στένωση της οσφυϊκής μοίρας επηρεάζει τους ασθενείς. Στην ίδια μελέτη, περιορισμό αποτελεί η χρήση μηχανοκίνητου ταινιοδρόμου αντί για επίπεδο τάπητα. Υπάρχουν ενδείξεις ότι ο ταινιόδρομος είναι δυνατόν να επηρεάσει τη βάρδιση και κατά συνέπεια να περιορίσει την αξιοπιστία των αποτελεσμάτων. Γι' αυτό είναι προτιμότερη η βάρδιση με την επιθυμητή, για κάθε εξεταζόμενο ταχύτητα [34].

Προκύπτει λοιπόν, ότι η χρόνια ρήξη του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου συνοδεύεται από μικρότερη μεταβλητότητα στη βάρδιση 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 [13].

## 8.6 Βιβλιογραφία

---

1. N C Papadakis, D G Christakis, G N Tzagarakis, G I Chlouverakis , N A Kampanis and K N Stergiopoulos, P G Katonis. *Gait Variability Measurements in Lumbar Spinal Stenosis Patients (Part A: Comparison with healthy subjects)*. *Physiological Measurements* 2009;30:1171-1186.
2. Rausching W. *Pathoanatomy of lumbar disc degeneration and stenosis* *Acta Orthop Scand* 1993;64:3-12
3. Stucki G, Liang MH, Lipson S J, Fossel AH and Katz JN. Contribution of neuromuscular impairment to physical functional status in patients with lumbar spinal stenosis *J Rheumatol* 1994;21:1338-43
4. Katz JN, Lipson S J, Larson MG, McInnes JM, Fossel AH and Liang MH. *The Outcome of decompressive laminectomy for degenerative lumbar stenosis* *J Bone Joint Surg Am* 1991;73A:809-16
5. Katz JN, Lipson S J, Chang LC, Levine SA, Fossel AH and Liang MH. *Seven- to 10-year outcome of decompressive surgery for degenerative lumbar spinal stenosis* *Spine* 1996;21:92-8.
6. Amundsen T, Weber H, Lilleas E, Nordal HJ, Abdelnour M and Magnaes B. *Lumbar spinal stenosis Clinical and radiologic features.* *Spine* 1995;20(10):1178-86
7. Suda Y, Saitou M, Shibasaki K, Yamazaki N, Chiba K and Toyama Y. *Gait analysis of patients with neurogenic intermittent claudication* *Spine* 2002;27(22):2509-2513
8. M. Arif, Y. Ohtaki, R. Nagatomi, T. Ishihara and H. Inooka. *Analysis of the effect of fatigue on walking gait stability*, Proceedings of International Symposium on Micromechatronics and Human Science IEEE pp 253-258, 2002
9. 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.
10. Kurz M J and Stergiou N. *The ageing human neuromuscular system expresses less certainty for selecting joint kinematics during gait.* *Neuroscience Letters* 2003;348:155-158.
11. Karmakar C K, Khandoker A H, Begg R J, 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.
12. Khandoker A H, Marimuthu Palaniswami and Begg R K. *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
13. Georgoulis A. D., 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.

14. M. Costa, M. Cropley, J. Griffith and A. Steptoe. *Ambulatory Blood Pressure Monitoring Is Associated With Reduced Physical Activity During Everyday Life*. Psychosomatic Medicine 1999;61:806–811.
15. Bell GR, Rothman RH, Booth RE, Cuckler JM, Garfin S, Herkowitz H, et al. A study of computer-assisted tomography: II. Comparison of metrizamide myelography and computed tomography in the diagnosis of herniated lumbar disc and spinal stenosis. Spine 1984;9:522-6.
16. Siebus FG, Braakman R, Schipper J, van Dongen KJ, Westendorp de Seriere M. *Noncorresponding radiological and surgical diagnoses in patients operated for sciatica*. Acta Neurochir (Wien) 1988;94:137-43
17. Fritz J, Delitto A, Welch W and Erhard R. *Lumbar spinal stenosis: a review of current concepts in evaluation, management, and outcome measurements* Arch Phys Med Rehabil 1998;79:700-708
18. Modic MT, Pavlicek W, Weinstein MA, Bournpbrey F, Ngo F, Hardy R, et al. *Magnetic resonance imaging of intervertebral disk disease*. Radiology 1984;152:103-11.
19. Boden SD, Davis DO, Dina TS, Patronas TS, Wiesel SW. *Abnormal magnetic-resonance scans of the lumbar spine in asymptomatic subjects*. J Bone Joint Surg Am 1990;72A:403-8.
20. N C Papadakis, D G Christakis, G N Tzagarakis, G I Chlouverakis , N A Kampanis and K N Stergiopoulos, P G Katonis. *Gait Variability Measurements in Lumbar Spinal Stenosis Patients (Part B: Preoperative vs Postoperative Gait Variability)*. Physiological Measurements 2009;30:1187-1195.
21. Iwamoto J and Taketa T. Effect of surgical treatment on physical activity and bone resorption in patients with neurogenic intermittent claudication. J Orthop Sci 2002;7:84-90
22. Tzagarakis GN, Tsivgoulis SD, 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.
23. 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.
24. T.P. Andriacchi. *Functional analysis of pre and post knee surgery; total knee arthroplasty and ACL reconstruction*. J. Biomech. Eng. 1993;115:575–581.
25. R.C. Birac, T.P. Andriacchi, B.R. Bach. *Time related changes following ACL rupture*. Trans. Orthop. Res. Soc. 1991;1:231
26. D.E. Hurwitz, T.P. Andriacchi, C.A. Bush-Joseph, B.R. Bach. *Functional adaptations in patients with ACL-deficient knee*. Exerc. Sport Sci. Rev. 1997;25:1–20.
27. Knoll Z, Kiss RM, Kocsis LX. *Gait adaptation in ACL deficient patients before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery*. J Electromyogr Kinesiol 1998;14(3):287–294.
28. M. Berchuk, T.P. Andriacchi, B.R. Bach, B.R. Reider. *Gait adaptations by patients who have a deficient ACL*. J. Bone Jt. Surg. 1990; 72A:871–877.

- 
29. Ciccotti MG, Kerlan RK, Perry J, Pink M. *An electromyographic analysis of the knee during functional activities. II. The anterior cruciate ligament-deficient and reconstructed profiles.* Am. J. Sports Med 1994;22(5):651–658.
  30. P. Devita, T. Hortobagyi, J. Barrier. *Gait adaptations before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery.* Med. Sci. Sport Exerc. 1997;29:853–859.
  31. P. Devita, T. Hortobagyi, J. Barrier. *Gait biomechanics are not normal after anterior cruciate ligament reconstruction and accelerated rehabilitation.* Med. Sci. Sport Exerc. 1998;30:1481– 1488.
  32. C.S. Roberts, G.S. Rash, J.T. Honaker, M.P. Wachowiak J.C. Shaw. *A deficient anterior cruciate ligament does not lead to quadriceps avoidance gait.* Gait Posture 1999;10:189–199.
  33. K.S. Rudolph, M.E. Eastlack, M.J. Axe, L. Snyder-Mackler. *Movement patterns after anterior cruciate ligament injury: a comparison of patients who compensate well for the injury and those who require operative stabilization.* J. Electromyogr. Kinesiol. 1998;8:349–362.
  34. Dingwell JB, Cusumano JP, Cavanagh PR, Sternad D. *Local dynamic stability versus kinematic variability of continuous overground and treadmill walking.* J Biomech Eng 2001;123(1):27–32.



## 9. ΕΠΙΛΟΓΟΣ - ΠΡΩΤΟΤΥΠΙΑ

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 σε τάπητα.

**Αξιολογήθηκε** η ικανότητα της προτεινόμενης μεθόδου να διαχωρίζει ασθενείς με στένωση οσφυϊκής μοίρας από υγιείς εξεταζόμενους. Μέσω της ποσοτικοποίησης της βάδισης, διαπιστώθηκε ότι η μεταβλητότητα της βάδισης ασθενών με σπονδυλική στένωση, είναι μεγαλύτερη από τη μεταβλητότητα της βάδισης υγιών.

**Συσχετίστηκε** η περιοδικότητα του σήματος της βάδισης ασθενών με στένωση οσφυϊκής μοίρας, με την υποκειμενική βαθμολόγηση του πόνου και του επιπέδου δυσλειτουργίας που προκαλεί ο πόνος ισχιαλγίας, όπως αυτή καταγράφεται με το πρωτόκολλο δυσλειτουργίας (Oswestry).

**Αξιολογήθηκε** η προτεινόμενη μέθοδος ως εργαλείο για την μετεγχειρητική εκτίμηση ασθενών με σπονδυλική στένωση. Μέσω της ποσοτικοποίησης της βάδισης, διαπιστώθηκε ότι η μεταβλητότητα της βάδισης ασθενών με σπονδυλική στένωση, μειώνεται μετεγχειρητικά.

**Αξιολογήθηκε** η ικανότητα της προτεινόμενης μεθόδου να διαχωρίζει τραυματίες με οξεία ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου από υγιείς εξεταζόμενους. Μέσω της ποσοτικοποίησης της βάδισης, διαπιστώθηκε ότι η μεταβλητότητα της βάδισης τραυματιών με οξεία ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, είναι μεγαλύτερη από τη μεταβλητότητα της βάδισης υγιών.

Αποδεικνύεται ότι η περιοδικότητα της βάδισης των υγιών εξεταζομένων είναι υψηλή, ενώ οι ασθενείς εξεταζόμενοι εμφανίζουν στατιστικά σημαντική απόκλιση από την περιοδική βάδιση. Οι ομάδες ελέγχου εμφανίζουν χαμηλότερες τιμές εντροπίας από τις αντίστοιχες των ομάδων ασθενών. Επίσης με την βελτίωση της κατάστασης των ασθενών, μετεγχειρητικά, προκύπτει βελτίωση της περιοδικότητας της βάδισής τους.

Περιορισμό της παρούσας μελέτης αποτελεί ο μικρός αριθμός των συμμετεχόντων. Ήταν δύσκολη η επιλογή ασθενών εξεταζομένων με μεμονωμένη σπονδυλική στένωση. Επίσης ήταν δύσκολη η επιλογή υγιών εξεταζομένων με ηλικία μεγαλύτερη των σαράντα (40) ετών και χωρίς άλλες παθήσεις που επηρεάζουν τη βάδιση.

Η εντροπία, δεν έχει χρησιμοποιηθεί μέχρι σήμερα στην διάγνωση της ΣΟΜΣΣ, αλλά ούτε και στην μετεγχειρητική εκτίμηση ασθενών με ΣΟΜΣΣ. Τα αποτελέσματα ωστόσο, είναι ιδιαίτερα ενθαρρυντικά ώστε να επεκταθούν οι μελέτες και σε άλλα ιατρικά πεδία.

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

**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 ασθενών με στένωση οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης καθώς και να εκτιμήσει την μετεγχειρητική εξέλιξη των ασθενών με σπονδυλική στένωση. Επιπλέον προσπαθεί να επιτύχει την αντικειμενική αξιολόγηση της μεταβλητότητας της βάδισης τραυματιών με οξεία ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου.

**Μέθοδοι:** Αρχικά, συμπληρώθηκε το ιατρικό ιστορικό και το πρωτόκολλο Oswestry. Για τις μετρήσεις της βάδισης χρησιμοποιήθηκε αισθητήρας επιτάχυνσης τριών αξόνων. Το σήμα της επιτάχυνσης επεξεργάστηκε με κατάλληλο λογισμικό και υπολογίστηκε η στατιστική εντροπία του σήματος. Η διάταξη της μέτρησης τοποθετήθηκε στο κέντρο βάρους του σώματος των εξεταζομένων. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε ευθύγραμμο διάδρομο, χωρίς ανωμαλίες.

Δύο ομάδες εξεταζομένων συμμετείχαν στην **πρώτη μελέτη**. Το δείγμα ασθενών αποτελούνταν από ασθενείς με σπονδυλική στένωση (n=35), ενώ το δείγμα ελέγχου αποτελούνταν από υγιείς (n=35). Με τη χρήση Μαγνητικής και Αξονικής Τομογραφίας, επιλέχθηκαν όσοι ασθενείς διαγνώστηκαν με στένωση οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης. Αποκλείστηκαν όσοι εξεταζόμενοι έπασχαν από οποιαδήποτε άλλη μυοσκελετική ή νευρομυϊκή πάθηση ή τραυματισμό. Πραγματοποιήθηκε σύγκριση των τιμών των δειγμάτων με τη χρήση του t-test. Η ROC ανάλυση χρησιμοποιήθηκε για να εκτιμήσει την διαγνωστική ικανότητα της μεθόδου.

Στόχος της **δεύτερης μελέτης**, ήταν η αξιολόγηση της ικανότητας της μεθόδου να πραγματοποιεί μετεγχειρητική εκτίμηση ασθενών με σπονδυλική στένωση. Δώδεκα (12) ασθενείς με σπονδυλική στένωση, μετρήθηκαν προεγχειρητικά και μετεγχειρητικά. Οι προεγχειρητικές μετρήσεις έγιναν δύο μέρες πριν την χειρουργική επέμβαση. Οι μετεγχειρητικές μετρήσεις έγιναν έξι (6) και δώδεκα (12) μήνες 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.

Σκοπός της **τρίτης μελέτης**, ήταν η σύγκριση υγιών από 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.

**Αποτελέσματα:** Για την **πρώτη μελέτη**, από την ROC ανάλυση προκύπτει 97.1% πιθανότητα αληθούς αναγνώρισης ασθενών (ευαισθησίας) και 80.0% πιθανότητα αληθούς αναγνώρισης υγιών (ειδικότητα). Η προτεινόμενη μέθοδος έχει 97.6% πιθανότητα διαχωρισμού υγιών από ασθενείς με

σπονδυλική στένωση. Ο θετικός (PLR) και αρνητικός (NLR) λόγος πιθανοφάνειας είναι 4.86 και 0.21, αντιστοίχως. Ο συντελεστής συσχέτισης Spearman μεταξύ εντροπίας και ερωτηματολογίου Oswestry είναι 0.654.

Στη **δεύτερη μελέτη**, η στατιστική ανάλυση με ANOVA επαναλαμβανομένων μετρήσεων διαπίστωσε στατιστικά σημαντική μείωση της τιμής της εντροπίας μετεγχειρητικά ( $p < 0.001$ ). Η σύγκριση προεγχειρητικών και μετεγχειρητικών μετρήσεων ασθενών με σπονδυλική στένωση, έδειξε στατιστικά σημαντική μείωση της τιμής της εντροπίας. Η post-hoc Bonferroni ανάλυση επιβεβαίωσε την στατιστικά σημαντική μείωση της τιμής της εντροπίας, μετεγχειρητικά (1ο εξάμηνο:  $p = 0.007$ , 2ο εξάμηνο:  $p = 0.002$ , 1ο έτος:  $p = 0.001$ ).

Στην **τρίτη 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.

**Συμπεράσματα:** Από τα παραπάνω αποτελέσματα, προκύπτει ότι η μέθοδος μπορεί να πραγματοποιήσει αντικειμενική και ποσοτική εκτίμηση των χαρακτηριστικών της βάδισης ασθενών με σπονδυλική στένωση καθώς και να εκτιμήσει την μετεγχειρητική τους εξέλιξη. 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.

## 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 patients with Lumbar Spinal Stenosis (LSS) and will be useful for the evaluation of responses to surgical treatment in these subjects. It will also permit an objective and quantitative evaluation of the gait variability of patients with excessive Anterior Cruciate Ligament (ACL) Rupture.

**Methods:** Oswestry Disability Questionnaire (ODQ) forms were completed. 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.

Two groups participated at the **first study**. The experimental group consisted of subjects diagnosed with spinal stenosis (n=35) and the control group consisted of healthy subjects (n=35). The experimental group's subjects were diagnosed with spinal stenosis, without any other neuromuscular and musculoskeletal pathology or injury, using Magnetic Resonance Imaging (MRI) and Computerized Axial Tomography (CAT) scans. A t-test was used to compare the entropy values between the two groups. A receiver operating characteristic (ROC) analysis was used to assess the diagnostic value of the method.

The objective of the **second study** was to assess the gait variability of lumbar spinal stenosis (LSS) patients and to evaluate quantitatively its postoperative progression. Twelve (12) subjects with LSS were measured before and after surgery. Preoperative measurements were performed 2 days before surgery. Postoperative measurements were performed 6 and 12 months after surgery. Repeated measures analysis of variance (ANOVA) was used to test whether there was a significant surgery effect on entropy at 6 and 12 months postoperatively. In the case of a statistically significant finding, post hoc Bonferroni adjusted tests were needed to pinpoint differences.

The objective of the **third 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.

**Results:** For the **first study**, the ROC analysis estimated a 97.1% probability for correct identification of patients (sensitivity) and an 80.0% probability for correct identification of healthy subjects (specificity). According to ROC analysis, the entropy index has a 97.6% probability for distinguishing between patients with spinal stenosis and healthy subjects. The positive likelihood ratio (PLR) was 4.86 and the negative likelihood ratio (NLR) was 0.21. The

Spearman correlation coefficient between entropy values and Oswestry scores for the experimental group was 0.654.

In the **second study**, repeated measures ANOVA revealed that there was a statistical significant surgery effect ( $p < 0.001$ ). The preoperative and postoperative measurements of the LSS 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.

In the **third 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.

**Conclusions:** The proposed method permits an objective and quantitative evaluation of the gait characteristics in patients with LSS and is useful for the evaluation of responses to surgical treatment in these subjects. It also permits objective and quantitative evaluation of the gait characteristics in patients with ACL Rupture. 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, spine diseases, lumbar spinal stenosis, postoperative estimation, anterior cruciate ligament.*

## ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΙΣ

Τα αποτελέσματά της έχουν δημοσιευτεί σε τρία έγκυρα διεθνή περιοδικά:

1. N. Papadakis, D. Christakis, G. Tzagarakis, G. Chlouverakis, N. Kampanis, K. Stergiopoulos and P. Katonis. *Gait variability measurements in lumbar spinal stenosis patients. Part A: comparison with healthy subjects.* Physiological Measurements 2009 30:1171-1186.
2. N. Papadakis, D. Christakis, G. Tzagarakis, G. Chlouverakis, N. Kampanis, K. Stergiopoulos and P. Katonis. *Gait variability measurements in lumbar spinal stenosis patients. Part B: preoperative vs postoperative gait variability.* Physiological Measurements 2009 30:1187-1195.
3. Tzagarakis GN, Tsivgoulis SD, 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.

# **ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ**

**Παράρτημα Α: Ιστορικό – Συνέντευξη εξεταζομένου**

Αυτό το έντυπο έχει για να βοηθήσει τον γιατρό σας στη διερεύνηση του προβλήματός σας. Σας παρακαλούμε να συμπληρώσετε καθαρά παράγραφο.

Ημερομηνία: ...../...../.....

Επίθετο: ..... Όνομα: .....

Πατρώνυμο: ..... Ημερομηνία γέννησης: .....

Ονοματεπώνυμο συζύγου (αν υπάρχει): .....

Επάγγελμα: ..... Άνεργος  Συνταξιούχος

Τηλ. οικίας: ..... Τηλ. εργασίας: ..... Κινητό τηλ: .....

Διεύθυνση Οικίας: .....

Διεύθυνση εργασίας: .....

Κρατική ασφάλεια: ..... Ιδιωτική ασφάλεια: .....

Τι ειδικότητα ιατρού επισκεφθήκατε για τον υπάρχον πόνο;

.....  
.....

Ποιος ιατρός σας παρέπεμψε σε μας: ..... Τηλέφωνο: .....

Όνομα οικογενειακού ιατρού: ..... Τηλέφωνο: .....

Μορφωτικό επίπεδο: Αναλφάβητος  Δημοτικό  Γυμνάσιο  Λύκειο

Τεχνική σχολή  ΤΕΙ  Πανεπιστήμιο  Άλλο: .....

Είναι το παρόν πρόβλημα αποτέλεσμα εργατικού ατυχήματος: Ναι  Όχι

Εάν Ναι, ποια ημερομηνία έγινε: ...../...../.....

Λάβατε αποζημίωση για την ανωτέρω βλάβη: Ναι  Όχι

Είναι μια δυσεπίλυτη περίπτωση επαγγελματικής αποζημίωσης; Ναι  Όχι

Είστε εργαζόμενος: Ναι  Όχι

Εάν Ναι, απαντήστε: Ολικής απασχόλησης  Μερικής απασχόλησης

Βαριά εργασία  Ελαφριά εργασία

Εάν Όχι, πότε σταματήσατε να εργάζεστε: ...../...../.....

Ποια είναι η τελευταία φορά που επιστρέψατε στην εργασία: .....

Είναι ακόμη διαθέσιμη σε σας η εργασία στην οποία βρισκόσασταν: Ναι  Όχι

Πόσες ημέρες εργασίας χάνετε συνήθως; Ανά εβδομάδα ..... Ανά μήνα .....

Ανά έτος .....

Εάν η εργασία σας έχει προσωρινά διακοπεί από την κατάστασή σας,

συμπληρώστε τις ημερομηνίες που ήσασταν ανίκανος για εργασία:

Από: ..... Έως: .....

**Πηγή εισοδήματος:**

Σύζυγο  Εργοδότης  Αναπηρική σύνταξη  Επίδομα ανεργίας  Ιδιωτικά εισοδήματα  Αποζημίωση εργασίας  Άλλα (περιγράψτε): .....

-Φαρμακευτικές αλλεργίες Ναι  Όχι

Αν Ναι, επεξηγήστε: .....

-Άλλες αλλεργίες Ναι  Όχι

Αν Ναι, επεξηγήστε: .....

-Φάρμακα για το στομάχι Ναι  Όχι

Αν Ναι, τι τύπου: .....

-Κάπνισμα Ναι  Όχι

Αριθμός πακέτων ημερησίως: .....

**Αλκοόλ:**

Καθόλου  Περιστασιακά (1-2 ποτά ημερησίως)

Πολύ (5 και περισσότερα ημερησίως)



**Πήρατε φάρμακα για τον πόνο στη μέση σας;** Ναι  Όχι   
 Αν Ναι, σημειώσε το καθένα: Κανένα 1-2/ημέρα 3-5/ημέρα 6-9/ημέρα >10/ημέρα

Όχι ναρκωτικά       
 (π.χ. ασπιρίνη, Deron, Arotel)  
 Ήπια ναρκωτικά       
 (π.χ. Lonarid)  
 Μέτρια ναρκωτικά       
 (π.χ. Lonalgal)  
 Δυνατά ναρκωτικά       
 (π.χ. Dolcontin, Durogesic, Μορφίνη)  
 Μορφοχαλαρωτικά       
 (π.χ. Muscoril, Norgesic)

Παρακαλώ αναφέρετε όλα τα φάρμακα που έχετε πρόσφατα χρησιμοποιήσει (συμπεριλαμβανομένου των συνταγών παραφαρμακευτικών σκευασμάτων όπως είναι οι βιταμίνες, ομοιοπαθητικά κ.λ.π.):

.....

.....

**Πότε έχετε πόνο;**

Συνέχεια   
 Μόνο με συγκεκριμένες δραστηριότητες   
 Λίγες ημέρες την εβδομάδα   
 Λίγες ημέρες το μήνα   
 Κάθε πρωί   
 Το μεσημέρι   
 Αργά το απόγευμα   
 Τα βράδια

**Παρακαλώ σημειώστε το ποσοστό που περιγράφει καλύτερα τον πόνο σας:**

100% οσφυαλγία, 0% άλγος του κάτω άκρου.   
 75% οσφυαλγία, 25% άλγος του κάτω άκρου.   
 50% οσφυαλγία, 50% άλγος του κάτω άκρου.   
 25% οσφυαλγία, 75% άλγος του κάτω άκρου.   
 0% οσφυαλγία, 100% άλγος του κάτω άκρου.

**Η βάδιση σας προκαλεί πόνο:**

Στην οσφύ: Ναι  Όχι  Στο κάτω άκρο: Ναι  Όχι

**Ο πόνος μου έχει:**

Χειροτερεύσει  Βελτιωθεί  Παραμένει σταθερός

**ΕΧΕΤΕ ΚΑΝΕΙ ΠΟΤΕ:**

Ακτινογραφία Ναι  Όχι  Χρόνια \_\_\_\_\_ Μήνες \_\_\_\_\_  
 Αξονική τομογραφία Ναι  Όχι  Χρόνια \_\_\_\_\_ Μήνες \_\_\_\_\_  
 Δισκογραφία Ναι  Όχι  Χρόνια \_\_\_\_\_ Μήνες \_\_\_\_\_  
 Έγχυση φαρμάκων στα Ναι  Όχι  Χρόνια \_\_\_\_\_ Μήνες \_\_\_\_\_  
 νεύρα (αποκλεισμό νεύρων)  
 Επισκληρίδιο αναισθησία Ναι  Όχι  Χρόνια \_\_\_\_\_ Μήνες \_\_\_\_\_  
 Ηλεκτρομυογράφημα Ναι  Όχι  Χρόνια \_\_\_\_\_ Μήνες \_\_\_\_\_  
 Μαγνητική Τομογραφία Ναι  Όχι  Χρόνια \_\_\_\_\_ Μήνες \_\_\_\_\_  
 Μυελογραφία Ναι  Όχι  Χρόνια \_\_\_\_\_ Μήνες \_\_\_\_\_

**ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΕΣ ΕΠΕΜΒΑΣΕΙΣ:**

Δισκεκτομή / Πεταλεκτομή Ναι  Όχι  Χρόνια \_\_\_\_\_ Μήνες \_\_\_\_\_  
 Σπονδυλοδεσία Ναι  Όχι  Χρόνια \_\_\_\_\_ Μήνες \_\_\_\_\_

Χημειοπυρηνόλυση                      Ναι     Όχι     Χρόνια \_\_\_\_\_ Μήνες \_\_\_\_\_  
 Άλλα:

.....  
 .....

Παρακαλώ αναφέρετε οποιοδήποτε χειρουργείο έχετε κάνει, εκτός της οσφυϊκής μοίρας:

.....  
 .....

Λόγω του πόνου, εσείς νομίζετε ότι: (απαντήστε παραπάνω από μια απάντηση αν υπάρχει)

- Δεν μπορείτε να καθίσετε πάνω από 30 λεπτά
- Χρειάζεστε βοήθεια για να βγάλετε τα παπούτσια
- Δεν μπορείτε να ταξιδεύσετε για πάνω από 30 λεπτά
- Έχετε ενόχληση στον ύπνο
- Δεν μπορείτε να σταθείτε πάνω από 30 λεπτά
- Περιορισμένη κοινωνική ζωή
- Δεν μπορείτε να σηκώσετε βάρη
- Περιορισμένη σεξουαλική ζωή
- Δε μπορείτε να περπατήσετε πάνω από 30 λεπτά

Έχετε νοσηλευτεί για οσφυαλγία ή ισχιαλγία;     Όχι     Ναι Αν Ναι, πότε; .....  
 Πόσες μέρες; .....

Πού εντοπίζονταν αρχικά ο τωρινός πόνος σας;

- Χαμηλά στην οσφύ
- Χαμηλά στην οσφύ και μετά στο πόδι
- Χαμηλά στην οσφύ και στο πόδι
- Στο πόδι

Παρακαλώ περιγράψτε τον πόνο σας τα τελευταία χρόνια. Επιλέξτε την απάντηση που καλύτερα περιγράφει την κατάστασή σας.

- Όχι πόνος
- Ήπιος πόνος
- Μέτριος. Απαιτούνται ήπια παυσίπονα (όπως Ασπιρίνη, Tylenol)
- Σοβαρός. Έχει σαν αποτέλεσμα την αλλαγή των δραστηριοτήτων σας ή και την λήψη φαρμακευτικής αγωγής.
- Έντονος. Μόλις που μπορείτε να λειτουργήσετε.
- Εξαιρετικά έντονος. Ανυπόφορος.

## **Παράρτημα Β: Oswestry**

Παρακαλώ σημειώστε με Χ μόνο σε μία από τις παρακάτω ερωτήσεις κάθε ενότητας που πιστεύεται που αντικατοπτρίζεται στο πρόβλημά σας ή είναι η πλησιέστερη.

### **Ένταση πόνου αυτή τη στιγμή:**

- Δεν έχω καθόλου πόνο.
- Ο πόνος είναι πολύ μέτριος.
- Ο πόνος είναι αρκετά δυνατός.
- Ο πόνος είναι πολύ έντονος.
- Ο πόνος βρίσκεται στη χειρότερη μορφή του.

### **Ατομική φροντίδα (ένδυση, πλύσιμο, κλπ.):**

- Μπορώ να περιποιηθώ τον εαυτό μου χωρίς να εμφανίζεται πόνος.
- Μπορώ να περιποιηθώ τον εαυτό μου αλλά εμφανίζεται πόνος.
- Είναι επώδυνο όταν περιποιούμαι τον εαυτό μου αλλά μπορώ να το κάνω σιγά και προσεκτικά.
- Χρειάζομαι κάποια βοήθεια αλλά τις πιο πολλές φορές μπορώ να εξυπηρετήσω τον εαυτό μου.
- Χρειάζομαι κάθε ημέρα βοήθεια στις περισσότερες προσωπικές φροντίδες μου.
- Δεν μπορώ να ντυθώ, πλένομαι με δυσκολία και περνώ την ώρα μου στο κρεβάτι.

### **Άρση βάρους:**

- Μπορώ να σηκώσω πολύ βαρύ αντικείμενο χωρίς να εμφανισθεί πόνος.
- Μπορώ να σηκώσω παραπάνω βάρος αλλά εμφανίζεται πόνος.
- Ο πόνος διακόπτει την άρση βάρους από το πάτωμα, αλλά μπορώ να το πραγματοποιήσω πιο άνετα εάν το βάρος είναι τοποθετημένο πάνω στο τραπέζι.
- Μπορώ να σηκώσω μόνο πολύ ελαφρά αντικείμενα.
- Δεν μπορώ να σηκώσω ή να μεταφέρω οποιοδήποτε από τα ανωτέρω.

### **Βάδιση:**

- Μπορώ να βαδίσω οποιαδήποτε απόσταση χωρίς να με διακόψει ο πόνος.
- Ο πόνος διακόπτει την βάδιση σε περισσότερο από 1,5 χιλιόμετρο (20 λεπτά χωρίς διακοπή)
- Ο πόνος διακόπτει την βάδιση σε περισσότερο από 750 μέτρα (10 λεπτά χωρίς διακοπή)
- Ο πόνος διακόπτει την βάδιση σε περισσότερο από 350 μέτρα (5 λεπτά χωρίς διακοπή)
- Μπορώ να βαδίσω μόνο με τη βοήθεια μαγκούρας ή πατερίτσας,

**Κάθισμα:**

- Μπορώ να καθίσω σε οποιαδήποτε θέση για όση ώρα επιθυμώ.
- Μπορώ να καθίσω όση ώρα επιθυμώ, αλλά σε θέση που με βολεύει.
- Ο πόνος δεν μου επιτρέπει να κάθομαι περισσότερο από μία ώρα.
- Ο πόνος δεν μου επιτρέπει να κάθομαι περισσότερο από 30 λεπτά.
- Ο πόνος δεν μου επιτρέπει να κάθομαι περισσότερο από 10 λεπτά.
- Ο πόνος δεν μου επιτρέπει να κάθομαι.

**Ύπνος:**

- Ο ύπνος μου δεν είναι ποτέ διαταραγμένος λόγω του πόνου.
- Περιστασιακά ο πόνος μου διαταράσσει τον ύπνο.
- Λόγω του ύπνου ξυπνάω σε λιγότερο από 6 ώρες ύπνου.
- Λόγω του ύπνου ξυπνάω σε λιγότερο από 4 ώρες ύπνου.
- Λόγω του ύπνου ξυπνάω σε λιγότερο από 2 ώρες ύπνου.
- Ο πόνος δεν με αφήνει να κοιμηθώ καθόλου.

**Ορθοστασία:**

- Μπορώ να σταθώ όρθιος για όση ώρα επιθυμώ χωρίς να εμφανιστεί επιπλέον πόνος.
- Μπορώ να σταθώ όρθιος για όση ώρα επιθυμώ, αλλά προστίθεται επιπλέον πόνος.
- Ο πόνος διακόπτει την παραμονή μου σε όρθια θέση σε περισσότερη από μία ώρα.
- Ο πόνος διακόπτει την παραμονή μου σε όρθια θέση σε περισσότερη από μισή ώρα.
- Ο πόνος διακόπτει την παραμονή μου σε όρθια θέση σε περισσότερη από 10 λεπτά.
- Ο πόνος δεν μου επιτρέπει να σταθώ όρθιος.

**Σεξουαλική ζωή:**

- Δεν είμαι σεξουαλικά δραστήριος.
- Η σεξουαλική μου ζωή είναι φυσιολογική και δεν προκαλεί περισσότερο πόνο.
- Η σεξουαλική μου ζωή είναι φυσιολογική, αλλά προκαλεί περισσότερο πόνο.
- Η σεξουαλική μου ζωή είναι φυσιολογική αλλά πολύ επώδυνη.
- Η σεξουαλική μου ζωή λόγω του πόνου είναι περιορισμένη.
- Η σεξουαλική μου ζωή λόγω του πόνου είναι σχεδόν ανύπαρκτη.
- Ο πόνος έχει διακόψει πλήρως την σεξουαλική μου δραστηριότητα.

**Κοινωνική ζωή:**

- Η κοινωνική μου ζωή είναι φυσιολογική και δεν είναι υπεύθυνη για την εμφάνιση πόνου.
- Η κοινωνική μου ζωή είναι φυσιολογική, αλλά αυξάνει τον πόνο.
- Ο πόνος δεν έχει σημαντική επίδραση στην κοινωνική μου ζωή αλλά έχει περιορίσει τις περισσότερες δυναμικές δραστηριότητες (όπως τον χορό, τις ασκήσεις, αθλητικές δραστηριότητες, κλπ.)
- Ο πόνος έχει περιορίσει την κοινωνική μου ζωή με αποτέλεσμα να μην βγαίνω συχνά έξω.
- Ο πόνος έχει περιορίσει την κοινωνική μου ζωή μέσα στο σπίτι.
- Δεν έχω κοινωνική ζωή λόγω του πόνου.

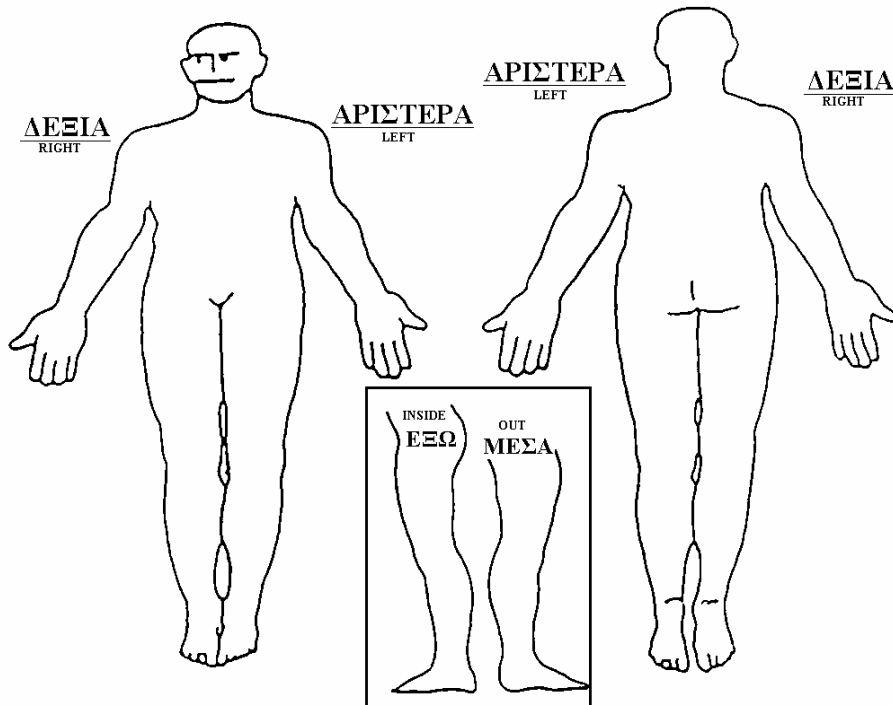
**Ταξίδια:**

- Μπορώ να ταξιδεύω οπουδήποτε χωρίς να εμφανίζεται επιπλέον πόνος.
- Μπορώ να ταξιδεύω οπουδήποτε, όμως αυτό αυξάνει τον πόνο.
- Ο πόνος είναι άσχημος, αλλά μπορώ να ταξιδεύσω για δύο ώρες.
- Ο πόνος περιορίζει το ταξίδι για λιγότερο από μία ώρα.
- Ο πόνος περιορίζει το ταξίδι για λιγότερο από 30 λεπτά.
- Ο πόνος δεν μου επιτρέπει το ταξίδι παρά μόνο εάν πάρω αναλγητικά.

## Παράρτημα Γ: VAS

Παρακαλούμε σημειώστε τις περιοχές του σώματος όπου νιώθετε την αντίστοιχη αίσθηση. Σιγουρευτείτε πως χρησιμοποιείτε το κατάλληλο σύμβολο.

Μούδιασμα	Αίσθημα βελόνων	Κάψιμο	Σουβλιές	Πόνος
===	ooo	x x x	///	v v v
===	ooo	x x x	///	v v v
===	ooo	x x x	///	v v v



Βαθμολογείστε τον πόνο σας βάζοντας σε κύκλο τον κατάλληλο αριθμό. Το 0- αντιστοιχεί σε καθόλου πόνο ενώ το 10 είναι ο χειρότερος πόνος που μπορούσατε να νιώσετε.

### ΜΕΣΗ

1. Αμέσως τώρα	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
2. Στη χειρότερη μορφή του	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
3. Στην καλύτερη μορφή του	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

### ΑΥΧΕΝΑΣ

1. Αμέσως τώρα	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
2. Στη χειρότερη μορφή του	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
3. Στην καλύτερη μορφή του	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

### ΑΚΡΑ

1. Αμέσως τώρα	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
2. Στη χειρότερη μορφή του	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
3. Στην καλύτερη μορφή του	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

## **Παράρτημα Δ: Φόρμα Συγκατάθεσης**

### **Συμμετοχή στην μελέτη με τη χρήση του επιταχυνσιόμετρου 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 επιταχυνσιόμετρου 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