



ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΔΗΜΟΚΡΑΤΙΑ

Εθνικόν και Καποδιστριακόν  
Πανεπιστήμιον Αθηνών

— ΙΔΡΥΘΕΝ ΤΟ 1837 —

ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ

ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΑΝΑΤΟΜΙΑΣ

ΔΙΕΥΘΥΝΤΗΣ: ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ Θ. ΤΡΟΥΠΗΣ

**ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ**

**Γραμμική και μη-γραμμική ανάλυση λειτουργικών κινηματικών  
δεδομένων συγκριτικά σε πληθυσμό με και χωρίς χρόνια οσφυαλγία.**

**ΤΣΙΓΚΑΝΟΣ ΧΡΗΣΤΟΣ, ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΥΤΗΣ**

**ΑΘΗΝΑ, 2021**

«Η έγκριση Διδακτορικής Διατριβής από τη Ιατρική Σχολή του Πανεπιστημίου Αθηνών δεν υποδηλοί αποδοχή των γνώμων του συγγραφέως.»

Κανονισμός Πανεπιστημίου Αθηνών, άρθρο 202, παρ.2, Νόμος 5343/1932

## Ο όρκος του Ιπποκράτη στα αρχαία ελληνικά

Ὅμνυμι Ἀπόλλωνα ἰητρὸν, καὶ Ἀσκληπιὸν, καὶ Ὑγίαν, καὶ Πανάκειαν, καὶ θεοὺς πάντας τε καὶ πάσας, ἴστορας ποιούμενος, ἐπιτελέα ποιήσῃν κατὰ δύναμιν καὶ κρίσιν ἐμὴν ὄρκον τόνδε καὶ συγγραφὴν τήνδε.

Ἠγήσασθαι μὲν τὸν διδάξαντά με τὴν τέχνην ταύτην ἴσα γενέτησιν ἐμοῖσι, καὶ βίου κοινώσασθαι, καὶ χρεῶν χρῆζοντι μετάδοσιν ποιήσασθαι, καὶ γένος τὸ ἐξ ωύτέου ἀδελφοῖς ἴσον ἐπικρινέειν ἄρρεσι, καὶ διδάξειν τὴν τέχνην ταύτην, ἣν χρῆζωσι μανθάνειν, ἄνευ μισθοῦ καὶ συγγραφῆς, παραγγελίης τε καὶ ἀκροήσιος καὶ τῆς λοιπῆς ἀπάσης μαθήσιος μετάδοσιν ποιήσασθαι υἱοῖσί τε ἐμοῖσι, καὶ τοῖσι τοῦ ἐμὲ διδάξαντος, καὶ μαθηταῖσι συγγεγραμμένοισί τε καὶ ὠρκισμένοις νόμῳ ἰητρικῷ, ἄλλῳ δὲ οὐδενί.

Διαιτήμασί τε χρήσομαι ἐπ' ὠφελείῃ καμνόντων κατὰ δύναμιν καὶ κρίσιν ἐμὴν, ἐπὶ δηλήσει δὲ καὶ ἀδικίῃ εἴρξιν.

Οὐ δώσω δὲ οὐδὲ φάρμακον οὐδενὶ αἰτηθεὶς θανάσιμον, οὐδὲ ὑψηγήσομαι ξυμβουλίην τοιήνδε. Ὅμοίως δὲ οὐδὲ γυναικὶ πεσσὸν φθόριον δώσω. Ἄγνῶς δὲ καὶ ὀσίως διατηρήσω βίον τὸν ἐμὸν καὶ τέχνην τὴν ἐμήν.

Οὐ τεμέω δὲ οὐδὲ μὴν λιθιῶντας, ἐκχωρήσω δὲ ἐργάτησιν ἀνδράσι πρήξιος τῆσδε.

Ἐς οἰκίας δὲ ὀκόσας ἂν ἐσίω, ἐσελεύσομαι ἐπ' ὠφελείῃ καμνόντων, ἐκτὸς ἐὼν πάσης ἀδικίης ἐκουσίης καὶ φθορίας, τῆς τε ἄλλης καὶ ἀφροδισίων ἔργων ἐπὶ τε γυναικείων σωμαίων καὶ ἀνδρώων, ἐλευθέρων τε καὶ δούλων.

Ἄ δ' ἂν ἐν θεραπείῃ ἢ ἴδω, ἢ ἀκούσω, ἢ καὶ ἄνευ θεραπήης κατὰ βίον ἀνθρώπων, ἂ μὴ χρή ποτε ἐκλαλέεσθαι ἔξω, σιγήσομαι, ἄρρήτα ἠγεύμενος εἶναι τὰ τοιαῦτα.

Ὅρκον μὲν οὖν μοι τόνδε ἐπιτελέα ποιέοντι, καὶ μὴ συγγέοντι, εἴη ἐπαύρασθαι καὶ βίου καὶ τέχνης δοξαζομένῳ παρὰ πᾶσιν ἀνθρώποις ἐς τὸν αἰεὶ χρόνον. παραβαίνοντι δὲ καὶ ἐπιπορκοῦντι, τάναντία τουτέων.

## Ο όρκος του Ιπποκράτη στα νέα ελληνικά

Ορκίζομαι στο θεό Απόλλωνα τον ιατρό και στο θεό Ασκληπιό και στην Υγεία και στην Πανάκεια και επικαλούμενος τη μαρτυρία όλων των θεών ότι θα εκτελέσω κατά τη δύναμη και την κρίση μου τον όρκο αυτόν και τη συμφωνία αυτή.

Να θεωρώ τον διδάσκαλό μου της ιατρικής τέχνης ίσο με τους γονείς μου και την κοινωνία του βίου μου. Και όταν χρειάζεται χρήματα να μοιράζομαι μαζί του τα δικά μου. Να θεωρώ την οικογένειά του αδέρφια μου και να τους διδάσκω αυτήν την τέχνη αν θέλουν να την μάθουν χωρίς διδάκτρα ή άλλη συμφωνία.

Να μεταδίδω τους κανόνες ηθικής, την προφορική διδασκαλία και όλες τις άλλες ιατρικές γνώσεις στους γιους μου, στους γιους του δασκάλου μου και στους εγγεγραμμένους μαθητές που πήραν τον ιατρικό όρκο, αλλά σε κανέναν άλλο.

Θα χρησιμοποιώ τη θεραπεία για να βοηθήσω τους ασθενείς κατά τη δύναμη και την κρίση μου, αλλά ποτέ για να βλάψω ή να αδικήσω. Ούτε θα δίνω θανατηφόρο φάρμακο σε κάποιον που θα μου το ζητήσει, ούτε θα του κάνω μια τέτοια υπόδειξη.

Παρομοίως, δεν θα εμπιστευτώ σε έγκυο μέσο που προκαλεί έκτρωση. Θα διατηρώ αγνή και άσπιλη και τη ζωή και την τέχνη μου. Δεν θα χρησιμοποιώ νυστέρι ούτε σε αυτούς που πάσχουν από λιθίαση, αλλά θα παραχωρώ την εργασία αυτή στους ειδικούς της τέχνης.

Σε όσα σπίτια πηγαίνω, θα μπαίνω για να βοηθήσω τους ασθενείς και θα απέχω από οποιαδήποτε εσκεμμένη βλάβη και φθορά, και ιδίως από γενετήσιες πράξεις με άνδρες και γυναίκες, ελεύθερους και δούλους. Και όσα τυχόν βλέπω ή ακούω κατά τη διάρκεια της θεραπείας ή και πέρα από τις επαγγελματικές μου ασχολίες στην καθημερινή μου ζωή, αυτά που δεν πρέπει να μαθευτούν παραέξω δεν θα τα κοινοποιώ, θεωρώντας τα θέματα αυτά μυστικά.

Αν τηρώ τον όρκο αυτό και δεν τον παραβώ, ας χαίρω πάντοτε υπολήψεως ανάμεσα στους ανθρώπους για τη ζωή και για την τέχνη μου. Αν όμως τον παραβώ και επιορκήσω, ας πάθω τα αντίθετα.

## **ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ**

Θα ήθελα να ευχαριστήσω το Ίδρυμα Ωνάση για την οικονομική και ηθική ενίσχυση που μου παρείχε κατά την εκπόνηση της συγκεκριμένης ερευνητικής εργασίας.

## **ΤΡΙΜΕΛΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗ**

Δεμέστιχα Θεανώ

Επιβλέπουσα καθηγήτρια

Επίκουρος καθηγήτρια Ανατομικής

Σπηλιοπούλου Χαρά

Καθηγήτρια- Διευθύντρια εργαστηρίου  
Ιατροδικαστικής και Τοξικολογίας

Κουτσιλιέρης Μιχάλης

Καθηγητής- Διευθυντής Εργαστηρίου  
Πειραματικής Φυσιολογίας

## ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Βιογραφικό σημείωμα	9
<b>ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ</b>	17
Επίπτωση της χρόνιας οσφυαλγίας	18
Αιτιοπαθογένεια της χρόνιας οσφυαλγίας	18
Χρόνια οσφυαλγία και ιδιοδεκτικότητα: Πιθανοί συσχετισμοί	19
Η έννοια της μεταβλητότητας στην ανθρώπινη κίνηση	22
Εργαλεία μη- γραμμικής ανάλυσης	25
Ανάλυση του φυσιολογικού κύκλου βάρδισης	31
Επιπτώσεις της ΧΟ στην φυσιολογική βάρδιση	35
Θεωρητική βάση της κινητικής μεταβλητότητας	36
Τρισδιάστατη κίνηση της ΟΜΣΣ: θεωρητικό πλαίσιο	37
Κινητική πολυπλοκότητα και βάρδιση	38
Μοντελοποίηση της πολυπλοκότητας στην βάρδιση	41
Θεωρία του χάους και σύγχρονη ιατρική	43
Μέθοδοι μη-γραμμικής ανάλυσης της κίνησης	46
Βιβλιογραφικά δεδομένα- βιβλιογραφικό κενό	52
Γραμμική κινηματική ανάλυση ΣΣ- κάτω άκρου	53
Μη γραμμική κινηματική ανάλυση ΣΣ- κάτω άκρου	59
<b>ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ</b>	69
<b>ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΜΕΛΕΤΗΣ</b>	70
Σκοπός της έρευνας	70
Σημαντικότητα της έρευνας	70
Ερευνητική υπόθεση	70
Συμμετέχοντες και μεθοδολογία	71

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	83
Στατιστική μέθοδος	83
Δείγμα	83
Στατιστική ανάλυση	85
Αποτελέσματα	85
ΣΥΖΗΤΗΣΗ	92
Γραμμική ανάλυση (SD)	92
Μη γραμμική ανάλυση- ApEn	93
Stepwise discriminant analysis και stepwise logistic regression	95
Μη γραμμική ανάλυση- LyE	97
Συνολικότερη επισκόπηση	98
Αντιπαραβολή με αντίστοιχες μελέτες	99
Περιορισμοί της έρευνας – Προτάσεις για μελλοντικές μελέτες	105
Συμπέρασμα	106
Περίληψη – Λέξεις κλειδιά – Σύντομος τίτλος	108
Abstract - Keywords – Short title	109
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	110



## Βιογραφικό Σημείωμα

Έτος γεννήσεως : 1987

Τόπος καταγωγής: Φιλιατρά Μεσσηνίας

Ιστότοπος: [www.evroston.gr](http://www.evroston.gr)

### Σπουδές

2005

Απολυτήριο Δευτεροβάθμιας Εκπαίδευσης - 1ο Ενιαίο Λύκειο Παλλήνης, Αττική - Βαθμός- Άριστα, 18.5

Εισαγωγή (πανελλήνιες εξετάσεις) στο **Ανώτατο Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Αθηνών (ΑΤΕΙ) – Σχολή Επιστημών Υγείας και Πρόνοιας – Τμήμα Φυσικοθεραπείας (σειρά εισαγωγής 5<sup>ος</sup>.)**

2010

**Πτυχίο Α.Τ.Ε.Ι. Αθηνών, Τμήμα Φυσικοθεραπείας ( 4ετές πρόγραμμα σπουδών ) – Βαθμός - Άριστα, 8,56/10**

(Αποφοιτήσας 1<sup>ος</sup>- υψηλότερη βαθμολογία πτυχίου μεταξύ των αποφοιτησάντων του 2010).

Εκπόνηση Πτυχιακής Εργασίας, με ερευνητικό προσανατολισμό και παρέμβαση.

**Θέμα - Η επίδραση παρεμβατικού προγράμματος ενδυνάμωσης, με στατικό ποδήλατο, στη λειτουργικότητα εφήβων με εγκεφαλική παράλυση – Βαθμός- Άριστα, 10.**

**Master of Science (MSc) in Advancing Physiotherapy, School of**

2011 - 2012	<p>Health, Sport and Rehabilitation Sciences, <b>University of Salford , Manchester,UK</b></p> <p>Βαθμός, «<b>Distinction</b>», 70/100</p> <p>Εκπόνηση Μεταπτυχιακής Διατριβής, στο πλαίσιο εκπλήρωσης των υποχρεώσεων του μεταπτυχιακού τίτλου (MSc.) .</p> <p>Θέμα: <b>Static and dynamic balance deficiencies in Chronic Low Back Pain</b>. Βαθμός, «<b>Distinction</b>», 75/100.</p> <p><u>Υπότροφος Ιδρύματος Ωνάση</u> για την πραγματοποίηση του μεταπτυχιακού προγράμματος σπουδών (MSc).</p> <p>Έναρξη εκπόνησης <b>διδακτορικής διατριβής</b> στην <b>Ιατρική Σχολή Πανεπιστημίου Αθηνών</b> (29/04/2015).</p>
2015	<p><u>Υπότροφος Ιδρύματος Ωνάση</u> για την πραγματοποίηση του ανωτέρω διδακτορικού προγράμματος σπουδών (PhD).</p> <p>Ολοκλήρωση <b>διδακτορικής διατριβής</b>.</p>
2021	

**Άδεια ασκήσεως επαγγέλματος Φυσικοθεραπευτή** - 2010 / Διεύθυνση Δημόσιας Υγείας, Τμήμα Υπηρεσιών και Επαγγελματιών Υγείας Ελλάδος

## Τακτικό μέλος του Πανελληνίου Συλλόγου Φυσικοθεραπευτών Ελλάδος (2010)

### Διπλώματα εξειδίκευσης - Παρακολούθηση προγραμμάτων εξειδίκευσης :

- **Manual Courses:** Postgraduate course in Combined Movement Theory- Cervical Spine (Athens, 2013)
- **Manual Courses:** Postgraduate course in Combined Movement Theory- Lumbar, Thoracic and Sacral Spines (Athens, 2013)
- **Manual Courses:** Postgraduate course in Combined Movement Theory- Manipulation of the Cervical, Thoracic & Lumbar Spines (Athens, 2015)
- **Βελονισμός:** Acupuncture Foundation Course (Athens, 2014)
- **Βελονισμός:** Postgraduate course: Advanced Acupuncture Course- Trigger Points (Athens, 2015)

### Πρακτική-Κλινική Άσκηση

2009-2010 , Γενικό Νοσοκομείο Αττικής - Κέντρο Αποκατάστασης Ατυχημάτων (ΚΑΤ).

2005-2010, Πρακτική εξάσκηση επαγγέλματος σε ιδιωτικό Κέντρο Φυσικοθεραπείας και Αποκατάστασης.

### Άσκηση επαγγέλματος

Επαγγελματική δραστηριότητα σε ιδιωτικό Φυσικοθεραπευτήριο Χ. Τσίγκανου – ‘εύρωστον’ (2012) – Διεύθυνση: Λ. Αλεξάνδρας 91 – [www.evroston.gr](http://www.evroston.gr)

### Αντιμετώπιση μυοσκελετικών τραυματισμών και δυσλειτουργιών:

- Προεγχειρητική και μετεγχειρητική αποκατάσταση.
- Αθλητικοί τραυματισμοί.
- Χρόνια επώδυνα σύνδρομα.

- Σύνδρομα ορθοσωμικών διαταραχών.

### **Συνεργασίες:**

- Συνεργασία με διάφορα αθλητικά σωματεία τόσο σε ατομικά όσο και σε ομαδικά αγωνίσματα.
- Φυσικοθεραπευτής της Ένωσης ΤαεΚβοΝτο Νοτίου Ελλάδος (ETANE).
- Φυσικοθεραπευτής της Ελληνικής Ομοσπονδίας Ξιφασκίας (ΕΟΞ).
- Φυσικοθεραπευτής της ομάδας στίβου του Γυμναστικού Αθλητικού Σωματείου (ΓΑΣ) Χολαργού (2017-2021).
- Φυσικοθεραπευτής της ομάδας καλαθοσφαίρισης του Γ.Σ. Παλλήνης από το 2012.
- Φυσικοθεραπευτής της ελληνικής αποστολής στο Ολυμπιακό Φεστιβάλ Ευρωπαϊκής Νεότητας- Τιφλίδα, 2015.
- Φυσικοθεραπευτής της αποστολής της Ένωσης ΤαεΚβοΝτο Νοτίου Ελλάδος (ETANE) στο Indoor Brussels Tournament 2016.
- Φυσικοθεραπευτής σε τριήμερο σεμινάριο ΤαεΚwonDo με τον ολυμπιονίκη Aaron Cook- Αθήνα, 2017.
- Φυσικοθεραπευτής του 'International Training Camp Tae Kwon Do'- Καρπενήσι, 2017, 2018, 2019, 2020.
- Coupe Acropolis 2018: Φυσικοθεραπευτής της Εθνικής Ομάδας Ξιφασκίας των ΗΠΑ- USA Fencing Team.
- Φυσικοθεραπευτής της ελληνικής αποστολής στους 2<sup>ους</sup> Ευρωπαϊκούς Αγώνες- Μίνσκ 2019.
- Φυσικοθεραπευτής της ελληνικής αποστολής στους 32<sup>ους</sup> Ολυμπιακούς Αγώνες- Τόκιο 2020 (2021).

**Αντιμετώπιση νευρολογικών παθήσεων** τόσο στο φυσικοθεραπευτήριο όσο και σε κατ' οίκον επισκέψεις.

**Διδασκαλία** σε σεμινάρια επιμόρφωσης:

- Σχολή Προπονητών Σωματικής Διάπλασης. Φορέας: Γενική Γραμματεία Αθλητισμού. Αθήνα, 2014.
- Επιμορφωτικό σεμινάριο- ημερίδα της Ένωσης TaeKwonDo Νοτίου Ελλάδος (ETANE) (Αθήνα, 2015).
- 2<sup>ο</sup> Θερινό Σχολείο Προπονητών Ταεκβοντό (WTF) - Αρχαία Ολυμπία 2016
- 3<sup>ο</sup> Θερινό Σχολείο Προπονητών Ταεκβοντό (WTF) - Αρχαία Ολυμπία 2017
- Επιμορφωτικό σεμινάριο- ημερίδα της Ένωσης TaeKwonDo Νοτίου Ελλάδος (ETANE) (Αθήνα, 2017)
- Σχολή Προπονητών Αντιπέρσης (Badminton). Φορέας: Γενική Γραμματεία Αθλητισμού. Αθήνα, 2018.
- Σχολή Προπονητών TaeKwonDo. Φορέας: Γενική Γραμματεία Αθλητισμού. Αθήνα, 2018- 2019.
- Επιμορφωτικό σεμινάριο- ημερίδα του Γυμναστικού Αθλητικού Συλλόγου (ΓΑΣ) Χολαργού: Χολαργός 2019.
- Σχολή Προπονητών Ποδηλασίας. Φορέας: Γενική Γραμματεία Αθλητισμού. Αθήνα, 2021.

### Ξένη γλώσσα – Αγγλική

Πιστοποίηση :

- First Certificate in English , University of Cambridge
- Certificate in Advanced English, University of Cambridge, UK.
- Level 3 Certificate of Proficiency in English, University of Cambridge, UK.
- Certificate of Proficiency in English, The University of Michigan , USA.

### Δημοσιεύσεις

- **Tsigkanos C.**, Chrysagis N., Nikopoulos M.& Koutsouki D. (2013). **Static bicycle training on adolescents with Cerebral Palsy.** Biol. Exerc., 9.1, 2013.

Η εργασία βραβεύτηκε στο 27<sup>ο</sup> Συνέδριο της Ελληνικής Επιστημονικής Εταιρείας Φυσικοθεραπείας (2013).

- **Tsigkanos C.**, Gaskell L., Smirniotou A.& Tsigkanos G. (2016). **Static and dynamic balance deficiencies in Chronic Low Back Pain.** J Back Musculoskelet Rehabil, 29(4), pp. 887-893.
- **Tsigkanos C.**, Demestihia T., Spiliopoulou C.& Tsigkanos G. (2021). **Gait Kinematics in Low Back Pain: A Non-linear Approach.** J Back Musculoskelet Rehabil, 34(4), pp. 707 – 714.

#### **Παρακολούθηση συνεδρίων και σεμιναρίων Φυσικοθεραπείας:**

- 19<sup>ο</sup> Συνέδριο Ελληνικής Επιστημονικής Εταιρείας Φυσικοθεραπείας-Κλινική Φυσικοθεραπεία, Ειδικά πεδία και εφαρμογές. (2005)
- Ετήσιο Πανελλήνιο Συνέδριο Συλλόγου Φυσικοθεραπευτών-Ερευνητική απόδειξη και φυσικοθεραπευτική αποκατάσταση. (2005)
- 20<sup>ο</sup> Συνέδριο Ελληνικής Επιστημονικής Εταιρείας Φυσικοθεραπείας-Οσφυαλγία (2006)
- 21<sup>ο</sup> Συνέδριο Ελληνικής Επιστημονικής Εταιρείας Φυσικοθεραπείας-Μετεγχειρητική Φυσικοθεραπεία (2007)
- 17<sup>ο</sup> Ετήσιο Πανελλήνιο Συνέδριο Συλλόγου Φυσικοθεραπευτών – Μυικό σύστημα: Λειτουργία-Δυσλειτουργία-Αποκατάσταση (2007)
- 19<sup>ο</sup> Ετήσιο Πανελλήνιο Συνέδριο Συλλόγου Φυσικοθεραπευτών-Κλινικές και λειτουργικές δοκιμασίες στη Φυσικοθεραπευτική αξιολόγηση και αποκατάσταση (2009)
- 23<sup>ο</sup> Συνέδριο Ελληνικής Επιστημονικής Εταιρείας Φυσικοθεραπείας-Ολιστική Φυσικοθεραπεία (2009)
- Ημερίδα Αποκατάστασης: Αποκατάσταση του πολυτραυματία και του ασθενή με αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο. Η συμβολή της ομάδας Αποκατάστασης (Γενικό Νοσοκομείο Αττικής –ΚΑΤ, 2009)
- Seminar: Knee Osteoarthritis: Current Understanding and Treatment of the Disease (2011 - University of Salford, Manchester)

- Seminar: 'Rearfoot and forefoot footfall patterns: Implications for barefoot running' (2012 - University of Salford, Manchester)
- 26<sup>ο</sup> Συνέδριο Ελληνικής Επιστημονικής Εταιρίας Φυσικοθεραπείας- Μειωμένη λειτουργική ικανότητα- Φυσικοθεραπευτική παρέμβαση (2012)
- 22<sup>ο</sup> Ετήσιο Πανελλήνιο Συνέδριο Συλλόγου Φυσικοθεραπευτών- Φυσικοθεραπεία: Σύγχρονες τάσεις και προοπτικές (2012)
- Ημερίδα Συλλόγου Φυσικοθεραπευτών (Περιφερειακό τμήμα Αττικής)- Εξειδικευμένη φυσικοθεραπευτική παρέμβαση σε ψυχιατρικά προβλήματα και σε διανοητικές διαταραχές (2013)
- 23<sup>ο</sup>Ετήσιο Πανελλήνιο Επιστημονικό Συνέδριο Φυσικοθεραπείας- Εφαρμοσμένη Μυοσκελετική Φυσικοθεραπεία: Επιστημονική Τεκμηρίωση ή Προσωπική Άποψη (2013);
- 24ο Ετήσιο Πανελλήνιο Συνέδριο Συλλόγου Φυσικοθεραπευτών- Επανεκκίνηση. Διεθνείς κατευθυντήριες οδηγίες. Μια σύγχρονη διεπιστημονική προσέγγιση (2014)
- 25<sup>ο</sup> Ετήσιο Πανελλήνιο Επιστημονικό Συνέδριο Φυσικοθεραπείας: Αξιολογείν-επιλέγειν-εκτελείν (2015)
- 26<sup>ο</sup> Ετήσιο Πανελλήνιο Επιστημονικό Συνέδριο Φυσικοθεραπείας: Προηγμένη Φυσικοθεραπεία-Αποκατάσταση και Ποιότητα Ζωής (2016)
- 27<sup>ο</sup> Ετήσιο Πανελλήνιο Επιστημονικό Συνέδριο Φυσικοθεραπείας: Φυσικοθεραπεία στην Ευρώπη: Μια αυτόνομη κλινική προσέγγιση (2017)
- 28<sup>ο</sup> Ετήσιο Πανελλήνιο Επιστημονικό Συνέδριο Φυσικοθεραπείας: Νεότερα τεχνολογικά επιτεύγματα στην υπηρεσία της Θεραπευτικής Άσκησης. Τηλε-Φυσικοθεραπεία (2018)
- 29ο Πανελλήνιο Επιστημονικό Συνέδριο Φυσικοθεραπείας: Άσκηση και φυσική δραστηριότητα στην Αποκατάσταση. Τι, πού ποιος και πότε (2019)

### **Στρατιωτική θητεία**

Εκπλήρωση στρατιωτικής θητείας: Ειδικές Δυνάμεις (Καταδρομών) Ελληνικού Στρατού - Τμήμα Αλεξιπρωτιστών, Μάλεμε Κρήτης (2010-2011).





# **ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ**

## Επίπτωση της χρόνιας οσφυαλγίας

Στα χρόνια που ακολούθησαν την βιομηχανική επανάσταση πολλές παράμετροι της καθημερινής ζωής των δυτικών κοινωνιών άλλαξαν δραστικά προς έναν σαφώς πιο καθιστικό τρόπο ζωής (Caballero, 2007). Πληθώρα ερευνητών έχει καταδείξει την παρατεταμένη καθιστική θέση και το ακατάλληλο εργασιακό περιβάλλον ως τις αιτίες μίας πληθώρας μυοσκελετικών προβλημάτων εκ των οποίων το συνηθέστερο είναι η χρόνια οσφυαλγία (Punnett et al, 2005; Rubin, 2007). Έχει υπολογιστεί ότι 8 στους 10 ανθρώπους θα περάσουν συμπτώματα οσφυαλγίας κάποια στιγμή στην ζωή τους ενώ το 7% του γενικού πληθυσμού θα αναζητήσει ιατρική βοήθεια εξ αιτίας αυτών των συμπτωμάτων (Walker, 2000). Επίσης, η υποτροπή της ΧΟ κυμαίνεται σε πολύ υψηλά επίπεδα 60-80% (Jones & Macfarlane, 2005).

Η ΧΟ χαρακτηρίζεται ως μη συγκεκριμένη (non-specific) που σημαίνει ότι διάφοροι παθολογικοί παράγοντες ευθύνονται για την παρουσία πόνου (Khalil et al, 1993). Επιπλέον, η ΧΟ έχει ως συνέπεια την υιοθέτηση ενός διαφοροποιημένου κινητικού προτύπου βάδισης με πληθώρα κινησιολογικών και νευρομυϊκών προεκτάσεων. Η ΧΟ είναι το συνηθέστερο πρόβλημα υγείας στις δυτικές κοινωνίες (Carragee et al, 2004). Η οσφυαλγία με συνεπακόλουθη αναπηρία είναι 2,1% στον βιομηχανικό πληθυσμό και 10,7% στον γενικό πληθυσμό, με μεγαλύτερη επίπτωση στις γυναίκες και στους ανειδίκευτους εργάτες (Ghaffari et al, 2006; Clemon, 2002). Σε ηλικίες 30-50 η ΧΟ είναι το πιο ακριβό πρόβλημα υγείας υπερβαίνοντας όλα τα άλλα σε επίπεδο χαμένων εργατωρών, εισοδήματος, αποζημιώσεων λόγω αναπηρίας και ιατρικών εξόδων (Bell & Burnett, 2009). Περίπου το 74,2% των εργαζομένων με ΧΟ επιστρέφει στην εργασία του εντός 30 ημερών. Παρ' όλα αυτά, το 7,4% θα απέχει από την εργασία του για περισσότερο από 6 μήνες. Το ποσοστό αυτό ευθύνεται για το 75,6% των συνολικών ιατρικών εξόδων και αποζημιώσεων λόγω ΧΟ (Oort et al, 1990).

Σε μία μελέτη των Cassidy et al (2005) η συνολική επίπτωση της ΧΟ κυμαινόταν στο 18,6%. Τα συμπτώματα του υπό εξέταση πληθυσμού ήταν μέτριας έντασης. Μόλις το 1,0% του πληθυσμού ανέπτυξε έντονα συμπτώματα και το 0,4% εξελίχθηκε σε ανικανότητα λόγω της ΧΟ. Οι περιπτώσεις που επέμειναν και εξελίχθηκαν σε πιο βαριές ήταν το 14,2% ενώ το 36,1% ανέφερε βελτίωση των συμπτωμάτων. Από τους ασθενείς οι οποίοι ανάρρωσαν το 28,7% είχαν να αντιμετωπίσουν μία τουλάχιστον κρίση οσφυαλγίας μέσα στους επόμενους 6 μήνες (ποσοστό μεγαλύτερο από το 20% του συνολικού πληθυσμού). Το 82,4% αυτών των ασθενών παρουσίασαν συμπτώματα μέτριας έντασης. Η υποτροπιάζουσα χαμηλή οσφυαλγία ήταν λιγότερο συχνή σε νέα άτομα, γεγονός το οποίο μπορεί να αποδοθεί στην καλύτερη φυσική τους κατάσταση (Cassidy et al, 2005).

## Αιτιοπαθογένεια της χρόνιας οσφυαλγίας

Οι παράμετροι οι οποίοι έχουν αποδειχθεί ότι παίζουν τον σημαντικότερο ρόλο στον καθορισμό της έντασης και της πιθανής χρονιότητας στην ΧΟ είναι το επίπεδο της φυσικής κατάστασης, ο σωματότυπος, η στάση του σώματος, η εμβιομηχανική της ΣΣ καθώς και η εργονομία του εκάστοτε εργασιακού χώρου (Khalil et al, 1993). Η φύση του εργασιακού χώρου, και η παρατεταμένη έκθεση σε φυσική καταπόνηση, παράδοξες στάσεις του σώματος και οι παρατεταμένοι κραδασμοί σχετίζονται με τον κίνδυνο

εμφάνισης ΧΟ (Jansen et al, 2004; Okunribido et al, 2008; Miranda et al, 2002). Οι σκελετικές ιδιομορφίες όπως η ανισορροπία της λεκάνης και η ανισοσκελία παίζουν επίσης σημαντικό ρόλο στην αλλαγή της σωματικής στάσης αυξάνοντας την πιθανότητα επανεμφάνισης ΧΟ (Gurney, 2002). Τέτοιες σκελετικές διαφοροποιήσεις έχουν ως αποτέλεσμα την αλλαγή στην κατανομή δυνάμεων στο σκελετό με συνεπακόλουθες αλλαγές στην στάση του σώματος (Egan & Al-Eisa, 1999; Gurney, 2002).

Πληθώρα ερευνητών έχει ασχοληθεί με την διερεύνηση τέτοιων σκελετικών ασυμμετριών προκειμένου να ποσοτικοποιήσουν την επίδρασή τους στην ΧΟ (Vandergrift et al, 2012; Nourbakhsh & Arab, 2002). Παρ' όλα αυτά, η εξέταση των σκελετικών παραμέτρων είναι μόνο η μία πλευρά της συνολικής εμβιομηχανικής προσέγγισης. Η φύση του εργασιακού χώρου, και η παρατεταμένη έκθεση σε φυσική καταπόνηση, παράδοξες στάσεις του σώματος και οι παρατεταμένοι κραδασμοί σχετίζονται με τον κίνδυνο εμφάνισης ΧΟ (Jansen et al, 2004; Okunribido et al, 2008; Miranda et al, 2002). Οι σκελετικές ιδιομορφίες όπως η ανισορροπία της λεκάνης και η ανισοσκελία παίζουν επίσης σημαντικό ρόλο στην αλλαγή της σωματικής στάσης αυξάνοντας την πιθανότητα επανεμφάνισης ΧΟ (Gurney, 2002). Τέτοιες σκελετικές διαφοροποιήσεις έχουν ως αποτέλεσμα την αλλαγή στην κατανομή δυνάμεων στο σκελετό με συνεπακόλουθες αλλαγές στην στάση του σώματος (Egan & Al-Eisa, 1999; Gurney, 2002).

Οι διάφορες παραμορφώσεις του άκρου ποδός επίσης σχετίζονται με την ΧΟ ως αίτια διαταραχής της ισορροπιστικής ικανότητας η οποία εξαρτάται από τα προσαγωγά ερεθίσματα και την κινητική συναρμογή σε ισχίο, γόνατο και ποδοκνημική (Cote et al, 2005). Συνεπώς, η ισορροπία μπορεί να επηρεαστεί από την ελάττωση των προσαγωγών ερεθισμάτων από την περιφέρεια ή από μυϊκή και σκελετική αστάθεια σε οποιαδήποτε από τις προαναφερθείσες αρθρώσεις της κινητικής αλυσίδας του κάτω άκρου (Riemann et al, 2002).

## **Χρόνια οσφυαλγία και ιδιοδεκτικότητα: Πιθανοί συσχετισμοί**

Σε αυτήν την ενότητα θα γίνει σύντομη ανάπτυξη της έννοιας και των μηχανισμών ιδιοδεκτικότητας (proprioception) αφού σχετίζεται άμεσα με τον έλεγχο της σωματικής κίνησης και, άρα, με την κινηματική συμπεριφορά.

Ο Hurley (1998) ορίζει την ιδιοδεκτικότητα ως την 'ενσυνείδητη και αυτοματοποιημένη αντίληψη της θέσης του σώματος, της κίνησής του και των δυνάμεων που ασκούνται σε αυτό'. Η ιδιοδεκτική πληροφόρηση παρέχεται από τους μηχανοποδοχείς οι οποίοι βρίσκονται στους συνδέσμους, τους μηνίσκους, τους θύλακες, τους μυς και το δέρμα. Οι μηχανισμοί ιδιοδεκτικότητας ενεργοποιούνται μέσω γαργαλητού, δόνησης, αγγίγματος και ερεθισμάτων πίεσης καθώς και από την χωροταξική αίσθηση των μελών στον χώρο (Vander et al, 1990). Τα μηνύματα μεταφέρονται στο επίπεδο της ΣΣ επηρεάζοντας τα μυοτατικά αντανακλαστικά και την αρθροκινηματική συμπεριφορά, γεγονός το οποίο παίζει σημαντικό ρόλο στην δυναμική αρθρική σταθεροποίηση (Lephart et al, 1997; Jerosch & Pryinka, 1996). Η μυϊκή άτρακτος και τα σωμάτια Golgi είναι αυτά τα οποία καθορίζουν την σωματική στάση: εξασφαλίζουν συνεχή πληροφόρηση σχετικά με την επιμήκυνση της μυϊκής γαστέρας (μέσω της μυϊκής ατράκτου) η άμεση ανταπόκριση της οποίας είναι ορατή μέσω του μυοτατικού αντανακλαστικού.

Τα σωμάτια Golgi παρέχουν πληροφόρηση σχετικά με τα επίπεδα τάσης στον μυ (Vander et al, 1990). Τα σωμάτια Golgi λειτουργούν ως προστατευτικός μηχανισμός στην υπερδιάταση μεταφέροντας τα αντίστοιχα ερεθίσματα στο ΚΝΣ αναχαιτίζοντας τους κινητικούς νευρώνες στον μυ που συσπάται μέσω πολυσυναπτικών αντανεκλαστικών (Guskiewicz & Perrin, 1996).

Κατά την βάδιση ή κατά τις αλλαγές στην στάση του σώματος τα προσαγωγά ερεθίσματα μεταφέρονται μέσω των ομώνυμων νευρικών ινών στον σπονδυλικό σωλήνα μέσω της μυϊκής ατράκτου η οποία ανιχνεύει την διάταση του ανταγωνιστή μυ. Οι άλφα (Α) και γάμα (Γ) κινητικοί νευρώνες μεταφέρουν την πληροφορία πίσω στην μυϊκή άτρακτο η οποία συσπάται προκειμένου να ελέγξει την ταλάντωση του σώματος (Dietz et al, 1989). Σε περιπτώσεις παθολογίας των προσαγωγών νευρικών οδών η ταλάντωση του σώματος καθώς και ο βαθμός μυϊκής ενεργοποίησης αυξάνεται προκειμένου να διατηρηθεί η ισορροπία (Kollmitzer et al, 2000). Αυτές οι νευρικές συνάψεις διαφοροποιούνται στην ΧΟ επηρεάζοντας την μυϊκή ενεργοποίηση- απάντηση αυτών των ασθενών. Λόγω της πολυπλοκότητας των ιδιοδεκτικών μηχανισμών η διερεύνηση των μηχανισμών λειτουργίας τους δεν μπορεί παρά να είναι ελλιπής.

Ο ελλιπής κινητικός έλεγχος εντοπίζεται συχνά σε ασθενείς με ΧΟ (Hodges, 2004). Όσο οι μέθοδοι μέτρησης της οσφυοπυελικής ιδιοδεκτικής ικανότητας (βλ. οσφυοπυελικό ρυθμό) εξελίσσονται τόσο τεκμηριώνεται η αντίληψη ότι η ιδιοδεκτικότητα της ΟΜΣΣ διαταράσσεται (Brumagne et al 2000; Brumagne et al 2004; Mok et al 2004; O'Sullivan et al 2003; Fontana et al, 2005). Αυτή η μείωση στην ιδιοδεκτική πληροφόρηση φαίνεται να επηρεάζει την νευρομυϊκή συναρμογή μειώνοντας, συνεπακόλουθα, την τοπική σπονδυλική σταθερότητα της ΟΜΣΣ. Η μειωμένη μηχανική σταθερότητα που προκύπτει αποτελεί παράγοντα χρονιότητας της πάθησης αυξάνοντας τον κίνδυνο υποτροπής (Brumagne et al 1999b).

Μέθοδοι καταγραφής της ιδιοδεκτικότητας αποτελούν η αίσθηση της θέσης της άρθρωσης στον χώρο και ο έλεγχος της στάσης του σώματος (Koumantakis et al, 2002). Η πρόσληψη και επεξεργασία των προσαγωγών ερεθισμάτων από τους ιδιοδεκτικούς υποδοχείς σε συνδυασμό με τον ορθό κινητικό έλεγχο εξασφαλίζουν την διατήρηση της ορθής στάσης του σώματος (Hurley et al, 1998). Σύμφωνα με τους Gill & Callaghan (1998) 'οι διαφοροποιήσεις μεταξύ υγιών και ασθενών με ΧΟ είναι σαφείς'. Ο τραυματισμός, ο πόνος και ο εκφυλισμός είναι οι πιο κοινές αιτίες ιδιοδεκτικών ελλειμμάτων (Koumantakis et al, 2002).

Οι μυϊκές ασυμμετρίες και η αδυναμία ή η μειωμένη αντοχή των μυών του κορμού και του ισχίου έχουν συσχετιστεί με την εμφάνιση ΧΟ (Nourbakhsh & Arab, 2002; Nadler et al, 2001). Ο καθυστερημένος χρόνος αντίδρασης- ενεργοποίησης των μυών της ΟΜΣΣ και της λεκάνης καθώς και η ανακατανομή των κινητικών προτύπων ενεργοποίησης μεταξύ συνεργικών μυϊκών ομάδων έχουν ως αποτέλεσμα την ισορροπιστική αδυναμία και την εμφάνιση ΧΟ (Oddsson & DeLuca, 2003; Radebold et al, 2001). Η ενεργοποίηση αγωνιστών- ανταγωνιστών έχουν προταθεί ως πιθανή αιτία πρόκλησης ΧΟ. Οι Nelson et al (2008) προσδιόρισαν τον μέσο γλουτιαίο ως πιθανή αιτία πρόκλησης οσφυαλγικού πόνου κατά την όρθια θέση. Οι ερευνητές τοποθέτησαν επιφανειακά ηλεκτρόδια σε 23 υγιείς συμμετέχοντες (12 άνδρες, 11 γυναίκες) οι οποίοι ήταν υποχρεωμένοι να στέκονται όρθιοι σε συγκεκριμένο χώρο για 2 ώρες. Η κλίμακα VAS χρησιμοποιήθηκε για την

αποτύπωση της δυσφορίας των συμμετεχόντων. Αναλύθηκε η μυϊκή ενεργοποίηση των ακολούθων μυϊκών ομάδων: μέσος γλουτιαίος, έξω πλάγιος, ορθός κοιλιακός, μείζων θωρακικός και οι οσφυϊκοί ιερονωτιαίοι. Κατάφεραν να εντοπίσουν επιτυχώς το 76% αυτών οι οποίοι δήλωσαν ότι ανέπτυξαν οσφυϊκό πόνο. Κατέληξαν ότι τα ασύμμετρα πρότυπα μυϊκής ενεργοποίησης του ισχίου (μέσος γλουτιαίος) αποτελούν προγνωστικό δείκτη για την εμφάνιση ΧΟ κατά την όρθια θέση (Nelson et al, 2008). Ο βασικός περιορισμός αυτής της έρευνας εντοπίζεται στην αρχική υπόθεση των ερευνητών: η συνσύσπαση συγκεκριμένων μυϊκών ομάδων μπορεί, πράγματι, να αποτελεί την αιτία έναρξης του οσφυϊκού πόνου αλλά οι συγκεκριμένες μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε υγιή πληθυσμό και όχι σε πληθυσμό με ήδη εγκατεστημένη ΧΟ. Συνεπώς, το αν ο ίδιος μηχανισμός επιδρά με τον ίδιο τρόπο και σε πληθυσμό με ΧΟ δεν μπορεί παρά να αποτελεί υπόθεση.

Τα ευρήματα αυτά συμφωνούν με μία μελέτη των Marshall et al (2011) οι οποίοι κατέληξαν ότι τον σημαντικότερο ρόλο στην ανάπτυξη της χαμηλής οσφυαλγίας τον διαδραματίζει μάλλον η συνσύσπαση (νευρομυϊκή συναρμογή) του μέσου γλουτιαίου και λιγότερο τα απόλυτα νούμερα δύναμης και αντοχής του (Marshall et al, 2011). Οι Nadler et al (2001) κατέγραψαν ανισορροπίες μεταξύ αριστερού- δεξιού ποδιού σε 163 αθλητές κολλεγίων. Πιο συγκεκριμένα, μέτρησαν την μέγιστη δύναμη των απαγωγών και των εκτεινόντων του ισχίου και υπολόγισαν την ποσοστιαία διαφορά μεταξύ τους (Nadler et al, 2001). Οι αθλητές με στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των δύο ποδιών εμφάνισαν χαμηλή οσφυαλγία κατά την ερχόμενη χρονιά. Παρ' όλα αυτά, οι ερευνητές καταμέτρησαν μόνο την μέγιστη μυϊκή δύναμη και όχι την αντοχή και τον συντονισμό των προαναφερθέντων μυϊκών ομάδων. Αντίστοιχα, οι Pirouzi et al (2006) μελέτησαν την ενεργοποίηση των μυών του ισχίου και του κορμού κατά την επιτέλεση διαφόρων λειτουργικών κινήσεων οι οποίες εμπεριέχουν το στοιχείο της στροφικής κίνησης. Χρησιμοποίησαν 30 ασθενείς με ΧΟ και αντίστοιχο αριθμό υγιών συμμετεχόντων. Οι μυς οι οποίοι εμφάνισαν υψηλότερα επίπεδα μυϊκής ενεργοποίησης ήταν οι ιερονωτιαίοι, οι οπίσθιοι μηριαίοι και ο μείζων γλουτιαίος (Pirouzi et al, 2006). Ωστόσο, και σε αυτή την μελέτη οι μετρήσεις έγιναν μόνο σε ισομετρικές στροφικές κινήσεις. Η μυϊκή ενεργοποίηση θα μπορούσε ίσως να περιγραφεί πιο αξιόπιστα σε διαφορετικού τύπου κινήσεις, πιο λειτουργικές (βλ. κάμψη- έκταση) καθώς και σε ισοτονικές (μειομετρικές- πλειομετρικές) και όχι ισομετρικές συστολές. Επιπλέον, το γεγονός ότι χρησιμοποιήθηκε παθητική σταθεροποίηση του κορμού μπορεί να υποβαθμίσει την κλινική σημασία της συγκεκριμένης μελέτης. Οι Hart et al (2006) βρήκαν ότι μετά από ασκήσεις μυϊκής ενδυνάμωσης της οσφυϊκής μοίρας οι ασθενείς με ΧΟ επιστρατεύουν τους οπισθίους μηριαίους σε μεγαλύτερο βαθμό προκειμένου να αντισταθμίσουν το έλλειμμα από τον αναχαιτισμένο τετρακέφαλο (Hart et al, 2006).

Όλες οι ανωτέρω μελέτες διερεύνησαν πιθανούς συσχετισμούς μεταξύ προτύπων μυϊκής ενεργοποίησης και της ΧΟ. Τα αποτελέσματά τους μπορούν να καλύψουν κάποιες παραμέτρους των μηχανισμών αιτιοπαθογένειας της ΧΟ. Παρ' όλα αυτά, η συνολική και ολοκληρωμένη περιγραφή ενός μηχανισμού πρόκλησης και εγκατάστασης της ΧΟ δεν είναι εφικτή εξαιτίας της πολυδιάστατης και πολύπλοκης φύσης της συγκεκριμένης πάθησης.

## Η έννοια της μεταβλητότητας στην ανθρώπινη κίνηση

Η μεταβλητότητα της ανθρώπινης κίνησης μπορεί να περιγραφεί ως οι φυσιολογικές μεταβολές της κινητικής απόδοσης κατά την επιτέλεση κάποιας δραστηριότητας (Stergiou et al, 2006). Η μεταβλητότητα αποτελεί αναπόσπαστο κομμάτι κάθε βιολογικού συμπλέγματος και αντικατοπτρίζει την ποικιλομορφία τόσο στον χώρο όσο και στον χρόνο. Όταν περπατάμε πάνω σε άμμο ή χιόνι τα βήματά μας ποτέ δεν είναι πανομοιότυπα. Όταν απλώς στεκόμαστε ακίνητοι βρισκόμαστε σε μία διαρκή κίνηση γύρω από ένα σταθερό σημείο ισορροπίας. Κάποιοι υποστηρίζουν ότι η μεταβλητότητα της κίνησης αποτελεί τυχαίο γεγονός ενώ άλλοι υποστηρίζουν ότι ακολουθεί συγκεκριμένη κατανομή (Glass & Mackey, 1988; Amato, 1992). Η κινητική μεταβλητότητα θεωρείται από κάποιους ως το σύνολο των λανθασμένων κινητικών συμπεριφορών κατά την επιτέλεση μίας δραστηριότητας (Schmidt & Lee, 2005) το οποίο μπορεί να ελαχιστοποιηθεί μέσω της συνεχούς εξάσκησης στο συγκεκριμένο κινητικό αντικείμενο. Κατά άλλους τα κινητικά συστήματα μορφοποιούνται βάσει περιβαλλοντικών, εμβιομηχανικών και μορφολογικών επιδράσεων με σκοπό την σταθεροποίηση στην σταθερότερη δυνατή κινητική κατάσταση (Thelen & Smith, 1994; Kelso, 1995). Γενικεύοντας θα λέγαμε ότι η αυξημένη μεταβλητότητα είναι δηλωτική ασταθούς κινητικής συμπεριφοράς ενώ η μειωμένη μεταβλητότητα περιγράφει ένα σταθερό και προβλέψιμο σύστημα. Είναι γενικώς αποδεκτό ότι η μειωμένη μεταβλητότητα είναι αποτέλεσμα της αλάνθαστης εκτέλεσης μίας κίνησης καθώς και ότι η εναλλαγή κινητικών πατέντων χαρακτηρίζεται από αυξημένη μεταβλητότητα μέχρις ότου κατακτηθεί μία πιο σταθερή (λιγότερο ευμετάβλητη) κινητική κατάσταση. Συνεπώς, η έλλειψη κίνησης υποδηλώνει μία άκαμπτη κινητική συμπεριφορά με περιορισμένη προσαρμοστικότητα. Παρ' όλα αυτά η ανωτέρω προσέγγιση παραβλέπει το πραγματικό γεγονός ότι όσο η κινητική ποικιλομορφία αυξάνει τόσο κινητικά σταθερότερο και προβλέψιμο είναι το σύστημα το οποίο εξετάζουμε. Χαρακτηριστικό παράδειγμα αποτελούν οι επαγγελματίες αθλητές σε αγωνίσματα με σύνθετες κινήσεις ακριβείας, π.χ. στην καλαθοσφαίριση. Ο Michael Jordan είχε την δυνατότητα να χρησιμοποιεί πολλούς διαφορετικούς τρόπους για να σουτάρει με το σώμα του σε διάφορες εναέριες φιγούρες έχοντας πολύ πιο σταθερή κινητική συμπεριφορά από οποιονδήποτε από εμάς θα προσπαθούσε κάτι πολύ απλούστερο.

Όσον αφορά στον τρόπο μέτρησης της μεταβλητότητας μπορούν να χρησιμοποιηθούν εργαλεία γραμμικής στατιστικής ανάλυσης, όπως η τυπική απόκλιση (standard deviation- SD), τα οποία ποσοτικοποιούν την επίδραση της απόκλισης πάνω σε ένα σύνολο τιμών ανεξάρτητα από την σειρά που εκείνα ακολουθούν στην κατανομή. Η μεταβλητότητα μειώνεται και τελικά σταθεροποιείται όσο βελτιώνεται ο κινητικός έλεγχος. Το πώς η κινητική συμπεριφορά διαμορφώνεται στον χρόνο περιγράφεται πληρέστερα μέσα από μη- γραμμικά δεδομένα των οποίων η περιγραφή της διασποράς είναι το ζητούμενο εξαγόμενο. Η χρονική κατανομή των δεδομένων ποσοτικοποιείται μέσω του βαθμού- ρυθμού στον οποίο αυτά (επαν)εμφανίζονται κατά την πάροδο του χρόνου.

Τα ακόλουθα επιχειρήματα υπερθεματίζουν τις διαφοροποιήσεις μεταξύ γραμμικής και μη- γραμμικής ανάλυσης μεταβλητότητας υποστηρίζοντας επαρκώς την χρήση της δεύτερης στην περιγραφή της ανθρώπινης κίνησης:

1) Τυπικά, στην διερεύνηση της ανθρώπινης κίνησης, τα κινηματικά (και/ή κινητικά) δεδομένα που εξάγονται από πληθώρα διαδοχικών μετρήσεων δίνουν έναν μέσο όρο προκειμένου να σχηματιστεί μία 'μέση' εικόνα της κινητικής απόδοσης ή της ποιότητας της κίνησης του εξεταζομένου. Κατά την διαδικασία αυτή, η οποία συχνά συνοδεύεται από ομογενοποίηση των αποτελεσμάτων, η χρονική διαφοροποίηση (temporal variation) του κινητικού προτύπου χάνεται. Τα εργαλεία γραμμικής ανάλυσης προϋποθέτουν τυχαία και ανεξάρτητη διαφοροποίηση μεταξύ των υπό μελέτη δεδομένων (βλ. κύκλο βάρδισης) απορρίπτοντας τυχόν διαφοροποιήσεις ως παράσιτα και άρα χάνουν ένα σημαντικό κομμάτι της αληθινής περιγραφής της κίνησης (Stergiou et al, 2004).

2) Από στατιστικής άποψης, η έγκυρη χρήση της κλασσικής γραμμικής ανάλυσης για την ανάλυση της μεταβλητότητας προϋποθέτει ότι οι διαφοροποιήσεις- αποκλίσεις μεταξύ των μετρήσεων είναι τυχαίες και ανεξάρτητες μεταξύ τους (αναφερόμαστε είτε στις τρέχουσες είτε στις μελλοντικές μετρήσεις). Παρ' όλα αυτά, πληθώρα μελετών (Hausdorff et al, 1996; Harbourne & Stergiou, 2003; Hausdorff et al, 2001; Miller et al, 2006; Buzzi et al, 2003) υποστηρίζουν ότι αυτές οι διαφοροποιήσεις δεν είναι απλά παράσιτα αλλά ακολουθούν αιτιαρχική κατανομή (π.χ. προκύπτουν από υπαρκτές και αλληλεπιδρούσες συσχετίσεις του συστήματος που τις δημιουργεί). Συνεπώς, δεν είναι ούτε τυχαίες ούτε ανεξάρτητες μεταξύ τους.

3) Τα αποτελέσματα που προκύπτουν για την σταθερότητα ενός κινητικού προτύπου από την χρήση των κλασσικών εργαλείων γραμμικής στατιστικής ανάλυσης έρχονται σε αντίθεση με αυτά της μη- γραμμικής ανάλυσης (Harbourne & Stergiou, 2003; Hausdorff et al, 2001).

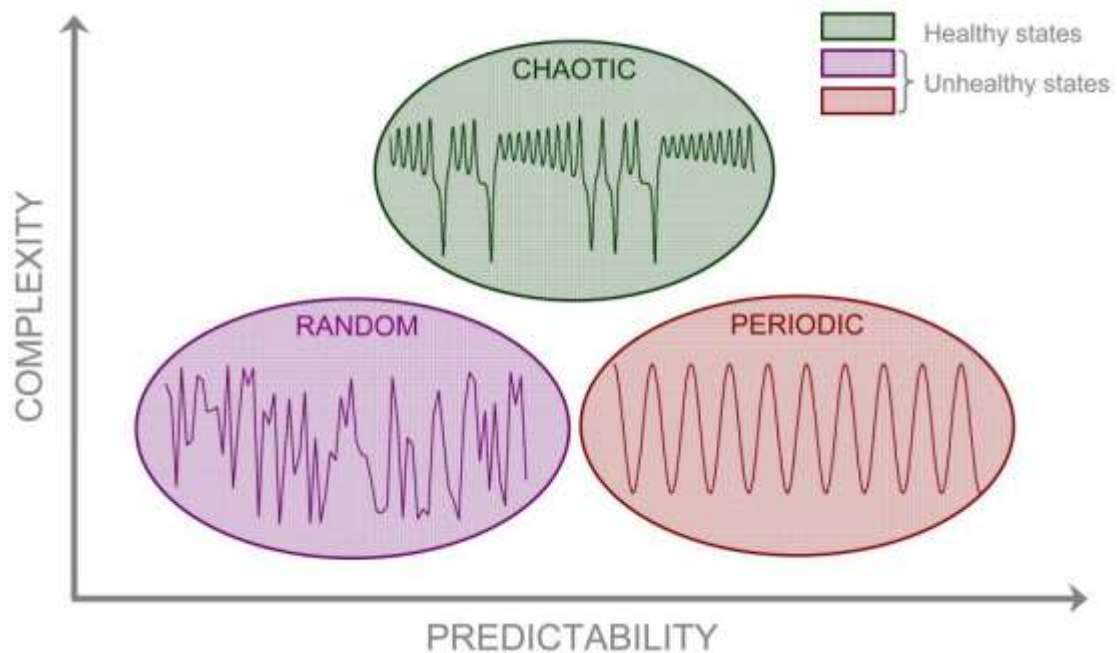
4) Η ποικιλομορφία της ανθρώπινης κίνησης και το πλήθος των κινητικών συνάψεων καθιστούν την κίνηση παρόμοια από πολλές απόψεις με άλλες φυσιολογικές λειτουργίες (π.χ. καρδιακός παλμός) των οποίων η ποικιλομορφία ακολουθεί αιτιαρχική κατανομή (Goldberger et al, 2002). Μη- γραμμικά εργαλεία ανάλυσης από την θεωρία του χάους (chaos theory) έχουν καταδείξει ότι οι χρονικές διαφοροποιήσεις στα βιολογικά σήματα ακολουθούν αιτιαρχικά πρότυπα κατανομής. Αυτά τα πρότυπα περιγράφονται ως 'χαοτικά' (Εικ. 1) και έχουν άμεση συνάφεια με την κλινική ιατρική. Για παράδειγμα καρδιακοί ρυθμοί των οποίων τα χρονικά μεσοδιαστήματα μεταξύ συνεχόμενων κυμάτων QRS είναι είτε περιοδικά είτε τυχαία σχετίζονται με εμφράγματα. Καρδιακοί ρυθμοί με χαοτική κατανομή υποδηλώνουν εύρυθμη λειτουργία. Αντίστοιχα εξαγόμενα έχουν βρεθεί και σε άλλες βιολογικές αλυσίδες όπως στον αριθμό των λευκών αιμοσφαιρίων, τις τιμές αρτηριακής πίεσης, στον τρόπο κατά την κίνηση καθώς και στην βάρδιση (Glass & Mackey, 1988; Hausdorff et al, 1996, 2001; Stergiou et al, 2004; Lipsitz, 2002). Η χαοτική χρονική μεταβλητότητα τέτοιων φαινομένων κατά την ομαλή και μέση λειτουργία ενός βιολογικού συστήματος αντικατοπτρίζει την προσαρμοστική ικανότητα του τελευταίου στις καθημερινές σωματικές επιβαρύνσεις (Lipsitz, 2002; Lipsitz & Goldberger, 1992; Stergiou et al, 2004). Αντίστοιχα, η έκπτωση της χαοτικής φύσης ενός τέτοιου συστήματος καταδεικνύει μία μείωση της 'υγιούς προσαρμοστικότητας' που παρουσιάζει η οποία αναδεικνύει μία συμπεριφορική ακαμψία και ανικανότητα απόσβεσης των εξωτερικών



επιβαρύνσεων (Lipsitz, 2002; Lipsitz & Goldberger, 1992; Stergiou et al, 2004).

Σύμφωνα με τους Stergiou et al (2006) κάθε υγιές εμβιομηχανικό μοντέλο χαρακτηρίζεται από ένα ιδανικό ποσοστό μεταβλητότητας το οποίο έχει συγκεκριμένη δομή και χαρακτηρίζεται από μία ιδιαίτερα σύνθετη χασοτική δομή. Μείωση ή απώλεια αυτού του ποσοστού μεταβλητότητας συνεπάγεται αύξηση της ακαμψίας του συστήματος. Αύξηση της μεταβλητότητας συνεπάγεται αύξηση της αστάθειας του συστήματος. Και στις δύο περιπτώσεις το σύστημα καθίσταται πιο δύσκολο προσαρμόσιμο σε αλλαγές και άρα λιγότερο υγιές. Συνεπώς, κάθε σταθερό αλλά και ευπροσάρμοστο σύστημα διαθέτει μία αυξημένη ποικιλία κινητικών προτύπων με ιδανική μεταβλητότητα. Υψηλότερα επίπεδα πολυπλοκότητας σχετίζονται με πλούσια ποικιλία κινητικών προτύπων και άρα από χασοτική δομή του συστήματος. Χαμηλότερα επίπεδα πολυπλοκότητας σχετίζονται με κινησιολογικά τυχαίες καταστάσεις κατά τις οποίες το σύστημα είναι είτε υπερβολικά άκαμπτο είτε ασταθές. Όσον αφορά στην προβλεψιμότητα του συστήματος, χαμηλά επίπεδα προβλεψιμότητας σχετίζονται με αυξημένη αστάθεια ενώ υψηλά επίπεδα σχετίζονται με αυξημένη ακαμψία. Οι ενδιάμεσες καταστάσεις είναι αυτές οι οποίες χαρακτηρίζονται από χασοτική συμπεριφορά στην οποία το σύστημα δεν είναι ούτε υπερβολικά ασταθές ούτε άκαμπτο (Stergiou et al, 2006). Συνεπώς, η υγιής κινητική εξέλιξη συνεπάγεται ένα ποσοστό ιδανικής κινητικής μεταβλητότητας (optimal movement variability) καθώς αναπτύσσονται υγιή, υψηλής προσαρμοστικότητας κινητικά συστήματα. Μη φυσιολογική εξέλιξη- ανάπτυξη χαρακτηρίζεται από περιορισμένη ποικιλία κινητικών προτύπων τα οποία χαρακτηρίζονται ως άκαμπτα, ανελαστικά και με υψηλή προβλεψιμότητα (π.χ. στερεοτυπικά) ή, σε άλλη περίπτωση, εντελώς τυχαία και απρόβλεπτα χαρακτηριστικά που παρουσιάζουν οι διάφορες κινητικές παθολογίες (Stergiou et al, 2006). Ο στόχος της νευρολογικής φυσικοθεραπευτικής αποκατάστασης είναι η πλήρης ανάπτυξη της ιδανικής κινητικής μεταβλητότητας μέσω της κατάκτησης μίας πλούσιας ποικιλίας κινητικών προτύπων. Η προώθηση και ανάπτυξη σύνθετων κινήσεων μέσα από την ενεργή συμμετοχή του ατόμου ευοδώνει την κινητική εξέλιξη ή την επανάκαμψη μετά από τραυματισμό (Stergiou et al, 2006).





**Εικόνα 1:** Θεωρητικό μοντέλο πολυπλοκότητας όπως αυτό σχετίζεται με την υγεία. (Προσαρμοσμένο από τους Stergiou et al, 2006).

### Εργαλεία μη- γραμμικής ανάλυσης

Η αξιολόγηση της μεταβλητότητας μπορεί να πραγματοποιηθεί και με την χρήση γραμμικών εργαλείων ανάλυσης. Παρ' όλα αυτά, η γραμμική ανάλυση μπορεί να καταγράψει το ποσοστό της μεταβλητότητας μόνο σε συγκεκριμένες χρονικές στιγμές ενώ η συνολική χρονική κατανομή του κινητικού προτύπου αγνοείται. Επιπλέον, η γραμμική ανάλυση των κινηματικών παραμέτρων 'σχηματίζει' μία γενική κινητική εικόνα η οποία δεν περιλαμβάνει την έννοια της χρονικής κατανομής- διάταξης της κίνησης του εξεταζομένου (Stergiou et al, 2004). Με άλλα λόγια περιγράφει το μέγεθος- όγκο της μεταβλητότητας (Harbourne & Stergiou, 2009). Αντιθέτως, η μη- γραμμική ανάλυση περιγράφει πώς σχηματίζεται- μορφοποιείται η κίνηση μέσα στον χρόνο παρέχοντας πληροφορίες σχετικά με την δομή και την οργάνωση της κίνησης (Stergiou et al, 2004; Sosnoff et al, 2006). Όσον αφορά στα εργαλεία γραμμικής ανάλυσης της μεταβλητότητας –άρα του μεγέθους- όγκου της μεταβλητότητας- σύνηθες στατιστικό εργαλείο αποτελεί ο συντελεστής διακύμανσης (coefficient of variation- CoV). Ο συντελεστής μεταβλητότητας υπολογίζεται ως το πηλίκο της τυπικής απόκλισης προς την μέση επί 100.

Ωστόσο, τα κύρια εργαλεία μη- γραμμικής ανάλυσης τα οποία χρησιμοποιούνται ευρέως στις μελέτες βιολογικών ρυθμών και συστημάτων είναι τα εξής:

- 1) Προσεγγιστική Εντροπία (Approximate Entropy- ApEn) και Μέση Εντροπία (Sample Entropy- SampEn).

Η ΑρΕν είναι ένα εργαλείο μέτρησης κανονικότητας (regularity statistic) και καταγράφει το ποσοστό τυχαιότητας (amount of randomness) και άρα την προβλεψιμότητα- επαναληψιμότητα των δεδομένων σε μία χρονοσειρά (time series) (Moraiti et al, 2009). Η ΑρΕν είναι ένα εργαλείο μέτρησης της λογαριθμικής πιθανότητας σε ένα σύνολο δεδομένων- σημείων με συγκεκριμένη απόσταση μεταξύ τους τα οποία να έχουν παρόμοια χαρακτηριστικά στην επόμενη τμηματική σύγκριση μέσα στην μονάδα του χρόνου (state space) (Pincus & Goldberger, 1994). Μία χρονοσειρά με παρόμοιες αποστάσεις μεταξύ των δεδομένων- σημείων συνεπάγεται χαμηλότερες τιμές της ΑρΕν ενώ μεγάλες διαφορές μεταξύ των δεδομένων- σημείων συνεπάγεται υψηλότερες τιμές ΑρΕν. Ο μαθηματικός ορισμός της ΑρΕν έχει περιγραφεί με μεγάλη λεπτομέρεια από τον Pincus (Pincus & Goldberger, 1994) και Pincus & Kalman (Pincus & Kalman, 1997) με επεξεργασία στο λογισμικό MATLAB ( $m=2$ ;  $r=.2*SD$ ). Οι τιμές στις οποίες κυμαίνεται η ΑρΕν είναι από 0 έως 2: τιμές κοντά στο 0 είναι σταθερές με υψηλή κανονικότητα (τακτικότητα) και επαναληψιμότητα (πχ ημιτονοειδές κύμα). Αντιθέτως, τιμές κοντά στο 2 παρουσιάζουν υψηλή αταξία (πχ 'λευκός' θόρυβος). Μία χρονοσειρά που ακολουθεί μία πιο κανονική και επαναλαμβανόμενη κατανομή έχει χαμηλότερες τιμές ΑρΕν. Πρακτικά, αυτό συνεπάγεται ότι ένα σύστημα (βλ. σώμα, άρθρωση κτλ) έχει περιορισμένη ανταπόκριση σε μία διαταραχή. Μία χρονοσειρά που ακολουθεί μία άτακτη και όχι επαναλαμβανόμενη κατανομή περιγράφεται από υψηλότερες τιμές ΑρΕν. Λειτουργικά αυτό αποτελεί ένδειξη μειωμένου κινητικού ελέγχου και χαμηλού νευρομυϊκού συντονισμού (Hausdorff, 2009).

Η Sample Entropy (SampEn) εισήχθη από τους Richman & Moorman (2000) προκειμένου να αντισταθμίσει τις εξής ιδιαιτερότητες της ΑρΕν: Αρχικά η ΑρΕν 'αμφισβητεί' την κανονικότητα καθώς υπολογίζει επαναλαμβανόμενες τιμές (διανύσματα) κάτι που δεν κάνει η SampEn (Richman & Moorman, 2000). Επίσης, η ΑρΕν εμφανίζει περιορισμένη σχετική συνοχή (Pincus, 1995) αφού όταν οι εισαγόμενες παράμετροι μεταβάλλονται οι τιμές της μπορεί να 'παραποιηθούν'. Επί παραδείγματι, ο 'λευκός θόρυβος' μπορεί να εμφανίσει πολύ χαμηλότερες τιμές ΑρΕν σε σύγκριση με ένα περιοδικό σήμα όταν μία παράμετρος παίρνει πολύ χαμηλή τιμή. Συνεπακόλουθα, θα υπάρξει μία 'έκρηξη' των τιμών και η ΑρΕν θα αυξηθεί σημαντικά στον 'λευκό θόρυβο' καθώς οι εισαγόμενες παράμετροι αλλάζουν. Επιπλέον, οι παράμετροι της ΑρΕν πρέπει να είναι συγκεκριμένες και τα συγκρινόμενα δεδομένα μπορούν να αναλυθούν μόνο εφ' όσον οι παράμετροι που εισάγονται είναι κοινά για τις 2 σειρές των δεδομένων (Pincus, 1995). Αυτό οφείλεται όχι μόνο στην σχετική συνοχή αλλά και στην συνολική ευαισθησία του αλγορίθμου σε παραμέτρους εκλογής και στο μήκος- μέγεθος των δεδομένων (Lake et al, 2002; Richman & Moorman, 2000). Η SampEn δεν εξαρτάται από το μήκος των δεδομένων και εμφανίζει σχετική συνοχή (Richman & Moorman, 2000). Παρ' όλα αυτά οι Lake et al (2002) παρατήρησαν ότι όταν το πλήθος των δεδομένων ήταν κάτω από 100 τα εξαγόμενα της SampEn εμφάνιζαν σημαντική διαφοροποίηση (Richman & Moorman, 2000). Συνεπώς, η επιλογή των παραμέτρων αποτελεί σημαντικό στοιχείο λόγω της εγγενούς ευαισθησίας των αλγορίθμων (Chen et al, 2005). Η αυστηρή επιλογή, λοιπόν, των παραμέτρων είναι επιτακτική αφού τα βιβλιογραφικά ευρήματα δεν πρέπει να βασίζονται σε λανθασμένα εισαγόμενα δεδομένα των οποίων μικρή διαφοροποίηση μπορεί να επιφέρει σημαντικές διαφοροποιήσεις στα τελικά αποτελέσματα. Οι εισαγόμενες

παράμετροι είναι οι εξής: 1)  $m$  το μήκος των υπό σύγκριση δεδομένων, 2)  $r$  το κριτήριο ομοιότητας και 3)  $N$  το μήκος των συνόλων των δεδομένων. Τυπικά, για κλινικά δεδομένα το  $m$  ορίζεται στο 2, το  $r$  μεταξύ 0.1 και 0.25 φορές της τυπικής απόκλισης και το  $N$  στο 1,000 (Pincus & Huang, 1992) για δεδομένα έως 75 στοιχείων (Pincus & Huang, 1992; Pincus, 1995). Το μήκος των δεδομένων δεν έχει τόσο μεγάλη επίδραση στον υπολογισμό της SampEn (Richman & Moorman, 2000). Ωστόσο χρειάζεται προσοχή στον υπολογισμό τόσο της ApEn όσο και της SampEn για σύνολα δεδομένων με λιγότερα από 200 στοιχεία (Chen et al, 2005). Στην ανάλυση βιολογικών δεδομένων συχνά υπάρχει μία τάση (drift) η οποία επίσης ενδέχεται να επηρεάσει τον υπολογισμό της εντροπίας. Καθώς το  $N$  αυξάνεται είναι πιθανό ότι η τάση θα ακολουθήσει (Costa et al, 2005).

## 2) Εκθέτης Lyapunov (LyapunovExponent - LyE)

Ο LyE (επίσης γνωστός ως μέγιστος εκθέτης Lyapunov και εκθέτης τυπικής απόκλισης) χρησιμοποιείται ευρέως στην ανάλυση της σταθερότητας κατά την βάδιση. Ο LyE είναι εργαλείο μέτρησης της δομής της μεταβλητότητας και είναι ιδιαίτερα ευαίσθητος σε δεδομένα με περιοδικό χαρακτήρα (Dingwell & Cusumano, 2000; Stergiou et al, 2004). Ο εκθέτης Lyapunov έχει χρησιμοποιηθεί κατ' επανάληψιν στην ανάλυση της βάδισης προκειμένου να περιγράψει την δομή της μεταβλητότητας κατά την κίνηση (Stergiou et al, 2004; Moraiti et al, 2007; Segal et al, 2008; England & Granata, 2007; Buzzi et al, 2003). Μετράει την συμπεριφορά ενός συνεχώς χρονικά μεταβαλλόμενου συστήματος όπως ακριβώς είναι ο ανθρώπινος κύκλος βάδισης (Dingwell & Cusumano, 2000). Θετικές τιμές του εκθέτη Lyapunov δηλώνουν αστάθεια ενώ οι αρνητικές τιμές σταθερότητα. Το σύνολο του εκθέτη Lyapunov για ένα χαστικό σύστημα παραμένει πάντα αρνητικό, επιτρέποντας την διατήρηση της σταθερότητας σε αυτό το σύστημα.

Ο εκθέτης Lyapunov περιγράφει την χρονική δομή ή οργάνωση της μεταβλητότητας σε μία χρονοσειρά. Υπολογίζεται ως η απόκλιση της τροχιάς των δεδομένων στον χώρο (phase space), όπου ως χώρος ορίζεται μία διάσταση  $n$  όπου  $n$  αρκούντως υψηλό ώστε να αποκαλύπτει την κατάσταση του χώρου έλξης (attractor state). Ο LyE που περιγράφει αμιγώς sinusoidal data (δεδομένα) με μηδενική απόκλιση μεταξύ των τροχιών των δεδομένων ισούται με μηδέν αφού οι τροχιές αλληλο- επικαλύπτονται και δεν αποκλίνουν στον χώρο (phase space). Ο LyE για τυχαία δεδομένα, τα οποία παρουσιάζουν μεγάλη απόκλιση στις τροχιές των δεδομένων, είναι σχετικά ψηλός (Stergiou et al., 2004a,b).

Για τον υπολογισμό του LyE για την χρονοσειρά κάθε άρθρωσης και κάθε εξεταζομένου χρησιμοποιείται το Chaos Data Analyzer (Professional Version, Physics Academic Software, Raleigh, NC, USA). Το Tools for Dynamics (Applied Chaos LLC, Randle Inc., San Diego, CA, USA) χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό των embedded διαστάσεων, παράμετρος ιδιαίτερα σημαντική για τον υπολογισμό του LyE (Stergiou et al., 2004a,b).

Ο LyE ποσοτικοποιεί την ικανότητα ενός συστήματος να αποσβαίνει μικρές διαταράξεις οι οποίες εμφανίζονται ως απόκλιση των τροχιών στον χώρο (Mehdizadeh, 2018). Άρα ο LyE μετράει τον εκθετικό ρυθμό της απόκλισης των τροχιών στον χώρο από τα κινηματικά δεδομένα τα οποία προκύπτουν από την βάδιση (Dingwell et al, 2006). Αδυναμία του συστήματος

να αποσβέσει τις διαταραχές αυτές συνεπάγεται μεγαλύτερη απόκλιση των τροχιών και άρα υψηλότερες τιμές LyE. Συνεπώς, όσο υψηλότερες οι τιμές του LyE τόσο πιο μειωμένη η σταθερότητα της βάδισης (Mehdizadeh, 2018).

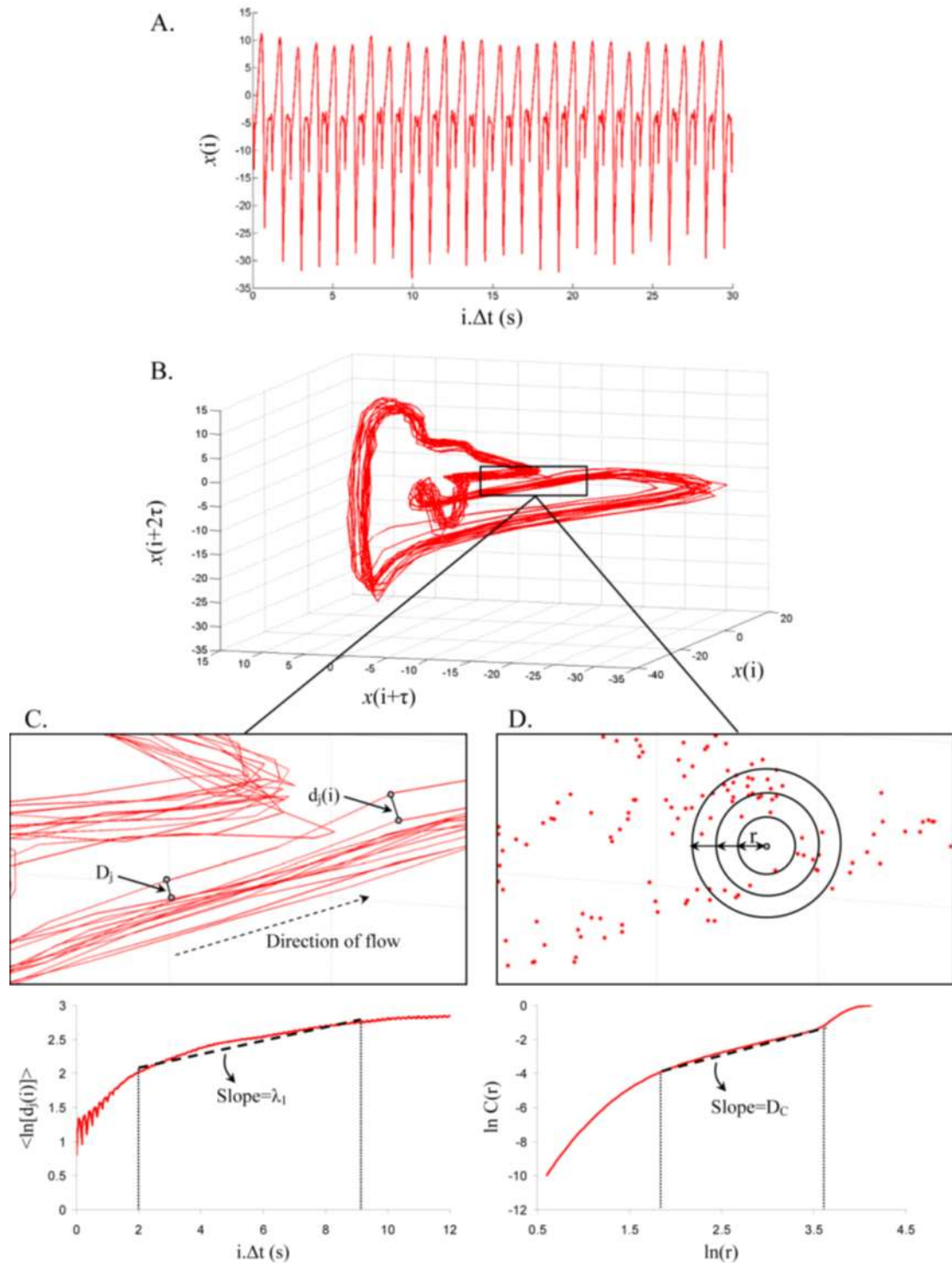
Παρ' ότι ο LyE θεωρείται αρκούντως τεκμηριωμένος για την αξιολόγηση της σταθερότητας στην βάδιση (Bruijn et al, 2013) υπάρχει μία διάσταση απόψεων στην βιβλιογραφία σχετικά με την χρήση του LyE που έχει ως αποτέλεσμα διαφοροποιημένες τιμές στην ανάλυση ηλικιωμένων και μη πληθυσμών (Mehdizadeh, 2018). Επί παραδείγματι, με την χρήση της μεθόδου του Rosenstein το εύρος των βραχυπρόθεσμων τιμών του LyE για τον άνω κορμό σε νέους ενήλικες με την χρήση χρονοσειρών ταχύτητας κυμάνθηκε από 0.15–3.30, 0.10–2.85 και 0.27–2.40 για το προσθιο- οπίσθιο, πλαγιο- πλάγιο και στο κάθετο επίπεδο. Αντίστοιχα, με την χρήση της μεθόδου του Wolf (Wolf et al, 1985) το εύρος των τιμών του LyE που βρέθηκαν βιβλιογραφικά για τον κάτω κορμό ηλικιωμένων συμμετεχόντων με υπολογισμό χρονοσειρών επιτάχυνσης κυμάνθηκε από 0.75–1.62, 1.31–2.01, και 0.83–1.42 για τα προαναφερθέντα επίπεδα. Οι μεγάλες αποκλίσεις που βρέθηκαν οφείλονται σε διαφορετικούς τρόπους υπολογισμού του LyE.

Σε μία εμπειριστατωμένη συστηματική ανασκόπηση ο Mehdizadeh (2018) συμπεριέλαβε 102 μελέτες οι οποίες χρησιμοποίησαν τον LyE για διάφορες παραμέτρους της βάδισης. Περίπου ο μισός έρευνες (54 μελέτες; 51%) χρησιμοποίησαν ανάλυση κίνησης, 40 μελέτες (38%) χρησιμοποίησαν επιταχυνσιόμετρα και μόνο 12 μελέτες (11%) χρησιμοποίησαν άλλες μεθόδους για την συλλογή δεδομένων (αναφέρεται ότι κάποιες μελέτες χρησιμοποίησαν παραπάνω από μία μέθοδο συλλογής δεδομένων). Επιπλέον, ο υπολογισμός του LyE με την χρήση χρονοσειρών επιτάχυνσης βρέθηκε σε 38 μελέτες (31%), 26 μελέτες (21%) την γωνία κίνησης σε οβελιαίο επίπεδο, την γραμμική ταχύτητα 24 (20%), την θέση (άρθρωσης) 9 μελέτες (7%) και διάφορες άλλες μεταβλητές 23 μελέτες (21%). Επιπλέον, οι μελέτες που χρησιμοποίησαν διάδρομο βάδισης ήταν 80 (72%) ενώ η βάδιση σε πραγματικό έδαφος πραγματοποιήθηκε σε 31 μελέτες (28%). Αναφέρεται ότι κάποιες μελέτες χρησιμοποίησαν και τους 2 τρόπους. Επίσης, σε 88 έρευνες (52%) ο LyE υπολογίστηκε για τις αρθρώσεις της λεκάνης και του κάτω άκρου: 20 για ισχίο (12%), 30 για γόνατο (18%), 25 για την ΠΔΚ (15%) και 11 για λεκάνη (7%). 55 έρευνες που χρησιμοποίησαν τον LyE ασχολήθηκαν με τον κορμό (28 για τον κατώτερο κορμό (16%) και 27 για τον άνω κορμό (16%). Ακόμα, 27 έρευνες (16%) χρησιμοποίησαν άλλα μέλη/ αρθρώσεις για τον υπολογισμό του LyE. Σε 23 έρευνες (23%) πραγματοποιήθηκε φιλτράρισμα των δεδομένων ενώ 40 έρευνες (39%) δεν φίλτραραν τα δεδομένα και 39 έρευνες (38%) δεν αναφέρθηκαν στην μέθοδο φιλτραρίσματος που χρησιμοποιήθηκε. Χρονική ομαλοποίηση των χρονοσειρών πριν από τον υπολογισμό του LyE πραγματοποιήθηκε στο 53% των περιπτώσεων (56 μελέτες) και μόνο το 3% των περιπτώσεων (3%) δεν χρησιμοποίησε χρονική ομαλοποίηση. Στο 44% των περιπτώσεων (46 μελέτες) δεν αναφέρθηκε η μέθοδος ομαλοποίησης των χρονοσειρών. Όσον αφορά στην μέθοδο υπολογισμού του LyE η μέθοδος Rosenstein χρησιμοποιήθηκε στις περισσότερες μελέτες (79%- 82 περιπτώσεις) ενώ η μέθοδος του Wolf σε 16 μελέτες (15%). Στο 6% (6 μελέτες) δεν προσδιορίστηκε ο αλγόριθμος που χρησιμοποιήθηκε. Συμπερασματικά, οι αποκλίσεις στον υπολογισμό και την εφαρμογή του LyE προκύπτουν τόσο από τον σχεδιασμό της εκάστοτε μελέτης όσο και από την επεξεργασία των

δεδομένων και την μέθοδο υπολογισμού του. Προκειμένου να γίνει εφικτή η κλινική εφαρμογή του LyE ως δείκτη καταμέτρησης της σταθερότητας στην βάδιση θα πρέπει να υιοθετηθεί ένας κοινός και καθολικός τρόπος υπολογισμού (Mehdizadeh, 2018).

Ως σταθερότητα ορίζουμε την ικανότητα ενός συστήματος (βλ. κινητικού συστήματος) να διατηρεί την αρχική του κατάσταση παρά την επίδραση διαφόρων διαταραχών (Full et al, 2002). Όσον αφορά στην βάδιση, το ζητούμενο είναι η διατήρηση του ρυθμού και του τύπου της βάδισης -χωρίς την ύπαρξη πτώσεων- παρά τις όποιες εξωτερικές παρεμβάσεις (Mehdizadeh, 2018). Ο μέγιστος εκθέτης Lyapunov (largest - maximal Lyapunov exponent ή local divergence exponent) τείνει να καθιερωθεί ως μονάδα μέτρησης της σταθερότητας της βάδισης τα τελευταία χρόνια. Ο μέγιστος εκθέτης Lyapunov ποσοτικοποιεί την ικανότητα ενός συστήματος να αποσβέσει τις μικρές διαταράξεις οι οποίες προκαλούν απόκλιση των τροχιών κίνησης στον χώρο (Mehdizadeh, 2018). Συνεπώς, ο μέγιστος εκθέτης Lyapunov μετράει τον εκθετικό ρυθμό απόκλισης των τροχιών κίνησης στον χώρο, όπως αυτές προκύπτουν από τα συλλεχθέντα κινηματικά δεδομένα (Dingwell et al, 2006). Αδυναμία του συστήματος να μηδενίσει τις διαταράξεις αυτές συνεπάγεται μεγαλύτερη απόκλιση των τροχιών και, άρα, υψηλότερες τιμές του εκθέτη Lyapunov. Συνοπτικά, οι τιμές του εκθέτη Lyapunov είναι αντιστρόφως ανάλογες της σταθερότητας της βάδισης (Mehdizadeh, 2018), αξίωμα το οποίο δεν είναι πειραματικά και θεωρητικά ευρέως αποδεκτό αφού μεγαλύτερο εύρος κινητικότητας μπορεί να σημαίνει μεγαλύτερη κινητική ποικιλομορφία (Stergiou et al, 2006).

Οι δύο συνηθέστερες μέθοδοι υπολογισμού του εκθέτη Lyapunov στην βάδιση είναι οι μέθοδοι των Rosenstein και Wolf (Mehdizadeh, 2018). Όσον αφορά στις χρονοσειρές μικρού μήκους και οι δύο αυτοί αλγόριθμοι έχουν αποδειχθεί έγκυρες (Cignetti et al, 2012). Παρ' ότι και οι δύο τρόποι δεν είναι αρκετά ευαίσθητοι στον πειραματικό 'θόρυβο', ο αλγόριθμος του Wolf δείχνει να έχει καλύτερα αποτελέσματα (Rispen et al, 2014). Με βάση τα αποτελέσματα της συστηματικής ανασκόπησης του Mehdizadeh (2018) στο 32% των ερευνών γίνεται υπολογισμός του εκθέτη Lyapunov για τον άνω κορμό. Αυτό βασίζεται στην παραδοχή ότι στην βάδιση η δυναμική σταθεροποίηση του άνω κορμού αποτελεί προτεραιότητα για τον νευροκινητικό έλεγχο και σχετίζεται άμεσα με την συνολική σταθερότητα της κίνησης (Kang & Dingwell, 2009). Στο 45% των ερευνών ο υπολογισμός του εκθέτη Lyapunov αφορούσε στο κάτω άκρο (ισχίο, γόνατο και ΠΔΚ) και σχετιζόταν με την ποσοτικοποίηση της δυναμικής σταθερότητας (κυρίως σε οβελιαίο επίπεδο) και τις αλλαγές σε διάφορες παθήσεις (Moraiti et al, 2007).



**Εικόνα 2:** Ανάλυση state- space της ανθρώπινης κίνησης. **A:** Μονοδιάστατα κινηματικά δεδομένα που περιγράφουν την γωνία κίνησης του ισχίου σε συνάρτηση με τον χρόνο. **B:** Ανασχηματισμός του state space μέσω των χρονοσειρών με την χρήση μεθόδου χρονοκαθυστέρησης. Για την διευκόλυνσή μας το state space περιγράφεται με την ενσωμάτωση τριών διαστάσεων  $[x_i, x_{i+\tau}, x_{i+2\tau}]$ . Σημειώστε ότι μία πλήρης τροχιά γύρω από τον ελκυστή (attractor) συνιστά έναν κύκλο κίνησης. **Γ:** Συγκεκριμένο τμήμα του ελκυστή όπου η απόκλιση των γειτνιαζουσών τροχιών διαμέσου διακριτών χρονικών σημείων  $i$  μετράται με  $d_j(i)$ . Ο μέγιστος εκθέτης Lyapunov  $\lambda_1$  υπολογίζεται κατόπιν από την κλίση της μέσης λογαριθμικής απόκλισης όλων των ζευγών των γειτνιαζουσών τροχιών ( $\ln[d_j(i)]$ ) versus  $i \cdot \Delta t$  s. **Δ:** Αξιολόγηση του τρόπου με τον οποίο ένας αριθμός σημείων εντός ακτίνας  $r$  στο κέντρο

του ελκυστή. Όσο ο αριθμός των σημείων,  $C(r)$ , αυξάνεται ως δύναμη του  $r$ , η διάσταση συσχέτισης  $D_c$  υπολογίζεται ακολούθως από την κλίση του  $\ln/\ln$  γραφήματος του  $C(r)$  vs.  $r$ . Τα κινηματικά δεδομένα του ισχίου συνελέγησαν από το Nebraska Biomechanics Core Facility (University of Nebraska at Omaha) (Decker et al, 2010).

## Ανάλυση του φυσιολογικού κύκλου βάρδισης

Οι Shultz et al (2005) περιγράφουν την βάρδιση ως ‘ο τρόπος μετακίνησης κάποιου ο οποίος περιλαμβάνει όλο το σώμα του’. Η ταχύτητα βάρδισης καθορίζει το ποσοστό συνεισφοράς του κάθε μέλους του σώματος. Στην μέση ταχύτητα βάρδισης πρωταγωνιστικό ρόλο παίζει το κάτω άκρο ενώ ο κορμός και το άνω άκρο εξασφαλίζουν σταθερότητα και ισορροπία. Όσο αυξάνεται η ταχύτητα τόσο αυξάνεται και η συνεισφορά στην κίνηση του κορμού και του άνω άκρου. Το κάτω άκρο πάντα παίζει πρωτεύοντα ρόλο εξασφαλίζοντας μεγαλύτερο εύρος κίνησης και επιστρατεύοντας περισσότερες κινητικές μονάδες. Κατά την διποδική βάρδιση οι τρεις μεγάλες αρθρώσεις του κάτω άκρου και η λεκάνη λειτουργούν συνεργικά ενώ οι μυϊκές ομάδες και η ορμή του σώματος προωθούν το όλο σύστημα προς τα εμπρός. Το ποσοστό μετατόπισης του κέντρου βάρους προς τα εμπρός καθορίζει και το μέγεθος της συνολικής μετατόπισης. Κατά την βάρδιση το κέντρο βάρους του σώματος μετακινείται τόσο στον οβελιαίο και τον μετωπιαίο όσο και στον εγκάρσιο άξονα.’

Ο κύκλος της βάρδισης περιλαμβάνει ένα επαναλαμβανόμενο μοτίβο κίνησης το οποίο περιλαμβάνει βηματισμούς και διασκελισμούς όπου ως βηματισμός ορίζεται το ήμισυ του διασκελισμού και άρα του πλήρους κύκλου βάρδισης (Loudon et al, 2008).

Όσον αφορά στις διαφορές μεταξύ του κύκλου βάρδισης και του κύκλου τρέξιματος υπάρχουν συγκεκριμένες διαφορές: ο κύκλος βάρδισης διαρκεί κατά ένα τρίτο (1/3) περισσότερο από τον κύκλο τρέξιματος, η δύναμη αντίδρασης του εδάφους είναι μικρότερη και η ταχύτητα σαφώς υψηλότερη (Subotnick, 1999). Επιπλέον, στο βάδισμα υπάρχει μόνο μία φάση στήριξης ενώ στο τρέξιμο δύο. Η απορρόφηση κραδασμών είναι επίσης πολύ υψηλότερη στο τρέξιμο (Subotnick, 1999).

### Ο κύκλος της βάρδισης: λεπτομερής ανάλυση

Μία γενική θεώρηση των προαπαιτούμενων ενεργειών για την βάρδιση είναι η εξής:

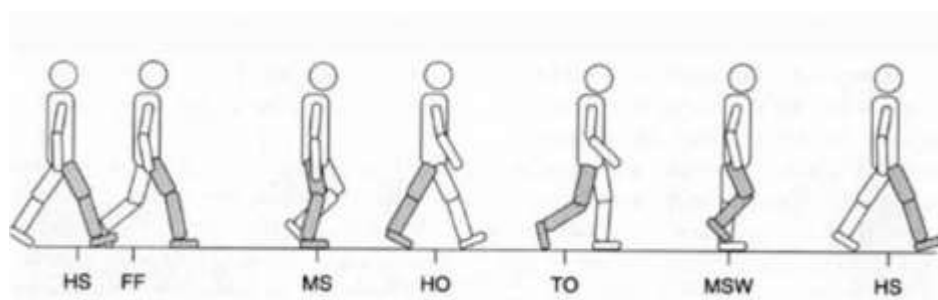
- Έναρξη του νευρικού ελέγχου της κίνησης σε επίπεδο κεντρικού νευρικού συστήματος.
- Μεταφορά της εντολής στο περιφερικό νευρικό σύστημα.
- Ενεργοποίηση κινητικών – μυϊκών μονάδων.
- Άσκηση δυνάμεων και ροπών στους κατάλληλους μυς και αρθρώσεις.
- Δυνάμεις αντίδρασης από το έδαφος (Vaughan, 2003).



Η κατηγοριοποίηση των φάσεων της βάδισης περιλαμβάνει την φάση στήριξης και την φάση αιώρησης. Η φάση στήριξης περιλαμβάνει το 60% του συνολικού κύκλου βάδισης ενώ η φάση αιώρησης μόνο το 40% (Loudon et al, 2008). Η βάδιση περιλαμβάνει συνδυασμό κινήσεων τόσο ανοικτής όσο και κλειστής κινητικής αλυσίδας (Loudon et al, 2008).

Μία πιο λεπτομερής κατηγοριοποίηση των φάσεων της βάδισης περιλαμβάνει έξι φάσεις (Loudon et al, 2008; Shultz et al, 2005):

1. Επαφή πτέρνας - αρχική επαφή (heel strike- initial contact)
2. Πλήρης επαφή πτέρνας: επαφή ολόκληρου του άκρου ποδός με το έδαφος (foot flat)
3. Μέση φάση στήριξης (mid- stance)
4. Η στιγμή που η πτέρνα σταματά να βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος (heel off)
5. Η στιγμή που η τα δάχτυλα σταματούν να βρίσκονται σε επαφή με το έδαφος (toe off)
6. Μέση φάση αιώρησης (mid swing)

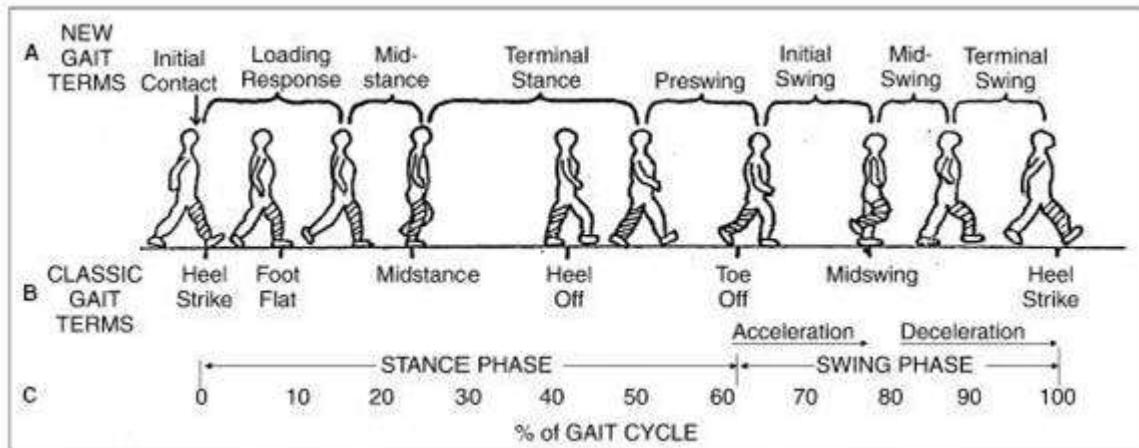


**Εικόνα 3:** Snijders CJ et al, Het Gaan, (<https://eduweb.hhs.nl/~bergwandelen/onderzoek.htm>), 1995.

Μία διαφοροποιημένη κατηγοριοποίηση των φάσεων της βάδισης περιλαμβάνει οκτώ φάσεις (Loudon et al, 2008; Demos, 2004):

1. Αρχική επαφή (initial contact)
2. Φάση στήριξης- επαφής με το έδαφος (loading response)
3. Μέση φάση στήριξης (midstance)
4. Τελική φάση στήριξης (terminal stance)
5. Φάση προ αιώρησης (pre swing)
6. Αρχική αιώρηση (initial swing)
7. Μέση αιώρηση (mid swing)
8. Τελική αιώρηση (late swing)





**Εικόνα 4:** Demos, ανάλυση βάδισης. (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK27235/>), 2004.

Η φάση στήριξης αρχίζει με την επαφή της πτέρνας (Shultz et al, 2005). Κατά την μέση φάση στήριξης ο άκρος πόδας ακουμπά στο έδαφος με το έξω χείλος. Κατά την μετάβαση από την μέση φάση στήριξης στην φάση που τα δάχτυλα σταματούν να βρίσκονται σε επαφή με το έδαφος (toe off) ενεργοποιούνται οι μεταταρσοφαλαγγικές αρθρώσεις (Demos, 2004). Αυτή η φάση ονομάζεται και φάση προώθησης (propulsive phase).

Ως φάση αιώρησης ονομάζουμε την απόσταση μεταξύ της φάσης προώθησης και της επαφής της πτέρνας με το έδαφος. Η φάση αιώρησης περιλαμβάνει μία φάση επιτάχυνσης και μία φάση επιβράδυνσης (Demos, 2004). Η φάση επιτάχυνσης περιλαμβάνει την φάση που τα δάχτυλα σταματούν να βρίσκονται σε επαφή με το έδαφος (toe off) μέχρι την φάση μέσης αιώρησης (mid swing) ενώ η φάση επιβράδυνσης ξεκινάει από την φάση μέσης αιώρησης (mid swing) έως την επαφή της πτέρνας με το έδαφος (heel strike). Κατά την φάση επιτάχυνσης, το αιωρούμενο άκρο πραγματοποιεί μία πρόσθια επιταχυνόμενη κίνηση προκειμένου να προωθήσει το κέντρο βάρους του σώματος προς τα εμπρός. Κατά την φάση επιβράδυνσης, υπάρχει μία επιβράδυνση αυτής την πρόσθιας μετατόπισης με σκοπό την ελεγχόμενη επαφή του ποδιού με το έδαφος. Μεταξύ αυτών των δύο φάσεων τοποθετείται η φάση της μέσης αιώρησης (mid swing).

## Οι φάσεις του κύκλου βάδισης

### Επαφή πτέρνας (heel strike)

Η επαφή της πτέρνας - αρχική επαφή (heel strike- initial contact) αποτελεί μία σύντομη -χρονικά- περίοδο κατά την οποία ο άκρος πόδας ακουμπά στο έδαφος (Shultz et al, 2005). Αποτελεί την πρώτη φάση της διποδικής στήριξης. Σε αυτή την φάση το ισχίο βρίσκεται σε γωνία 30° και το γόνατο σε πλήρη έκταση. Η ποδοκνημική (ΠΔΚ) άρθρωση κινείται από μία ουδέτερη θέση (5° υπτιασμού) σε πελματιαία κάμψη (Shultz et al, 2005; Loudon et al, 2008). Ακολούθως, το γόνατο αρχίζει να κινείται σε κάμψη (5°) ενώ η πελματιαία κάμψη της ΠΔΚ αυξάνεται. Η πελματιαία αυτή κάμψη ελέγχεται μέσω πλειομετρικής συστολής του πρόσθιου

κνημιαίου, η έκταση του γόνατος από την σύσπαση του τετρακεφάλου, η κάμψη του γόνατος από του οπίσθιους μηριαίους ενώ η κάμψη του ισχίου από τον ορθό μηριαίο (Loudon et al, 2008).

#### Επαφή ολόκληρου του άκρου ποδός με το έδαφος (foot flat)

Κατά την επαφή του άκρου ποδός με το έδαφος (foot flat or loading response phase) το σώμα απορροφά το βάρος ολόκληρου του σώματος από θέση πρηνισμού (Shultz et al, 2005). Το ισχίο μεταπίπτει αργά σε έκταση μέσω της σύσπασης του μεγάλου προσαγωγού και του μεγάλου γλουτιαίου. Το γόνατο βρίσκεται σε κάμψη 15°- 20°. Η πελματιαία κάμψη της ΠΔΚ αυξάνεται στις 10°- 15° (Loudon et al, 2008).

#### Μέση φάση στήριξης (midstance)

Κατά την μέση φάση στήριξης το ισχίο κινείται από 10° κάμψης σε έκταση μέσω της σύσπασης του μεγάλου γλουτιαίου (Loudon et al, 2008). Το γόνατο φτάνει σε μέγιστη κάμψη πριν αρχίσει να πηγαίνει σε έκταση. Η ΠΔΚ άρθρωση βρίσκεται σε υπτιασμό και ραχιαία κάμψη 5° μέσω της σύσπασης του γαστροκνημίου και του μακρού πελματικού (Shultz et al, 2005). Κατά την φάση αυτή το σώμα υποστηρίζεται εξ' ολοκλήρου από το ένα κάτω άκρο. Από αυτό το σημείο του κύκλου βάρδισης το σώμα μεταβαίνει από την φάση απορρόφησης του βάρους στην φάση προώθησης προς τα εμπρός (Shultz et al, 2005).

#### Η στιγμή που η πτέρνα σταματά να βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος (Heel Off)

Κατά την ανύψωση της πτέρνης από το έδαφος το βάρος του σώματος μοιράζεται στις κεφαλές των μεταταρσίων (Shultz et al, 2005). Σε αυτή τη φάση το ισχίο βρίσκεται σε έκταση 10°-13° ενώ πηγαίνει σε θέση κάμψης. Το γόνατο πηγαίνει σε κάμψη (0°-5°) ενώ η ΠΔΚ υπτιάζει και κάμπτεται σε πελματιαία θέση (Loudon et al, 2008).

#### Η στιγμή που η τα δάχτυλα σταματούν να βρίσκονται σε επαφή με το έδαφος (toe off- pre-swing).

Κατά την φάση προ αιώρησης η έκταση του ισχίου μειώνεται, το γόνατο βρίσκεται σε κάμψη 35°- 40°, η πελματιαία κάμψη της ΠΔΚ αυξάνεται στις 20° ενώ τα δάχτυλα χάνουν την επαφή με το έδαφος (Loudon et al, 2008).

#### Αρχική αιώρηση (initial- early swing)

Κατά την φάση της αρχικής αιώρησης το ισχίο βρίσκεται σε έκταση 10° ενώ στην συνέχεια αρχίζει να κάμπτεται μέχρι τις 20° μέσω της ενεργοποίησης του λαγονοψοίτη (Loudon et al, 2008). Το γόνατο κάμπτεται στις 40°- 60° και η ΠΔΚ από 20° πελματιαίας κάμψης πηγαίνει σε ραχιαία κάμψη για να ολοκληρώσει την κίνηση σε ουδέτερη θέση (Shultz et al, 2005).

### Μέση αιώρηση (mid swing)

Κατά την μέση φάση της αιώρησης το ισχίο κάμπτεται στις 30° (μέσω σύσπασης των προσαγωγών) και η ΠΔΚ κάμπτεται ραχιαία μέσω της σύσπασης του πρόσθιου κνημιαίου. Το γόνατο κάμπτεται στις 60° ενώ ακολούθως εκτείνεται κατά περίπου 30° εξαιτίας της σύσπασης του ραπτικού. Η έκταση αυτή του γόνατος προκαλείται από τον τετρακέφαλο (Shultz et al, 2005; Loudon et al, 2008).

### Τελική αιώρηση (late swing)

Η τελική φάση της αιώρησης ξεκινά με κάμψη του ισχίου κατά 25°-30°, το γόνατο 'κλειδωμένο' σε θέση έκτασης και την ΠΔΚ σε ουδέτερη θέση (Shultz et al, 2005).

## **Επιπτώσεις της ΧΟ στην φυσιολογική βάδιση**

Ο προσδιορισμός ομογενών ομάδων με ΧΟ είναι δύσκολος. Πληθώρα μελετών έχουν καταδείξει μείωση του μήκους διασκελισμού και της ταχύτητας βάδισης προκειμένου να υπάρξει αποφυγή ή μείωση του πόνου (Lee et al, 2007; Vogt et al, 2001; Simmonds et al, 2012; Lamoth et al, 2002; Crosbie et al, 2013). Παρά τα διαφορετικά χαρακτηριστικά των συμμετεχόντων η αναλγητική επίδραση της βάδισης είναι κοινή. Σημαντικές διαφοροποιήσεις στα επίπεδα της ταχύτητας βάδισης σχετίζονται με την ηλικία και το επίπεδο του πόνου. Η ΧΟ δεν φαίνεται να επιδρά στο εύρος κίνησης της ΣΣ (Vogt et al, 2001; Lamoth et al, 2002; Crosbie et al, 2013). Σημαντικές διαφοροποιήσεις μεταξύ των εξεταζομένων μπορεί να αποδοθούν στην ανομοιομορφία των υπό εξέταση ομάδων. Τα αποτελέσματα από την κινηματική ανάλυση σε μετωπιαίο και εγκάρσιο επίπεδο καταδεικνύουν αντιρροπιστικούς μηχανισμούς οι οποίοι μειώνουν το επίπεδο του πόνου. Όσο η κίνηση στο εγκάρσιο επίπεδο ομαλοποιείται τόσο η κίνηση στο μετωπιαίο επίπεδο αυξάνεται προκειμένου να διατηρεί τον κορμό σε σταθεροποιητικό ρόλο, στον βαθμό που αυτό είναι δυνατόν. Οι ασθενείς με ΧΟ περπατούν με χαμηλότερη ταχύτητα ώστε να μειώσουν την κάθετη δύναμη αντίστασης (Ground Reaction Force- GRF) (Lee et al, 2007; Simmonds et al, 2012). Οι Lamoth et al (2002), οι οποίοι ασχολήθηκαν με την κινητική μεταβλητότητα, κατέληξαν σε αμφιλεγόμενα αποτελέσματα. Στις περισσότερες μελέτες η κινητική μεταβλητότητα θεωρείται τυχαίο φαινόμενο γι' αυτό και χρησιμοποιείται ομαλοποίηση των δεδομένων κάθε κύκλου βάδισης (Vogt et al, 2003; van der Hulst et al, 2010). Η κινητική μεταβλητότητα δεν αποτελεί μία τυχαία κατανομή 'θορύβου' αλλά περιλαμβάνει συγκεκριμένα χαρακτηριστικά και συγκεκριμένη κατανομή, χαρακτηριστικά τα οποία μπορεί να προσφέρουν στην εμβάθυνση και αποσαφήνιση τόσο των φυσιολογικών όσο και των παθολογικών κινητικών πατέντων. Επί παραδείγματι, η παρατεταμένη και πρόωρη ενεργοποίηση των ιερωνωτιαίων και του ορθού κοιλιακού σχετίζεται με μηχανισμούς αποφυγής πόνου και της ακαμψίας στο εγκάρσιο επίπεδο (Vogt et al, 2003; van der

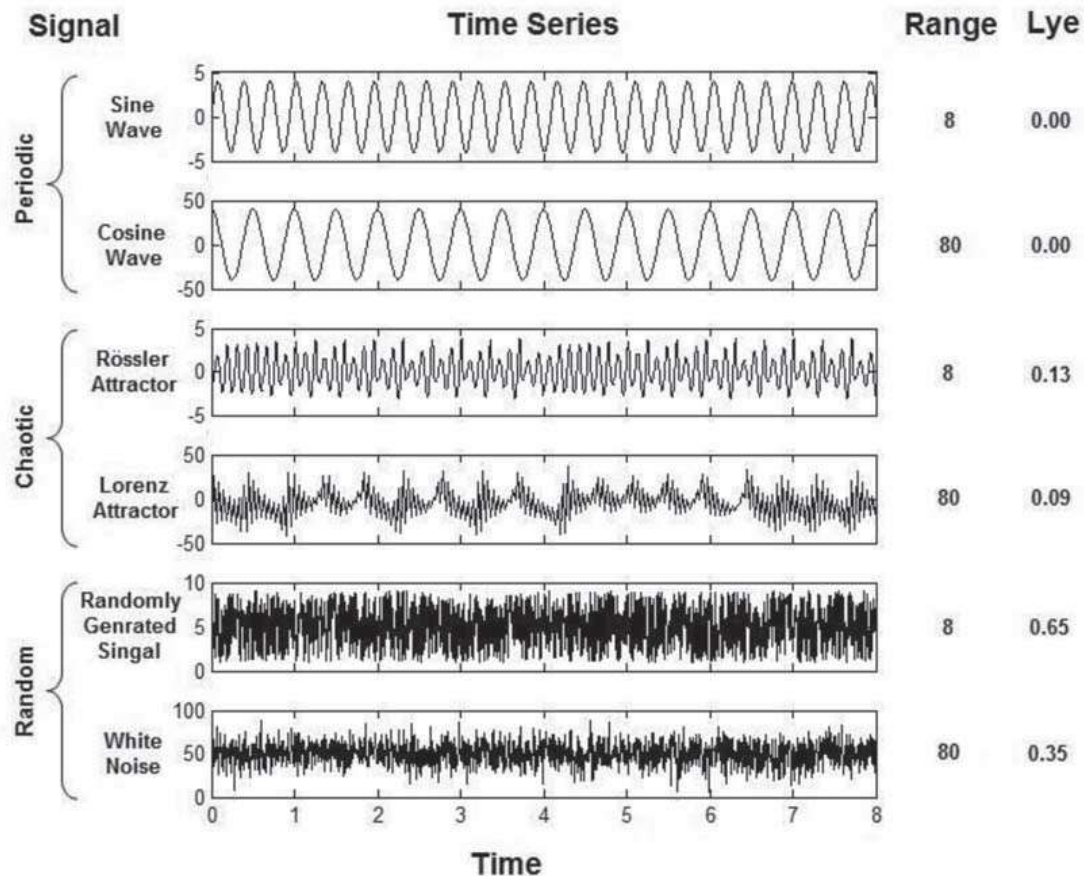
Hulst et al, 2010). Ομοίως, η ενεργοποίηση του έξω λοξού κοιλιακού χαρακτηρίζεται από την μέγιστη κινητική μεταβλητότητα στο μετωπιαίο επίπεδο.

## Θεωρητική βάση της κινητικής μεταβλητότητας

Όσον αφορά στην μεταβλητότητα της ανθρώπινης κίνησης οι δύο επικρατέστερες θεωρίες είναι η θεωρία του Γενικευμένου Κινητικού Προγράμματος (ΓΚΠ- Generalized Motor Program) και η Θεωρία των Δυναμικών Συστημάτων (ΘΔΣ- Dynamical Systems Theory). Βάσει της ΓΚΠ οι αποκλίσεις ενός κινητικού προτύπου οφείλονται σε αδυναμία πρόβλεψης των ορθών παραμέτρων που απαιτούνται από το κινητικό πρόγραμμα (Summers & Anson, 2009). Προκειμένου να βελτιστοποιηθεί η ακρίβεια και η αποτελεσματικότητα του κινητικού προτύπου πρέπει να εξαλείφονται συνεχώς τα τυχόν λάθη που προκύπτουν. Συνεπώς, η εξειδίκευση στην εξάσκηση εξασφαλίζει καλύτερη προβλεψιμότητα με στόχο την ιδανική απόδοση. Αυτή η υπόθεση, ωστόσο, αντικρούει στο γεγονός ότι η αυξημένη μεταβλητότητα στην προπόνηση βελτιώνει την απόδοση στην κίνηση.

Από την άλλη, η ΘΔΣ αναγνωρίζει την μεταβλητότητα ως βασικό στοιχείο της κινητικής εξέλιξης. Στην πράξη, η ανάπτυξη ενός σταθερού κινητικού προτύπου βασίζεται στην εξερεύνηση και στην ικανότητα αυτό-ρύθμισης με βάση περιβαλλοντικές, εμβιομηχανικές και μορφολογικές ιδιαιτερότητες (Kelso, 1995). Πιο συγκεκριμένα, η ΘΔΣ υποστηρίζει ότι τα βιολογικά συστήματα μπορούν να μεταβάλλουν την κινητική τους συμπεριφορά όταν αυξάνεται η κινητική μεταβλητότητα μέχρι ενός συγκεκριμένου σημείου. Αυτό επιτυγχάνεται με την αύξηση μίας παραμέτρου κινητικού έλεγχου στην οποία το σύστημα είναι ευαίσθητο. Όταν η παράμετρος ελέγχου φτάνει ένα δεδομένο σημείο τότε το σύστημα γίνεται ιδιαίτερα ασταθές και αρκετά ευμετάβλητο. Τότε το σύστημα μεταβαίνει σε μία νέα, πιο σταθερή κινητική κατάσταση με λιγότερη μεταβλητότητα. Η ΘΔΣ υποστηρίζει ότι η έλλειψη κινητικής μεταβλητότητας χαρακτηρίζει άκαμπτα και δυσκίνητα συστήματα με μειωμένη ικανότητα εναλλαγής της συμπεριφοράς τους και άρα μειωμένη προσαρμοστικότητα στις εναλλασσόμενες περιβαλλοντικές και κινητικές απαιτήσεις. Το ενδιαφέρον είναι ότι κάποιες κινητικές συμπεριφορές που φαίνονται ιδιαίτερα σταθερές μπορούν να πραγματοποιηθούν με πολλούς διαφορετικούς τρόπους. Επί παραδείγματι, η απόδοση διακεκριμένων αθλητών ή μουσικών με μεγάλη ποικιλία επιστράτευσης κινητικών προτύπων ενισχύει αυτή την θεώρηση. Υπό αυτό το πρίσμα θα λέγαμε ότι ο καθένας από εμάς προσομοιάζει σε αυτούς τους αθλητές ενώ επιτελούμε βασικές κινητικές δεξιότητες όπως να περπατάμε σε ανώμαλο έδαφος, να αποφεύγουμε άλλους ανθρώπους σε μία συνωστισμένη πλατεία, να κουνιόμαστε πάνω σε μία αιώρα κτλ. Βλέπουμε, λοιπόν, ότι η πολυπλοκότητα είναι συνυφασμένη με μία πλούσια συμπεριφορική ικανότητα. Κατά την διαδικασία της κινητικής μάθησης ο όγκος της μεταβλητότητας συνεχώς μειώνεται μέχρις ότου φτάσει ένα plateau. Από εκείνο το σημείο και έπειτα εγκαθίσταται μία πολύ σταθερή κινητική συμπεριφορά (σύμφωνα με την ΘΔΣ) ή μία κατάλληλη επιλογή παραμέτρων που εξυπηρετούν την ορθή εκτέλεση της συγκεκριμένης κινητικής δραστηριότητας (σύμφωνα με την ΓΚΠ). Τα εργαλεία γραμμικής ανάλυσης αποτελούν εργαλεία 'κεντροποίησης' καθώς περιγράφουν το μέγεθος ή το ποσοστό της μεταβλητότητας γύρω από

ένα σταθερό σημείο. Η χρήση των εργαλείων μη γραμμικής ανάλυσης όπως η εντροπία και άλλα τα οποία έχουν εξελιχθεί από την μαθηματική θεωρία του χάους επιτρέπει την αξιολόγηση της χρονικής δομής της μεταβλητότητας (Stergiou et al., 2004).



**Εικόνα 5:** Αναπαράσταση της χρήσης γραμμικών και μη γραμμικών δεδομένων από διαφορετικά σήματα: απεικονίζονται έξι διαφορετικά σήματα με τις αντίστοιχες τιμές εύρους και μέγιστου Lyapunov Exponent (LyE). Οι πρώτες δύο χρονοσειρές είναι περιοδικές ενώ οι ακόλουθες δύο είναι χαοτικές. Οι τελευταίες δύο χρονοσειρές είναι τυχαίες. Η εικόνα περιγράφει το γεγονός ότι ενώ τα σήματα αυτά έχουν το ίδιο εύρος μπορεί να διαφέρουν στις τιμές του LyE και αντίστροφα (Stergiou et al, 2013).

### Τρισδιάστατη κίνηση της ΟΜΣΣ: θεωρητικό πλαίσιο

Κατά την φυσιολογική βάρδια η κίνηση της ΟΜΣΣ βρίσκεται σε πλήρη αρμονία με την υπόλοιπη ΣΣ και την λεκάνη. Όλο το σύστημα ΣΣ- λεκάνης κινείται ταυτόχρονα σε τρία επίπεδα.

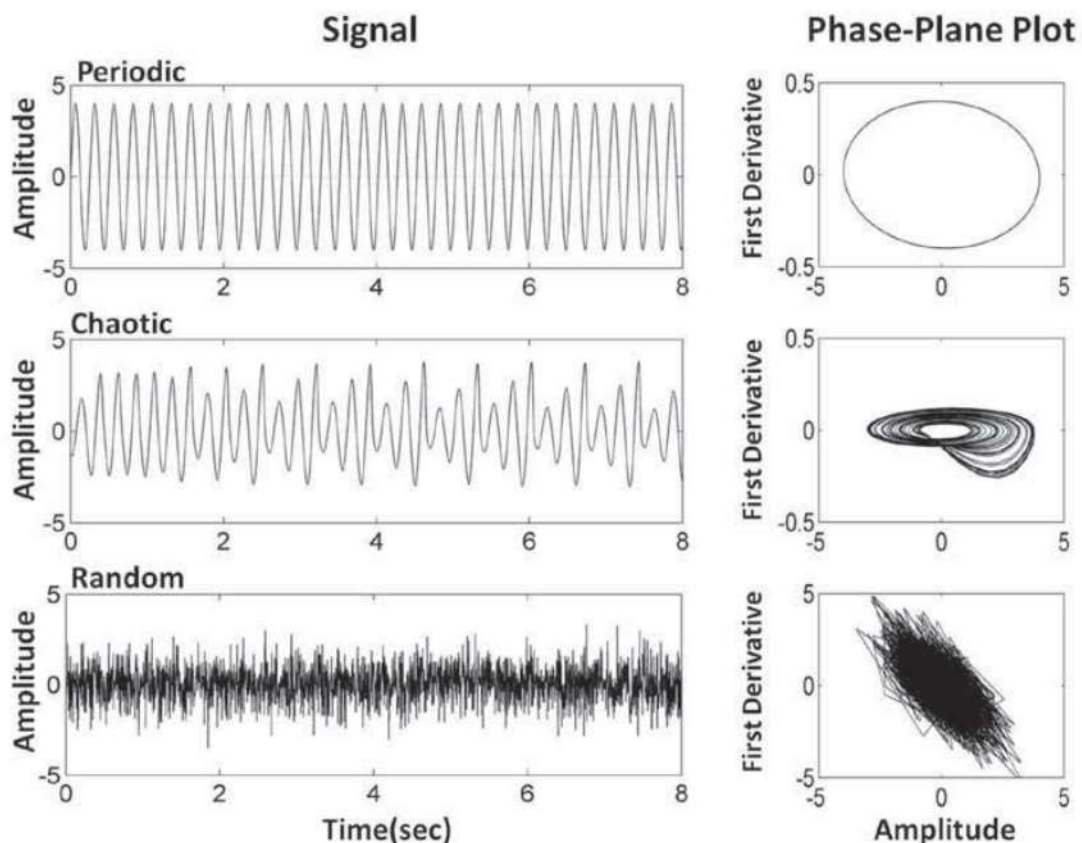
Όσον αφορά στην τρισδιάστατη αναπαράσταση της ΟΜΣΣ με την χρήση του Vicon οι Whittle et al (1999) προσαρμοσαν ανακλασθήρες στο ιερό οστόν και στην θωρακοσφυϊκή ένωση (Θ12) με ειδικό τρόπο ώστε να είναι εφικτή η ακριβέστερη αναπαράσταση της ΟΜΣΣ σε δείγμα 20 υγιών συμμετεχόντων. Στο οβελιαίο επίπεδο οι αλλαγές στην οσφυϊκή λόρδωση εντός του κύκλου βάρδιας ήταν σταθερές για κάθε συμμετέχοντα αλλά παρουσίασαν σημαντικές διαφοροποιήσεις μεταξύ των συμμετεχόντων όπως επίσης και η σχέση οσφυϊκής λόρδωσης- πνευλικής προσθιοπίσθιας κλίσης.



Ωστόσο, οι Crosbie et al (1997) παρουσίασαν μία διαφορετική εικόνα της σχέσης λεκάνης- ΟΜΣΣ στο οβελιαίο επίπεδο καταλήγοντας ότι 'τα κινητικά πρότυπα της λεκάνης ταυτίζονται με αυτά της ΟΜΣΣ'. Σε μετωπιαίο επίπεδο οι διαφοροποιήσεις ήταν σε σημαντικά μεγαλύτερη αναλογία: η οσφυϊκή πλάγια κάμψη ακολουθούσε την διαγώνια κίνηση της λεκάνης (πλάγια ανάσπαση) με την πλάγια κάμψη να εμφανίζεται ελαφρώς αυξημένη προ της αρχικής επαφής του ποδιού με το έδαφος. Στο εγκάρσιο επίπεδο οι αναλογίες ήταν αντίστοιχες με το μετωπιαίο με την αξονική στροφή της λεκάνης και της ΟΜΣΣ με την διαφορά ότι το ROM της λεκάνης ήταν μεγαλύτερο και εμφανιζόταν αργότερα στον κύκλο βάρδισης.

## Κινητική πολυπλοκότητα και βάρδιση

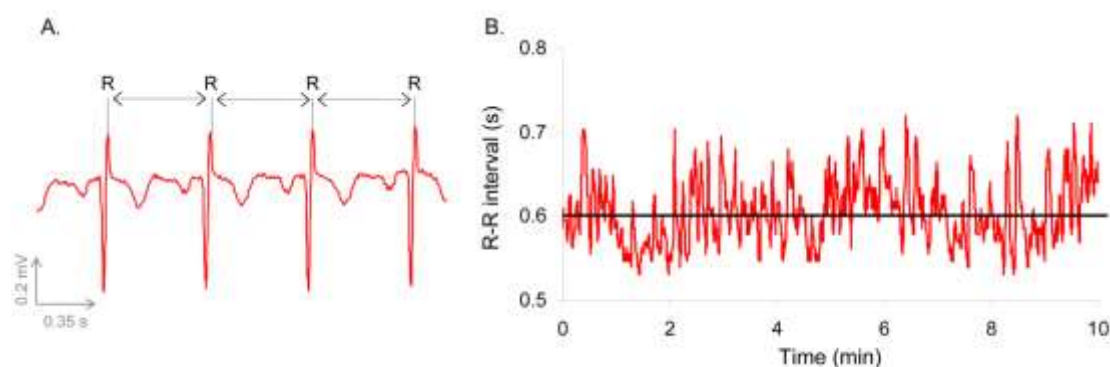
Το πρότυπο κίνησης της ανθρώπινης βάρδισης θα έλεγε κανείς ότι μοιάζει ομαλό, κανονικό και επαναλαμβανόμενο. Πληθώρα εμβιομηχανικών μελετών το επιβεβαιώνει με την χρήση κινηματικών, κινητικών και ηλεκτρομυογραφικών δεδομένων. Παρ' όλα αυτά, ενδελεχής εξέταση των κινητικών προτύπων κατά την βάρδιση αποκαλύπτει ότι υπάρχει πληθώρα διακυμάνσεων οι οποίες μπορούμε να πούμε ότι δεν επιτρέπουν καμμία πλήρη αντιστοίχιση των κύκλων βάρδισης (Hausdorff et al, 1995; Stergiou et al, 2004). Δεδομένα τα οποία μέχρι πρότινος θεωρούνταν τυχαία και μη αξιολογήσιμα παράσιτα αποδεικνύονται ως αποτέλεσμα μη γραμμικών αλληλεπιδράσεων με ντετερμινιστική βάση τα οποία μεταφέρουν σημαντική πληροφορία σχετικά με την κινητική συμπεριφορά του συστήματος (Amato, 1992; Glass, 1988).



**Εικόνα 6:** Περιοδικές, χαοτικές και τυχαίες χρονοσειρές καθώς και τα αντίστοιχα σχεδιαγράμματά τους phase space δύο διαστάσεων. Το σχεδιάγραμμα phase space δημιουργήθηκε συνδυάζοντας την αρχική χρονοσειρά με το πρώτο της παράγωγο (Stergiou et al, 2013).

Σύγχρονες μελέτες που έχουν χρησιμοποιήσει τα εργαλεία μη γραμμικής ανάλυσης καταδεικνύουν ότι αυτή η πολυπλοκότητα είναι υπεύθυνη για την προσαρμοστικότητα του συστήματος στις καθημερινές κινητικές απαιτήσεις κατά την βόδιση ενώ η απουσία της χαρακτηρίζει μη υγιείς καταστάσεις.

Όλες οι βιολογικές λειτουργίες του σώματός μας οργανώνονται σε κύκλους, χαρακτηρίζονται δηλαδή από συγκεκριμένο ρυθμό (Glass, 1988). Παραδείγματα αποτελούν ο καρδιακός παλμός, οι αναπνευστικοί κύκλοι και η εκπόλωση των νευρικών κυττάρων. Οι ρυθμοί αυτοί σπανίως ακολουθούν κανονική περιοδικότητα και άρα επαναληψιμότητα. Συνήθως είναι σύνθετοι, με διάφορες διακυμάνσεις μέσα στον χρόνο. Μελετώντας τα διαστήματα των καρδιακών παλμών το επονομαζόμενο διάστημα R-R αποτελεί χαρακτηριστικό παράδειγμα ντετερμινιστικής δομής. Εκ πρώτης όψεως δείχνει να έχει κανονικό και επαναλαμβανόμενο ρυθμό. Ωστόσο, με την χρήση των εργαλείων μη γραμμικής ανάλυσης πολλοί ερευνητές έχουν καταλήξει ότι τα διαστήματα αυτά διαφέρουν και μάλιστα ότι ένα οποιοδήποτε διάστημα R-R εξαρτάται από κάποιο άλλο παρελθοντικό διάστημα (Ivanov et al, 1999; Lombardi et al, 2000). Ο καρδιακός παλμός, λοιπόν, αρχικά φαίνεται ασταθής αλλά οι ποικίλες αυτές διακυμάνσεις του είναι πλήρως αιτιοκρατικές, υποδηλώνοντας ότι η δυναμική συμπεριφορά της καρδιάς μέσα στον χρόνο είναι χαοτική. Συνεπώς, η έννοια της πολυπλοκότητας σχετίζεται άμεσα με αυτήν του χάους και μπορεί να οριστεί ως ' ακανόνιστες διακυμάνσεις που εμφανίζονται σε φυσιολογικούς ρυθμούς και παίρνουν την μορφή χάους' (Stergiou et al, 2006).



**Εικόνα 7:** Χρονοσειρές καρδιακών παλμών. **A:** Ηλεκτροκαρδιόγραφο (ECG) το οποίο περιγράφει την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς μέσα στον χρόνο. Το R-R διάστημα περιγράφει την χρονική διάρκεια μεταξύ δύο συνεχόμενων επαυμάτων R. **B:** Χρονοσειρά R-R διαστήματος. Παρόλη την φαινομενικά σταθερή εικόνα του διαστήματος παρατηρείται μία διακύμανση περί του μέσου άξονά του (ευθεία γραμμή) με μία εμφανώς ασταθή κατανομή. (<http://www.physionet.org>).

Πληθώρα μελετών περιγράφουν τις χαοτικές χρονικές μεταβολές ως την ικανότητα προσαρμογής του ανθρωπίνου σώματος στις καθημερινές καταπονήσεις που εκείνο δέχεται (Ivanov et al, 1999; Goldberger et al, 2002). Μείωση ή έκπτωση της χαοτικής φύσης αυτών των χρονικών μεταβολών συνεπάγεται μείωση της 'υγιούς προσαρμοστικότητας' η οποία με την σειρά της συνεπάγεται αυξημένη ακαμψία και αδυναμία προσαρμογής στις καθημερινές καταπονήσεις (Ivanov et al, 1999; Goldberger et al, 2002). Όσον αφορά στον καρδιακό παλμό, όταν έχει περιοδική (δηλ. σταθερή) ή τυχαία κατανομή, τυχόν διαφοροποιήσεις στο R-R διάστημα σχετίζονται με παθολογίες και διαταραχές λειτουργίας. Αντιθέτως, η χαοτική κατανομή των καρδιακών παλμών αντιπροσωπεύει μία υγιή και εύρυθμη λειτουργία (Goldberger et al, 2002). Σύμφωνα με το μοντέλο της ιδανικής κινητικής μεταβλητότητας των Stergiou et al (2006) υψηλότερα επίπεδα πολυπλοκότητας συνεπάγονται χαοτικές διακυμάνσεις και σχετίζονται με την φυσιολογική λειτουργία του εν λόγω συστήματος ενώ χαμηλότερα επίπεδα πολυπλοκότητας σχετίζονται με τυχαίες ή περιοδικές διακυμάνσεις οπότε το σύστημα καθίσταται είτε υπερβολικά άκαμπτο είτε ασταθές. Και στις δύο τελευταίες περιπτώσεις το σύστημα αδυνατεί να προσαρμοστεί και να αποσβέσει τυχόν διαταραχές οι οποίες σχετίζονται με μη υγιείς καταστάσεις (Decker et al, 2010). Επίσης, η έννοια της προβλεψιμότητας εμπεριέχεται στο συγκεκριμένο μοντέλο κυρίως προκειμένου να διαχωρίσει τους περιοδικούς από τους τυχαίους ρυθμούς: χαμηλή προβλεψιμότητα σχετίζεται με τυχαία και άτακτα συστήματα ενώ υψηλή προβλεψιμότητα σχετίζεται με περιοδική, επαναλαμβανόμενη και άκαμπτη συμπεριφορά. Μεταξύ αυτών των δύο καταστάσεων τοποθετείται η χαοτική συμπεριφορά η οποία παρουσιάζει μεγάλη πολυπλοκότητα χωρίς να καθιστά το σύστημα ούτε πολύ άκαμπτο ούτε πολύ ασταθές (Decker et al, 2010). Συνεπώς, οι πολύπλοκες διακυμάνσεις των βιολογικών ρυθμών είναι ουσιαστικές και αναγκαίες για την εύρυθμη λειτουργία τους. Μείωση της πολυπλοκότητάς τους εγκυμονεί κινδύνους και πιθανές επιπλοκές.

Αντίστοιχη συμπεριφορά με τους προαναφερθέντες βιολογικούς ρυθμούς παρουσιάζει και η βάδιση. Ο κύκλος της βάδισης είναι εκ φύσεως ρυθμικός και εμπεριέχει επαναλαμβανόμενες κινήσεις αρθρώσεων και βηματισμών (Decker et al, 2010).

Προκειμένου να γίνει πιο σαφής η πολυπλοκότητα της ανθρώπινης βάδισης πολλές μελέτες έχουν διερευνήσει αν οι ρυθμοί που σχετίζονται με αυτήν χαρακτηρίζονται από χαοτικές διακυμάνσεις. Ως τέτοιοι βιολογικοί ρυθμοί περιγράφονται οι γραμμικές γωνιακές κινήσεις των αρθρώσεων καθώς και ο ρυθμός του βηματισμού (stride-time interval). Η μελέτη των χαοτικών αυτών διακυμάνσεων πραγματοποιείται με την ανάλυση: 1) της χωρικής ανάλυσης (state space examination) και 2) της αυτό-επαναληψιμότητας (self-similarity evaluation) (Hausdorff et al, 1995; Dingwell et al, 2000; Stergiou et al, 2004; West & Griffin, 1999; Dingwell et al, 2006; Buzzi et al, 2003).



## Μοντελοποίηση της πολυπλοκότητας στην βάδιση

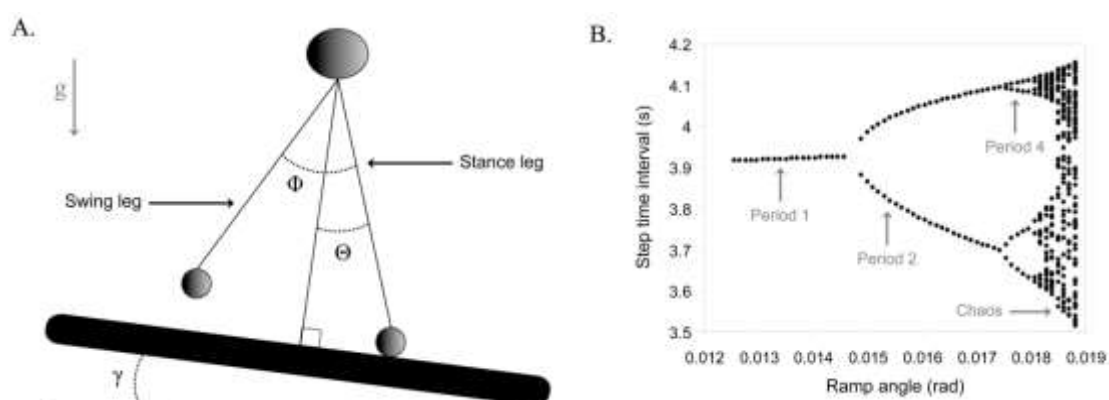
Το γεγονός ότι το χάος σχετίζεται με την προσαρμοστικότητα κατά την βάδιση μέσω της δημιουργίας σταθερών και πολυποίκιλων κινητικών προτύπων έχει αποδειχθεί επαρκώς από πληθώρα μελετών (Kurz et al, 2005; Scafetta et al, 2009). Παρ' όλα αυτά, δεν υπάρχει σαφής τρόπος μοντελοποίησης ο οποίος να ποσοτικοποιεί τον τρόπο με τον οποίο το χάος στην βάδιση ελέγχεται μέσω του νευρικού συστήματος.

Μία εμπειριστατωμένη θεωρητική προσέγγιση του συγκεκριμένου θέματος πραγματοποιήθηκε από τους Kurz et al (2007) οι οποίοι πρότειναν το μοντέλο ενός παθητικά δυναμικού διπλού εκκρεμούς το οποίο περπατά σε ελαφρά κατωφέρεια. Στο εν λόγω μοντέλο το ένα άκρο βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος ενώ το άλλο αιωρείται ελεύθερα στην τροχιά κίνησης του κέντρου μάζας του συστήματος (Kurz et al, 2007- Εικ. 4A). Οι ερευνητές χρησιμοποιώντας ως αποτέλεσμα του συστήματος τα διαστήματα χρόνου βηματισμού ανάδειξαν μία αλληλουχία διακλαδώσεων που προκύπτουν ως αποτέλεσμα του κεκλιμένου επιπέδου. Σε μικρές κλίσεις του επιπέδου, όπου η περίοδος βηματισμού είναι η ίδια για κάθε βήμα, οι διακλαδώσεις αυτές ισούνται με την μονάδα και χαρακτηρίζουν ένα περιοδικό πρότυπο βάδισης. Σε μεγαλύτερες κλίσεις εδάφους οι διακλαδώσεις είναι πολλαπλές, δηλ. αντιστοιχούν διαφορετικά διαστήματα για κάθε βηματισμό, δημιουργώντας ένα χαοτικό πρότυπο κίνησης (Εικ.4B). Για την χωρική ανάλυση χρησιμοποιήθηκαν τα διαστήματα μεταξύ των βηματισμών καθώς και ο μέγιστος εκθέτης Lyapunov. Και οι δύο παράμετροι αυτοί ήταν αρχικά μηδενικοί και στην συνέχεια θετικοί. Πράγματι, οι αλληλουχία των διακλαδώσεων μεταβαλλόταν από περιοδική σε χαοτική. Παρά την απλότητα του όμως το μοντέλο αυτό κατέδειξε την ύπαρξη του χάους ερήμην ενεργητικού κινητικού ελέγχου, καταδεικνύοντας μεν την χαοτική λειτουργία στα πλαίσια της φυσιολογικής λειτουργίας του νευρομυϊκού συστήματος αλλά μη καταφέροντας να συσχετίσουν τους μηχανισμούς αυτούς με την ενεργή λειτουργία των νευρικών παραμέτρων του κινητικού συστήματος (Decker et al, 2010).

Οι Kurz & Stergiou (2005, 2007) ερεύνησαν την πιθανότητα εισαγωγής μεταβάσεων μεταξύ των κινητικών περιόδων-η του μοντέλου κίνησης. Για να το υλοποιήσουν αυτό προσομοίωσαν την κίνηση του ισχίου στην φάση αιώρησης μέσω ενός τεχνητού νευρικού δικτύου (artificial neural network-ANN). Στις μεγάλες κλίσεις του επιπέδου- εδάφους το μοντέλο θα ήταν ασταθές και με αυξημένες πιθανότητες πτώσης. Ωστόσο, μέσω του ANN χρησιμοποιήθηκε ένα συγκεκριμένο πρότυπο κίνησης του ισχίου το οποίο μετέφερε την κινητικότητα του συστήματος σε ένα σταθερό πρότυπο βάδισης, χωρίς επιπλοκές πτώσεων, με έντονη χαοτική παρουσία. Επιπλέον, σε περίπτωση κάποιας απρόβλεπτης ανωμαλίας το ANN ενεργοποιούσε κινητικά το ισχίο με τέτοιο τρόπο ώστε να επανέρχεται σε σταθερό βηματισμό. Τα αποτελέσματα αυτά καταδεικνύουν ότι το χάος εμπεριέχει την απαραίτητη προσαρμοστικότητα στο νευρομυϊκό σύστημα ώστε να μετατίθεται πάντα σε σταθερά κινητικά πρότυπα βάδισης (Decker et al, 2010).

Η χρήση των παραγωγών κεντρικών προτύπων (central pattern generators- CPG –στοχαστικός CPG) αποτελεί μία ακόμη προσπάθεια μοντελοποίησης της ανθρώπινης κίνησης (Hausdorff et al, 1995; Ashkenazy et al, 2002). Οι CPG μορφοποιούνται σαν τυχαίος βηματισμός στα πλαίσια μίας πεπερασμένης αλυσίδας εικονικών κόμβων όπου ο κάθε κόμβος παράγει

έναν παλμό συγκεκριμένης έντασης ο οποίος προκαλεί μία απάντηση ορισμένης συχνότητας. Με την συγκεκριμένη δομή οι ερευνητές κατάφεραν να αναπαράγουν διαστήματα χρονοσειρών χρόνων βηματισμού με μακροπρόθεσμους συσχετισμούς (i.e.,  $0.5 < a < 1$ ), όπως αυτοί που υπάρχουν στην φυσιολογική βάδιση. Οι West and Scafetta (2003) και Scafetta et al (2009) έχουν προτείνει ένα βελτιωμένο μοντέλο που ονομάζεται super-CPG. Στο μοντέλο αυτό ενώνεται ένα στοχαστικό CPG με έναν ταλαντωτή Van der Pol. Το πρώτο μοντέλο είχε ως αντικείμενο την αναπαραγωγή των χαοτικών παραμέτρων της βάδισης χρησιμοποιώντας μία σχηματική νευρική δομή. Το βελτιωμένο μοντέλο βασίζεται στην υπόθεση ότι η ανθρώπινη κίνηση ελέγχεται τόσο από το νευρικό σύστημα (μέσω του στοχαστικού CPG) όσο και από το κέντρο ελέγχου της κίνησης (μέσω του ταλαντωτή). Το μοντέλο αυτό προσομοιάζει τον ταλαντωτή με το κάτω άκρο και υποθέτει ότι κάθε κύκλος του ταλαντωτή ξεκινάει με μία νέα, εσωτερική συχνότητα η οποία παράγεται από τον στοχαστικό CPG. Παρ' όλα αυτά, η πραγματική περίοδος κάθε κύκλου του ταλαντωτή Van der Pol συμπίπτει με την πραγματική περίοδο βηματισμού. Η περίοδος αυτή εξαρτάται από την εσωτερική συχνότητα που προέρχεται από τον στοχαστικό CPG αλλά και από την συχνότητα και το εύρος μίας εξωτερικής λειτουργίας. Κατ' αντιστοιχίαν, η συχνότητα βάδισης και το διάστημα διασκελισμού είναι ελαφρώς διαφοροποιημένα από την εσωτερική συχνότητα που υπαγορεύεται από την νευρική ενεργοποίηση. Ακολούθως, οι ερευνητές διαφοροποίησαν την ένταση της εξωτερικής αυτής λειτουργίας προκειμένου να καθοδηγήσουν την συχνότητα του κύκλου βάδισης όπως σε συνθήκες μετρονόμου. Παρατηρήθηκε ότι οι χρονοσειρές που δημιουργήθηκαν ήταν αρκετά παραπλήσιες με αυτές που προέκυψαν σε πειραματικές συνθήκες. Συνεπώς, τα αποτελέσματα αυτά υποδεικνύουν ότι ο έλεγχος της χαοτικής δομής της βάδισης προκύπτει τόσο από χαμηλά όσο και από υψηλότερα νευρικά κέντρα όπως είναι οι σπονδυλικές νευρικές οδοί (βλ. CPGs) αλλά και πιο 'ενσυνείδητες' νευρικές οδοί (βλ. ΚΝΣ) (Decker et al, 2010).



**Εικόνα 8:** A: Παθητικό μοντέλο δυναμικής βάδισης με χαοτικό πρότυπο κίνησης. B: Διάγραμμα διακλάδωσης των προτύπων κίνησης τα οποία δημιουργούνται από το μοντέλο ως συνάρτηση της κλίσης. Η περίοδος είναι παραπλήσια με τον αριθμό των διαφορετικών χρονικών διαστημάτων των βημάτων του μοντέλου κατά την διάρκεια μίας περιόδου σταθερής βάδισης. Επί παραδείγματι, περίοδος-1 περιγράφει ότι το μοντέλο υιοθετεί χρονικό διάστημα ενός βήματος κατά την βάδιση ακολουθούμενο από περιοδικό πρότυπο κίνησης. Περίοδος-2 το μοντέλο διαφοροποιείται μεταξύ δύο διαφορετικών διαστημάτων βημάτων

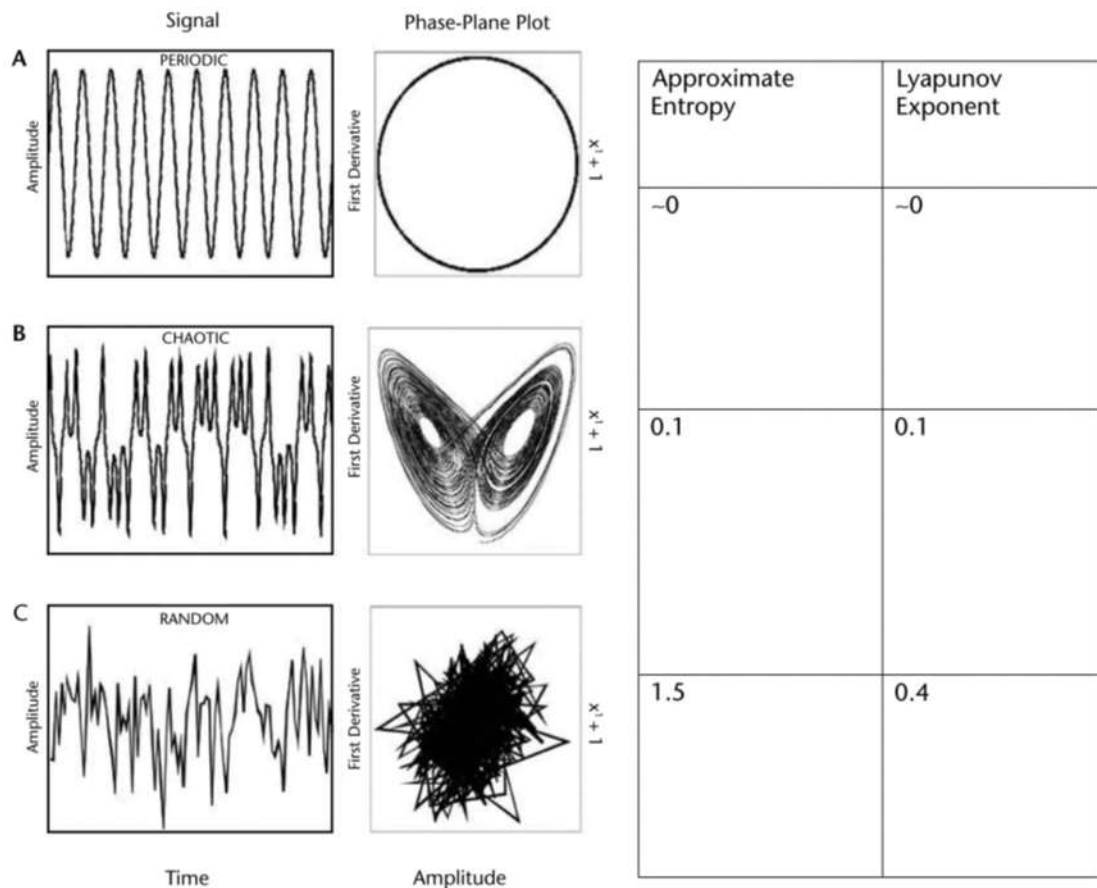
αποκαλύπτοντας ένα σχεδόν περιοδικό πρότυπο κίνησης που συνεχίζεται μέχρι την υιοθέτηση χαοτικών προτύπων κίνησης (Decker et al, 2010).

## **Θεωρία του χάους και σύγχρονη ιατρική**

Ο πρωτεργάτης της θεωρίας του χάους ήταν ο αμερικανός μαθηματικός και μετεωρολόγος Edward Norton Lorenz (1917- 2008). Οι αρχικές του παρατηρήσεις βασίστηκαν στο ότι τα μετεωρολογικά πρότυπα δεν μεταβάλλονταν όπως θα προβλεπόταν. Αλλαγές του ενός λεπτού στις αρχικές τιμές των μεταβλητών στον υπολογιστή 12 μεταβλητών που χρησιμοποιούσε επέφεραν σημαντικές διαφοροποιήσεις στα καιρικά μοτίβα. Αυτή η λεπτή ισορροπία- εξάρτηση από τις αρχικές συνθήκες έγινε γνωστή ως 'το φαινόμενο της πεταλούδας' (Lorenz, 1969; Palmer, 2008).

Η εφαρμογή της ριζοσπαστικής και ρηξικέλευθης μή- γραμμικής θεωρίας του χάους έγινε αποδεκτή πολύ σταδιακά στον ιατρικό κλάδο. Ο λόγος γι' αυτό είναι σαφής: όλες οι διαδικασίες διάγνωσης, έρευνας και θεραπείας στον ιατρικό κόσμο διέπονται από τα νευτώνεια αξιώματα αιτίου-αιτιατού και από την γραμμική μαθηματική ανάλυση. Η αποκλειστική και μονομερής χρήση των άμεσα μετρήσιμων παραμέτρων έχουν οριοθετήσει το ιατρικό ιστορικό με όρους ηλικίας, φύλου, ύψους, βάρους, σωματομετρικών και εμβιομηχανικών παραμέτρων. Το αποτέλεσμα είναι μία ιατρική προσέγγιση η οποία βασίζεται αμιγώς σε κλίμακες και μονάδες μέτρησης σε όλους τους τομείς της αξιολόγησης και θεραπείας (Kumar, 2012).

Όσον αφορά στον νέο κλάδο της θεωρητικής βιολογίας, το μοντέλο της θεωρίας του χάους έχει προκαλέσει ευρεία αμφισβήτηση στις μέχρι τώρα παγιωμένες αντιλήψεις στις φυσικές επιστήμες σχετικά με τις Νευτώνειες και Ευκλείδειες αρχές (Kumar, 2012). Οι μορφοκλασματικές διαμορφώσεις και τα ποικίλα μη- γραμμικά συστήματα καθιστούν επιτακτική την υιοθέτηση ενός διαφορετικού τρόπου εξέτασης της ανθρώπινης φυσικο- δυναμικής λειτουργίας. Παρ' όλη την πρόοδο στις εφαρμογές που βασίζονται στην θεωρία του χάους και την τυχαιότητα ο ιατρικός κλάδος μάλλον ακόμη αποστρέφεται την τροποποίηση του τρόπου διάγνωσης και θεραπείας των ασθενών από τις καθιερωμένες φαρμακευτικές και κινηματικές θεραπευτικές πρακτικές (Kumar, 2012).



**Εικόνα 9:** Χρονοσειρές και γραφική παράσταση phase-plane. (Α) περιοδική λειτουργία, (Β) χρονοσειρές ενός χαοτικού συστήματος: ο ελκυστής Lorenz, (Γ) τυχαίες χρονοσειρές.

Ο κλάδος των θεωρητικών μαθηματικών έχει βρει εφαρμογή σε ποικίλους επιστημονικούς τομείς. Βάσει του θεωρητικού πλαισίου της θεωρίας του χάους μηδαμινές διαφοροποιήσεις στις αρχικές τιμές των δεδομένων και εντός κάποιου χρονικού εύρους έχουν ως αποτέλεσμα σημαντικές διαφορές στις τελικές τιμές- αποτελέσματα (Kumar, 2012). Επί της ουσίας, η χρήση κατά προσέγγιση τιμών με σκοπό την εξαγωγή συγκεκριμένων αποτελεσμάτων οδηγεί σε σφάλμα. Η εφαρμογή αυτής της αρχής στην ιατρική είναι καθολική αφού όλα τα φαρμακο- θεραπευτικά σχήματα βασίζονται εξ ολοκλήρου σε μέσους όρους και αδρές προσεγγίσεις. Οι δοσολογίες των φαρμάκων ή ακόμα και οι επεμβατικές (χειρουργικές) εφαρμογές βασίζονται σε διαγνώσεις οι οποίες καθορίζονται από τιμές ύψους, βάρους, ηλικίας και σε κλινικά ή εργαστηριακά ευρήματα τα οποία περιγράφονται με τη βοήθεια μέσων όρων και άλλων προσεγγιστικών μαθηματικών μεθόδων (Kumar, 2012).

### Ανατομία

Η ύπαρξη του χάους στην δομική και λειτουργική ανατομία του ανθρώπου είναι εμφανής. Ο άκρος πόδας αποτελεί ένα αξιοθαύμαστο θαύμα της μηχανικής αφού καταφέρνει να ανταπεξέλθει στις απαιτήσεις της διποδικής στάσης και βάδισης αλλάζοντας την λειτουργία του από εύκαμπτο εργαλείο απορρόφησης των κραδασμών σε άκαμπτο μοχλό εφαρμογής δύναμης. Απαρτίζεται από δεκάδες οστάρια, συνδέσμους, αρθρώσεις, μύς και

τένοντες οι οποίοι συνεχώς μεταβάλλονται και προσαρμόζονται στις ασκούμενες δυνάμεις. Σύμφωνα με τις κλινικές παρατηρήσεις του Kumar (2012) κατά την παρατεταμένη στατική επιβάρυνση η επιφάνεια του πέλματος συνεχώς μεταβάλλεται προκειμένου να απορροφήσει τα ασκούμενα φορτία. Εφαρμόζοντας την θεωρία του χάους καταφέρνουμε να εξετάσουμε συνολικότερα την κινητική συμπεριφορά των φαινομενικά τυχαίων και ακανόνιστων αναπροσαρμογών του άκρου πόδα που έχουν ως στόχο την ορθή κατανομή του βάρους του σώματος και την διατήρηση της ισορροπίας. Στην ανθρώπινη ανατομική εντοπίζονται πληθώρα μορφοκλασματικών στοιχείων όπως η κλαδική δομή του αρτηριακού ή του βρογχικού δένδρου τα οποία ερμηνεύονται μόνο με την μελέτη των fractals και όχι με την Ευκλείδεια γεωμετρία (Ives).

### Ενδοκρινολογία

Μέσω ανάλυσης των λειτουργικών δυνατοτήτων του άκρου πόδα είναι εφικτή η πρόβλεψη ανάπτυξης διαβητικής νευροπάθειας και ελκών. Πιο συγκεκριμένα, χρησιμοποιούνται σύγχρονοι μέθοδοι ανάλυσης των χρονοσειρών της μικροκυκλοφορίας στην πελματιαία επιφάνεια του άκρου ποδός μέσα από τις οποίες επιτρέπεται η εξαγωγή των σχετικών συμπερασμάτων (Oberoi et al, 2007).

### Φυσιολογία

Όσον αφορά σε κάποιες περιοδικές- κυκλικές φυσιολογικές διεργασίες όπως ο κύκλος της εμμηνορροίας- εμμηνόπαυσης βασίζονται σε ένα συγκεκριμένο είδος πολύπλοκου συστήματος το οποίο εμφανίζεται με μη γραμμική, δυναμική και χαοτική δομή. Η ανάλυση των χαοτικών συστημάτων βρίσκει εφαρμογή και στην φυσιολογία των καρδιακών- κυκλοφορικών συστημάτων καθώς και στην βιοφυσική της ροής του αίματος. Ο συγκεκριμένος κλάδος ενδείκνυται για μελλοντικές ερευνητικές προσπάθειες αφού οι αιμοδυναμικές παράμετροι και οι αγγειακοί μηχανισμοί δεν ερμηνεύονται επαρκώς με την χρήση της συμβατικής φυσικής και της γραμμικής μαθηματικής ανάλυσης (Kumar, 2012). Η αγγειακή εγκεφαλική και νεφρική λειτουργία αποτελούν ένα ακόμα ανεξερεύνητο κομμάτι για το οποίο η θεωρία του χάους ίσως αποτελεί την απάντηση (Kumar, 2012).

### Καρδιολογία

Η καρδιακή λειτουργία επίσης διέπεται από χαοτικό ρυθμό. Ο χρόνος μεταξύ των καρδιακών χτύπων δεν είναι σταθερός αφού εξαρτάται από το είδος της σωματικής δραστηριότητας και από άλλες παραμέτρους. Η ανάλυση του καρδιακού ρυθμού μπορεί να βοηθήσει στην επαναφορά ενός ασταθούς καρδιακού κύκλου σε κανονικούς ρυθμούς. Με μεγέθυνση χ100 των φυσιολογικών τιμών ECG και καταγράφοντας τις διακυμάνσεις του ύψους QR διαπιστώνουμε την απόλυτη τυχαιότητα της καρδιακής ηλεκτρικής κινητικότητας ακόμα και εντός ενός κύκλου. Η χαοτική αυτή ηλεκτρική εκκένωση του κολποκοιλιακού κόμβου υποδηλώνει έναν απόλυτα φυσιολογικό και υγιή καρδιακό ρυθμό. Αντίθετα, η ECG δραστηριότητα είναι εμφανίζει πιο 'κανονική' κατανομή σε πιο στατικές καταστάσεις, όπως στον

θάνατο. Τα αντιφατικά αυτά και παράδοξα αποτελέσματα ίσως καταδεικνύουν έναν διαφορετικό τρόπο προσέγγισης μέσω της θεωρίας του χάους και όχι με τον συμβατικό τρόπο την γραμμικής προσέγγισης (Kumar, 2012).

Βάσει εργαστηριακών ευρημάτων μειωμένη τυπική απόκλιση των διαστημάτων των καρδιακών παλμών σε καρδιολογικούς ασθενείς συνεπάγεται αυξημένη θνησιμότητα. Παρ' όλα αυτά δεν μπορεί να προσδιορίσει τα άτομα τα οποία θα αναπτύξουν θανατηφόρο αρρυθμία (Kumar, 2012).

Σύμφωνα με τους Poon & Merrill (1997) και με βάση αναλύσεις ηλεκτροκαρδιογραμμάτων από υγιείς και καρδιοπαθείς, βραχυπρόθεσμες αποκλίσεις στα μεσοδιαστήματα των καρδιακών παλμών εμφανίζουν ισχυρή και σταθερή χαοτική κατανομή στους υγιείς ενώ οι καρδιοπαθείς εμφανίζουν μεγάλα μεσοδιαστήματα μη χαοτικών διακυμάνσεων με εντονότερη την παρουσία τυχαίας μεταβλητότητας. Συνεπώς, η ύπαρξη χαοτικής καρδιακής λειτουργίας είναι δηλωτική της εύρυθμης λειτουργίας της. Ωστόσο, είναι γνωστό ότι ο καρδιακός ρυθμός εμφανίζει μικρή μεταβλητότητα μεταξύ των παλμών (Kumar, 2012). Από πολλούς μελετητές η καρδιακή λειτουργία χαρακτηρίζεται ως χαοτική σε υγιείς συνθήκες λειτουργίας ενώ σε περιπτώσεις αρρυθμίας-αστάθειας εμφανίζει διαφορετικά χαρακτηριστικά όπως μειωμένη τυχειότητα και ελαττωμένη χαοτική λειτουργία (Kumar, 2011).

## Νευρολογία και γεροντολογία

Όσον αφορά στις εγκεφαλικές λειτουργίες το χάος αποτελεί ένδειξη ευρωστίας και όχι ασθένειας. Κατά την διάρκεια μίας επιληπτικής κρίσης η αταξία της εγκεφαλικής λειτουργίας ξαφνικά μετατρέπεται σε ασυνήθιστα ομαλή. Στην λειτουργία των αιματικών κυττάρων η ασταθής δραστηριότητα των λευκοκυττάρων θεωρείται ένα είδος χαοτικής συμπεριφοράς (Kyriazis, 2003). Στην διερεύνηση των μηχανισμών γήρανσης και όλων των δομικών αλλαγών που αυτοί συνεπάγονται στον οργανισμό η θεωρία του χάους θα μπορούσε να ερμηνεύσει διάφορες λειτουργίες όπως η πρωτεόλυση και η λιπιδιακή υπεροξειδωση. Η επίδραση διαφόρων θεραπειών αντιγήρανσης μπορεί να ποσοτικοποιηθεί και να προβλεφθεί. Ένα απλό παράδειγμα αποτελεί η ημι-μονο πληγία του άνω άκρου όπου η λειτουργική επαναφορά επιτυγχάνεται καλύτερα μέσω της ανάκτησης του εύρους κίνησης παρά μέσω της μυικής ενδυνάμωσης (Kumar, 2012). Η θεραπεία με λήψη ορμονών στοχεύει στην αύξηση των επιπέδων της συγκεκριμένης ορμόνης (γραμμική προσέγγιση) αλλά δεν βελτιώνει τον ρυθμό- συγχρονισμό έκκρισης (μη γραμμική προσέγγιση). Εφ' όσον η συχνότητα του ερεθίσματος είναι λανθασμένη η αναμενόμενη οργανική απόκριση θα είναι μάλλον μηδενική ή ανεπίκαιρη (Kumar, 2012).

## Μέθοδοι μη-γραμμικής ανάλυσης της κίνησης

- Ανάλυση αυτό-ομοιότητας (self-similarity evaluation)

Η πολυπλοκότητα της ανθρώπινης βάρδισης έχει επίσης μελετηθεί με την χρήση μεθόδων που εξετάζουν την αυτό-ομοιότητα των χρονοσειρών

μελετώντας την ύπαρξη επαναληπτικών προτύπων κατά τις διακυμάνσεις τους στον χρόνο. Από αυτές τις μεθόδους δύο έχουν χρησιμοποιηθεί συστηματικά στην μελέτη της βάρδισης: η Προσεγγιστική Εντροπία (Approximate Entropy- ApEn) και η Detrended Fluctuation Analysis. Η ApEn είναι ένα εργαλείο 'μέτρησης κανονικότητας' αφού ποσοτικοποιεί την μη προβλεψιμότητα των διακυμάνσεων σε μία χρονοσειρά και εμπεριέχει την πιθανότητα ότι παρόμοιες παρατηρήσεις δεν θα ακολουθηθούν από αντίστοιχες παρατηρήσεις (Pincus, 1991, 1994). Αυτό σημαίνει ότι μία χρονοσειρά που περιλαμβάνει πολλά επαναλαμβανόμενα πρότυπα έχει μία σχετικά μικρή τιμή ApEn ενώ μία λιγότερο προβλέψιμη χρονοσειρά (δηλ πιο σύνθετη) έχει υψηλότερη τιμή ApEn. Στην βάρδιση ο υπολογισμός της ApEn προκύπτει μέσα από κινηματικά δεδομένα όπως η τροχιά κίνησης των αρθρώσεων (Stergiou et al, 2004; Miller et al, 2006; Georgoulis et al, 2006) και οι τιμές μέτρησης των βηματισμών (Cavanaugh et al, 2009). Πιο συγκεκριμένα, ο υπολογισμός της ApEn –ή πιο σωστά της ApEn(N,r,m)- προϋποθέτει την ύπαρξη χρονοσειράς η οποία αποτελείται από N κινηματικά δεδομένα και δύο επιπλέον εισαγόμενες παραμέτρους m και r, όπου η πρώτη προσδιορίζει το περιθώριο κίνησης του προτύπου ενώ η πρώτη αποτελεί κριτήριο ομοιομορφίας.

- Χωρική ανάλυση (State space examination)

Αρκετές είναι οι μελέτες που αναλύουν την επίδραση της ηλικίας στην πολυπλοκότητα της βάρδισης. Αντιπροσωπευτική είναι η μελέτη των Buzzi et al (2003) στην οποία μελετήθηκε η φύση (οργάνωση) της μεταβλητότητας της βάρδισης σε νέες και πιο ηλικιωμένες γυναίκες. Με δεδομένο ότι η ηλικία επιφέρει αλλαγές στην κινηματική μεταβλητότητα οι ερευνητές χρησιμοποίησαν εργαλεία μή γραμμικής ανάλυσης state space (μέγιστος εκθέτης Lyapunov και correlation dimension) προκειμένου να συγκρίνουν κινηματικές μεταβλητές μεταξύ των 2 ομάδων. Έγινε καταγραφή 30 πλήρων κύκλων βάρδισης (δεδομένα 8 λεπτών) επιτρέποντας την ανάλυση 2441 δεδομένων σημείων (data points) για κάθε μεταβλητή. Οι υπό εξέταση μεταβλητές ήταν οι ψ συντεταγμένες (κάθετη μετατόπιση) της άρθρωσης του ισχίου, του γόνατος και της ΠΔΚ καθώς και οι σχετικές γωνίες κίνησης του γόνατος. Η ομάδα των ηλικιωμένων παρουσίασε σημαντικά μεγαλύτερες τιμές τόσο στον λ1 (ισχίο: 0.22 vs. 0.18, γόνατο: 0.14 vs. 0.13, ΠΔΚ: 0.10 vs. 0.08, γωνίες γόνατος: 0.15 vs. 0.11) όσο και στις τιμές DC (ισχίο: 3.44 vs. 3.02, γόνατο: 3.54 vs. 2.94, ΠΔΚ: 3.35 vs. 2.89, γωνίες γόνατος: 2.63 vs. 2.35) σε σύγκριση με την νεότερη ομάδα σε όλες τις παραμέτρους καταδεικνύοντας μεγαλύτερη απόκλιση στις τροχιές κίνησης καθώς και περισσότερους βαθμούς ελευθερίας σε κάθε άρθρωση. Μία επιπλέον παρατήρηση από την ανάγνωση των αποτελεσμάτων είναι ότι ο λ1 αυξάνεται από την ΠΔΚ προς το ισχίο γεγονός που μπορεί να οφείλεται στον περιορισμό που τίθεται από την αντίδραση του εδάφους στο κάτω πέρας της κινητικής αλυσίδας και ο οποίος περιορίζει τον βαθμό ελευθερίας. Το γόνατο και ιδίως το ισχίο σχετίζονται με μεγάλο αριθμό και όγκο μυϊκών ομάδων κάτι που συνεπάγεται μεγαλύτερη ποικιλία κινήσεων δηλ. βαθμούς ελευθερίας σε αυτές τις αρθρώσεις. Οι ερευνητές κατέληξαν ότι οι ηλικιωμένοι εμφάνισαν περισσότερο 'θόρυβο' (δηλ. μειωμένη πολυπλοκότητα, σύμφωνα με το παρόν μοντέλο) στο πρότυπο της

βάδισης, γεγονός που εξηγεί την μεγαλύτερη επίπτωση πτώσεων στους ηλικιωμένους.

Άλλοι ερευνητές διερευνούν τον τρόπο με τον οποίο αντισταθμίζεται το κινητικό έλλειμμα που οφείλεται σε κάποια ασθένεια- πάθηση. Επί παραδείγματι, οι Dingwell et al (2000) διερεύνησαν την επίδραση της διαβητικής νευροπάθειας στην αρθρική κίνηση του κάτω άκρου και στην τριαξονική επιτάχυνση του κορμού σε 10λεπτη βάδιση σε ταχύτητα που διάλεξαν οι εξεταζόμενοι. Βάσει των αποτελεσμάτων οι νευροπαθείς εμφάνισαν χαμηλότερες τιμές λ1 σε σύγκριση με τους αντίστοιχους υγιείς (μέσο λ1 περίπου 0,3 αντί 0,4 αντίστοιχα). Οι ασθενείς παρουσίασαν, επίσης, χαμηλότερες τιμές ταχύτητας βάδισης (μέση τιμή 1,24 m.s-1 αντί 1.47 m.s-1). Το τελευταίο αυτό εύρημα ερμηνεύτηκε ως μία τεχνική αντιστάθμισης της απώλειας δυναμικής ισορροπίας. Πιο πρόσφατα οι Myers et al (2009) μελέτησαν τις κινητικές δυσκολίες που εμφανίζουν ασθενείς με περιφερική αρτηριακή νόσο (ΠΑΝ) που προκαλείται από αθηροσκλήρωση η οποία μπορεί να προκαλέσει πόνο στο κάτω άκρο γνωστή και ως διαλείπουσα χωλότητα. Κατά την άσκηση προκαλείται πόνος στην γαστροκνημία, τους μηρούς ή τους γλουτούς μειώνοντας την ποιότητα ζωής λόγω περιορισμού των καθημερινών δραστηριοτήτων. Τα συμπτώματα αυτά είναι πιο εμφανή στους ηλικιωμένους ασθενείς καθιστώντας τους πιο επιρρεπείς σε πτώσεις, πιθανό περιορισμό εντός της οικίας τους και συνεπακόλουθη απώλεια της λειτουργικής ανεξαρτησίας τους. Οι ερευνητές εξέτασαν την χρησιμότητα του εκθέτη Lyarunon ως εργαλείο πρόωξης εντόπισης και/ ή πρόβλεψης της ΠΑΝ. Χρησιμοποίησαν την μεταβλητότητα της αρθρικής κίνησης αυτών των ασθενών σε σύγκριση με υγιείς κατά την βάδιση σε διάδρομο. Οι συμμετέχοντες περπάτησαν για τρία λεπτά ή μέχρι την εμφάνιση χωλότητας (όποιο προκύψει πρώτο). Κάθε χρονοσειρά περιελάμβανε τουλάχιστον 30 βηματισμούς πριν την εμφάνιση χωλότητας. Οι ασθενείς με ΠΑΝ παρουσίασαν σημαντικά υψηλότερες τιμές λ1 για όλες τις αρθρώσεις (ισχίο: 0.095 vs. 0.078, γόνατο: 0.098 vs. 0.074, ΠΔΚ: 0.105 vs. 0.078) καταδεικνύοντας χαμηλότερο κινητικό έλεγχο και μεγαλύτερη τυχαιότητα στην βάδισή τους. Άξιο λόγου είναι το γεγονός ότι οι τιμές αυτές του λ1 εμφανίστηκαν πριν την έναρξη του πόνου, αποδεικνύοντας ότι ο πόνος δεν αποτελούσε την γενεσιουργό αιτία. Πιθανότατα ο αναπροσαρμοσμένος κινητικός έλεγχος έχει στοιχεία τόσο νευρικής όσο και μυϊκής αδυναμίας. Οι αιτίες αυτών των νευρομυϊκών αλλαγών και ο τρόπος συσχέτισής τους με τα κλινικά και εμβιομηχανικά ευρήματα ίσως αποκαλύψουν την παθοφυσιολογία της ΠΑΝ.

- Προσεγγιστική Εντροπία (Approximate entropy- ApEn)

Οι Kurz & Stergiou (2003) χρησιμοποίησαν την έννοια της εντροπίας προκειμένου να διερευνήσουν την 'σιγουριά' στο κάτω άκρο κατά την βάδιση. Η μελέτη αυτή ασχολήθηκε με το αν και κατά πόσον οι νευροφυσιολογικές αλλαγές που συμβαίνουν με την ηλικία υποβαθμίζουν την ικανότητα του νευρικού συστήματος να επιλέξει τις σωστές νευρικές οδούς για μία σταθερή και λειτουργική βάδιση. Βάσει των αποτελεσμάτων επιβεβαιώθηκε η αδυναμία του νευρομυϊκού συστήματος στην επιλογή της ορθής κινηματικής στρατηγικής κατά την βάδιση, γεγονός που μπορεί να οφείλεται στις νευροφυσιολογικές μεταβολές που σχετίζονται με την ηλικία. Αυτές οι



μεταβολές συνεπάγονται ανεπαρκή πληροφόρηση από τους οπτικούς, αισουσαίους και σωματοαισθητικούς υποδοχείς (ιδιοδεκτικούς, δερματικούς και αρθρικούς). Συνεπώς, το γερασμένο νευρομυϊκό σύμπλεγμα δεν προσλαμβάνει την απαραίτητη πληροφορία ώστε να γνωρίζει αν η συγκεκριμένη κινηματική συμπεριφορά θα έχει ως αποτέλεσμα μία σταθερή βάδιση. Αυτή η αβεβαιότητα πιθανώς ευθύνεται για τις αυξημένες πιθανότητες πτώσεως στους ηλικιωμένους.

Οι Khandoker et al (2008) χρησιμοποίησαν την ArEn για την ανάλυση της μεταβλητότητας της ελάχιστης ανύψωσης του ποδιού (minimum foot clearance - MFC) σε υγιείς ηλικιωμένους και επίφοβους για πτώση ηλικιωμένους (βάσει ιστορικού πτώσεων και με προβλήματα ισορροπίας). Η ελάχιστη ανύψωση ποδιού (MFC) παρατηρείται στην φάση της μέσης αιώρησης του κύκλου βάδισης και αποτελεί μία ευαίσθητη μεταβλητή για ανίχνευση αλλαγών κατά την βάδιση. Η μέση MFC είναι περίπου στα 1,29cm και στα 1,12cm για τους ηλικιωμένους. Μειωμένη τιμή της MFC σε συνδυασμό με την τιμή της μεταβλητότητάς της αποτελεί έναν ισχυρό δείκτη που σχετίζεται με τον κίνδυνο πτώσης και/ ή απώλειας ισορροπίας. Οι συμμετέχοντες περπάτησαν στην επιθυμητή τους ταχύτητα για 10 με 20 λεπτά. 400 γειτονικά- παρακείμενα σημεία της MFC χρησιμοποιήθηκαν για κάθε συμμετέχοντα. Κάθε σύνολο δεδομένων μοιράστηκε σε μικρότερα κομμάτια απόστασης μήκους 2 μέτρων σχηματίζοντας έτσι 200 υποσύνολα. Ακολούθως καθορίστηκε ο αριθμός των υποσυνόλων που βρίσκονται εντός του κριτηρίου ομοιότητας (δηλ. 0,15 της τυπικής απόκλισης των 400 MFC σημείων). Η διαδικασία επαναλήφθηκε για το δεύτερο υποσύνολο κοκ. Με δεδομένο μήκος ίσο με 3 μέτρα ( $m = 3$ ) η ArEn των επίφοβων για πτώσεων ηλικιωμένων ήταν σημαντικά υψηλότερη από των υγιών ηλικιωμένων ( μέση ArEn = 0.18 vs 0.13) καταδεικνύοντας αυξημένη αταξία, τυχαιότητα στην βάδιση και ενδείξεις για απώλεια της ισορροπίας. Επίσης, η μέση MFC ήταν επίσης υψηλότερη στους επίφοβους για πτώση ηλικιωμένους καταδεικνύοντας ότι αυτό ήταν αποτέλεσμα της προσπάθειάς τους να μειώσουν τον κίνδυνο παραπατήματος και πτώσεως. Συνεπώς, η MFC μέσα από το πρίσμα της ArEn θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί ως διαγνωστικό εργαλείο για πρόληψη πτώσεων στους ηλικιωμένους.

Πιο πρόσφατα, οι Cavanaugh et al (2009) μελέτησαν τις φυσιολογικές κινήσεις μετακίνησης ανεξάρτητα περιπατητικών ηλικιωμένων. Τα κινηματικά δεδομένα συλλέχθηκαν σε 24ωρη βάση με την χρήση καταμετρητή βημάτων για δύο εβδομάδες. Κάθε σειρά βημάτων του ενός λεπτού περιλαμβάνει μία δυσδιάστατη χρονική δομή: (1) έναν κάθετο άξονα που αποτελείται από μετρήσεις μεταβαλλόμενου μεγέθους του ενός λεπτού, και (2) έναν δυάδικο οριζόντιο άξονα που απαρτίζεται είτε από κάποια μικρή κινητικότητα (καταμέτρηση βημάτων  $> 0$ ) ή από μηδενική κινητικότητα (καταμέτρηση βημάτων = 0). Οι διακυμάνσεις που προκύπτουν στον κάθετο και τον οριζόντιο άξονα σχηματίζουν έναν μοναδικό πρότυπο κίνησης το οποίο αντικατοπτρίζει την κινηματική δραστηριότητα του εξεταζόμενου. Οι εξεταζόμενοι χωρίστηκαν σε τρεις ομάδες με κριτήριο τον ημερήσιο αριθμό βημάτων: σημαντικά ενεργητικοί (περισσότερα από 10000 βήματα), μέτρια ενεργητικοί (5000 με 10000 βήματα) και μη ενεργητικοί (λιγότερα από 5000 βήματα). Η πολυπλοκότητα των ημερήσιων χρονοσειρών του ενός λεπτού καταμετρήθηκαν και με την χρήση της ArEn η οποία περιέγραψε την πιθανότητα ότι βραχείς- μικρές ακολουθίες συνεχόμενων χρονοσειρών του

ενός λεπτού επαναλαμβάνονταν σχετικά προβλεπόμενα κατά την διάρκεια των 1440 μονόμεπτων χρονοσειρών. Χρησιμοποιήθηκε μία μικρή ακολουθία της τάξης των 2 επαναλήψεων της τυπικής απόκλισης και κριτήριο σημαντικότητας της τάξης του 0.2 της τυπικής απόκλισης των χρονοσειρών για όλους τους εξεταζομένους. Τα αποτελέσματα ανέδειξαν την μη προβλεψιμότητα των διακυμάνσεων ανά λεπτό στην δραστηριότητα των συμμετεχόντων υψηλής δραστηριότητας καθώς και την σχετικά υψηλότερη κανονικότητα στα κινητικά πρότυπα των λιγότερο δραστήριων εξεταζομένων. Πιο συγκεκριμένα, οι συμμετέχοντες με υψηλή δραστηριότητα παρουσίασαν μεγαλύτερα ποσοστά αβεβαιότητας (μέση  $ApEn = 0.50$ ) στον κάθετο άξονα σε σύγκριση με τόσο τους συμμετέχοντες μέσης και χαμηλής δραστηριότητας (μέση  $ApEn = 0.40$ ). Με δεδομένο ότι η καταμέτρηση των βημάτων ακολούθησε μία ντετερμινιστική κατανομή, υψηλότερη αβεβαιότητα μεταφράστηκε ως υψηλότερη πολυπλοκότητα. Συνεπώς, οι ερευνητές συμπέραναν ότι το υψηλότερο επίπεδο δραστηριότητας σχετίζεται με υψηλότερη ικανότητα προσαρμογής του προτύπου της βάδισης σε ξαφνικές αλλαγές στις απαιτήσεις του περιβάλλοντος, στοιχείο αναπόσπαστο για τις μεγάλες ηλικίες. Η συγκεκριμένη μελέτη προσφέρει μία μεθοδολογικά προσανατολισμένη προσέγγιση προς τον τομέα της εξέλιξης της βάδισης με την ηλικία και το πώς ο ηλικιωμένος εξελίσσεται και αντιδρά φυσιολογικά στο πραγματικό περιβάλλον και όχι σε συνθήκες εργαστηριακών μετρήσεων.

- Ανάλυση Μειωμένης Διακύμανσης (Detrended Fluctuation Analysis-DFA)

Σε μία πρωτοποριακή για την εποχή της μελέτη οι Hausdorff et al (1995, 1996) χρησιμοποιώντας την Ανάλυση Μειωμένης Διακύμανσης (DFA) παρατήρησαν ότι η βάδιση σε νεαρά, υγιή άτομα παρουσιάζει μακροπρόθεσμες, αυτό-επαναλαμβανόμενες συσχετίσεις. Οι συγγραφείς κατέγραψαν διαστήματα βηματισμών με την χρήση δυναμοδαπέδων καταλήγοντας ότι ο εκθέτης κλιμάκωσης σε βηματισμό που ο εξεταζόμενος χαρακτήριζε ως άνετο (δηλ. ο βαθμός στον οποίο ένας βηματισμός σχετίζεται με τον προηγούμενο και τον επόμενο σε διαφορετικές χρονικές στιγμές) ισούται με  $\alpha=0.76$ . Ενδιαφέρον παρουσιάζει το γεγονός ότι ο εκθέτης κλιμάκωσης παραμένει σταθερός τόσο σε αργό όσο και σε ταχύ βηματισμό ( $0.84 < \alpha < 1.10$ ). Μετέπειτα πιο σύγχρονες μελέτες επιβεβαίωσαν αυτά τα αποτελέσματα και σε βάδιση ή τρέξιμο σε διάδρομο (Frenkel-Toledo et al, 2005; Jordan et al, 2007). Μεταφράζοντας αυτά τα αποτελέσματα από μία νευροφυσιολογική σκοπιά θα λέγαμε ότι η ύπαρξη 'μνήμης' κατά την βάδιση – δηλ. η επαναληψιμότητα- αποτελεί αναπόσπαστο κομμάτι της κινητικής αλυσίδας ανεξαρτήτως ταχύτητας βάδισης.

Σε μία άλλη μελέτη των Hausdorff et al (1997) μελετήθηκαν οι διακυμάνσεις των διαστημάτων της βάδισης ηλικιωμένων σε σχέση με νέους συμμετέχοντες. Σε σύγκριση με τους νέους η ομάδα των ηλικιωμένων εμφάνισε σημαντικά χαμηλότερο εκθέτη κλιμάκωσης ( $\alpha= 0.68$  και  $\alpha=0.87$ ) γεγονός που καταδεικνύει απώλεια μακροπρόθεσμων συσχετίσεων κατά την βάδιση που σχετίζονται με την ηλικία. Ενδιαφέρον παρουσιάζει το γεγονός ότι η μέση τιμή και ο συντελεστής διακύμανσης των διαστημάτων της βάδισης δεν μεταβλήθηκαν σημαντικά μεταξύ των δύο ομάδων καταδεικνύοντας ότι ο

συντελεστής διακύμανσης  $\alpha$  της DFA προσδιόρισε μικρές αλλά σημαντικές διαφοροποιήσεις στην κινητική λειτουργία.

Προς την ίδια κατεύθυνση, μία παράλληλη εργασία των Hausdorff et al (1997) διευκρίνησε τις αλλαγές στην κινητική συμπεριφορά κατά την βάδιση σε συνθήκες επιβαλλόμενου ρυθμού. Οι ερευνητές χρησιμοποίησαν δείγμα υγιών νέων ενηλίκων στους οποίους ζητήθηκε να βαδίσουν ακολουθώντας μετρονόμο. Αυτή η υποχρεωτική αλλαγή του ρυθμού βάδισης επέφερε σημαντικές αλλαγές διαταράσσοντας την μακροπρόθεσμες συσχετίσεις των βηματισμών οι οποίες παρατηρήθηκαν μόνο στην βάδιση στον προσωπικό ρυθμό του κάθε εξεταζομένου. Οι ερευνητές ερμήνευσαν τα αποτελέσματα ως το αποτέλεσμα νευρικών κέντρων σε επίπεδο ΚΝΣ και δη σε επίπεδο εγκεφαλικού φλοιού που συνεπάγονται επιβολή ενός άλλου ρυθμού ο οποίος δεν χαρακτηρίζεται από μακροπρόθεσμες συσχετίσεις. Η επιβολή εξωτερικών ερεθισμάτων τα οποία δημιουργούν συνθήκες υποβολής και ενσυνείδητα ελεγχόμενης κινητικής συμπεριφοράς. Το σύστημα, λοιπόν, καλείται να υπεραπλουστευθεί προκαλώντας μία 'επιδείνωση' στις μακροπρόθεσμες διακυμάνσεις των βηματισμών.

Ωστόσο, μία πιο σύγχρονη ερμηνεία των ίδιων αποτελεσμάτων αυτής της εργασίας η οποία επιχειρήθηκε από τους Delignière and Torre (2009) οδήγησε σε μία διαφορετική προσέγγιση: τα διαστήματα μεταξύ των βηματισμών δεν μπορούν να μην συσχετιστούν σε συνθήκες μετρονομικής μελέτης. Συγκεκριμένα, περιλαμβάνουν συγκεκριμένους συσχετισμούς ( $0.34 < \alpha < 0.41$ ). Με βάση τους εν λόγω ερευνητές, η εσωτερική πολυπλοκότητα του συστήματος είναι υπαρκτή και σε συνθήκες μετρονομικής προσέγγισης αλλά κάνει εμφανή την ύπαρξή της με διαφορετικό τρόπο. Συνεπακόλουθα, για την ύπαρξη μακροπρόθεσμων συσχετίσεων στα διαστήματα μεταξύ των διασκελισμών ενεργοποιείται ένας κεντρικός χρονοδιακόπτης ο οποίος καθορίζει τις μορφοκλασματικές παραμέτρους του συστήματος. Σε μετρονομικές συνθήκες μία διαδικασία οπισθοδρομικής αυτό-επιδιόρθωσης θα μπορούσε να ελέγξει την διαφοροποίηση μεταξύ των περιόδων που ελέγχονται από τον χρονοδιακόπτη και αυτών που ελέγχονται από τον μετρονόμο.

Στην λογική διερεύνησης των μακροπρόθεσμων συσχετίσεων οι ίδιοι ερευνητές διερεύνησαν τις μακροπρόθεσμες συσχετίσεις στο μήκος διασκελισμού ασθενών με την νόσο του Huntington. Η συσχέτιση μεταξύ διασκελισμού- περιοδικότητας ήταν χαμηλή ( $\alpha = 0.60$  vs  $\alpha = 0.88$  για υγιείς) καταδεικνύοντας την εμφάνιση μίας 'μη υγιούς' και μη συσχετιζόμενης δυναμικής. Επιπλέον, το  $\alpha$  ήταν αντιστρόφως ανάλογο με την βαρύτητα της ασθένειας. Το συμπέρασμα της έρευνας ήταν ότι η συγκεκριμένη παθολογία μπορεί να επηρεάζει μακροπρόθεσμα τον βαθμό εξάρτησης και την λεπτή κινητικότητα η οποία καθορίζει τις συσχετίσεις μεταξύ των διασκελισμών. Συνοπτικά, η συγκεκριμένη μελέτη υπερθεμάτισε την σημασία του ΚΝΣ στην μορφοκλασματική κατανομή του κύκλου βάδισης.

Οι Hermann et al (2005) ασχολήθηκαν με τον εκθέτη κλιμάκωσης  $\alpha$  και κατά πόσον θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί ως προγνωστικός δείκτης σε ηλικιωμένους με δυσκολίες βάδισης κεντρικής αιτιολογίας (όχι αποδιδόμενες στην ηλικιακή νευρο- μυική εκφύλιση με τις συνεπακόλουθες κινητικές προσαρμογές τους). Οι παράμετροι ταχύτητας βάδισης, μυικής λειτουργίας, ισορροπίας και μεταβλητότητας του χρόνου διασκελισμού ήταν αντίστοιχοι μεταξύ ηλικιωμένων με ιστορικό πτώσεων και χωρίς. Ωστόσο, ο εκθέτης

κλιμάκωσης  $\alpha$  ήταν σημαντικά μειωμένος στους ηλικιωμένους με ιστορικό πτώσεων ( $\alpha = 0.75$  vs  $0.88$ ) καταδεικνύοντας αυξημένη τυχαιότητα και πτωχή χωρο- χρονική οργάνωση στο πρότυπο βάδισής τους (Hermann et al, 2005). Πληθώρα αλλαγών σε συγκεκριμένους γνωστικούς τομείς φαίνεται πως αποτυπώνεται σε διαφοροποιήσεις στο κινητικό πρότυπο βάδισης σε ασθενείς με ιστορικό πτώσεων.

Οι Hausdorff et al (2006) κατέδειξαν ότι το γνωστικό προφίλ ασθενών με νόσο του Parkinson παρουσιάζει ομοιότητες με αυτό ασθενών με ιστορικό πτώσεων παρουσιάζοντας εμφανή ελλείμματα σε λειτουργίες κινητικής εκτέλεσης και αντίληψης. Οι ασθενείς με πτώσεις παρουσίασαν μία παράδοξη ανακολουθία σε παραγγέλματα τύπου ξεκίνα/ σταμάτα, κάτι που δεν παρατηρήθηκε σε ασθενείς με Parkinson.

Οι Bellgrove et al (2004) χρησιμοποιώντας λεπτομερείς τεχνικές νευρο-απεικόνισης κατέγραψαν μεγαλύτερη ενεργοποίηση των κέντρων αναστολής σε ασθενείς με αυξημένη ασυνέπεια στους χρόνους ανταπόκρισης. Τα αίτια θα μπορούσαν να αποδοθούν σε αυξημένες απαιτήσεις κινητικής απάντησης από το κέντρο προς την περιφέρεια. Συνολικά, τα ευρήματα αυτά θα μπορούσαν να αναδεικνύουν βλάβες σε συγκεκριμένες νευρικές οδούς – ιδιαίτερα σε αυτές που ελέγχουν λειτουργίες κινητικής εκτέλεσης και αντιληπτικής ικανότητας- για τους ασθενείς με πτώσεις.

## **Βιβλιογραφικά δεδομένα- βιβλιογραφικό κενό**

Βάσει των μέχρι στιγμής ισχυόντων βιβλιογραφικών δεδομένων οι ασθενείς με χρόνια οσφυαλγία (ΧΟ) εμφανίζουν μειωμένο κινητικό έλεγχο. Οι πιο πρόσφατες μελέτες έχουν διερευνήσει την ικανότητα κινητικού ελέγχου της ΣΣ- λεκάνης- κάτω άκρου σε πληθυσμό με χρόνια οσφυαλγία μόνο σε συνθήκες στατικής ισορροπίας. Όσον αφορά στη δυναμική ισορροπία τα διαθέσιμα δεδομένα είναι μάλλον πενιχρά. Σε συνθήκες στατικής ισορροπίας οι χρόνια οσφυαλγούντες ασθενείς παρουσιάζουν μειωμένο κινητικό έλεγχο ο οποίος αξιολογείται ως η ικανότητα διατήρησης της όρθιας στάσης σε πληθώρα συνθηκών ισορροπίας. Για τον σκοπό αυτό έχουν χρησιμοποιηθεί θέσεις απλής όρθιας στάσης, με ανοικτά και κλειστά μάτια, η χρήση ασταθούς επίπεδης επιφάνειας (foam pads), η εξωτερική διατάραξη της στάσης του σώματος με διαδερμική δόνηση, η χρήση γυαλιών προσομοίωσης (goggles) κ.α.

Επιπλέον, στον συγκεκριμένο πληθυσμό έχει παρατηρηθεί και τεκμηριωθεί η επιστράτευση ενός διαφορετικού τρόπου διατήρησης της όρθιας στάσης. Ενώ ο γενικός πληθυσμός διατηρεί την ισορροπία με συνδυαστική χρήση των αρθρώσεων του κάτω άκρου, οι πάσχοντες από χρόνια οσφυαλγία κάνουν εκτεταμένη χρήση της ποδοκνημικής άρθρωσης (ankle strategy). Ο λόγος θα μπορούσε να αποδοθεί στην αδυναμία χρήσης της άρθρωσης του ισχίου (hip strategy) ή της κατώτερης οσφυϊκής μοίρας (lower back) πιθανότατα εξ αιτίας μυϊκής αναχαίτισης και μίας παγιωμένης τακτικής ακαμψίας της ΣΣ (stiffening strategy). Ακόμα, μία χρόνια δυσλειτουργία στην ΣΣ διαφοροποιεί τους χρόνους πυροδότησης των μυών του κορμού και των κάτω άκρων αλλάζοντας την νευρομυϊκή διαδοχή και την

χρήση των επικουρικών μυών οι οποίοι καλούνται να λειτουργήσουν ως πρωταγωνιστές.

Το βιβλιογραφικό κενό που η παρούσα εργασία καλείται να καλύψει αφορά στην νευρομυική λειτουργία της περιοχής της ΟΜΣΣ, λεκάνης και κάτω άκρων σε συνθήκες δυναμικής ισορροπίας. Γενικεύοντας τα δεδομένα που υπάρχουν από τις μετρήσεις στατικής ισορροπίας αναμένουμε μία ανάλογη συμπεριφορά σε πλαίσιο λειτουργικών κινήσεων όπως η βάδιση. Ωστόσο, η προσαρμοστική ικανότητα του σώματος θα μπορούσε να καταδείξει αποτελέσματα που να διαφοροποιούνται από την παραπάνω υπόθεση. Σε κάθε χρόνια μυοσκελετική πάθηση παρατηρούνται αλλαγές τόσο στην μηχανική (αξονική επιβάρυνση) όσο και στην μυική λειτουργία ως αποτέλεσμα αντιρροπιστικών μηχανισμών αυτό-προστασίας (υιοθέτηση ανώδυνων θέσεων- κινήσεων). Το μηχανικό μοντέλο με το οποίο περιγράφουμε το σύμπλεγμα λεκάνης- ισχίων- κάτω άκρων χαρακτηρίζεται από μία πολυπλοκότητα η οποία μπορεί να μην περιγράφεται επαρκώς από τις υπό εξέταση παραμέτρους σε συνθήκες στατικής ισορροπίας. Η μελέτη και καταγραφή συνδυασμού δεδομένων κατά την επιτέλεση λειτουργικών δραστηριοτήτων είναι ο πλέον κατάλληλος τρόπος διερεύνησης της αξονικής και νευρο-μυικής λειτουργίας του συμπλέγματος ΣΣ-λεκάνης και των αρθρώσεων του κάτω άκρου καθώς περιγράφει την ακριβή συμπεριφορά του συνόλου της κινητικής αλυσίδας σε πραγματικές συνθήκες φόρτισης και κίνησης.

Πληθώρα ερευνητικών πρωτοκόλλων έχουν διερευνήσει διάφορες παραμέτρους οι οποίες σχετίζονται με τον κινητικό έλεγχο της ΣΣ και της λεκάνης. Πολλές έρευνες οι οποίες έχουν κατά καιρούς χρησιμοποιήσει τέτοια πρωτόκολλα έχουν καταλήξει σε διαφορετικά συμπεράσματα υποστηρίζοντας ότι οι ασθενείς με ΧΟ μπορεί να εμφανίζουν διαφοροποιήσεις στον κινητικό έλεγχο της ΣΣ, όπως αυτός μετρήθηκε ως ικανότητα επανατοποθέτησης της ΣΣ σε διαφορετικές γωνίες (O'Sullivan et al, 2003; Brumagne et al, 2000). Τα διαφορετικά αυτά ευρήματα μπορούν να ερμηνευτούν από τις διαφορετικές παραμέτρους που μετρήθηκαν, όπως το εύρος τροχιάς των υπό μελέτη γωνιών, η αρχική θέση που χρησιμοποιήθηκε, το διάλειμμα μεταξύ των προσπαθειών καθώς και η εξοικείωση με τις κινήσεις που ζητήθηκε να επιτελέσουν οι εξεταζόμενοι. Ειδικότερα η εξοικείωση με τις υπό εξέταση κινητικές δοκιμασίες φαίνεται να παίζει πολύ σημαντικό ρόλο στην τελική απόδοση του εξεταζομένου (Jaric et al, 1992). Ιδιαίτερα σε πληθυσμό με ΧΟ η άμεση ενημέρωση του εξεταζομένου σχετικά με την απόδοσή του ή την επιτυχία της προσπάθειάς του μετά από δοκιμαστικές προσπάθειες εξοικείωσης θα επιφέρει σημαντική βελτίωση στο τελικό αποτέλεσμα (Newell & Walter, 1981). Προκειμένου να υπάρξει μία αντιπροσωπευτική καταγραφή των πραγματικών κινητικών προτύπων ασθενών με ΧΟ, μία αρχική εξοικείωση κρίνεται απαραίτητη προκειμένου να μηδενιστεί η κινητική αναχαίτιση λόγω πόνου και η συνεπακόλουθη αποφυγή επώδυνων θέσεων (Descarreaux et al, 2004).

### **Γραμμική κινηματική ανάλυση ΣΣ- κάτω άκρου**

Σε μία έρευνα από τους Descarreaux et al (2004) μελετήθηκε η ικανότητα επανατοποθέτησης της ΣΣ δείγματος 16 ασθενών που έπασχαν

από ΧΟ κατόπιν συγκρίσεως με 15 υγιή άτομα. Σκοπός της έρευνας αυτής ήταν ο καθορισμός του κινητικού προτύπου που οι ασθενείς με ΧΟ χρησιμοποιούν κατά την επιτέλεση κινήσεων του κορμού. Οι συγγραφείς μελέτησαν την ικανότητα επανατοποθέτησης του κορμού σε προκαθορισμένες γωνίες. Συγκεκριμένα, ζητήθηκε από τους συμμετέχοντες να αναπαράγουν 3 διαφορετικές θέσεις κάμψης κορμού –στις 15°, 30°, 60°- και μία θέση έκτασης (15°). Οι κινήσεις αυτές αξιολογήθηκαν με την χρήση μίας συσκευής αποκατάστασης (δεν δίδονται περαιτέρω πληροφορίες). Μετά από μία περίοδο εξοικείωσης πραγματοποιήθηκαν 10 προσπάθειες οι οποίες χρησιμοποιήθηκαν στην στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων. Με βάση την αρχική και τελική γωνία υπολογίστηκαν τα εξής: χρόνος ολοκλήρωσης της κίνησης, μέγιστη ταχύτητα κίνησης, αναλογία επιτάχυνσης- επιβράδυνσης της κίνησης (ως τέλεια αναλογία θεωρείται η μονάδα) καθώς και η μέση απόκλιση από την τελική θέση. Τα αποτελέσματα ανέδειξαν 2 υποομάδες με ΧΟ οι οποίες διέφεραν σημαντικά ως προς τις περισσότερες υπό εξέταση παραμέτρους. Η πρώτη υποομάδα παρουσίασε μεγαλύτερο χρόνο ολοκλήρωσης της κίνησης και μικρότερη μέγιστη ταχύτητα και αναλογία επιτάχυνσης- επιβράδυνσης ενώ η δεύτερη είχε αντίστοιχα αποτελέσματα με την ομάδα ελέγχου. Δεν βρέθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των 2 υποομάδων με ΧΟ καθώς και στην ομάδα ελέγχου κατά την επίτευξη της τελικής θέσης κίνησης. Οι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι αν δωθεί ικανός χρόνος εξοικείωσης με τις ζητούμενες κινήσεις, οι ασθενείς με ΧΟ εμφανίζουν αντίστοιχη ακρίβεια επιτέλεσης της κίνησης με τον υγιή πληθυσμό. Παρ'όλα αυτά, για να το επιτύχουν αυτό χρησιμοποιούν διαφορετικά πρότυπα κίνησης αυξάνοντας την διάρκεια της κίνησης μέσω αύξησης του χρόνου επιβράδυνσης, μειώνοντας έτσι το κλάσμα επιτάχυνσης- επιβράδυνσης. Σε αντίθεση με άλλες μελέτες, οι Descarreaux et al επέτρεψαν στους εξεταζομένους να χρησιμοποιήσουν όσο χρόνο εξάσκησης χρειαζόνταν προκειμένου να σταθεροποιήσουν την απόδοσή τους κατά την επίτευξη των θέσεων που ζητήθηκαν. Οι ασθενείς με ΧΟ χρειάστηκαν σημαντικά μεγαλύτερο αριθμό δοκιμαστικών προσπαθειών κατά τις οποίες, μάλιστα, τους δόθηκε η απαραίτητη καθοδήγηση σχετικά με την απόκλιση που είχαν. Ουσιαστικά πρόκειται για μία μελέτη η οποία διερεύνησε την ικανότητα εκμάθησης θέσεων από ασθενείς με ΧΟ καταλήγοντας ότι παρά την δυνατότητα επίτευξης ικανοποιητικών αποτελεσμάτων το κινητικό πρότυπο που επιστρατεύεται εξακολουθεί να διαφέρει. Αυτή η διαφοροποιημένη κινητική συμπεριφορά μπορεί να αποδοθεί τόσο στα αισθητικο-κινητικά ελλείμματα που προκαλούνται από τον χρόνιο πόνο όσο και στην αναχαίτιση που συνυπάρχει και η οποία μπορεί να δικαιολογήσει τον ιδιαίτερα αυξημένο αριθμό επαναλήψεων που απαιτήθηκε. Επίσης, η υποομάδα ΧΟ με την διαφοροποιημένη κινητική συμπεριφορά παρουσίασε χαμηλότερα επίπεδα πόνου κατά τις μετρήσεις, καταδεικνύοντας ότι τα τροποποιημένα κινητικά πρότυπα πιθανώς να επιστρατεύονται σε μία προσπάθεια αποφυγής του πόνου. Παλαιότερες μελέτες έχουν αναδείξει σημαντικά μειωμένη ισομετρική δύναμη σε πληθυσμό με ΧΟ υπό συνθήκες αναμονής επώδυνου ερεθίσματος (Al-Obaidi et al, 2000). Σύμφωνα με τους Indahl et al (1997) και Holm et al (2002) η κινητικότητα και η σταθεροποίηση της ΣΣ βασίζονται σε ένα πολυδιάστατο σύστημα αντανακλαστικών το οποίο μπορεί να ενεργοποιηθεί από πληθώρα αυχενικών ιδιοδεκτικών μηνυμάτων και να τροποποιηθεί από ενδιάμεσες νευρικές συνάψεις καθώς και από εντολές του κεντρικού νευρικού

συστήματος (ΚΝΣ). Δυσλειτουργία αυχενικών αρθρικών δομών, όπως είναι οι μεσοσπονδύλιοι δίσκοι, τα συνδεσμικά στοιχεία και οι ζυγοαποφυσιακές αρθρώσεις (facets) μπορεί να έχει ως αποτέλεσμα την αυξημένη ενεργοποίηση των παρασπονδυλικών μυών. Συνεπώς, τα αποτελέσματα της παρούσας έρευνας μπορούν να αποδοθούν είτε σε αλλαγές του ΚΝΣ (προσαρμογή στον πόνο) είτε σε τροποποιήσεις των τοπικών (οσφυϊκών) αρθρικών δομών.

Οι Hodges et al (2009) μελέτησαν την ικανότητα επαναπροσαρμογής-απόσβεσης ταλάντωσης του κορμού σε πληθυσμό με ΧΟ. 14 συμμετέχοντες με ΧΟ (επαναλαμβανόμενες κρίσεις οσφυαλγίας χωρίς νευρολογικά συμπτώματα) μετρήθηκαν και συγκρίθηκαν με 17 υγιείς συμμετέχοντες. Μετρήθηκαν η ταλάντωση κορμού των συμμετεχόντων καθώς και η ικανότητα απόσβεσης ταλάντωσης. Για τον σκοπό αυτό, οι ερευνητές διαμόρφωσαν ένα σύστημα στο οποίο οι συμμετέχοντες βρίσκονταν σε χαλαρή ημι-καθιστική θέση ενώ δύο βάρη (12-15% του βάρους σώματος) συνδέονταν μέσω καλωδίων στην πρόσθια και οπίσθια επιφάνεια του κορμού κατά τέτοιο τρόπο ώστε ο κορμός να ισορροπεί με μηδενική μυϊκή ενεργοποίηση. Η ταλάντωση του κορμού προκαλούνταν από την απροειδοποίητη απελευθέρωση ενός εκ των δύο βαρών. Τα μεγέθη που μετρήθηκαν τόσο κατά την πρόσθια όσο και κατά την οπίσθια ταλάντωση του κορμού ήταν: μάζα σώματος (kg), απόσβεση ταλάντωσης (Ns/m), ακαμψία κορμού (N/m), μέγιστη μετατόπιση μετά την ταλάντωση (mm) και η διάρκεια επαναφοράς του κορμού σε κατάσταση ισορροπίας (ms). Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της έρευνας η ακαμψία κορμού ήταν αυξημένη στην ομάδα με ΧΟ αλλά η απόσβεση ήταν μειωμένη σε σύγκριση με την ομάδα ελέγχου. Η ακαμψία και η χαμηλή ικανότητα απόσβεσης που παρατηρήθηκε στην ομάδα με ΧΟ πιθανώς εντάσσονται στην προσπάθεια αποφυγής πόνου και τραυματισμού της ΣΣ. Η αυξημένη σπονδυλική ακαμψία θα μπορούσε να ερμηνευτεί ως αναμενόμενη αντίδραση σε ένα σύστημα με μειωμένη ικανότητα απόσβεσης ταλάντωσης. Παρ' όλα αυτά, οι μακροπρόθεσμες επιπτώσεις στις φορτίσεις που δέχεται η ΣΣ και η αυξημένη μυϊκή ενεργοποίηση είναι παράμετροι οι οποίες ενδέχεται να επηρεάζουν αρνητικά την εμβιομηχανική της ΣΣ. Η διερεύνηση αυτών των παραμέτρων μέσω ανάλυσης δυναμικών κινητικών και κινηματικών μοντέλων κρίνεται απαραίτητη. Η ανωτέρω έρευνα βασίζεται σε μία παραδοχή η οποία ενδέχεται να αλλοιώσει τα εξαγόμενα αποτελέσματα: μελετά το σύστημα του κορμού ως ένα άκαμπτο, ενιαίο σώμα. Σε πραγματικές συνθήκες, ωστόσο, η αντίδραση της ΣΣ σε μία αιφνίδια εξωτερική δύναμη ενδέχεται να είναι τμηματική και με διαφορετικά ποσοστά συμμετοχής στην κίνηση από την κάθε σπονδυλική μοίρα (θώρακας, οσφύς). Παρ' ότι η ακαμψία που παρατηρήθηκε στον πληθυσμό με ΧΟ δεν αποκλείεται να οφείλεται στις παθητικές δομές, η αυξημένη μυϊκή ενεργοποίηση είναι η πιθανότερη αιτία. Μελέτες έχουν καταδείξει ότι η σπονδυλική ακαμψία που παρατηρείται στην ΧΟ εμφανίζεται τόσο σε περιπτώσεις πραγματικού τραυματισμού (εκφυλιστικές αλλοιώσεις) όσο και σε οποιοδήποτε επώδυνο ερέθισμα ή σε προσπάθεια αποσόβησης μίας πιθανής επώδυνης κατάστασης (Moseley & Hodges, 2006). Αυτή η κινητική απάντηση σχετίζεται αμέσως με την επιστράτευση ενός άκαμπτου νευρομυϊκού μοντέλου αντίδρασης από ασθενείς με ΧΟ ακόμα και μετά την εξάλειψη των κλινικών συμπτωμάτων που παρουσιάζουν εξ αιτίας του χρόνιου πόνου (Moseley et al, 2004). Βραχυπρόθεσμα, η σπονδυλική ακαμψία μπορεί να αποτελεί ενδεικνυόμενο προστατευτικό μηχανισμό. Σε

μακροχρόνια βάση, ωστόσο, εγκυμονεί κινδύνους για την αρτιότητα του συμπλέγματος της ΣΣ. Η μείωση ή η εξάλειψη των μικροκινήσεων μεταξύ των σπονδύλων έχει ως αποτέλεσμα μειωμένο κινητικό έλεγχο και ελάττωση της ισορροπιστικής ικανότητας τόσο σε ορθία όσο και σε καθιστική θέση (Van Dieen et al, 2004; Reeves et al, 2006). Επιπλέον, η αυξημένη σπονδυλική ακαμψία συνεπάγεται αυξημένη μυϊκή δραστηριότητα η οποία σχετίζεται με την χρονιότητα της πάθησης (Marras et al, 2004). Η μειωμένη ικανότητα απόσβεσης ταλάντωσης μπορεί να αποδοθεί σε χαμηλή ενεργοποίηση των μυϊκών ατράκτων και άρα σε μειωμένη ιδιοδεκτική πληροφόρηση και μείωση των αντανακλαστικών (Brumagne et al, 2000), γεγονός που συνεπάγεται αυξημένη μετατόπιση του κέντρου πίεσης προκειμένου να επιτευχθεί η θέση ισορροπίας.

Οι Hwang et al (2009) μελέτησαν την εμβιομηχανική του κάτω άκρου και της ΟΜΣΣ κατά την ανύψωση αντικειμένου 5, 10 και 15 kg με ημικάθισμα και με τεντωμένα γόνατα σε 26 υγιείς άνδρες. Χρησιμοποιήθηκαν 2 δυναμοδάπεδα (Kistler force plates), το σύστημα τρισδιάστατης ανάλυσης κίνησης Vicon καθώς και σύστημα επιφανειακής ηλεκτρομυογραφικής ανάλυσης (surface EMG). Οι αρθρικές γωνίες που κατεγράφησαν ήταν παραπλήσιες ανεξαρτήτως του εξωτερικού βάρους που χρησιμοποιήθηκε. Παρ' όλα αυτά οι διαφορές μεταξύ των 2 τεχνικών ανύψωσης για την ίδια άρθρωση ήταν σημαντικές, ιδιαίτερα για το γόνατο. Οι ροπές που αναπτύχθηκαν στην ΟΜΣΣ με τις 2 διαφορετικές τεχνικές ανύψωσης ήταν παραπλήσιες. Κατά την ανύψωση αντικειμένου με ημικάθισμα οι ροπές που αναπτύχθηκαν στην ποδοκνημική (ΠΔΚ) ήταν μεγαλύτερες σε σύγκριση με τις αντίστοιχες ροπές με τεντωμένα γόνατα. Επίσης, κατά την ανύψωση με τεντωμένα γόνατα το γόνατο δέχτηκε μόνο ροπές κάμψης σε αντίθεση με το ημικάθισμα όπου οι ροπές μεταβάλλονταν από ροπές έκτασης σε ροπές κάμψης με τις καμπτικές ροπές να εφαρμόζονται νωρίτερα όσο αυξανόταν το βάρος του εξωτερικού αντικειμένου. Οι ροπές έκτασης του ισχίου ήταν υψηλότερες κατά την κίνηση με τεντωμένα γόνατα και στην μέγιστη τιμή τους κατά την έναρξη της ανύψωσης ενώ σχεδόν μηδενίζονταν όσο η κίνηση ολοκληρωνόταν. Οι ροπές έκτασης στην ΟΜΣΣ ήταν αντίστοιχες κατά τις δύο τεχνικές ανύψωσης στα 5 και 10 kg ενώ ήταν υψηλότερες κατά το ημικάθισμα στα 15kg. Κατά το ημικάθισμα οι αρθρώσεις της ΠΔΚ, του ισχίου και της ΟΜΣΣ παράγαγαν έργο (μειομετρική συστολή) με το γόνατο να απορροφά τις εφαρμοζόμενες δυνάμεις (πλειομετρική συστολή). Κατά την ανύψωση με τεντωμένα γόνατα το ισχίο και η ΟΜΣΣ παράγαγαν έργο (μειομετρική συστολή) ενώ η ΠΔΚ και το γόνατο απορροφούσαν τις εφαρμοζόμενες δυνάμεις (πλειομετρική συστολή). Η οσφυϊκή λόρδωση παρουσίασε μία διαφοροποίηση από κυφωτική σε λορδωτική θέση κατά 50% κατά το ημικάθισμα και κατά 60% με τεντωμένα γόνατα ανεξαρτήτως της εξωτερικής επιβάρυνσης. Κατά το ημικάθισμα βρέθηκε υψηλή συσχέτιση μεταξύ της γωνίας του γόνατος και της γωνίας της οσφυϊκής λόρδωσης ενώ κατά την ανύψωση με τεντωμένα γόνατα η συσχέτιση της οσφυϊκής λόρδωσης ήταν υψηλή με την ΠΔΚ και το ισχίο. Επιπλέον, οι ερευνητές επεσήμαναν υψηλή συσχέτιση των αρθρικών ροπών και των τριών αρθρώσεων του κάτω άκρου με τις ροπές που αναπτύχθηκαν στην ΟΜΣΣ μόνο κατά το ημικάθισμα σε αντίθεση με την τεχνική με τεντωμένα γόνατα όπου μόνο το ισχίο παρουσίασε τέτοια συσχέτιση. Σημαντικό σταθεροποιητικό ρόλο στην κίνηση της ΟΜΣΣ φαίνεται να έχει η άρθρωση του γόνατος λόγω του σταθεροποιητικού της



ρόλου (καμπτική αρθρική ροπή, πλειομετρική απορρόφηση εφαρμοζόμενης δύναμης και συν- σύσπασση διάρθριων μυών: δικάφαλος μηριαίος, τετρακέφαλος, γαστροκνήμιος).

Η συγκεκριμένη μελέτη, παρ' ότι καταγράφει χρήσιμες παραμέτρους σχετικά με την αλληλεπίδραση κάτω άκρου- ΟΜΣΣ, παρουσιάζει αρκετές ελλείψεις οι οποίες ενδέχεται να αλλοιώσουν τα τελικά συμπεράσματα. Αρχικά γίνεται η παραδοχή ότι οι 2 τεχνικές αποτελούν συμμετρικές κινήσεις, χωρίς μάλιστα να συμπεριλαμβάνονται οι κινήσεις στο οβελιαίο και το οριζόντιο επίπεδο. Επίσης, οι κινήσεις που ζητήθηκαν από τους εξεταζομένους ήταν πλήρως ελεγχόμενες (αρχική θέση άνω και κάτω άκρων, συγκεκριμένη κάμψη του γόνατος, προκαθορισμένη απόσταση του εξωτερικού βάρους από τον εξεταζόμενο). Αντίστοιχες κινητικές και κινηματικές αναλύσεις σε δυναμικές- λειτουργικές συνθήκες φόρτισης θα μπορούσαν να αναδείξουν διαφορετικές πτυχές της εμβιομηχανικής ανάλυσης. Ακόμη, το εξωτερικό βάρος των 15 kg που χρησιμοποιήθηκε θα μπορούσε να προκαλέσει ανατομική βλάβη στους εξεταζομένους οι οποίοι υποχρεώθηκαν να το ανυψώσουν με προκαθορισμένο τρόπο και χωρίς να μπορούν να επιλέξουν το κινητικό πρότυπο που αυτόματα οι ίδιοι θα διάλεγαν. Μείζονος σημασίας είναι το γεγονός ότι η ανωτέρω μελέτη ασχολήθηκε με υγιή πληθυσμό. Σε πληθυσμό με ΧΟ η κινητική απάντηση της ΟΜΣΣ σε σχέση με το κάτω άκρο θα μπορούσε να ήταν εντελώς διαφορετική. Μελλοντικές έρευνες καλούνται να καλύψουν το συγκεκριμένο θέμα. Επιπλέον, στην συγκεκριμένη μελέτη οι ερευνητές προέβησαν σε καταγραφή των ροπών που ασκούνται στην ΟΜΣΣ με την χρήση του Vicon. Παρ' όλα αυτά, το συγκεκριμένο σύστημα μέτρησης δεν διαθέτει λογισμικό το οποίο καταγράφει τις ροπές που αναπτύσσονται στις αρθρώσεις της ΣΣ, αφού η δυνατότητα καταγραφής ροπών που διαθέτει περιορίζεται μέχρι την άρθρωση του ισχίου. Μία αντικειμενική δυσκολία που παρουσιάζεται είναι η απαιτούμενη σύνθεση δυνάμεων και ροπών που αναπτύσσονται από τα 2 κάτω άκρα στο ενιαίο σύμπλεγμα της ΟΜΣΣ. Συνεπώς, η καταγραφή και σύγκριση ροπών που εφαρμόζονται στην ΟΜΣΣ απαιτεί την δημιουργία ενός νέου λογισμικού το οποίο θα πρέπει να ελεγχθεί ως προς την εγκυρότητα και την αξιοπιστία του, βήματα για τα οποία οι ερευνητές δεν δίνουν τις απαιτούμενες πληροφορίες. Συνεπώς, θα πρέπει να είμαστε πολύ προσεκτικοί στην ερμηνεία των συγκεκριμένων αποτελεσμάτων της παρούσης έρευνας αμφισβητώντας *apriori* την επιστημονική τους εγκυρότητα.

Όσον αφορά σε κινηματικές μελέτες με υγιείς συμμετέχοντες, οι Schache et al (2002) μελέτησαν την κινηματική συμπεριφορά της ΟΜΣΣ- κορμού και της λεκάνης σε 20 υγιείς δρομείς (εβδομαδιαία προπόνηση άνω των 20 km/week) με χρήση του Vicon. Ο σκοπός της συγκεκριμένης μελέτης ήταν η περιγραφή του τρισδιάστατου μοντέλου κινηματικής ανάλυσης της ΟΜΣΣ και της λεκάνης καθώς και ο βαθμός συσχετισμού της κίνησής τους. Οι συμμετέχοντες έτρεξαν πάνω σε διάδρομο βάρδισης με ταχύτητα 4.0 m/second. Οι ανακλαστήρες για την ΟΜΣΣ τοποθετήθηκαν σε ειδική κατασκευή η οποία προσκολλήθηκε στην ακανθώδη απόφυση του Θ12 η οποία θεωρείται το σταθερότερο σημείο πρόσφυσης- με ελάχιστη κίνηση του δέρματος- καθώς η περιτονία στο συγκεκριμένο σημείο προσφύεται σταθερά πάνω στον Θ12 (Lundberg, 1996). Εκτός από τους 4 ανακλαστήρες στις λαγόνιες άκανθες τοποθετήθηκε ανακλαστήρας στην απόσταση μεταξύ των 2 οπισθίων άνω λαγόνιων ακανθών. Η κίνηση της ΟΜΣΣ ορίστηκε ως η κίνηση

του θωρακο-οσφυϊκού πλαισίου σε σχέση με την λεκάνη. Θεωρήθηκε ότι η συγκεκριμένη κινηματική καταγραφή περιγράφει και τις μεμονωμένες κινήσεις μεταξύ των οσφυϊκών σπονδύλων. Υψηλή συσχέτιση βρέθηκε μεταξύ της κάμψης- έκτασης της ΟΜΣΣ και της πρόσθιας- οπίσθιας κλίσης της λεκάνης καθώς και της πλάγιας κάμψης της ΟΜΣΣ με την διαγώνια κίνηση της λεκάνης. Οι στροφικές κινήσεις της ΟΜΣΣ και της λεκάνης δεν παρουσίασαν στατιστικά σημαντική συσχέτιση. Οι καμπύλες κάμψης- έκτασης παρουσίασαν την υψηλότερη μεταβλητότητα, πιθανότατα λόγω της ανατομικής διαφοροποίησης της οσφυϊκής λόρδωσης των εξεταζομένων (Schache et al, 2002). Για κάποιον συμμετέχοντα με αυξημένη οσφυϊκή λόρδωση η καμπύλη κάμψης- έκτασης θα είχε μία τάση προς την εκτατική θέση σε σχέση με κάποιον με μειωμένη οσφυϊκή λόρδωση καθώς –στην συγκεκριμένη μελέτη- η ουδέτερη θέση αντιστοιχούσε στην θέση ευθυγράμμισης των ανακλαστήρων της ΟΜΣΣ και της λεκάνης. Όσον αφορά στον συντονισμό της ΟΜΣΣ- λεκάνης, η πρόσθια κλίση της λεκάνης παρουσίασε αύξηση στην τελική φάση στήριξης κατά αντιστοιχία με την έκταση της ΟΜΣΣ. Οι δυνάμεις προώθησης κατά το τρέξιμο προκύπτουν πρωτίστως από τους πελματιαίους καμπτήρες της ΠΔΚ και τους εκτείνοντες του γόνατος πριν από την στιγμή που τα δάχτυλα σταματούν να βρίσκονται σε επαφή με το έδαφος (toe- off)- (Winter, 1983). Τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης συμβαδίζουν με αυτά τα δεδομένα καθώς η μέγιστη έκταση της ΟΜΣΣ και η μέγιστη πρόσθια κλίση της λεκάνης προέκυψαν κατά το toe- off.

Επίσης, υψηλή συσχέτιση βρέθηκε μεταξύ της πλάγιας κάμψης της ΟΜΣΣ και της πλάγιας κίνησης της λεκάνης ιδίως κατά την αρχική και την μέση φάση στήριξης όπου οι δύο αυτές κινήσεις παρουσίασαν απόλυτα γραμμική σχέση. Παρ' όλα αυτά, κατά το δεξί toe- off και μέχρι την αριστερή αρχική επαφή η πλάγια κάμψη της ΟΜΣΣ και της λεκάνης παρουσίασαν μη γραμμική συσχέτιση: η ΟΜΣΣ διατήρησε μία σχετικά ουδέτερη θέση ενώ η λεκάνη έκλινε προς τα αριστερά αμέσως πριν από την δεξιά αρχική επαφή του ποδιού. Η αξονική στροφή της ΟΜΣΣ και της λεκάνης φαίνεται πως συμβαδίζουν κατά το τρέξιμο αλλά βρέθηκαν εκτός φάσης του κύκλου τρεξίματος κατά 21%. Συνεπώς εντοπίστηκε χαμηλή συσχέτιση μεταξύ αυτών των δύο κινήσεων χωρίς να συμπεριληφθεί στα δεδομένα η διαφορά φάσης που υπήρχε. Η μέγιστη αριστερή αξονική στροφή της ΟΜΣΣ προέκυψε στο 36,1% του κύκλου τρεξίματος ενώ η μέγιστη αριστερή αξονική στροφή της λεκάνης στο 58,9%. Η μέγιστη αριστερή αξονική στροφή της ΟΜΣΣ προέκυψε αμέσως μετά το toe- off. Σε αυτό το σημείο το δεξί ισχίο βρισκόταν σε θέση μέγιστης έκτασης ενώ το αριστερό είχε περάσει την μέγιστη κάμψη (Schache et al, 2002).

Τέτοιες κινηματικές συσχετίσεις αποτελούν την βάση για περαιτέρω μελέτη των κινητικών πατέντων της ΟΜΣΣ- λεκάνης με παθολογικά πρότυπα και την συσχέτιση αυτών με τραυματισμό ή χρονιότητα των οσφυαλγικών συνδρόμων.

Οι Vogt et al (2001) μελέτησαν την επίδραση της ΧΟ στις κινηματικές παραμέτρους της ΟΜΣΣ κατά την βάρδια σε ομάδα 34 πασχόντων και 22 υγιών συμμετεχόντων. Οι συμμετέχοντες βάρδιαν σε διάδρομο με σταθερή ταχύτητα 4.5 km/hour. Τα όργανα καταγραφής της κίνησης (τρισεδιάστατη καταγραφή) τοποθετήθηκαν στον I1 και στον Θ12. Δεν καταγράφηκαν διαφοροποιήσεις στις κινηματικές παραμέτρους σε κανένα από τα 3 επίπεδα κίνησης. Ωστόσο, παρατηρήθηκε σημαντική διασπορά της κινητικής

μεταβλητότητας στην ομάδα ελέγχου με την χρήση του συντελεστή μεταβλητότητας (coefficient of variation). Το συγκεκριμένο εύρημα μεταφράστηκε ως το αποτέλεσμα των διαφόρων εξατομικευμένων προσαρμογών που έχουν αναπτύξει αυτοί οι ασθενείς κατά την βάδιση. Ενδιαφέρον χαρακτηρίζεται το γεγονός ότι παρά την απουσία διαφοροποιήσεων στο ROM της ΟΜΣΣ η κινητική μεταβλητότητα των ασθενών με ΧΟ εμφανίστηκε διαφοροποιημένη.

## Μη γραμμική κινηματική ανάλυση ΣΣ- κάτω άκρου

Η κινητική μεταβλητότητα αποτελεί πλέον ένα βασικό στοιχείο της ανάλυσης κίνησης και δεν εκλαμβάνεται πια ως ανεπιθύμητα παράσιτα-θόρυβος κατά τις μετρήσεις (Kairust et al, 2013). Θα μπορούσε να οριστεί ως οι φυσιολογικές διαφοροποιήσεις- διακυμάνσεις που προκύπτουν στην κινητική απόδοση κατά την επαναλαμβανόμενη εκτέλεση μίας κίνησης (Stergiou et al, 2006). Η μεταβλητότητα στην βάδιση αναφέρεται στο σύνολο των φυσιολογικών διακυμάνσεων που προκύπτουν σε κάθε βήμα. Η περιγραφή αυτών των διακυμάνσεων έχει επιχειρηθεί με όρους μορφοκλασματικής (fractal) και χαοτικής δυναμικής ανάλυσης (Kairust et al, 2013). Η χρονική δομή της μεταβλητότητας κατά την βάδιση υγιών ατόμων ακολουθεί ντετερμινιστική κατανομή όπου κάθε βηματισμός σχετίζεται με κάποιον προηγούμενο και κάποιον επόμενο βηματισμό δημιουργώντας μακροπρόθεσμους συσχετισμούς εντός μεγάλων χρονικών διαστημάτων - (fractal dynamics)- (Hausdorff et al, 1995). Η υγιής βάδιση, εκτός από αιτιοκρατική (ντετερμινιστική), θα μπορούσε να χαρακτηριστεί και ως σύνθετη (Scafetta et al, 2009). Η ανθρώπινη βάδιση δεν περιορίζεται από τον ντετερμινισμό αλλά αντιθέτως αναπροσαρμόζεται με βάση τις αλλαγές του περιβάλλοντος γρήγορα και απρόσκοπτα με τρόπους που δεν είναι προβλέψιμοι (αιτιοκρατικό χάος- deterministic chaos) (Kairust et al, 2013). Η εν γένει πολυπλοκότητα της ανθρώπινης φυσιολογίας περιγράφεται με βάση μορφοκλασματικές παραμέτρους. Τα fractals θεωρούνται το φυσικό εξαγόμενο των πολυσύνθετων δυναμικών συστημάτων που λειτουργούν στα όρια του χάους (Marks-Tarlow, 1999). Ο ιδανικός αυτός συνδυασμός προβλεψιμότητας και περιπλοκότητας κατά την βάδιση μας επιτρέπει να κινούμαστε στο περιβάλλον μας με σταθερότητα αλλά και να έχουμε την δυνατότητα αναπροσαρμογής και ελιγμού (Kairust et al, 2013). Μελέτες έχουν καταδείξει ότι παθολογικά μοντέλα βάδισης εμφανίζουν είτε μεγάλη περιοδικότητα και προβλεψιμότητα είτε μεγάλη τυχαιότητα και διαταραχή (Moraiti et al, 2010; Myers et al, 2009). Οι Hausdorff et al (2007) έχουν αποδείξει ότι η δυναμική συμπεριφορά στην βάδιση ωριμάζει παράλληλα με την ανάπτυξη του παιδιού. Στον ηλικιακό αντίποδα, έχουν καταδείξει μία επιδείνωση των σταδιακών fractals στην βάδιση ηλικιωμένων ατόμων. Οι Karmaker et al (2012) έδειξαν ότι οι ηλικιωμένοι με αυξημένο κίνδυνο πτώσης εμφανίζουν μειωμένη πολυπλοκότητα κατά την ανύψωση του άκρου ποδός από το έδαφος σε σχέση με υγιείς ηλικιωμένους. Συνεπώς, φαίνεται ότι υπάρχει ένα ιδανικό ποσοστό πολυπλοκότητας που σχετίζεται με την υγιή και συντονισμένη βάδιση. Η θεωρία, λοιπόν, της ιδανικής κινητικής μεταβλητότητας έχει βασιστεί σε παρατηρήσεις από διάφορα βιολογικά συστήματα όπως το καρδιο- αναπνευστικό σύστημα και έχει εφαρμοστεί και

στη ανθρώπινη κίνηση. Η ιδανική πολυπλοκότητα ενός συστήματος θεωρείται ότι εκφράζει την δυνατότητα αποτελεσματικού συντονισμού όλων των επί μέρους υποσυστημάτων τα οποία επιτρέπουν στο σύστημα να προσαρμόζεται στις διαφοροποιούμενες κινητικές απαιτήσεις (Pincus et al, 2001; Sejdic et al, 2012). Παρ' όλα αυτά, οι θεραπείες βάρδισης εστιάζουν στην βελτιστοποίηση των γραμμικών παραμέτρων όπως η τυπική απόκλιση της ταχύτητας βάρδισης και οι διάφορες χωρο-χρονικές παράμετροι και όχι στην αποκατάσταση της ιδανικής πολυπλοκότητας της βάρδισης δηλ. στην ισορροπία μεταξύ προβλεψιμότητας και πολυπλοκότητας σε όλες τις πληθυσμιακές ομάδες με διαταραχές στο πρότυπο της βάρδισης (Stergiou et al, 2006; 2011).

Μέχρι στιγμής η μη γραμμική ανάλυση κινηματικών δεδομένων έχει περιοριστεί στο κάτω άκρο. Η ΣΣ και η λεκάνη είναι περιοχές οι οποίες δεν έχουν αναλυθεί επαρκώς. Όσον αφορά στην ανάλυση του κάτω άκρου συγκεκριμένες μελέτες έχουν ασχοληθεί με την δομή της κίνησης του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής (ΠΔΚ) άρθρωσης. Σε αντίθεση με την γραμμική κινητική ανάλυση η οποία περιγράφει την μέση εικόνα του προτύπου κίνησης, η μη γραμμική ανάλυση περιγράφει την κατανομή των κινητικών εναλλαγών κατά την βάρδιση (Stergiou et al, 2004).

Πιο αναλυτικά, οι Stergiou et al (2004) μελέτησαν την επίδραση της ταχύτητας βάρδισης πάνω σε διάδρομο στην λειτουργική, δυναμική σταθερότητα του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου (ΠΧΣ). Οι ερευνητές ανέλυσαν τρισδιάστατα κινηματικά δεδομένα με οπτικοηλεκτρονικό σύστημα 6 καμερών σε δείγμα 10 ασθενών με μονόπλευρη ανεπάρκεια του ΠΧΣ. Για την συλλογή των δεδομένων χρησιμοποιήθηκαν 15 ανακλαστές οι οποίοι τοποθετήθηκαν σε οστικές προεξοχές του κάτω άκρου και της λεκάνης (Davis et al., 1991). Η μέγιστη τιμή του εκθέτη Lyapunov, ο οποίος αποτελεί σύνηθες εργαλείο ανάλυσης μη γραμμικών δεδομένων, κατά την κάμψη- έκταση του γόνατος (σε οβελιαίο επίπεδο) χρησιμοποιήθηκε για την ποσοτικοποίηση της αρθρικής σταθερότητας του γόνατος. Παρ' ότι δεν μετρήθηκε η στροφική μετατόπιση της άρθρωσης χρησιμοποιήθηκαν τρισδιάστατα δεδομένα και όχι δισδιάστατα προκειμένου να ελαχιστοποιηθεί η απώλεια συντεταγμένων σε τρίτη διάσταση. Μετρήθηκε μόνο το οβελιαίο επίπεδο διότι η συλλογή δεδομένων στο μετωπιαίο και στο εγκάρσιο επίπεδο με επιδερμικούς ανακλαστές παρουσιάζουν μεγάλη ασάφεια δεδομένων (Reinschmidt et al., 1997a; Reinschmidt et al., 1997b). Διερευνήθηκε η 'τοπική' σταθερότητα του γόνατος δηλαδή η ευαισθησία του σε μικρές διαταραχές. Η παρουσία αυτών των μικρών διαταραχών αντικατοπτρίζεται στην φυσιολογική βάρδιση ως διακριτές διαφοροποιήσεις μεταξύ των βηματισμών. Οι εξεταζόμενοι περπάτησαν σε τρεις διαφορετικές ταχύτητες: την ταχύτητα που οι ίδιοι χαρακτήρισαν ως 'άνετη' και σε 20% χαμηλότερη και υψηλότερη αντίστοιχα. Ο 'θόρυβος' κατά την καταγραφή των δεδομένων θεωρήθηκε κοινός για όλους τους συμμετέχοντες, εφ' όσον τα εργαλεία μέτρησης ήταν κοινά για όλους. Τα αποτελέσματα κατέδειξαν σημαντικά μεγαλύτερη αστάθεια του τραυματισμένου γόνατος σε σύγκριση με το υγιές ανεξαρτήτως της ταχύτητας βάρδισης. Το πάσχον γόνατο χαρακτηρίστηκε από σημαντικά υψηλότερες τιμές του εκθέτη Lyapunov, οι οποίες αντιπροσώπευαν την χαμηλότερη προσαρμοστική ικανότητα της άρθρωσης στις μικρές, ισοροπιστικά αντισταθμιστικές κινήσεις που απαιτούνται στην βάρδιση. Συνεπώς, το πάσχον γόνατο εμφάνισε σημαντικά υψηλότερη τοπική αστάθεια, η οποία παρέμεινε

ανεξαρτήτως της ταχύτητας βάρδισης. Μελλοντικές μελέτες καλούνται να διερευνήσουν την ύπαρξη συνθηκών αστάθειας κατά την βάρδιση όχι μόνο σε μία άρθρωση (βλ. γόνατο) αλλά στο σύνολο της κινητικής αλυσίδας του κάτω άκρου (ΠΔΚ, ισχίο, λεκάνη).

Σε μία προσπάθεια να διερευνηθεί η επαναληψιμότητα των ανωτέρω αποτελεσμάτων σε βάρδιση σε οπίσθια κατεύθυνση οι Zampeli et al (2010) εξέτασαν 15 ασθενείς με αρθροσκοπικά επιβεβαιωμένη ρήξη ΠΧΣ τους οποίους συνέκριναν με 10 υγιείς (ομάδα ελέγχου) οι οποίοι βάδισαν σε ταχύτητα που οι ίδιοι χαρακτήρισαν ως βολική. Η οπίσθια βάρδιση θεωρείται αναπόσπαστο κομμάτι της καθημερινότητας αλλά και απαραίτητη σε πληθώρα αθλητικών δραστηριοτήτων. Επιπλέον, η αυξημένη μυϊκή ενεργοποίηση των οπισθίων μηριαίων κατά την οπίσθια βάρδιση την καθιστά ενδιαφέρουσα στον τομέα της φυσικοθεραπευτικής αποκατάστασης και της πρόληψης τραυματισμών (Myer et al., 2008). Ο ρόλος των οπισθίων μηριαίων είναι να ξεκινούν την αρχική φάση αιώρησης κατά την βάρδιση μέσω πλειομετρικής σύσπασης (Van Deursen et al., 1998). Πιο συγκεκριμένα, κατά την αρχική φάση αιώρησης ο ρόλος των οπισθίων μηριαίων είναι να ξεκινούν την έκταση του ισχίου και την κάμψη του γόνατος. Για τον λόγο αυτό η αυξημένη ενεργοποίησή τους θεωρείται ωφέλιμη σε ασθενείς με ανεπάρκεια οπισθίου χιαστού συνδέσμου (ΟΧΣ) αφού έτσι επιτυγχάνουν αρθρική σταθερότητα στο γόνατο (Courtney et al., 2005). Επίσης, ένα πλεονέκτημα της οπίσθιας βάρδισης θεωρείται η μειομετρική σύσπαση του εκτατικού μηχανισμού του γόνατος αντί της εντονότερης πλειομετρικής καταπόνησης αυτών των μυών κατά την πρόσθια βάρδιση καταπονώντας έτσι λιγότερο την άρθρωση του γόνατος (Thorstensson, 1986).

Οι ερευνητές χρησιμοποίησαν 12,000 data-points, αριθμός επαρκής για τον ακριβή προσδιορισμό του μέγιστου εκθέτη Lyapunov και για τα δύο γόνατα των συμμετεχόντων (Stergiou et al, 2004a,b). Τα αποτελέσματα ανέδειξαν χαμηλότερες τιμές του μέγιστου εκθέτη Lyapunov στο πάσχον γόνατο σε σχέση με το φυσιολογικό. Ακόμα, το υγιές γόνατο των πασχόντων εμφάνισε χαμηλότερη τιμή του μέγιστου εκθέτη Lyapunov σε σύγκριση με την ομάδα ελέγχου. Επιπλέον, τα γόνατα με ρήξη του ΠΧΣ εμφάνισαν χαμηλότερο εκθέτη Lyapunov από ότι η ομάδα ελέγχου. Συνολικά, τα γόνατα με ρήξη του ΠΧΣ παρουσίασαν μειωμένη κινητική ποικιλία και άρα υψηλότερη ακαμψία, εξαγόμενο αναμενόμενο αφού η πολυπλοκότητα του κινητικού προτύπου κατά την βάρδιση προσδίδει στις επιμέρους αρθρώσεις του κάτω άκρου την απαραίτητη προσαρμοστικότητα έτσι ώστε να εξασφαλίζεται η βέλτιστη νευρομυϊκή συναρμογή (Zampeli et al, 2010). Η προαναφερθείσα διαφοροποιημένη κινητική συμπεριφορά γονάτων με ρήξη του ΠΧΣ μπορεί να αποδοθεί τόσο στην αναχαίτιση του τετρακεφάλου όσο και στην μείωση της ιδιοδεκτικής ικανότητας λόγω της απώλειας μηχανουποδοχέων (Tsepis et al, 2004; Courtney et al, 2005). Επιπλέον, αντίστοιχη κινητική ακαμψία καταγράφηκε και στο υγιές γόνατο των ασθενών με ρήξη του ΠΧΣ, γεγονός το οποίο αποδίδεται σε προσαρμοστικές αλλαγές που προκύπτουν λόγω των εμβιομηχανικών αλλαγών του πάσχοντος μέλους (Moraiti et al, 2007; Stergiou et al, 2004).

Οι Moraiti et al (2010) συνέκριναν την κινηματική συμπεριφορά 3 ομάδων των 6 συμμετεχόντων έκαστη μετά από χειρουργική αποκατάσταση του ΠΧΣ. Η πρώτη ομάδα υποβλήθηκε σε συνδεσμοπλαστική με μόσχευμα επιγονατιδικού τένοντα, η δεύτερη με μόσχευμα ημιτενοντώδους- ισχνού

προσαγωγού ενώ η τρίτη ήταν η ομάδα ελέγχου. Με την χρήση οπτικο-ηλεκτρονικού συστήματος 6 καμερών πραγματοποιήθηκε δίλεπτη (2') συνεχής καταγραφή κινηματικών δεδομένων (6000 data points στα 50Hz) η οποία αντιστοιχούσε σε 100 πλήρεις βηματισμούς οι οποίοι πραγματοποιήθηκαν πάνω σε ηλεκτρικό διάδρομο βάδισης. Στους συμμετέχοντες τοποθετήθηκαν 15 ανακλαστές σε συγκεκριμένες οστικές προεξοχές (Davis et al, 1991). Με βάση τις χρονοσειρές κάμψης- έκτασης του γόνατος σε οβελιαίο επίπεδο αξιολογήθηκε η δομή της βάδισης μέσω υπολογισμού του μέγιστου εκθέτη Lyapunov. Τα δεδομένα αναλύθηκαν αφιιτράριστα προκειμένου να επιτευχθεί η πλέον ρεαλιστική αποτύπωση των διακυμάνσεων των μετρήσεων (Wolf et al, 1985). Ο λόγος που μετρήθηκε η κινηματική μεταβλητότητα έναντι των χαρακτηριστικών του κύκλου βάδισης (πχ χρόνος διασκελισμού) ήταν ότι η αρθροκινηματική ανάλυση έχει μεγαλύτερη ευαισθησία καταγραφής διαφοροποιήσεων μεταξύ των ομάδων (Barrett et al, 2008). Ο υπολογισμός του εκθέτη Lyapunov έγινε με την εφαρμογή του αλγορίθμου των Wolf et al (1985) στον Chaos Data Analyzer (Professional Version, Physics Academic Software, Raleigh, NC, USA). Τα αποτελέσματα κατέδειξαν σημαντικά υψηλότερες τιμές του εκθέτη Lyapunov και στις 2 ομάδες συνδεσμοπλαστικής. Το υγιές γόνατο των χειρουργηθέντων ομάδων επίσης κατέδειξε υψηλότερες τιμές του εκθέτη Lyapunov οι οποίες μπορούν να ερμηνευτούν ως προσαρμοστικές αλλαγές, αναδεικνύοντας ωστόσο την μειωμένη προσαρμοστική ικανότητα και των δύο άκρων. Σε αντίθεση με την μη γραμμική ανάλυση η στατική λειτουργική αξιολόγηση των συμμετεχόντων η οποία πραγματοποιήθηκε με την χρήση της δοκιμασίας Lachman, το αρθρόμετρο KT-1000, την κλίμακα Lysholm, την κλίμακα Tegner και τη κλίμακα της International Knee Documentation Committee (IKDC2000) δεν ανέδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των ομάδων. Βάσει των προαναφερθέντων μέσων αξιολόγησης λειτουργικότητας όλοι οι ασθενείς επανήλθαν σε πλήρη κινητική δραστηριότητα. Τα αποτελέσματα αυτά αποτελούν μία πρώτη προσέγγιση για την τεκμηρίωση των πρόωρων εκφυλιστικών- αρθριτικών αλλοιώσεων που παρουσιάζονται σε ασθενείς με ιστορικό συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ.

Οι Kastavelis et al (2010) μελέτησαν την μεταβλητότητα των κινηματικών παραμέτρων του κάτω άκρου κατά την βάδιση σε οπίσθια κατεύθυνση με χρήση εικονικού περιβάλλοντος. Υπολογίστηκαν οι τρισδιάστατες αρθρικές αποκλίσεις του ισχίου, γόνατος και ΠΔΚ. Επίσης υπολογίστηκε η μεταβλητότητα των αρθρικών κινηματικών δεδομένων καθώς και η μεταβλητότητα ενός πλήρους κύκλου βάδισης. Οι συμμετέχοντες χρησιμοποίησαν γυαλιά προσομοίωσης ενώ περπατούσαν σε διάδρομο βάδισης. Τα κινηματικά δεδομένα κατεγράφησαν μέσω 8 υπέρυθρων καμερών και με την χρήση markers σε συγκεκριμένα ανατομικά σημεία των συμμετεχόντων. Η καταγραφή των κινηματικών δεδομένων πραγματοποιήθηκε τόσο σε πρόσθια βάδιση (μία καταγραφή) όσο και σε οπίσθια βάδιση, με διαφορετικό οπτικό περιβάλλον κάθε φορά (τρεις καταγραφές). Κατά τους Jordan et al. (2007) η κινητική μεταβλητότητα επηρεάζεται από την ταχύτητα βάδισης. Για τον λόγο αυτό η καταγραφή των δεδομένων έγινε στην ταχύτητα την οποία ο κάθε συμμετέχοντας αισθανόταν ασφαλής. Τα κινηματικά δεδομένα που χρησιμοποιήθηκαν αφορούσαν μόνο στο οβελιαίο επίπεδο, καθώς τα άλλα δύο επίπεδα σχετίζονται με αυξημένη πιθανότητα λάθους (Carozzo, Leardini, Benedetti, & Della Croce, 1996).

Υπολογίστηκε το μέγιστο αρθρικό εύρος κίνησης καθώς και η αρθρική κινηματική μεταβλητότητα με βάση τα χαρακτηριστικά του κύκλου βάρδιας και όχι με βάση τα χαρακτηριστικά του διασκελισμού (μήκος, χρόνος επαφής κτλ) (Barrett, Noordegraf, & Morrison, 2008). Αναλύθηκαν οι μέσοι όροι και coefficient of variations (CV) για κάθε εξαρτημένη μεταβλητή και για το ROM κάθε άρθρωσης (MO 350 βηματισμών). Επίσης, η δομή της κινητικής μεταβλητότητας μελετήθηκε με την χρήση της ArEn.

Οι διαφορές που εντοπίστηκαν κατά την ανάλυση του ROM των 3 αρθρώσεων του κάτω άκρου στην οπίσθια βάρδια καταδεικνύουν στατιστικά σημαντικές διαφορές οι οποίες δείχνουν ότι δεν πρόκειται για μία απλή αντιστροφή του κινητικού προτύπου. Το μειωμένο ROM το οποίο παρατηρήθηκε μπορεί να αποδοθεί στην αυξημένη ηλεκτρομυογραφική (EMG) δραστηριότητα των μυικών ομάδων του κάτω άκρου κατά την οπίσθια βάρδια (Grasso et al., 1998) η οποία ενδέχεται να περιορίζει την αρθρική κίνηση λόγω αυξημένων επιπέδων κινητικού ελέγχου (Kastavelis et al, 2010). Επίσης, οι διαφορές στην κινητική μεταβλητότητα της βάρδιας ήταν σημαντικές. Κατά την οπίσθια βάρδια οι τιμές της ArEn βρέθηκαν σημαντικά χαμηλότερες, καταδεικνύοντας την μειωμένη ελευθερία κατά την κίνηση, αποτέλεσμα του πιο 'σφιχτού' κινητικού ελέγχου που εφαρμόζεται με στόχο την επίτευξη υψηλότερης σταθερότητας σε μία δραστηριότητα με μικρότερη εξοικείωση και άρα με δυνητικά μικρότερη κινητική ποικιλομορφία.

Οι Steele et al (2016) μελέτησαν την μεταβλητότητα της κίνησης της ΟΜΣΣ κατά την βάρδια για απόσταση οκτώ (8) μέτρων μετά από ένα πρόγραμμα 12 εβδομάδων ενδυνάμωσης των εκτεινόντων μυών του κορμού αφού αυτοί αδυνατίζουν στην ΧΟ. Έγινε κινηματική καταγραφή της ΟΜΣΣ και μελετήθηκαν η γωνιακή μετατόπιση, το πρότυπο της κινηματικής κυματομορφής (CVp) και το αντιστάθμισμα της μεταβλητότητας (CVo). Οι συμμετέχοντες χωρίστηκαν σε 2 πειραματικές ομάδες (n= 12 και n=10) οι οποίες ακολούθησαν πρόγραμμα άσκησης πλήρους ή περιορισμένου ROM (50% του πλήρους ROM) και σε μία ομάδα ελέγχου (n= 9). Το πρόγραμμα άσκησης περιελάμβανε ενδυνάμωση των εκτεινόντων του κορμού σε αντίστοιχο μηχάνημα εκγύμνασης με συχνότητα μία φορά εβδομαδιαίως. Το Oswestry Disability Index (ODI) καθώς και η visual analog scale (VAS) χρησιμοποιήθηκαν για την αξιολόγηση των συμμετεχόντων. Τοποθετήθηκαν ανακλαστήρες στις ακανθώδεις αποφύσεις των I1 και Θ12 οι οποίοι κατέγραψαν την κινηματική συμπεριφορά της ΣΣ με την χρήση 10 καμερών. Σύμφωνα με τους ερευνητές και με βάση τον Syczewska et al (1999) τα τμήματα I2 με Θ10 κάμπτονται πλαγίως προς το πόδι που υποστηρίζει την λεκάνη κατά την βάρδια με μικρές διαφοροποιήσεις μεταξύ των σπονδύλων.

Σε επίπεδο κινηματικής ανάλυσης στατιστικά σημαντικές διαφορές για τις 2 ομάδες ελέγχου παρατηρήθηκαν μόνο στο οβελιαίο επίπεδο, υποδηλώνοντας ότι υπήρξε μία –μικρή μεν- βελτίωση στην επαναληψιμότητα του κινητικού μοτίβου. Στο μετωπιαίο και στο εγκάρσιο επίπεδο οι διαφορές δεν ήταν στατιστικά σημαντικές. Οι ερευνητική υπόθεση μπορεί να διαψεύστηκε εν μέρει χωρίς να είναι αμφισβητήσιμο το γεγονός ότι οι εκτάσεις κορμού μπορούν να βελτιώσουν την κινητική μεταβλητότητα στο οβελιαίο – τουλάχιστον- επίπεδο πιθανώς λόγω της εκτέλεσης της συγκεκριμένης άσκησης στο ομώνυμο επίπεδο. Παρ' όλα αυτά εγείρονται κάποια ερωτήματα σχετικά με την μεθοδολογία του παρεμβατικού πρωτοκόλλου της συγκεκριμένης μελέτης σχετικά με το παρεμβατικό κομμάτι αφού η συχνότητα

που εφαρμόστηκε (1 φορά εβδομαδιαίως). Η συχνότητα αυτή θεωρείται κλινικά ανεπαρκής και δεν εφαρμόζεται θεραπευτικά στον συγκεκριμένο πληθυσμό. Επιπλέον – και με βάση την προσωπική γνώμη του υποφαινομένου ερευνητή- η τοποθέτηση των ανακλαστήρων στα προαναφερθέντα ανατομικά σημεία απεικονίζει την ΟΜΣΣ σαν ένα ενιαίο σύστημα χωρίς να μπορεί να εστιάσει συγκεκριμένα στα επίπεδα O4-I1 τα οποία είναι και αυτά στα οποία η ΧΟ έχει -θεωρητικά- μεγαλύτερη επίδραση.

Οι Kaijupst et al (2013) διερεύνησαν την επίδραση διαφορετικών ακουστικών ερεθισμάτων στην μεταβλητότητα της κίνησης κατά την βάδιση. Για τις ανάγκες της έρευνας χρησιμοποιήθηκαν 27 νέοι και 27 ηλικιωμένοι συμμετέχοντες οι οποίοι περπάτησαν σε διάδρομο βάδισης για 5 λεπτά ενώ δέχονταν –μέσω ακουστικών- ακουστικά ερεθίσματα διαφόρων τύπων: αδιάφορος θόρυβος, χαοτικός ρυθμός, μετρονόμος και χωρίς ακουστικό ερέθισμα. Μετρήθηκαν το μήκος και πλάτος του διασκελισμού καθώς και το διάστημα μεταξύ των διασκελισμών. Χρησιμοποιήθηκαν κινηματικά δεδομένα από 6 κάμερες (100Hz) με την βοήθεια ασύρματων ανακλαστήρων οι οποίοι τοποθετήθηκαν σε συγκεκριμένα ανατομικά σημεία: πάνω από το γόνατο, πάνω από την ΠΔΚ, στο μέσο άκρο πόδα και στο ιερό οστόύν. Η επεξεργασία των χρονοσειρών των δεδομένων έγινε με την Detrended Fluctuation Analysis (DFA). Όσον αφορά στον πληθυσμό των ηλικιωμένων αλλά όχι των νεοτέρων η τετραγωνικού τύπου στατιστική ανάλυση κατέδειξε ένα εξιδανικευμένο ανεστραμμένο U shape το οποίο περιέγραφε την σχέση μεταξύ της μεταβλητότητας της βάδισης και του τύπου των ακουστικών ερεθισμάτων που παράγονταν. Με βάση την θεωρία της Ιδανικής Κινητικής Μεταβλητότητας το U shape περιγράφει την σχέση μεταξύ προβλεψιμότητας και περιπλοκότητας της βάδισης. Πιο συγκεκριμένα, το ερέθισμα το οποίο φάνηκε πως προκαλούσε την ιδανική κινητική μεταβλητότητα (βλ. την κορυφή του U shape) ήταν αυτό με τον χαοτικό ρυθμό. Το συμπέρασμα αυτό καταδεικνύει την αλλαγή στην μεταβλητότητα της βάδισης των ηλικιωμένων ανάλογα με το ακουστικό ερέθισμα που δέχονται. Από την άλλη πλευρά, οι νέοι συμμετέχοντες δεν φάνηκαν να επηρεάζονται από την αλλαγή του ακουστικού ερεθίσματος. Σε συνθήκες απουσίας ακουστικού ερεθίσματος οι πιο ηλικιωμένοι παρουσίασαν μία τάση προς ένα λιγότερο σύνθετο βάδισμα, σε αντίθεση με την ομάδα των νέων η οποία και πάλι δεν έδειξε να επηρεάζεται. Άλλες μελέτες έχουν καταδείξει ότι η ιδανική κινητική μεταβλητότητα μειώνεται με την ηλικία. Η συγκεκριμένη έρευνα κατέληξε ότι το ακουστικό ερέθισμα πράγματι επηρεάζει την κινητική συμπεριφορά των πιο ηλικιωμένων συμμετεχόντων. Μελλοντικές έρευνες καλούνται να προσδιορίσουν επακριβώς το είδος του ερεθίσματος το οποίο μπορεί να συνεισφέρει θετικά στην σταθερότητα της βάδισης αυτών των ατόμων. Οι συμμετέχοντες ανέφεραν ότι ο αδιάφορος θόρυβος ήταν μάλλον αποσταθεροποιητικός κάτι που σημαίνει ότι κατέβαλαν προσπάθεια μάλλον να τον αγνοήσουν. Ο πληθυσμός των νέων σαφώς έχει την ικανότητα να αγνοεί κάποιο ακουστικό ερέθισμα ενώ περπατάει λόγω της εξοικείωσης με φορητά μέσα αναπαραγωγής μουσικής σε αντίθεση με τους ηλικιωμένους. Αυτό μπορεί να αποτελεί μία πιθανή εξήγηση για το γεγονός ότι οι νέοι δεν παρουσίασαν καμία κινητική μεταβολή. Ενδιαφέρον, επίσης, παρουσιάζει το γεγονός ότι με την χρήση του μετρονόμου οι συμμετέχοντες δεν παρουσίασαν μία πιο σύνθετη βάδιση και άρα έναν πιο ολοκληρωμένο κινητικό έλεγχο γεγονός που έρχεται σε αντίθεση με την συνήθη μεθοδολογία που εφαρμόζεται για την



ομαλοποίηση της βάδισης σε συνθήκες κινητικής αποκατάστασης. Τα δεδομένα αυτά ανοίγουν νέα ερωτήματα σχετικά με την διαδικασία λειτουργίας και εκμάθησης του κινητικού ελέγχου.

Οι Buster et al (2013) μελέτησαν κινηματικά δεδομένα του κάτω άκρου κατά την βάδιση και την προπόνηση σε ελλειπτικό ποδήλατο σε συμμετέχοντες με τραυματικές εγκεφαλικές βλάβες (traumatic brain injuries-TBI). Συμμετείχαν 10 υγιείς εθελοντές και 10 ασθενείς με TBI οι οποίοι είτε περπατούσαν σε διάδρομο βάδισης είτε χρησιμοποιούσαν ελλειπτικό ποδήλατο. Στην ανάλυση των δεδομένων χρησιμοποιήθηκε ο συντελεστής πολλαπλών συσχετισμών (coefficient of multiple correlations- CMC ) ο οποίος καταγράφει τον βαθμό ομοιότητας των κινητικών προτύπων των συμμετεχόντων, οι αρθρικές γωνίες κίνησης, η γραμμική μεταβλητότητα των αρθρικών γωνιακών κινήσεων (μέσω χρήσης τυπικών αποκλίσεων των ακραίων αρθρικών γωνιακών κινήσεων) και ο εκθέτης Lyapunov ως στοιχείο αξιολόγησης της δομής της κινηματικής μεταβλητότητας (μη γραμμική μεταβλητότητα). Ο CMC συνέκρινε τα κινητικά πρότυπα μεταξύ των 2 ομάδων και βρέθηκε υψηλότερος του 0.85 για το ισχίο, το γόνατο και την ΠΔΚ τόσο κατά την βάδιση σε διάδρομο όσο και κατά την χρήση ελλειπτικού ποδηλάτου καταδεικνύοντας αντίστοιχη κινηματική συμπεριφορά. Η μόνη στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των 2 ομάδων βρέθηκε στις αρθρικές γωνίες κίνησης της ΠΔΚ κατά την τελική φάση στήριξης. Το εύρημα αυτό πιθανότατα οφείλεται στην ύπαρξη σπαστικότητας και συ-σύσπασσης στον γαστροκνήμιο των ασθενών με TBI (Buster et al, 2013). Η μεταβλητότητα ήταν υψηλότερη για την ομάδα TBI και ιδιαίτερα κατά την χρήση του ελλειπτικού ποδηλάτου. Η τρισδιάστατη χωρική ανάλυση για τις 2 ομάδες κατέδειξε μία τάση αυξημένης απόκλισης (βλ. μειωμένη αλληλοεπικάλυψη των τροχιών κίνησης σε διαδοχικούς κύκλους) στο κινηματικό πρότυπο για τους ασθενείς σε σύγκριση με την ομάδα ελέγχου. Παρ' όλα αυτά, οι διαφορές αυτές δεν έφτασαν το όριο της στατιστικής σημαντικότητας (Buster et al, 2013). Ο εκθέτης Lyapunov για την άρθρωση του ισχίου ήταν υψηλότερος κατά την βάδιση σε διάδρομο ενώ κατά την χρήση ελλειπτικού ήταν υψηλότερος για την άρθρωση της ΠΔΚ. Οι ερευνητές κατάληξαν ότι τα κινηματικά πρότυπα των ασθενών με TBI ήταν παραπλήσια με αυτά της ομάδας ελέγχου αν και εμφάνισαν μία ελαφρώς αυξημένη μεταβλητότητα τόσο στην βάδιση σε διάδρομο όσο και στην χρήση ελλειπτικού ποδηλάτου (Buster et al, 2013). Εφ' όσον η ενσωμάτωση πολύπλοκων κινήσεων αποτελεί στόχο του προγράμματος αποκατάστασης τότε η χρήση ελλειπτικού ποδηλάτου αποτελεί μία αξιόπιστη εναλλακτική λύση (Buster et al, 2013).

Οι Tochigi et al (2012) μελέτησαν την κινητική μεταβλητότητα κατά την βάδιση σε 52 ενήλικες με συμπτωματική οστεοαρθρίτιδα γόνατος (OA) τους οποίους συνέκριναν με 57 υγιείς συμμετέχοντες. Το ηλικιακό φάσμα ήταν ευρύ καλύπτοντας ηλικίες από 20 έως 79 ετών. Μετρήθηκε η τριαξονική επιτάχυνση κάθε κάτω άκρου με την χρήση φορητών συσκευών- οθονών που τοποθετήθηκαν πάνω από την ΠΔΚ άρθρωση. Η συγκεκριμένη συσκευή χρησιμοποιήθηκε ως μία απλούστευση της κλασσικής ανάλυσης βάδισης με την χρήση ανακλαστήρων και οπτικο-ηλεκτρικών μεθόδων. Παρ' ότι η λεπτομέρεια της πληροφορίας από την συγκεκριμένη συσκευή είναι σαφώς περιορισμένη τα αποτελέσματα ταυτίζονται με αυτά άλλων μελετών που εστιάζουν στην 'απώλεια της κινητικής πολυπλοκότητας'. Επιπλέον, η αξιολόγηση αυτή δεν έχει την δυνατότητα να εστιάσει στο σημείο της κινητικής

αλυσίδας το οποίο πάσχει αλλά περιγράφει επαρκώς την συνολική ποιότητα βάρδισης συμπεριλαμβάνοντας όλο το σύμπλεγμα κάτω άκρου- λεκάνης. Η μη γραμμική ανάλυση πραγματοποιήθηκε με την χρήση της Μέσης Εντροπίας Sample Entropy (SampEn) αφού και οι τρεις επιταχύνσεις μεταφράστηκαν σε ένα κοινό διάνυσμα το οποίο περιλαμβάνει και το μέγεθος και την κατεύθυνση του διανύσματος της επιτάχυνσης. Στον ρυθμό που ο κάθε ασθενής επέλεξε να βαδίσει οι ασθενείς με ΟΑ εμφάνισαν σημαντικά χαμηλότερες τιμές SampEn ( $p= 0.0002$ ) χωρίς συνεπακόλουθη μείωση και στην ταχύτητα βάρδισης. Επίσης, η μείωση της κινητικής πολυπλοκότητας ήταν αντιστρόφως ανάλογη της ηλικίας τόσο στον ρυθμό που ο κάθε εξεταζόμενος διάλεξε όσο και στον πιο γρήγορο βηματισμό που ζητήθηκε.

Οι Wurdeman & Stergiou (2013) μελέτησαν την δομή της μεταβλητότητας κατά την βάρδιση 10 υγιών νέων συμμετεχόντων οι οποίοι βάρδισαν σε ταχύτητα της επιλογής τους σε πρόσθια και πλάγια κατεύθυνση. Πραγματοποιήθηκε κινηματική ανάλυση του άκρου ποδός (και των 2 άκρων) μέσω 2 ανακλαστήρων που τοποθετήθηκαν στην πτέρνη και στην 2η μεταταρσο-φαλαγγική άρθρωση με την χρήση 8 καμερών (sampling στα 60 Hz). Η ανάλυση της μεταβλητότητας και στις 2 κατευθύνσεις βάρδισης δεν περιορίστηκε στο οβελιαίο επίπεδο αλλά επεκτάθηκε και στο μετωπιαίο με την χρήση του μέγιστου LyE. Και στα 2 επίπεδα η δομή της μεταβλητότητας δεν παρουσίασε σημαντικές διαφοροποιήσεις καταδεικνύοντας αντίστοιχο νευρομυϊκό έλεγχο. Επίσης, ο LyE στο δευτερεύον επίπεδο κίνησης (δηλ. το μετωπιαίο για την πρόσθια βάρδιση και το οβελιαίο για την πλάγια βάρδιση) ήταν σημαντικά υψηλότερος. Σε συμφωνία, λοιπόν, με την υπάρχουσα βιβλιογραφία η μεταβλητότητα είναι αυξημένη στα δευτερεύοντα επίπεδα κίνησης καθώς εκεί υπάρχει μεγαλύτερος ενεργητικός κινητικός έλεγχος. Με βάση πρόσφατες μελέτες η μηχανική της πλάγιας βάρδισης εξυπηρετεί την απεμπλοκή του ενεργού κινητικού ελέγχου ανεξαρτήτως κατεύθυνσης (Wurdeman et al, 2012). Πιο συγκεκριμένα, στην πλάγια βάρδιση μεγαλύτερη μεταβλητότητα βρέθηκε στο οβελιαίο επίπεδο παρά στο μετωπιαίο. Στην πρόσθια βάρδιση το ποσό της μεταβλητότητας στο μετωπιαίο επίπεδο σχετίζεται άμεσα με τον κίνδυνο πτώσης (Brach et al, 2007). Συνεπώς, η μεταβλητότητα στο μετωπιαίο επίπεδο έχει άμεση επίπτωση στο ποσοστό πτώσεων. Εφ' όσον ο ενεργός έλεγχος εξαρτάται από την κατεύθυνση του πρωτεύοντος επιπέδου κίνησης και όχι από τα ανατομικά επίπεδα κίνησης τότε η βελτίωση του ποσοστού μεταβλητότητας του δευτερεύοντος επιπέδου κίνησης θα έχει θετική επίδραση στην σταθερότητα της βάρδισης. Όσον αφορά στην πρόσθια βάρδιση αυτό αναφέρεται στο μετωπιαίο επίπεδο ενώ στην πλάγια βάρδιση στο οβελιαίο επίπεδο.

Σε μία εμπειρισταωμένη μελέτη η οποία πραγματοποιήθηκε από τους Cimolin et al (2011) διερευνήθηκαν οι κινηματικές διαφορές μεταξύ ομάδας υγιών συμμετεχόντων (10 συμμετέχοντες), παχύσαρκων ασθενών (10 συμμετέχοντες) και παχύσαρκων ασθενών με ΧΟ (8 συμμετέχοντες). Οι συμμετέχοντες βάρδισαν σε διάδρομο βάρδισης και η κίνησή τους κατεγράφη με την χρήση του Vicon ενώ 2 πλατφόρμες Kistler κατέγραψαν τις δυνάμεις που ασκούσαν στο έδαφος. Τα αποτελέσματα ανέδειξαν αυξημένο χρόνο επαφής με το έδαφος και μικρότερο μήκος βηματισμού για την ομάδα με ΧΟ. Επιπλέον, η ομάδα αυτή παρουσίασε μικρότερο εύρος κίνησης στην λεκάνη και το ισχίο στο μετωπιαίο επίπεδο, γενικά μειωμένο ROM γόνατος και ειδικότερα στην κάμψη κατά την φάση αιώρησης καθώς επίσης και μειωμένη

ραχιαία κάμψη ΠΔΚ τόσο κατά την φάση αιώρησης όσο και στην φάση επαφής με το έδαφος.

Όσον αφορά στην κινητική ανάλυση στις 2 ομάδες παχυσαρκίας δεν αναδείχθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές στην δύναμη που ασκούσε η ΠΔΚ κατά την φάση προώθησης η οποία όμως βρέθηκε μικρότερη σε σχέση με την ομάδα ελέγχου. Όσον αφορά στο ισχίο οι 2 ομάδες παχυσαρκίας παρουσίασαν υψηλότερα επίπεδα δύναμης κατά την φάση στάσης με την ομάδα της ΧΟ να υπερτερεί έναντι των άλλων. Το μοτίβο της κίνησης για τους ασθενείς με παχυσαρκία τοποθετήθηκε μεταξύ των ασθενών με ΧΟ και των υγιών συμμετεχόντων καταδεικνύοντας ότι ο συνδυασμός των 2 παθολογιών επηρεάζει περισσότερο τον τρόπο βάδισης. Πιο συγκεκριμένα, η ομάδα με ΧΟ εμφάνισε μειωμένη σταθερότητα κατά την βάδιση, όπως αυτό φάνηκε από τον αυξημένο χρόνο επαφής με το έδαφος, την μειωμένη ταχύτητα και το μήκος διασκελισμού σε σύγκριση με τις άλλες 2 ομάδες καθώς και με μία λιγότερο φυσιολογική 'στρατηγική ΠΔΚ- γόνατος'. Η απουσία πόνου μπορεί να δικαιολογήσει αυτά τα αποτελέσματα αφού η ραχιαία κάμψη της ΠΔΚ και η κάμψη του γόνατος μπορεί να αυξήσουν την τάση που ασκείται στο ισχιακό νεύρο εξαναγκάζοντας τους εξεταζόμενους σε περιορισμό του ROM παρ' όλο που οι συμμετέχοντες δεν είχαν ενεργή συμπτωματολογία ισχιαλγίας (Cimolin et al, 2011).

Οι μη φυσιολογικές χωρο- χρονικές παράμετροι σχετίζονται με μία ενυπάρχουσα αστάθεια στα παχύσαρκα άτομα τα οποία αυξάνουν τον χρόνο διπλής στήριξης και μειώνουν την ταχύτητα βάδισης προκειμένου να εξασφαλίσουν την απαιτούμενη δυναμική σταθερότητα (Cimolin et al, 2011). Η ομάδα παχυσαρκίας παρουσίασε μεγαλύτερο ROM λεκάνης και ισχίου στο μετωπιαίο επίπεδο καθώς και ραχιαία κάμψη ΠΔΚ στην φάση στήριξης. Τέλος, η ραχιαία κάμψη της ΠΔΚ κατά την στήριξη σχετίστηκε με μειωμένη κάμψη ισχίου στην μέση φάση στήριξης σε συνδυασμό με μειωμένο μήκος διασκελισμού (Cimolin et al, 2011).

Μία ιδιαίτερος ενδιαφέρουσα μελέτη πραγματοποιήθηκε από τους Papadakis et al (2009) οι οποίοι συνέκριναν την κινηματική μεταβλητότητα κατά την βάδιση ασθενών με οσφυϊκή στένωση σε σχέση με υγιή πληθυσμό. Οι ασθενείς αξιολογήθηκαν για τα επίπεδα πόνου που περιέγραφαν με το Oswestry Low Back Questionnaire. Για την καταγραφή της κίνησης χρησιμοποιήθηκε ένα τριαξονικό ψηφιακό επιταχυνσιόμετρο στα 128 Hz το οποίο τοποθετήθηκε στην οσφυϊκή μοίρα των εξεταζόμενων και πιο συγκεκριμένα πάνω από τον 5<sup>ο</sup> οσφυϊκό σπόνδυλο. Παρότι κατεγράφησαν και οι 3 άξονες επιτάχυνσης χρησιμοποιήθηκε μόνο ο κατακόρυφος (z) αφού ο μεν άξονας (x) σχετιζόταν άμεσα με την ταχύτητα βάδισης (την οποία η συγκεκριμένη έρευνα δεν εξέταζε) και ο άξονας (y) ο οποίος δεν ενδεικνυόταν για τέτοιου τύπου ανάλυση καθώς περιγράφει πλαγιο- πλάγιες αποκλίσεις από την απόλυτα ευθεία γραμμή οι οποίες θα μετέβαλλαν τα ποσοστά μεταβλητότητας ακόμα κι αν δεν οφείλονταν σε συγκεκριμένη παθολογία. Για την σύγκριση του βαθμού μεταβλητότητας χρησιμοποιήθηκε ο αλγόριθμος διαφορικής εντροπίας (differential entropy) ο οποίος αποτελεί μία τροποποίηση της εντροπίας του Shannon για συνεχείς μεταβλητές. Οι εξεταζόμενοι βάδισαν σε ευθύ διάδρομο 40m σε ταχύτητα που οι ίδιοι διάλεξαν. Τα αποτελέσματα κατέδειξαν στατιστικά σημαντικά υψηλότερη εντροπία για τους ασθενείς με σπονδυλική στένωση σε σχέση με τους υγιείς ( $t_{68} = -10.291, p < 0.001$ ). Συνεπώς, οι πάσχοντες εξεταζόμενοι παρουσίασαν

σαφώς μεγαλύτερη μεταβλητότητα και άρα 'ανωμαλία' στην βάδιση τους. Οι ερευνητές απέδωσαν τα ευρήματα αυτά στην χαμηλή ανοχή κατά την βάδιση των ασθενών με στένωση και σε πιθανό ριζιτικό ερεθισμό με αποτέλεσμα ο εξεταζόμενος να αναπροσαρμόζει το κινητικό πρότυπο της βάδισής του με άμεσο αντίκτυπο στην αύξηση της κινητικής του μεταβλητότητας. Ο διάχυτος πόνος αυτών των ασθενών τους εξαναγκάζει σε μη φυσιολογικές και μη προβλέψιμες κινητικές απαντήσεις- συμπεριφορές οι οποίες αυξάνουν την κινητική μεταβλητότητα (Papadakis et al, 2009). Σε συμφωνία με άλλους ερευνητές (Georgoulis et al, 2006, Costa et al, 2003) η κινητική μεταβλητότητα – όπως μετρήθηκε με την ArEn- αυξάνεται όσο ο εξεταζόμενος ξεφεύγει από την ταχύτητα άνετης βάδισης. Αυτό αφορά τόσο σε υψηλότερες όσο και σε χαμηλότερες ταχύτητες βάδισης (Papadakis et al, 2009). Μέσω της χρήσης του Receiver Operating Characteristic (ROC) το 97.1% των ασθενών και το 80.0% των υγιών συμμετεχόντων μπόρεσε να προσδιοριστεί επιτυχώς ενώ η πιθανότητα ορθού διαχωρισμού μεταξύ πασχόντων από σπονδυλική στένωση και υγιών συμμετεχόντων ανήλθε στο 97.6%. Επιπλέον, το ερωτηματολόγιο Oswestry βρέθηκε ότι σχετίζεται καλά με τα επίπεδα εντροπίας των εξεταζομένων. Πιο συγκεκριμένα, τιμές υψηλότερες από 40 σχετίζονται με τις υψηλές τιμές της εντροπίας ενώ τιμές χαμηλότερες από 40 σχετίζονται με χαμηλές τιμές εντροπίας. Συνεπώς, ένα χαμηλό σκορ στο συγκεκριμένο ερωτηματολόγιο περιγράφει καλά έναν ασθενή ο οποίος αναμένουμε να παρουσιάσει μεγάλες διαφοροποιήσεις από την φυσιολογική βάδιση.

# **ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ**

# ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΜΕΛΕΤΗΣ

---

## Σκοπός της έρευνας

Σκοπός της παρούσας μελέτης είναι η σύγκριση της κινηματικής μεταβλητότητας ασθενών με χρόνια οσφυαλγία (ΧΟ) με υγιείς συμμετέχοντες κατά την βάρδια με την χρήση μη γραμμικών παραμέτρων.

## Σημαντικότητα της έρευνας

Η παρούσα έρευνα θα διερευνήσει- περιγράψει το κινητικό πρότυπο του συμπλέγματος της Οσφυικής Μοίρας Σπονδυλικής Στήλης (ΟΜΣΣ)-λεκάνης- κάτω άκρου κατά την βάρδια σε διαφορετικές ταχύτητες και με διαφορετικό βαθμό δυσκολίας (βάρδια σε ανωφέρεια). Παρ' ότι η κινηματική καταγραφή του κάτω άκρου και της Σπονδυλικής Στήλης (ΣΣ) δεν αποτελεί καινοτομία, τόσο η μη γραμμική ανάλυση αυτών των παραμέτρων όσο και η συσχέτισή τους με τις επιμέρους αρθρώσεις της κινητικής αλυσίδας του κάτω άκρου δεν έχουν ως τώρα μελετηθεί.

## Ερευνητική υπόθεση

Βάσει της ερευνητικής υπόθεσης της παρούσης έρευνας τα ευρήματα αναμένεται να αναδείξουν κινητική συμπεριφορά της ΟΜΣΣ με μη χαστική κατανομή για την ομάδα της ΧΟ, γεγονός το οποίο προκύπτει από τις μέχρι τώρα μελέτες με χρήση εργαλείων μη γραμμικής ανάλυσης στην μεθοδολογία τους. Κατ' αντιστοιχία, λοιπόν, του ισχίου, του γόνατος και της ΠΔΚ άρθρωσης οι οποίες έχουν ως τώρα μελετηθεί αναμένουμε ανάλογα αποτελέσματα και για το υψηλότερο κομμάτι της κινητικής αλυσίδας και τελικό αποδέκτη των εφαρμοζόμενων δυνάμεων, την ΟΜΣΣ. Επίσης, αναμένονται υψηλά ποσοστά συσχέτισης της ΟΜΣΣ με τις άλλες αρθρώσεις του κάτω άκρου αφού, ως αναπόσπαστο κομμάτι της αλυσίδας, η ΟΜΣΣ θα ακολουθήσει αντίστοιχο κινητικό πρότυπο. Ωστόσο, η πειραματική μελέτη θα καταδείξει αν είτε η ΟΜΣΣ είτε κάποιες από τις λοιπές αρθρώσεις λειτουργώντας αντισταθμιστικά ακολουθούν διαφορετική κινητική συμπεριφορά προκειμένου να διατηρηθεί η ομαλότερη δυνατή απορρόφηση των ασκουμένων δυνάμεων.

Πιο συγκεκριμένα, αναμένεται ότι πιθανή μη χαστική κίνηση της ΠΔΚ ή του γόνατος θα συνεπάγεται και αντίστοιχη κίνηση της ΟΜΣΣ. Παρ' όλα αυτά, δεν αποκλείεται το ενδεχόμενο κάποια από τις προαναφερθείσες περιφερικές αρθρώσεις να ακολουθεί διαφορετικό μοντέλο κίνησης (χαστική κίνηση) μεταφέροντας τις επιπρόσθετες δυνάμεις που συνεπάγεται μία κινηματικά διαφοροποιημένη άρθρωση (στοιχεία πιθανής αστάθειας) σε γειτονικές αρθρώσεις είτε χαμηλότερα είτε υψηλότερα στην αλυσίδα (βλ. γόνατο- ΠΔΚ-ισχίο).

## Συμμετέχοντες και μεθοδολογία

- Πειραματικό πρωτόκολλο: Τεκμηρίωση παραμέτρων

Η παρούσα έρευνα διερευνά την δομή της κίνησης και την προβλεψιμότητα αυτής στην ΟΜΣΣ, την λεκάνη και το κάτω άκρο κατά την βάρδιση.

Οι συμμετέχοντες βάρδισαν χωρίς υποδήματα (Lugade et al, 2011) πάνω σε διάδρομο βάρδισης χωρίς συγκεκριμένες οδηγίες για τον τρόπο που θα πρέπει να βαδίσουν (αυτόματη στάση σώματος κτλ) και με ταχύτητα την οποία οι ίδιοι θα χαρακτήριζαν ως άνετη (self- selected speed- βλ. σχετική βιβλιογραφία) και η οποία αντιστοιχεί σε βάρδιση χαμηλής έως μέτριας έντασης. Ακολούθησε βάρδιση σε υψηλότερη ταχύτητα 5 km/h καθώς και βάρδιση υπό κλίση (διαδρόμου βάρδισης) 7° στην ίδια ταχύτητα (5 km/h). Η διάρκεια καταγραφής για κάθε ταχύτητα βάρδισης ήταν 30". Πραγματοποιήθηκαν 2 προσπάθειες για κάθε ταχύτητα βάρδισης οι οποίες και χρησιμοποιήθηκαν για την επεξεργασία και την στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων. Με τον ρυθμό δειγματοληψίας στα 100Hz αυτός ο χρόνος συνεπάγεται 3000 data points, αριθμός που θεωρείται επαρκέστατος για τον αξιόπιστο υπολογισμό του LyE και της ApEn (Pincus and Goldberger, 1994). Η έναρξη της καταγραφής έγινε ενώ ο εξεταζόμενος είχε ήδη ξεκινήσει την βάρδιση για λίγα δευτερόλεπτα και άρα είχε σταθεροποιήσει τον βηματισμό του.

Η διάρκεια καταγραφής πάνω στον διάδρομο σχετίζεται άμεσα με τον όγκο της πληροφορίας που χρειαζόμαστε για την ασφαλή εξαγωγή των στατιστικών αποτελεσμάτων. Ωστόσο, η διάρκεια καταγραφής πάνω στον διάδρομο όσο και οι ταχύτητες βάρδισης των εξεταζομένων παρουσιάζουν σημαντική διαφοροποίηση στην βιβλιογραφία.

Όσον αφορά σε μελέτες σε πληθυσμό με ΧΟ οι Crosbie et al (2013) κατέγραψαν τους εξεταζομένους σε απόσταση 8,5m -το οποίο αντιστοιχεί σε περίπου 15 διασκελισμούς- σε ταχύτητα που διάλεξαν οι ίδιοι οι συμμετέχοντες και στην μέγιστη ταχύτητα που οι ίδιοι χαρακτήριζαν ως άνετη. Οι Lamoth et al (2006) κατέγραψαν τους εξεταζομένους για 30s και σε ταχύτητες που ξεκινούσαν από την ελάχιστη 'άνετη' έως τα 7km/h. Οι Sarwahi et al (2002) χρησιμοποίησαν καταγραφή 5s για 3 προσπάθειες οι οποίες προσαρμόστηκαν σε πλήρεις κύκλους βάρδισης σε ταχύτητα που επέλεξαν οι εξεταζόμενοι. Οι Vogt et al (2001) κατέγραψαν στα 4,5 km/h για 30s και χωρίς επαναληπτική καταγραφή (1 προσπάθεια). Οι Huang et al (2011) χρησιμοποίησαν 20s βάρδισης σε 4 προκαθορισμένες ταχύτητες με συχνότητα δειγματοληψίας στα 50Hz.

Σε έρευνες σε υγιή πληθυσμό που εξετάζουν τα περιθώρια σταθερότητας της ΟΜΣΣ (margins of stability) με την χρήση συστημάτων καταγραφής κίνησης- ανάλυσης βάρδισης (Vicon κτλ) οι παράμετροι καταγραφής διαφέρουν:

Οι Hak et al (2013) κατέγραψαν δεδομένα για 25 διαφορετικούς συνδυασμούς μήκους και συχνότητας διασκελισμού για συνολικά 4min. Οι Lugade et al (2011) χρησιμοποίησαν ταχύτητα που επέλεξαν οι εξεταζόμενοι για βάρδιση σε διάδρομο 10m με συχνότητα δειγματοληψίας στα 60Hz. Οι Young and Dingwell (2012) κατέγραψαν τους συμμετέχοντες σε 3 προσπάθειες των 3' για 6 διαφορετικές συνθήκες βάρδισης (διαφοροποιήσεις σε μήκος και ρυθμό διασκελισμού) στα 60Hz.

Το όριο μεταξύ της βάρδισης και του τρεξίματος είναι, συνήθως, για τους ενήλικες στα 7,2 km/h (2ms-1 - Nilsson & Thorstensson, 1989). Συνεπώς, διατηρώντας την ταχύτητα στα 5 km/h εξασφαλίζουμε ότι παραμένουμε εντός της ζώνης της βάρδισης, καθώς το τρέξιμο είναι μία δραστηριότητα η οποία δεν ταιριάζει στον συγκεκριμένο πληθυσμό ο οποίος ανήκει στην κατηγορία των πασχόντων. Το να υποβάλλουμε αυτούς τους συμμετέχοντες σε σωματικά επιβαρυντικές δραστηριότητες θα ήγειρε θέματα ηθικών περιορισμών σχετικά με την σωματική τους ακεραιότητα. Η επιλογή της κλίσης του διαδρόμου στις 7 ° δεν είναι τυχαία αφού μπορεί να αυξήσει μεν το επίπεδο δυσκολίας της βάρδισης χωρίς όμως να την καθιστά επικίνδυνη ή να αλλάζει δραματικά το εμβιομηχανικό μοντέλο της κίνησης όπως συμβαίνει για παράδειγμα στην βάρδιση σε ανωφέρεια. Επίσης, η συγκεκριμένη κλίση συναντάται πολύ συχνά στον καθημερινό χώρο μετακίνησής μας καθιστώντας την –ουσιαστικά– λειτουργική παράμετρό της.

Η συγκεκριμένη κλίση του διαδρόμου είναι συμβατή με διάφορα πειραματικά πρωτόκολλα με την χρήση διαδρόμου βάρδισης. Οι Ehlen et al (2011) χρησιμοποίησαν κλίση -3°, 0°, 3°, 6° και 9°, γωνίες οι οποίες αντιστοιχούν σε χαμηλής έως μέτριας έντασης άσκηση (40%–60% VO<sub>2</sub> max) και σε μέσο πληθυσμό με σχετικά μειωμένη κινητική ικανότητα (υπέρβαροι). Επιπλέον, η συγκεκριμένη επιλογή της κλίσης του διαδρόμου θεωρείται ότι δεν ξεφεύγει από τα όρια της βάρδισης σε επίπεδο έδαφος. Οι Grampp et al (2000) χρησιμοποίησαν κλίση 8,5° και 15° προκειμένου να καταγράψουν τις εμβιομηχανικές διαφοροποιήσεις στον άκρο πόδα κατά την βάρδιση σε ανωφέρεια και κατωφέρεια. Γωνίες μικρότερες αυτών που χρησιμοποίησαν δεν φάνηκε να έχουν σημαντική επίδραση στην λειτουργία του άκρου ποδός. Ομοίως, η κλίση που χρησιμοποιήθηκε από τους Lay et al (2005) για την κινηματική και κινητική αξιολόγηση κατά την βάρδιση σε ανωφέρεια κυμάνθηκε σε υψηλότερα των 7° επίπεδα. Πιο συγκεκριμένα, οι μοίρες που χρησιμοποιήθηκαν ήταν -39%, -15%, 0%, +15%, +39% και -21°, -8.5°, 0°, +8.5°, +21°. Συμπερασματικά και με βάση τις ανωτέρω μελέτες θα λέγαμε ότι κλίση του διαδρόμου έως 7° δεν φαίνεται ικανή ώστε να επηρεάσει σημαντικά τις κινηματικές παραμέτρους της βάρδισης είτε σε υγιή είτε σε πληθυσμό με κινητικές δυσκολίες.

Προκειμένου να εξασφαλισθεί η μέγιστη αξιοπιστία των μετρήσεων οι συμμετέχοντες εξοικειώθηκαν με την βάρδιση πάνω στον διάδρομο για 6min (Matsas et al, 2000, Zeni et al, 2010). Δόθηκε αρκετός χρόνος στους εξεταζόμενους ώστε να αντιληφθούν και να επιτελέσουν την δοκιμασία ορθά, έτσι ώστε να εξαλειφθεί η επίδραση της προθέρμανσης (warm- up effect) και της εξοικείωσης με την δοκιμασία (learning effect) (Hertel et al, 2000). Μετά από κάθε προσπάθεια δόθηκε επαρκής χρόνος ανάπαυσης (5 λεπτών) μέχρι την έναρξη της επόμενης καταγραφής (Robinson et al, 2008).

Ο διάδρομος που χρησιμοποιήθηκε ήταν ο Pegasus® F-300. Ο συγκεκριμένος διάδρομος είναι ηλεκτρικός, με ισχύ 3 hp και δυνατότητα μέγιστης ταχύτητας στα 21 km/h, ηλεκτρονικά ρυθμιζόμενη κλίση 15 επιπέδων (έως 15°) και μέγεθος τάπητα 51x 140 cm ώστε να μην υπάρχει δυσκολία κατά την βάρδιση ακόμα και παχύσαρκων ατόμων ή ατόμων που δεν είχαν ιδιαίτερη εξοικείωση με διαδρόμους βάρδισης στο παρελθόν.

Η καταγραφή των δεδομένων έγινε με το Vicon Nexus. Το λογισμικό που χρησιμοποιήθηκε για την επεξεργασία των αποτελεσμάτων ήταν το Visual 3D. Πρίν την έναρξη της κάθε καταγραφής προηγείτο έλεγχος και



calibration των καμερών του Vicon. Επιπλέον, πριν την έναρξη των μετρήσεων προηγήτο καταγραφή των σωματομετρικών χαρακτηριστικών των εξεταζομένων. Συγκεκριμένα, μετρήθηκε το ύψος, το βάρος, το μήκος του σκέλους με την χρήση βαθμονομημένης ταινίας, η απόσταση των ΠΑΛΑ καθώς και η διάμετρος της ΠΔΚ και του γόνατος με την χρήση χιλιοστομετρικού παχυμέτρου. Τα δεδομένα αυτά είναι απαραίτητα για την ορθή παραμετροποίηση του Vicon.

Οι εξεταζόμενοι αφού διάβασαν επισταμένως το 'Ενημερωτικό Φυλλάδιο Συμμετεχόντων' το οποίο τους διανεμήθη (βλ. Παράρτημα) συμπλήρωσαν και υπέγραψαν την 'Εγγραφή Συναίνεση Συμμετεχόντων στην Έρευνα' (βλ. Παράρτημα). Ακολουθώντας, συμπλήρωσαν το ερωτηματολόγιο 'Owestry' καθώς και το 'Roland- Morris Disability Questionnaire' (βλ. Παράρτημα).

Εξετάστηκε η μεταβλητότητα των κινηματικών δεδομένων της ΟΜΣΣ και στους 3 άξονες. Χρησιμοποιήθηκε το Vicon Nexus 1.5 για καταγραφή και το λογισμικό Visual 3D για τον υπολογισμό των αρθρικών γωνιών με την χρήση γωνιών Cardan (Euler). Οι γωνίες υπολογίστηκαν με την εξής σειρά επιπέδων: 1) οβελιαίο, 2) μετωπιαίο και 3) εγκάρσιο. Τα δεδομένα φιλτραρίστηκαν με την χρήση φίλτρου χαμηλής διόδου Butterworth (fourth order, cutoff frequency determined for each individual participant as sum of residuals closest to zero using 4, 6, 8, 10, and 12 Hz) και ομαλοποιήθηκαν με βάση τον κύκλο βάδισης από το αρχικό δεξί heel strike (0%) μέχρι το επόμενο heel strike του ίδιου ποδιού (100%). Το heel strike ορίστηκε ως η χαμηλότερη κάθετη μετατόπιση του ανακλαστήρα της δεξιάς πτέρνης.

- Τοποθέτηση των ανακλαστήρων

Πριν από τη έναρξη της καταγραφής τοποθετήθηκαν επάνω στους εξεταζομένους οι απαραίτητοι ανακλαστήρες (markers) προκειμένου να γίνει η αποτύπωση της κίνησης από το σύστημα Vicon (6 υπέρυθρες κάμερες). Οι ανακλαστήρες τοποθετήθηκαν σε προκαθορισμένα, διακριτά ανατομικά σημεία του σώματος των συμμετεχόντων (βλ. παρακάτω για λεπτομέρειες). Για το συγκεκριμένη έρευνα οι υπό εξέταση αρθρώσεις ήταν ο άκρος πόδας και η ποδοκνημική (ΠΔΚ), το γόνατο, το σύμπλεγμα λεκάνης ισχίων καθώς και η ΟΜΣΣ η οποία είναι και η βάση για την λειτουργία όλου του κάτω άκρου. Πραγματοποιήθηκε μη γραμμική στατιστική ανάλυση των κινηματικών δεδομένων που προέκυψαν από τις μετρήσεις των ανωτέρω αρθρώσεων.

Όσον αφορά στην αποτύπωση της κίνησης της λεκάνης τοποθετήθηκαν ανακλαστήρες στις πρόσθιες άνω λαγόνιες άκανθες (ΠΑΛΑ) και στις πρόσθιες οπίσθιες λαγόνιες άκανθες (ΠΟΛΑ). Επιπλέον, τοποθετήθηκε ανακλαστήρας και στην ακανθώδη απόφυση του I1 ιερού σπονδύλου σκοπό την ακριβέστερη απεικόνιση της βάσης του ιερού οστού και της συσχέτισής του με την ΟΜΣΣ (Ο1 σπόνδυλος). Όσον αφορά στο κάτω άκρο τοποθετήθηκαν markers στον μείζονα τροχαντήρα για την αποτύπωση της άρθρωσης του ισχίου, την μεσότητα του μηρού, τον έξω μηριαίο επικόνδυλο και τη κεφαλή της περόνης για την άρθρωση του γόνατος, το μέσον της κνήμης, το έξω σφυρό για την άρθρωση της ΠΔΚ, η κεφαλή του δεύτερου μεταταρσίου και το κύρτωμα της πτέρνης. Οι τελευταίοι 3 markers αναπαράγουν τις κινήσεις του άκρου ποδός. Η τοποθέτηση των

ανακλαστήρων γίνεται με βάση το μοντέλο Plug- in- Gait του Vicon (βλ. παράρτημα- Davis et al., 1991).

Οι ανακλαστήρες τοποθετήθηκαν πάνω σε όλους τους εξεταζόμενους επιδερμικά με την χρήση κολλητικής ταινίας διπλής όψευς από τον ίδιο ερευνητή, προκειμένου να αποφευχθούν τυχόν διαφοροποιήσεις μεταξύ της τοποθέτησης λόγω προσωπικής διαφοροποίησης (inter-tester variability). Η εν λόγω ερευνητής είναι έμπειρη φυσικοθεραπεύτρια με επαρκέστατη εμπειρία στην ψηλάφηση ανατομικών σημείων του σώματος και αδιαμφισβήτητη εμπειρία στην τοποθέτηση ανακλαστήρων στα συγκεκριμένα ανατομικά σημεία για ανάλυση βάδισης. Μέσω της συλλογής τρισδιάστατων δεδομένων αντί δυσδιάστατων (2D) ελαχιστοποιείται η απόκλιση στις μετρήσεις λόγω προοπτικής παραβολής (perspective error- Areblad et al, 1990).

Ο ρυθμός- συχνότητα δειγματοληψίας (sampling rate- frequency) για την συγκεκριμένη έρευνα ορίστηκε στα 100 Hz. Τα δεδομένα που χρησιμοποιήθηκαν ήταν αφιλτράριστα (unfiltered data) προκειμένου να αποφευχθεί απώλεια δεδομένων η οποία προκύπτει από την ομαλοποίηση που γίνεται από το λογισμικό του μηχανήματος σε περίπτωση φιλτραρίσματος (filtered data- Mees and Judd, 1993).

- Τοποθέτηση των ανακλαστήρων στην ΟΜΣΣ: τεκμηρίωση

Η τοποθέτηση markers στην ΟΜΣΣ αποτελεί μία ιδιαιτερότητα της παρούσας μελέτης. Η πλειονότητα των ερευνητών καταγράφει την κίνηση της ΟΜΣΣ ως σχετική της κίνησης του κορμού ως προς την λεκάνη. Ωστόσο, αυτό συνεπάγεται απώλεια της πραγματικής κινητικής συμπεριφοράς της ΟΜΣΣ. Στην παρούσα μελέτη τοποθετήθηκε marker στην ακανθώδη απόφυση του Ο1 καθώς και στην βάση του ιερού οστού (I1) (Shum et al, 2007). Επίσης, τοποθετήθηκε και ένας marker 'οδηγός' στην εγκάρσια απόφυση του Ο3 (αριστερά ή δεξιά δεν έχει σημασία) ο οποίος απλώς επιτρέπει στο σύστημα Vicon να αναγνωρίσει τις στροφές της ΟΜΣΣ. Η κίνηση της ΟΜΣΣ ορίζεται ως η σχετική κίνηση μεταξύ των ανακλαστήρων των Ο1 και I1 σπονδύλων. Ουσιαστικά η ΟΜΣΣ περιγράφεται από το τμήμα Ο1-I1. Η τοποθέτηση των markers στις ακανθώδεις αποφύσεις εξασφαλίζει την ελάχιστη δυνατή απώλεια δεδομένων λόγω κίνησης δέρματος και υποδόριου ιστού. Η δυσκολία καταγραφής των κινήσεων της ΟΜΣΣ έγκειται ακριβώς στην δυσκολία απομόνωσης των σπονδυλικών σωμάτων και στην παρουσία ικανού υποδόριου ιστού. Πιο συγκεκριμένα το διάστημα Ο3- I2 περιγράφει την κατώτερη οσφυϊκή μοίρα – η οποία είναι και η πιο συμπτωματική κλινικά- ενώ το Ο3- Θ12 την ανώτερη (Dankaerts et al., 2006). Οι διαφοροποιήσεις αυτής της οσφυϊκής μοίρας έχει σημασία καθώς οι δύο μοίρες (ανώτερη- κατώτερη) παρουσιάζουν κάποιο βαθμό λειτουργικής ανεξαρτησίας (Mitchell et al., 2008). Αντίστοιχη μοντελοποίηση της ΟΜΣΣ χρησιμοποιήθηκε και από τους Crosbie et al (2013) οι οποίοι όρισαν την ΟΜΣΣ ως την σχετική κίνηση μεταξύ του Ο1 και του I1 σπονδύλου, ενώ την κατώτερη θωρακική μεταξύ της κίνησης του Θ6 ως προς τον Ο1.

Η πιθανή απώλεια κινηματικών δεδομένων από την μοντελοποίηση της ΟΜΣΣ με το συγκεκριμένο πρωτόκολλο (Ο1-I1 & marker 'οδηγός') αποτελεί πεδίο μελλοντικής έρευνας και τεκμηρίωσης και ξεφεύγει από τους σκοπούς της παρούσας μελέτης. Ωστόσο, η πιθανή ελλιπή μοντελοποίηση της ΟΜΣΣ

δεν αποτελεί τροχοπέδη για την παρούσα μελέτη καθώς αυτή εξετάζει την δομή της κίνησης της ΟΜΣΣ ως μετατόπιση στον χώρο και όχι ως πιστό εμβιομηχανικό μοντέλο που απεικονίζει την σχετική κίνηση μεταξύ των σπονδύλων της ΟΜΣΣ ή μεταξύ της ΟΜΣΣ και της λεκάνης. Η χασοτική ή όχι κινηματική συμπεριφορά του O1 marker και αντίστοιχα του I1 δεν επηρεάζεται από την ακριβή μοντελοποίηση της ΟΜΣΣ αφού εξετάζει τα σημεία αυτά ως ανεξάρτητα μέσα στον χώρο.

Σύμφωνα με τους Williams et al (2013), οι οποίοι χρησιμοποίησαν ενδοοστικές βελόνες για την ακριβή καταγραφή των κινήσεων της ΟΜΣΣ, η μεσοσπονδύλια κινητικότητα των οσφυϊκών σπονδύλων κατά την βάρδια είναι πολύ μικρή και δεν υπερβαίνει τις 4° ανά σπονδυλικό επίπεδο. Οι κινήσεις σε οβελιαίο επίπεδο είναι ελαφρώς μεγαλύτερου εύρους όπως και τα ανώτερα σπονδυλικά επίπεδα σε σχέση με την κατώτερη οσφυϊκή. Συνεπώς, η τοποθέτηση ανακλαστήρων σε δύο οσφυϊκά επίπεδα (ανώτερο και κατώτερο) μπορεί να περιγράψει επαρκώς την συνολική κινητική συμπεριφορά της ΟΜΣΣ χωρίς να υπάρχει ανάγκη για απεικόνιση όλων των σπονδύλων μεμονωμένα. Σύμφωνα με τους Syczewska et al (1999) τα τμήματα I2 με Θ1 κάμπτονται πλάγως προς το πόδι που υποστηρίζει την λεκάνη κατά την βάρδια με μικρές διαφοροποιήσεις μεταξύ των σπονδύλων.

- Χρήση ερωτηματολογίων: Oswestry Disability Index και Roland-Morris Disability Questionnaire

Το Oswestry Disability Index (Fairbank et al, 1980) και το Roland-Morris Disability Questionnaire (Roland & Morris, 1983) είναι δύο ερωτηματολόγια τα οποία χρησιμοποιούνται συχνά σε πληθυσμούς με οσφυαλγία (Deyo et al, 1998). Και τα δύο εισήχθησαν στις αρχές του 1980, έχουν χρησιμοποιηθεί ευρέως και μεταφραστεί σε διάφορες γλώσσες (Fairbank & Pynsent, 2000; Roland & Fairbank, 2000). Όσον αφορά στις αρχικές αγγλικές εκδόσεις τους η εγκυρότητα και η αξιοπιστία τους έχουν ελεγχθεί επαρκώς (Riley et al, 1995). Επίσης και τα δύο αυτά ερωτηματολόγια έχουν υψηλή μεταξύ τους συσχέτιση και αντίστοιχη εσωτερική συνοχή (Roland & Fairbank, 2000) αλλά διαφορετική κατανομή της βαθμολογίας τους και δυνατότητα αποτύπωσης διαφοροποιήσεων σε διαφορετικά επίπεδα κινητικής ικανότητας (Fairbank & Pynsent, 2000). Δεν εστιάζουν σε κοινωνικούς και ψυχολογικούς παράγοντες, οι οποίοι παίζουν σημαντικό ρόλο στην ΧΟ, καταφέροντας έτσι την απλούστευση της βαθμονόμησής τους (Parageorgiou et al, 1997).

Είναι και τα δύο συνοπτικά και εύκολα στην χρήση τους (χρησιμοποιούν 10 και 24 ερωτήματα αντίστοιχα), εύκολα στον υπολογισμό της βαθμολογίας τους και χωρίς διαφοροποιήσεις μεταξύ των ερευνητών που θα το χρησιμοποιήσουν (inter observer variations). Όσον αφορά στο Oswestry Disability Index η βαθμολογία προκύπτει μετά από πρόσθεση των βαθμών (0 – 5) των απαντήσεων κάθε μίας από τις 10 ερωτήσεις που περιλαμβάνει. Στο Roland-Morris Disability Questionnaire η εξαγωγή της βαθμολογίας είναι ακόμα απλούστερη αφού προστίθενται τα ερωτήματα τα οποία ο εξεταζόμενος έχει διαλέξει. Κυμαίνεται μεταξύ 0-24 και υψηλότερες βαθμολογίες περιγράφουν και υψηλότερο βαθμό ανικανότητας.

- Εργαλεία μέτρησης

Για την ανάλυση της κίνησης χρησιμοποιήθηκε το σύστημα Vicon, το οποίο πραγματοποίησε την καταγραφή των κινηματικών δεδομένων. Το Vicon είναι ένα σύστημα τρισδιάστατης (3D) ανάλυσης κίνησης. Ο τρόπος λειτουργίας του βασίζεται στην 'ανάγνωση' ειδικών ανακλαστήρων (markers) οι οποίοι τοποθετούνται οι πάνω σε συγκεκριμένες οστικές προεξοχές του σώματος των συμμετεχόντων. Για τον σκοπό αυτό το Vicon χρησιμοποιεί 6 υπέρυθρες κάμερες οι οποίες δημιουργούν ένα τρισδιάστατο ψηφιακό σκελετό του σώματος του εξεταζομένου. Στην συνέχεια, μέσω του εξειδικευμένου λογισμικού Polygon το οποίο διαθέτει το Vicon και μετά από επεξεργασία των αδρών δεδομένων (raw data) που έχουν συλλεχθεί υπολογίζονται το κέντρο των υπό εξέταση αρθρώσεων και της ΟΜΣΣ καθώς και οι αρθρικές γωνίες οι οποίες και χρησιμοποιούνται στην τελική στατιστική ανάλυση των δεδομένων. Το λογισμικό Polygon επεξεργάζεται αρθρικές γωνίες (κινηματικά δεδομένα) καθώς και αρθρικές ροπές και δυνάμεις, δεδομένα για τα οποία έχει δυνατότητα συγχρονισμού με αρχεία κειμένου (text files), πίνακες δεδομένων (data tables), αρχεία AVI (AVI files), αρχεία φωτογραφίας καθώς και ιστοσελίδες. Επίσης, αποθηκεύει αρχεία ασθενών- εξεταζομένων σε έτοιμες φόρμες (templates), κάνει εξαγωγή μέσου όρου αποτελεσμάτων και επιτρέπει την δημιουργία βάσεων δεδομένων (normative database) ενώ η τελική επεξεργασία και αποτύπωση των μετρήσεων μπορεί να γίνει σε αρχείο Word, PDF ή HTML.

Το Vicon έχει χρησιμοποιηθεί σε μεγάλο αριθμό μελετών με ποικιλία ερευνητικών στόχων. Έχει καθιερωθεί πλέον ως το gold standard παγκοσμίως στην καταγραφή κινηματικών και κινητικών δεδομένων. Έχει χρησιμοποιηθεί από το Australian Institute of Sport and Berlei για την κατασκευή ειδικών βοηθημάτων για αθλητές (στηθόδεσμος- sports bra) με σκοπό την ελαχιστοποίηση κατά 60% του πόνου στο στήθος κατά την αθλητική δραστηριότητα (καταγραφή ελάχιστης- μέγιστης αναπήδησης του στήθους κατά το τρέξιμο- αναπήδηση). Στο πανεπιστήμιο της Northumbria το Vicon χρησιμοποιήθηκε για την ακριβή καταγραφή χορευτικών κινήσεων συμμετεχόντων οι οποίοι ακολούθως βαθμολογήθηκαν για την χορευτική τους ικανότητα μέσω του μοντέλου το οποίο το Vicon αναπαρήγαγε.

Στον τομέα της αθλητικής έρευνας το Vicon αποτελεί τον ακρογωνιαίο λίθο της ακριβούς καταγραφής και ανάλυσης κινητικών προτύπων τα οποία επιστρατεύονται σε κάθε άθλημα με στόχο την βέλτιστη αποτύπωση και αιτιολόγηση των μηχανισμών πρόκλησης τραυματισμών καθώς και την τελειοποίηση κινήσεων και τεχνικών. Ως πλήρως εξειδικευμένο στην έρευνα πάνω στο cricket το University of Western Australia (UWA) χρησιμοποίησε το Vicon για την ακριβή καταγραφή και εφαρμογή του κανονισμού του συγκεκριμένου αθλήματος σχετικά με την αυστηρότατη απαγόρευση έκτασης του αγκώνα πάνω από τις 15°. Το πανεπιστήμιο του Calgary (Καναδάς) σε συνεργασία με το Running Injury Clinic (RIC) έχει δημιουργήσει μία βάση δεδομένων βάσει της οποίας μπορούν να καθοριστούν οι εμβιομηχανικοί παράγοντες πρόκλησης τραυματισμών. Η βάση έχει δημιουργηθεί από καταγραφή μεγάλου αριθμού αθλητών (δρομέων) στο εργαστήριο ανάλυσης βάρδιας με την χρήση του συστήματος Vicon. Η κλινικά ουσιαστική χρησιμότητα της εντόπισης του αιτιοπαθολογικού μηχανισμού έγκειται στο ότι ακολουθεί η κατάρτιση ειδικά προσαρμοσμένου και εξατομικευμένου

προγράμματος αποκατάστασης το οποίο ελαχιστοποιεί τον χρόνο αποχής του αθλητή και τον προφυλάσσει από μελλοντικό επανατραυματισμό ή υποτροπή. Επίσης, μέσω ειδικών αλγορίθμων κατηγοριοποίησης μπορούν να απομονωθούν ειδικά χαρακτηριστικά κάθε τραυματισμού καθιστώντας εφικτή την κατάταξη κάποιου αθλητή σε ομάδα αυξημένου κινδύνου μελλοντικού τραυματισμού.

Όσον αφορά στις εκφυλιστικές αρθροπάθειες ένα κομβικό σημείο προβληματισμού για όλες τις κλινικές ειδικότητες είναι κατά πόσο αυξάνεται ο βαθμός επιβάρυνσης άλλων αρθρώσεων πέραν της εκφυλισμένης. Η αιτία είναι η διαφοροποίηση του κινητικού πατέντου της βάδισης λόγω πόνου στην εκφυλισμένη άρθρωση. Παρ' όλα αυτά, τα ερευνητικά στοιχεία που υπάρχουν στο συγκεκριμένο κομμάτι είναι πενιχρά. Μία τέτοια ερευνητική προσπάθεια και με την χρήση του Vicon πραγματοποιήθηκε στο πανεπιστήμιο του Cardiff (UK) πάνω σε 20 ασθενείς με εκφυλιστική οστεοαρθρίτιδα γόνατος πριν και μετά την χειρουργική τους αποκατάσταση. Η υπόθεση ήταν ότι τα προεγχειρητικά πατέντα κίνησης θα παρουσίαζαν μεγάλη μεταβλητότητα η οποία θα εξέλιπε μετεγχειρητικά. Παρ' όλα αυτά, παρατηρήθηκε σταθερότητα των κινητικών προτύπων προεγχειρητικά η οποία παρουσίασε μεγάλη μεταβλητότητα μετεγχειρητικά. Προεγχειρητικά τα πατέντα βάδισης παρουσίαζαν χαμηλές ταχύτητες, μη φυσιολογικές κυματομορφές στις αρθρικές ροπές σε οβελιαίο επίπεδο με αυξημένες ροπές απαγωγής του γόνατος (adduction moments) και συσύσπαση τετρακεφάλου- οπισθίων μηριαίων. Μετεγχειρητικά, ωστόσο, η επαναφορά αυτών των αποκλίσεων σε φυσιολογικές τιμές ήταν ατελής και με μεγάλες αποκλίσεις. Η συγκεκριμένη μελέτη έκανε χρήση των εργαλείων γραμμικής ανάλυσης προκειμένου να καταλήξει σε αυτά τα εξαγόμενα. Η χρήση μη γραμμικής ανάλυσης ίσως κατεδείκνυε διαφορετικές τιμές κινητικής μεταβλητότητας. Σύμφωνα με την θεωρία της ιδανικής κινητικής μεταβλητότητας τόσο μία αυξημένη όσο και μία περιορισμένη από άποψη μεταβλητότητας κινητική συμπεριφορά δεν περιγράφουν την βέλτιστη- ιδανική κινητικότητα ενός συστήματος.

Η παρούσα μελέτη καλείται να ερμηνεύσει αντίστοιχα δεδομένα και αποτελέσματα τα οποία θα προκύψουν από παραπλήσια κλινικά πρωτόκολλα και με την χρήση του ίδιου εξοπλισμού (Vicon) υπό ένα άλλο πρίσμα, αυτό της αξιολόγησης της ιδανικής κινητικής μεταβλητότητας. Πρόκειται για ένα είδος ανάλυσης το οποίο δεν έχει χρησιμοποιηθεί ευρέως μέχρι τώρα στην ανάλυση της βάδισης- κίνησης και μπορεί να συνεισφέρει σημαντικά στην αποκάλυψη μίας άλλης προοπτικής στην μέχρι τώρα αντίληψη μας σχετικά με την ποιοτική και ποσοτική αξιολόγηση της κινηματικής συμπεριφοράς.

- Επιλογή συμμετεχόντων

Για την παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκαν 15 ασθενείς με ΧΟ (πειραματική ομάδα) και 15 υγιείς (ομάδα ελέγχου) οι οποίοι είχαν παραπλήσια σωματομετρικά, φυλετικά και ηλικιακά χαρακτηριστικά, έτσι ώστε να υπάρχει η βέλτιστη δυνατή αντιστοιχία στα εξαγόμενα αποτελέσματα. Ο συγκεκριμένος αριθμός συμμετεχόντων χαρακτηρίζεται ως επαρκής με βάση την υπάρχουσα βιβλιογραφία (Moraiti et al, 2010; Stergiou et al, 2004). Υπήρξε συμμετρική κατανομή ανδρών- γυναικών. Η ηλικία των συμμετεχόντων κυμάνθηκε μεταξύ 30- 60 έτη, ηλικιακό φάσμα το οποίο

αντιστοιχεί σε ενήλικες νεαρής και μέσης ηλικίας. Επιπλέον, ήταν μη αθλούμενοι, έτσι ώστε να ανήκουν στον γενικό πληθυσμό. Η επιλογή αυτού του δείγματος δεν είναι τυχαία, αφού η εν λόγω ηλικιακή και πληθυσμιακή ομάδα είναι η αντιπροσωπευτικότερη των πασχόντων από ΧΟ και αυτή η οποία αναζητά συχνότερα ιατρική και φυσικοθεραπευτική φροντίδα (Cassidy et al, 2005). Επιπλέον, ο συγκεκριμένος πληθυσμός αντιμετωπίζεται θεραπευτικά με βάση συγκεκριμένες κλινικές οδηγίες (clinical guidelines) (Chou et al, 2007). Οι συμμετέχοντες κατανεμήθηκαν στις 2 ομάδες οι οποίες είχαν ικανή αντιστοιχία σε ηλικιακά και σωματικά χαρακτηριστικά.

- Κριτήρια απόρριψης

Από την έρευνα αποκλείστηκαν άτομα τα οποία πληρούν τουλάχιστον ένα από τα κάτωθι κριτήρια:

- I. Άτομα με απώλεια οπτικής ή ακουστικής ικανότητας (Davlin, 2010).
- II. Νευρολογικές διαταραχές του κάτω άκρου π.χ. μουδιάσματα-αιμωδίες άκρου ποδός- δακτύλων που σχετίζονται με παθήσεις της ΟΜΣΣ.
- III. Δομικές ιδιαιτερότητες του άκρου ποδός π.χ. πλατυποδία ή κοιλοποδία (Cote et al, 2005) λόγω της συσχέτισης τέτοιων παθήσεων με ισορροπιστική αδυναμία.
- IV. Ορθοπεδικά χειρουργεία της ΣΣ και του κάτω άκρου τους τελευταίους 9 μήνες.
- V. Ιστορικό αστάθειας του γόνατος ή της ποδοκνημικής άρθρωσης (ΠΔΚ).
- VI. Τραυματισμός του γόνατος ή της ΠΔΚ κατά τους τελευταίους 9 μήνες.

- Προστασία εργαστηριακών και προσωπικών δεδομένων

Η προσέλευση των συμμετεχόντων έγινε μέσω προσωπικής προσέγγισης από τον πρωτεύοντα ερευνητή. Αρχικά ενημερώθηκαν με λεπτομέρεια σχετικά με τους σκοπούς και τους στόχους της έρευνας, την (αδρή) μεθοδολογία αυτής, επακριβώς τί θα χρειαστεί να κάνουν οι ίδιοι, τα οφέλη που θα αποκομιστούν από την ολοκλήρωση της συγκεκριμένης μελέτης, τις πιθανές επιπλοκές που μπορεί να προκύψουν (μηδενικές) καθώς και την πλήρη ελευθερία να αποσυρθούν ανά πάσα στιγμή χωρίς καμία επίπτωση σε περίπτωση που αντιμετωπίσουν την οποιαδήποτε σωματική ή ψυχολογική πίεση ή δυσκολία. Σε περίπτωση που για οποιονδήποτε λόγο το ζητήσουν, ακόμα και μετά το πέρας των μετρήσεων, οι εργαστηριακές μετρήσεις που τους αφορούν θα διαγραφούν χωρίς να συμπεριληφθούν στην στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων. Δόθηκε σε όλους 'Ενημερωτικό Φυλλάδιο Συμμετεχόντων', το οποίο περιελάμβανε όλες τις προαναφερθείσες πληροφορίες σε απλή και κατανοητή γλώσσα (βλ. παρακάτω). Ακολούθως απαντήθηκαν πιθανές απορίες- ενστάσεις που προέκυπταν από τους συμμετέχοντες. Ζητήθηκε από όλους έγγραφη συναίνεση για την συμμετοχή

τους στην έρευνα (Έγγραφο Συναίνεση Συμμετεχόντων στην Έρευνα - βλ. παρακάτω).

Τα αποτελέσματα των εργαστηριακών μετρήσεων που πραγματοποιήθηκαν κατηγοριοποιήθηκαν αναλόγως σε ποιά ομάδα (πειραματική ή ελέγχου) ανήκει ο ασθενής. Δεν δόθηκαν εξατομικευμένα αποτελέσματα ούτε ατομικές αναφορές για κάθε εξεταζόμενο, αφού αυτό αντιβαίνει στους ερευνητικούς σκοπούς αυτής της μελέτης. Επίσης, τα δεδομένα που συνελέχθησαν θα παραμείνουν εκτός δημοσίας προσέγγισης για τουλάχιστον 3 χρόνια μετά από την ολοκλήρωση της έρευνας.

Οι συμμετέχοντες είχαν στη διάθεσή τους αρκετό χρόνο εξοικείωσης (familiarization) με τις υπό εξέταση κινήσεις- δραστηριότητες, έτσι ώστε να ελαχιστοποιηθούν οι αποκλίσεις στις μετρήσεις λόγω ελλιπούς προσαρμογής.

Προκειμένου να εξασφαλιστεί η ανωνυμία και η ασφάλεια των εργαστηριακών και προσωπικών δεδομένων των συμμετεχόντων κάθε συμμετέχων διέθετε τον προσωπικό του κωδικό ασφαλείας τον οποίο γνώριζε μόνο ο πρωτεύων ερευνητής. Στον κωδικό αυτό αντιστοιχούσαν τόσο τα ηλεκτρονικά δεδομένα του συμμετέχοντος όσο και χειρόγραφες σημειώσεις που τον αφορούσαν.

Όλες οι λεπτομέρειες που αφορούσαν στους συμμετέχοντες στην έρευνα, όπως τα ονόματα και τα στοιχεία επικοινωνίας, βρίσκονταν ασφαλισμένα σε κωδικοποιημένο αρχείο στον σκληρό δίσκο του πρωτεύοντος ερευνητή. Εφεδρικά αρχεία διατηρούντο σε φορητή μονάδα μνήμης (USB device) του ιδίου.

Όλα τα δεδομένα διατυπώθηκαν κατά τέτοιο τρόπο ώστε να μην είναι αναγνωρίσιμη η ταυτότητα ή τα προσωπικά στοιχεία των συμμετεχόντων.

## **Ενημερωτικό Φυλλάδιο Συμμετεχόντων**

Τίτλος: Μη γραμμική κινηματική ανάλυση πληθυσμού με χρόνια οσφυαλγία κατά την επιτέλεση λειτουργικών δραστηριοτήτων

Πρόσκληση: Σας προσκαλώ να συμμετάσχετε στην ερευνητική μας προσπάθεια. Πριν αποφασίσετε για την συμμετοχή σας πρέπει να κατανοήσετε τους σκοπούς της μελέτης αυτής και τί ακριβώς περιλαμβάνει η συμμετοχή σας. Παρακαλώ να διαβάσετε προσεκτικά τις ακόλουθες πληροφορίες. Θα χαρούμε να απαντήσουμε σε τυχόν απορίες σας.

Σκοπός: Η παρούσα μελέτη αποτελεί μέρος της διδακτορικής μου διατριβής. Ο στόχος της είναι να δώσει νέες πληροφορίες σχετικά με την ανθρώπινη κίνηση σε ασθενείς με χρόνια οσφυαλγία (ΧΟ).

Γιατί κληθήκατε ως υποψήφιος

Κληθήκατε ως υποψήφιος επειδή πληρείτε τα κριτήρια εισαγωγής της παρούσας μελέτης. Επιλέξαμε υγιείς ενήλικες με στόχο να τους συγκρίνουμε με ασθενείς με ΧΟ. Μεγάλος αριθμός συνομιλήκων σας πάσχουν από ΧΟ. Τα εξαγόμενα αυτής της μελέτης θα βοηθήσουν στην αποτελεσματικότερη αντιμετώπιση αυτής της τόσο διαδεδομένης πάθησης.

### Συμμετοχή- δημοσίευση των αποτελεσμάτων

Είστε ελεύθερος να αποσυρθείτε από την έρευνα οποιαδήποτε στιγμή χωρίς να χρειάζεται να απολογηθείτε γι αυτό. Αν ενδιαφέρεστε για τα τελικά αποτελέσματα αυτής της μελέτης μπορείτε να ανατρέξετε στην βιβλιοθήκη της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Αθηνών ή σε δημοσιευμένο άρθρο που θα βρείτε στο διαδίκτυο σε ψηφιακή μορφή (πληκτρολογώντας το όνομά μου).

### Επιπτώσεις της συμμετοχής σας: πιθανοί κίνδυνοι- ωφέλη της έρευνας

Η διαδικασία μέτρησης θα διαρκέσει περίπου 20'. Η συγκεκριμένη διαδικασία θα πραγματοποιηθεί μία φορά και δεν θα χρειαστεί να επαναληφθεί στο μέλλον ή να ακολουθήσετε συγκεκριμένες θεραπευτικές- ιατρικές οδηγίες. Θα σας ζητηθεί να πραγματοποιήσετε κάποιες απλές κινήσεις οι οποίες θα καταγραφούν από ειδικές κάμερες. Για τον λόγο αυτό θα χρειαστεί να τοποθετηθούν ειδικοί ανακλαστήρες σε συγκεκριμένα ανατομικά σημεία του σώματός σας. Η πιθανότητα τραυματισμού ή άλλης επιπλοκής είναι ανύπαρκτη. Οι συγκεκριμένες μετρήσεις δεν θα έχουν κάποια θεραπευτική επίδραση επάνω σας αλλά οι πληροφορίες που θα δώσουν θα βοηθήσουν στην πιο εμπειριστατωμένη και αποτελεσματική θεραπεία της ΧΟ.

### Αποζημίωση και αμοιβές

Η συμμετοχή στην παρούσα έρευνα είναι καθαρά εθελοντική, αφού δεν χρηματοδοτείται από κάποιο οργανισμό ή ίδρυμα.

### Τί γίνεται αν προκύψει κάποιο πρόβλημα;

Αν έχετε οποιαδήποτε απορία ή ένσταση σχετικά με την παρούσα μελέτη παρακαλώ απευθυνθείτε στους ερευνητές που πραγματοποιούν τις συγκεκριμένες μετρήσεις (δίδονται και οι αντίστοιχες ηλεκτρονικές διευθύνσεις για περαιτέρω επικοινωνία).

### Η συμμετοχή μου στην έρευνα θα παραμείνει ανώνυμη;

Όλες οι πληροφορίες οι οποίες θα συλλεχθούν κατά την συγκεκριμένη μελέτη θα διατηρηθούν αυστηρά ανώνυμες και ασφαλείς. Μετά το πέρας των μετρήσεων οι προσωπικές σας μετρήσεις δεν θα συνοδεύονται από τα προσωπικά σας στοιχεία, έτσι ώστε η ταυτοποίησή τους να είναι αδύνατη. Σε περίπτωση αποχώρησής σας από την έρευνα όλα τα μέχρι εκείνη την στιγμή συλλεχθέντα στοιχεία και δεδομένα θα διαγραφούν από τα αρχεία μας.

Σας ευχαριστούμε πολύ για την συμμετοχή σας!!!

## **Έγγραφο Συναίνεση Συμμετεχόντων στην Έρευνα**

### Τίτλος της έρευνας:

Αριθμός συμμετέχοντος:

Όνομα ερευνητή:

(Σημειώσατε κατάλληλα)



- Βεβαιώνω ότι έχω διαβάσει και κατανοήσει το Ενημερωτικό Φυλλάδιο Συμμετεχόντων για την παρούσα έρευνα καθώς και ποιά ακριβώς θα είναι η συμμετοχή μου σε αυτήν.
 

Ναι	Όχι
-----	-----
  
- Μου δόθηκε η ευκαιρία να εκφράσω τυχόν απορίες μου (με προσωπική επαφή, τηλεφωνικώς ή μέσω ηλεκτρονικού ταχυδρομείου).
 

Ναι	Όχι
-----	-----
  
- Συμφωνώ να απαντήσω στις απαραίτητες ερωτήσεις πριν την έναρξη των μετρήσεων.
 

Ναι	Όχι	Δ/Α
-----	-----	-----
  
- Συμφωνώ με την λήψη φωτογραφιών και video κατά την πραγματοποίηση των δοκιμασιών που θα μου ζητηθεί να πραγματοποιήσω.
 

Ναι	Όχι	Δ/Α
-----	-----	-----
  
- Κατανοώ ότι η συμμετοχή μου στην έρευνα είναι εθελοντική και ότι μπορώ να αποσυρθώ ανά πάσα στιγμή χωρίς καμία επίπτωση και χωρίς να χρειαστεί να επικαλεστώ κάποιον συγκεκριμένο λόγο.
 

Ναι	Όχι
-----	-----
  
- **Συμφωνώ στην συμμετοχή μου στην ανωτέρω μελέτη.**

Ναι	Όχι
-----	-----

Όνοματεπώνυμο συμμετέχοντος .....

Υπογραφή .....

Ημερομηνία .....

Όνοματεπώνυμο ερευνητή ο οποίος ήταν παρών .....

Ηλεκτρονική διεύθυνση ερευνητή .....

### Γλωσσικοί περιορισμοί

Συμμετέχοντες των οποίων η μητρική γλώσσα δεν είναι τα ελληνικά δεν αποκλείστηκαν από την μελέτη αφού δεν τίθεται θέμα φυλετικής διαφοροποίησης των συμμετεχόντων. Ωστόσο, εθελοντές οι οποίοι δεν έχουν την γλωσσική δυνατότητα να κατανοήσουν πλήρως τις παραμέτρους και τους σκοπούς της εν λόγω έρευνας έπρεπε να αποκλειστούν.

### Κοινωνικός αποκλεισμός

Όλοι οι συμμετέχοντες ανήκαν στον γενικό πληθυσμό. Αποκλείστηκαν μόνο όσοι συμμετέχοντες δεν πληρούσαν τα κριτήρια εισαγωγής στην έρευνα.

#### Προσωπικά ζητήματα

Θέματα προσωπικής φύσεως που προέκυπταν κατά την διαδικασία μέτρησης των συμμετεχόντων συζητήθηκαν- αντιμετωπίστηκαν διακριτικά και εχέμυθα, με αυστηρά προσωπική επαφή του πρωτεύοντος ερευνητή με τον εκάστοτε συμμετέχοντα.

#### Θέματα προσωπικής ασφαλείας

Ελήφθη όλη η απαραίτητη μέριμνα- προφυλάξεις που χρειαζόταν προκειμένου να ελαχιστοποιηθεί- αποκλειστεί η πιθανότητα κάποιου τραυματισμού κατά την διαδικασία μέτρησης. Αντικειμενικά, η πιθανότητα σωματικού τραυματισμού ήταν μηδαμινή λόγω της μη φυσικά απαιτητικής φύσης των υπό εξέταση δοκιμασιών (Olmsted et al, 2002).

# ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

---

## Στατιστική μέθοδος

Αξιόπιστες μετρήσεις σε ολόκληρο το χρονικό παράθυρο των 2800 καρτέ αποκτήθηκαν για 23 δοκιμαζόμενους, 10 από την ομάδα ελέγχου και 13 από την ομάδα με ΧΟ. Η κάθε μια από τις τρεις παραμέτρους (SD, ApEn και LyE) απέδωσε 18 υπολογισμένες μεταβλητές (3 συνθήκες X 2 επαναλήψεις X 3 γωνίες) όπου συνθήκες, θέσεις και συνιστώσες έχουν αναλυθεί παραπάνω. Προκαταρκτική ανάλυση ανέδειξε ότι πουθενά δεν υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις επαναλαμβανόμενες μετρήσεις, επιβεβαιώνοντας με αυτό τον τρόπο τη μεθοδολογία των μετρήσεων και των υπολογισμών. Συνεπώς χρησιμοποιήθηκαν για την τελική ανάλυση οι μέσες τιμές των επαναλαμβανόμενων μετρήσεων. Οι διαφορές μεταξύ των ομάδων και μεταξύ των φύλων των υπολογισμένων μεταβλητών αξιολογήθηκαν με το t-test για ανεξάρτητα δείγματα και με πολυμετάβλητη ανάλυση δύο παραγόντων. Το επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας τέθηκε στο 0.05.

Για τη μεταβλητή που ανέδειξε τις μεγαλύτερες διαφορές μεταξύ των δύο ομάδων, πραγματοποιήθηκε επίσης ανάλυση ROC (Receiver Operating Characteristics) με σκοπό την ανάδειξη της διακριτικής της ικανότητας. Επιπλέον, πραγματοποιήθηκε ανεύρεση του δείκτη κατά Youden, δηλαδή της διαχωριστικής τιμής της μεταβλητής που αποδίδει τη βέλτιστη αντιστάθμιση μεταξύ ευαισθησίας και ειδικότητας για το διαχωρισμό των ομάδων (Εξίσωση 1).

Εξίσωση 1:  $J = \max_c \{Se(c) + Sp(c) - 1\}$   
όπου Se - Ευαισθησία και Sp – Ειδικότητα

Πέραν της ευαισθησίας και ειδικότητας, η διαχωριστική τιμή επιτρέπει τον υπολογισμό της θετικής και αρνητικής προγνωστικής αξίας (PPV και NPV αντίστοιχα).

## Δείγμα

Το δείγμα αποτελείτο από 29 άτομα, εκ των οποίων τα 13 ανήκαν στην ομάδα ελέγχου και τα 16 ανήκαν στην πειραματική ομάδα.

Όλα τα άτομα μετρήθηκαν σε τρεις συνθήκες:

A- Βάδιση σε ταχύτητα που επιλέγει ο εξεταζόμενος με μηδενική κλίση του διαδρόμου βάδισης.

B- Βάδιση σε ταχύτητα 5 km/h με μηδενική κλίση του διαδρόμου βάδισης.

Γ- Βάδιση σε ταχύτητα 5 km/h με κλίση 7° του διαδρόμου βάδισης.

Η μέτρηση για τον κάθε δοκιμαζόμενο και για την κάθε συνθήκη πραγματοποιήθηκε εις διπλούν.

Σε κάθε δοκιμασία πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις από 8 αρθρώσεις, όπως δείχνει ο πίνακας 1, και για την κάθε άρθρωση έγινε καταγραφή για περίπου 30'' τριών κινήσεων σε γωνίες σε συχνότητα 100 μετρήσεων ανά δευτερόλεπτο.

Επομένως το σύνολο των μετρηθεισών παραμέτρων στην κάθε δοκιμασία ήταν 24, που για τις τρεις συνθήκες δίνει ένα σύνολο 72 παραμέτρων.

Άρθρωση	Χ	Υ	Z
Αριστερή ΠΔΚ- άκρος πόδας	Ραχιαία-πελματιαία κάμψη ΠΔΚ	Ανάσπαση έσω-έξω χείλους	toe in- toe out
Δεξιά ΠΔΚ- άκρος πόδας	Ραχιαία-πελματιαία κάμψη ΠΔΚ	Ανάσπαση έσω-έξω χείλους	toe in- toe out
Αριστερό ισχίο	Κάμψη –έκταση ισχίου	Απαγωγή-προσαγωγή ισχίου	Έσω- έξω στροφή ισχίου
Δεξιό ισχίο	Κάμψη –έκταση ισχίου	Απαγωγή-προσαγωγή ισχίου	Έσω- έξω στροφή ισχίου
Αριστερό γόνατο	Κάμψη- έκταση γόνατος	(Ελλιπής καταγραφή στο συγκεκριμένο μοντέλο)	Έσω- έξω στροφή κνήμης
Δεξιό γόνατο	Κάμψη- έκταση γόνατος	(Ελλιπής καταγραφή στο συγκεκριμένο μοντέλο)	Έσω- έξω στροφή κνήμης
Λεκάνη	Πρόσθια-οπίσθια κλίση λεκάνης	Πλάγια κλίση λεκάνης	Στροφή λεκάνης
Οσφυϊκή Μοίρα ΣΣ	Κάμψη- έκταση ΟΜΣΣ	Πλάγια κάμψη ΟΜΣΣ	Στροφή ΟΜΣΣ

**Πίνακας 1:** Μετρηθείσες παράμετροι.

Εφόσον οι μετρηθείσες παράμετροι ήταν 72 και οι μετρήσεις ήταν εις διπλούν, αυτό σημαίνει ότι για την αρχική επεξεργασία υπήρχαν 144 μεταβλητές, η κάθε μια από τις οποίες ήταν μια χρονική σειρά περίπου 3000 μετρήσεων. Από την κάθε χρονική σειρά πάρθηκε το παράθυρο των 2800 μετρήσεων από 101 έως 2900. Για το κάθε παράθυρο της χρονοσειράς υπολογίστηκαν τρεις μεταβλητές: η τυπική απόκλιση (SD), η προσεγγιστική εντροπία (ApEn) και ο μέγιστος εκθέτης Lyapunov (LyE).

## Στατιστική ανάλυση

Οι στατιστικές αναλύσεις πραγματοποιήθηκαν εκ παραλλήλου και ξεχωριστά για τις μεταβλητές SD και ApEn. Ως πρώτο βήμα ελέγχθηκε αν οι υπολογισμένες τιμές των SD, ApEn και LyE δεν διέφεραν στατιστικά σημαντικά ανάμεσα στις δύο επαναλαμβανόμενες μετρήσεις, γεγονός που καταδεικνύει την αξιοπιστία των μετρήσεων. Ακολούθησε η διαδικασία υπολογισμού της μέσης τιμής των δύο επαναλήψεων για κάθε παράμετρο, συνθήκη και δοκιμαζόμενο. Επομένως ο τελικός αριθμός των μεταβλητών προς σύγκριση μεταξύ των δύο ομάδων ήταν 72 για την SD και αντίστοιχα 72 για την ApEn και τον LyE.

Η βασική σύγκριση που πραγματοποιήθηκε ήταν το independent samples t-test. Η κάθε εξαρτημένη μεταβλητή ελέγχθηκε αν υπήρχε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των μέσων τιμών των δύο ομάδων, δηλαδή μεταξύ της ομάδας ελέγχου και της πειραματικής ομάδας. Το επίπεδο σημαντικότητας τέθηκε στο 0.05.

Ακολουθως ελέγχθηκε πόσες και ποιες μεταβλητές είναι ικανές να διαχωρίσουν τις δύο ομάδες. Αυτό πραγματοποιήθηκε με δύο στατιστικές μεθόδους: Stepwise discriminant analysis και stepwise logistic regression. Και στις δύο μεθόδους η εξαρτημένη μεταβλητή ήταν η ομάδα που ανήκει ο εξεταζόμενος (πειραματική ή ελέγχου) και ανεξάρτητες ήταν οι μετρηθείσες παράμετροι.

## Αποτελέσματα

Στον πίνακα 2 παρουσιάζονται οι μέσες τιμές ( $\pm$  τυπικές αποκλίσεις) των τιμών SD για τις παραμέτρους που υπήρχε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο ομάδων, στον πίνακα 3 παρουσιάζονται οι μέσες τιμές ( $\pm$  τυπικές αποκλίσεις) των τιμών ApEn για τις παραμέτρους που υπήρχε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο ομάδων και στον πίνακα 4 παρουσιάζονται οι μέσες τιμές ( $\pm$  τυπικές αποκλίσεις) των τιμών LyE.

Όπως δείχνουν τα αποτελέσματα οι μέσες τιμές, τόσο για τις παραμέτρους SD, όσο και για τις παραμέτρους ApEn και LyE ήταν παντού υψηλότερες για την ομάδα ελέγχου σε σύγκριση με την πειραματική ομάδα. Αυτό σημαίνει ότι οι αρθρώσεις υγιών ατόμων παρουσιάζουν μεγαλύτερη μεταβλητότητα και μικρότερη κανονικότητα στις συγκεκριμένες συνθήκες βάδισης από ότι οι αντίστοιχες αρθρώσεις ατόμων της πειραματικής ομάδας.

Συνθήκη	Άρθρωση	Πλευρά	Γωνία	Μέσες τιμές $\pm$ τυπικές αποκλίσεις	t	p
---------	---------	--------	-------	--------------------------------------	---	---

				Ομάδα ελέγχου	Πειραματική ομάδα		
A	Οσφυϊκή	-	X	0.91±0.24	0.61±0.15	3.618	0.002
A	ΠΔΚ- άκρος πόδας	Δεξιά	X	7.63±1.04	5.91±1.34	3.351	0.003
A	Γόνατο	Αριστερά	X	17.95±1.58	16.33±1.37	2.640	0.015
B	ΠΔΚ- άκρος πόδας	Δεξιά	X	9.24±1.14	8.02±1.09	2.618	0.041
B	Ισχίο	Αριστερά	Z	7.17±1.36	6.00±1.29	2.125	0.046
B	Ισχίο	Δεξιά	Z	7.17±1.36	6.00±1.29	2.125	0.046

**Πίνακας 2:** Μέσες τιμές ( $\pm$  τυπικές αποκλίσεις) των τιμών SD για τις παραμέτρους που υπήρχε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο ομάδων.

Συνθήκη	Άρθρωση	Πλευρά	Γωνία	Μέσες τιμές±τυπικές αποκλίσεις		t	p
				Ομάδα ελέγχου	Πειραματική ομάδα		
A	ΠΔΚ- άκρος πόδας	Δεξιά	Z	0.70±0.07	0.57±0.08	4.142	0.001
Γ	ΠΔΚ- άκρος πόδας	Δεξιά	Z	0.70±0.05	0.61±0.07	3.589	0.002
A	ΠΔΚ- άκρος πόδας	Δεξιά	Y	0.74±0.20	0.51±0.13	3.281	0.004
B	ΠΔΚ- άκρος πόδας	Δεξιά	Z	0.70±0.05	0.63±0.06	3.220	0.004
Γ	Οσφυϊκή	-	Y	0.74±0.10	0.58±0.15	3.023	0.006
B	Οσφυϊκή	-	Y	0.71±0.06	0.61±0.11	2.620	0.016
B	Οσφυϊκή	-	Z	0.89±0.23	0.67±0.25	2.180	0.041

**Πίνακας 3:** Μέσες τιμές ( $\pm$  τυπικές αποκλίσεις) των τιμών ArEn για τις παραμέτρους που υπήρχε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο ομάδων.

Συνθήκη	Άρθρωση	Πλευρά	Γωνία	Μέσες τιμές±τυπικές αποκλίσεις		t	p
				Ομάδα ελέγχου	Πειραματική ομάδα		
A	Λεκάνη	-	X	0.64±0.18	0.29±0.20	4.316	0.001
A	Οσφυϊκή	-	X	0.31±0.26	0.004±0.22	3.150	0.005
A	Λεκάνη	-	Y	0.64±0.35	0.36±0.27	2.187	0.040

B	Γόνατο	Αριστερά	X	1.77±0.24	1.45±0.42	2.124	0.046
---	--------	----------	---	-----------	-----------	-------	-------

**Πίνακας 4:** Μέσες τιμές ( $\pm$  τυπικές αποκλίσεις) των τιμών Lyapunov coefficients για τις παραμέτρους που υπήρχε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο ομάδων.

Και πάλι οι τιμές για την ομάδα ελέγχου είναι υψηλότερες στην ομάδα ελέγχου. Το ενδιαφέρον στις διαφορές του LyE είναι ότι για πρώτη φορά παρουσιάζεται στατιστικά σημαντική διαφορά στην ίδια συνθήκη (A), στην ίδια άρθρωση (λεκάνη) αλλά σε δύο διαφορετικές γωνίες, δηλαδή στην πρόσθια-οπίσθια κλίση λεκάνης και στην πλάγια κλίση λεκάνης.

Επίσης ενδιαφέρον είναι ότι οι συντελεστές LyE για τις τρεις ανωτέρω κινήσεις -δύο της λεκάνης και μια της οσφυϊκής- παρουσιάζουν στατιστικά σημαντικές και θετικές συσχετίσεις μεταξύ τους.

Στους πίνακες 5, 6 και 7 παρουσιάζονται οι παράμετροι της SD, ApEn και LyE που καθορίζουν το διαχωρισμό των δύο ομάδων. Πρέπει να τονιστεί ότι και με τις δύο στατιστικές μεθόδους (Stepwise discriminant analysis & Stepwise logistic regression) ο διαχωρισμός που επετεύχθη μεταξύ των δύο ομάδων ήταν πλήρης (100%), δηλαδή οι τιμές SD, ApEn και LyE συγκεκριμένων παραμέτρων μπορούν να καθορίσουν αν ο δοκιμαζόμενος είναι υγιής ή όχι. Ενδιαφέρον παρουσιάζει η παρουσία της οσφυϊκής παραμέτρου σε όλους τους διαχωρισμούς.

Stepwise discriminant analysis (Παράμετροι που διαχωρίζουν τις ομάδες)				Stepwise logistic regression (Παράμετροι που διαχωρίζουν τις ομάδες)			
Συνθήκη	Άρθρωση	Πλευρά	Γωνία	Συνθήκη	Άρθρωση	Πλευρά	Γωνία
A	Οσφυϊκή	-	X	A	Οσφυϊκή	-	X
B	Οσφυϊκή	-	Z	B	Οσφυϊκή	-	Z
A	ΠΔΚ- άκρος πόδας	Δεξιά	X	Γ	Γόνατο	Αριστερά	Z
A	ΠΔΚ- άκρος πόδας	Δεξιά	X	Γ	Γόνατο	Δεξιά	Z
A	ΠΔΚ- άκρος πόδας	Δεξιά	Z				
B	ΠΔΚ- άκρος πόδας	Δεξιά	Y				
Γ	ΠΔΚ- άκρος πόδας	Αριστερά	Z				

**Πίνακας 5:** Παράμετροι SD που καθορίζουν τον διαχωρισμό των δύο ομάδων.

Stepwise discriminant analysis (Παράμετροι που διαχωρίζουν τις ομάδες)				Stepwise logistic regression (Παράμετροι που διαχωρίζουν τις ομάδες)			
Συνθήκη	Άρθρωση	Πλευρά	Γωνία	Συνθήκη	Άρθρωση	Πλευρά	Γωνία
A	Οσφυϊκή	-	X	B	Οσφυϊκή	-	Y
Γ	Οσφυϊκή	-	Z	A	Γόνατο	Αριστερά	X
A	ΠΔΚ-άκρος πόδας	Δεξιά	Z	A	ΠΔΚ-άκρος πόδας	Δεξιά	Z

**Πίνακας 6:** Παράμετροι ΑρΕη που καθορίζουν τον διαχωρισμό των δύο ομάδων.

Stepwise discriminant analysis (Παράμετροι που διαχωρίζουν τις ομάδες)				Stepwise logistic regression (Παράμετροι που διαχωρίζουν τις ομάδες)			
Συνθήκη	Άρθρωση	Πλευρά	Γωνία	Συνθήκη	Άρθρωση	Πλευρά	Γωνία
A	Λεκάνη	-	X	A	Λεκάνη	-	X
A	Λεκάνη	-	Z	A	Λεκάνη	-	Z
B	ΠΔΚ-άκρος πόδας	Αριστερά	Y	C	Γόνατο	Αριστερά	X
Γ	Γόνατο	Αριστερά	X				

**Πίνακας 7:** Παράμετροι LyE που καθορίζουν τον διαχωρισμό των δύο ομάδων.

Για την παράμετρο LyE της λεκάνης στην συνθήκη A, γωνία X που η προηγούμενη στατιστική ανάλυση ανέδειξε ως την πιο σημαντική ως προς τη διαφοροποίηση των δύο ομάδων ( $t= 4.316$ ,  $p< 0.001$ ) πραγματοποιήθηκε η ακόλουθη στατιστική μεθοδολογία: Πρώτον χρησιμοποιώντας την ανάλυση ROC (Receiver Operating Characteristics) δημιουργήθηκε η καμπύλη ROC της Ευαισθησίας σε συνάρτηση με  $1 - \text{Ειδικότητα}$  για όλο το φάσμα των τιμών της παραμέτρου. Αν το εμβαδόν κάτω από την καμπύλη (area under the curve -AUC) είναι στατιστικά σημαντικά μεγαλύτερη από το 0.5 αυτό αποδεικνύει ότι η παράμετρος έχει στατιστικά σημαντική διακριτική ικανότητα ως προς τις δύο ομάδες. Σε δεύτερη φάση δημιουργήθηκε μια δεύτερη καμπύλη με τις τιμές του δείκτη Youden, όπου:

$$\text{Δείκτης Youden} = \text{Ευαισθησία} + \text{Ειδικότητα} - 1$$

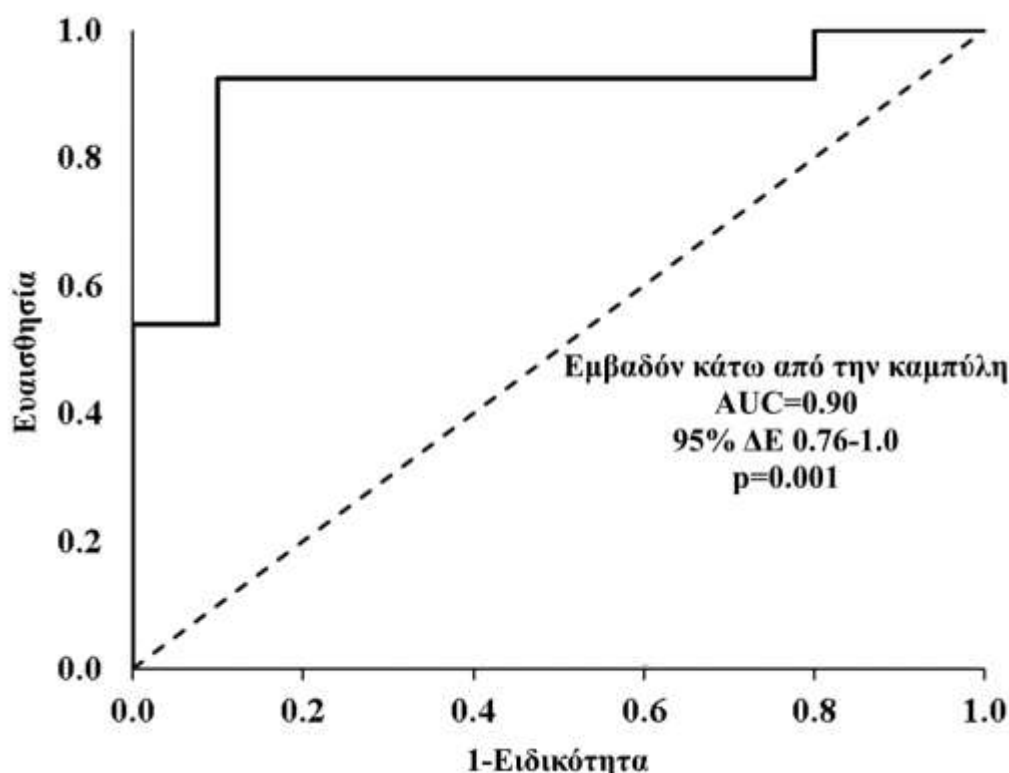
Οι τιμές αυτές υπολογίστηκαν για όλο το φάσμα των τιμών της παραμέτρου με σκοπό την ανεύρεση της μέγιστης τιμής του δείκτη. Αυτή η τιμή που δείχνει το μέγιστο του συνδυασμού ευαισθησίας και ειδικότητας αποτελεί και τη βέλτιστη διαχωριστική τιμή της παραμέτρου που θα διαχωρίσει καλύτερα τις δύο ομάδες. Στο τελικό στάδιο δημιουργείται ο πίνακας συνάφειας 2Χ2 των τιμών πάνω και κάτω από τη διαχωριστική τιμή σε σχέση με τις δύο ομάδες. Από αυτό τον πίνακα μπορούμε να αποφανθούμε πόσο καλά αυτή η διαχωριστική τιμή μπορεί να κατατάξει



σωστά τους δοκιμαζόμενους στις ομάδες που ανήκουν (χρόνια οσφυαλγία ή ομάδα ελέγχου). Υπάρχουν τέσσερις δείκτες:

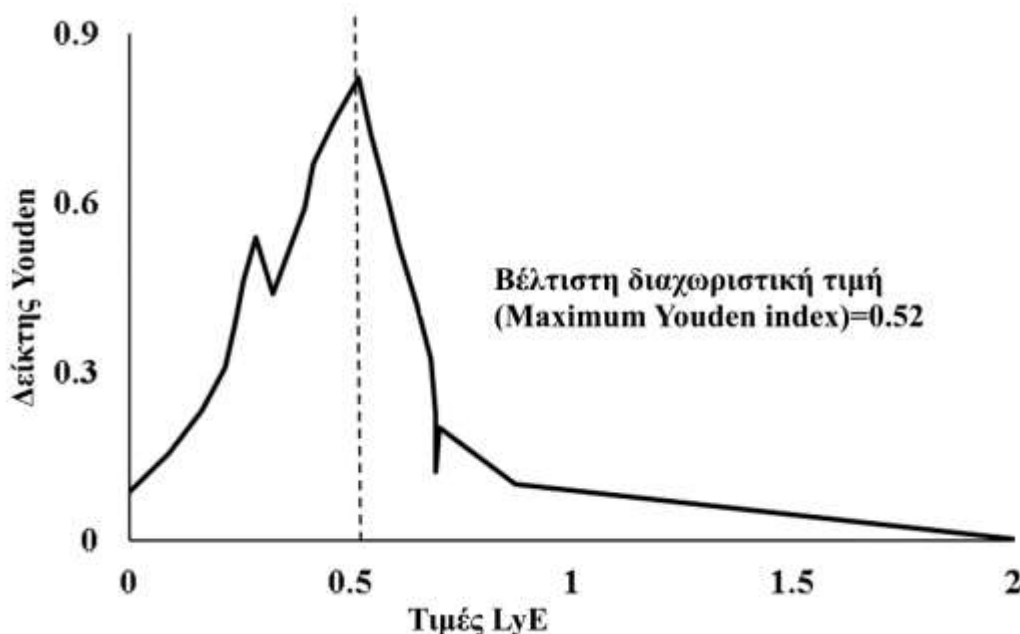
- 1) Ευαισθησία (Sensitivity): Είναι ο λόγος των ασθενών με ΧΟ που η διαχωριστική τιμή τους κατέταξε σωστά προς το σύνολο των ασθενών με ΧΟ.
- 2) Ειδικότητα (Specificity): Είναι ο λόγος των φυσιολογικών δοκιμαζομένων που η διαχωριστική τιμή τους κατέταξε σωστά προς το σύνολο των φυσιολογικών δοκιμαζομένων.
- 3) Θετική προγνωστική αξία - ΘΠΑ (Positive predictive value – PPV): Είναι το ποσοστό των πραγματικών ασθενών με ΧΟ που διαγνώστηκαν σωστά με βάση τη διαχωριστική τιμή προς το σύνολο των δοκιμαζομένων που κρίθηκαν ασθενείς.
- 4) Αρνητική προγνωστική αξία – ΑΠΑ (Negative predictive value - NPV): Είναι το ποσοστό των φυσιολογικών δοκιμαζομένων που διαγνώστηκαν σωστά με βάση τη διαχωριστική τιμή προς το σύνολο των δοκιμαζομένων που κρίθηκαν φυσιολογικοί.

Όπως έδειξαν τα παραπάνω αποτελέσματα η παράμετρος στην οποία υπήρξε η μεγαλύτερη διαφορά μεταξύ των δύο ομάδων είναι η τιμή του LyE στην πρόσθια- οπίσθια κλίση λεκάνης στην κανονική βάδιση. Όπως δείχνει το διάγραμμα 1 η διακριτική ικανότητα αυτής της παραμέτρου είναι σχεδόν τέλεια (AUC=0.90, 95% ΔΕ 0.76-1.00,  $p=0.001$ ).



**Διάγραμμα 1:** Καμπύλη ROC για τη διακριτική ικανότητα της παραμέτρου LyE στην πρόσθια-οπίσθια κλίση λεκάνης στην κανονική βάδιση.

Με βάση τα παραπάνω αποτελέσματα δημιουργήθηκε το διάγραμμα 2 των τιμών του δείκτη Youden σε συνάρτηση με τις τιμές της παραμέτρου LyE στην πρόσθια- οπίσθια κλίση λεκάνης στην κανονική βάδιση. Είναι ξεκάθαρο ότι υπάρχει μια βέλτιστη τιμή του δείκτη Youden στο 0.52 όπου επιτυγχάνεται η καλύτερη διαφοροποίηση των ασθενών με ΧΟ από τους φυσιολογικούς δοκιμαζόμενους.



**Διάγραμμα 2:** Ο δείκτης Youden σε συνάρτηση με τις τιμές της παραμέτρου στην πρόσθια-οπίσθια κλίση λεκάνης στην κανονική βάδιση. .

Όπως δείχνει ο πίνακας 8 υπάρχουν δεκατρείς δοκιμαζόμενοι που η τιμή της παραμέτρου είναι ίση ή μικρότερη του 0.52 και οι δώδεκα από αυτούς είναι ασθενείς με ΧΟ. Αυτό δίνει τιμή της θετικής προγνωστικής αξίας ίση με 92.4%. Αντίστοιχα υπάρχουν δέκα δοκιμαζόμενοι που η τιμή της παραμέτρου είναι μεγαλύτερη του 0.52 και οι εννιά είναι φυσιολογικοί. Αυτό δίνει τιμή της αρνητικής προγνωστικής αξίας ίση με 90%. Η ευαισθησία και η ειδικότητα είναι επίσης πολύ υψηλές (92.3% και 90.0% αντίστοιχα).

Τιμή της διαχωριστικής παραμέτρου LyE	Πραγματική κατάσταση δοκιμαζόμενου Χρόνια οσφυαλγία	Φυσιολογικός	Σύνολο	Διαγνωστική παράμετρος
≤ 0.52	12	1	13	<b>ΘΠΑ=92.3%</b>
> 0.52	1	9	10	<b>ΑΠΑ=90.0%</b>
Σύνολο	13	10	23	
Διαγνωστική παράμετρος	<b>Ευαισθησία= 92.3%</b>	<b>Ειδικότητα= 90.0%</b>		

**Πίνακας 8:** Διαγνωστική ικανότητα της διαχωριστικής τιμής της παραμέτρου LyE στην πρόσθια- οπίσθια κλίση λεκάνης στην κανονική βάδιση.

Από τα παραπάνω προκύπτει ότι ένας και μοναδικός υπολογισμός της παραμέτρου  $LyE$  στην πρόσθια- οπίσθια κλίση λεκάνης στην κανονική βάδιση μπορεί πρακτικά να οδηγήσει στην σχεδόν τέλεια διαφορική διάγνωση της ύπαρξης ΧΟ.

# ΣΥΖΗΤΗΣΗ

---

Η παρούσα μελέτη κατέγραψε την κινηματική συμπεριφορά ασθενών με ΧΟ σε αντιπαραβολή με υγιείς συμμετέχοντες σε δείγμα 16 ασθενών και 13 υγιών κατά την βάρδιση πάνω σε διάδρομο σε 3 διαφορετικές συνθήκες: Α) βάρδιση σε ταχύτητα που επιλέγει ο εξεταζόμενος με μηδενική κλίση του διαδρόμου βάρδισης, Β) βάρδιση σε ταχύτητα 5 km/h με μηδενική κλίση του διαδρόμου βάρδισης, Γ) βάρδιση σε ταχύτητα 5 km/h με κλίση 7° του διαδρόμου βάρδισης. Οι αρθρώσεις που μελετήθηκαν ήταν η ΟΜΣΣ, η λεκάνη, το ισχίο, το γόνατο και η ΠΔΚ άρθρωση. Οι μεταβλητές που χρησιμοποιήθηκαν ήταν η SD, η ΑρΕη και ο μέγιστος LyE. Τα αποτελέσματα ανέδειξαν στατιστικώς σημαντικά υψηλότερες τιμές SD, ΑρΕη και LyE για τους υγιείς συμμετέχοντες καταδεικνύοντας υψηλότερα ποσοστά μεταβλητότητας και, συνεπακόλουθα, μία πιο 'πλούσια' κινηματική συμπεριφορά σε σχέση με τους ασθενείς.

Στατιστικώς σημαντικές διαφορές εντοπίστηκαν στην ΟΜΣΣ, στην λεκάνη και στην ΠΔΚ των εξεταζομένων. Πιο συγκεκριμένα, η SD παρουσίασε στατιστικά σημαντικές διαφορές στην ΟΜΣΣ στην συνθήκη Α, στο ισχίο στην συνθήκη Β, στο γόνατο στην συνθήκη Α και στην ΠΔΚ στις συνθήκες Α και Β. Για τις τιμές ΑρΕη στατιστικά σημαντικές διαφορές παρουσίασε η ΟΜΣΣ στις συνθήκες Β και Γ και ο άκρος πόδας στις συνθήκες Α, Β και Γ. Όσον αφορά στις τιμές του μέγιστου LyE στατιστικά σημαντικές διαφορές παρουσίασε η ΟΜΣΣ στην συνθήκη Α, η λεκάνη επίσης στην συνθήκη Α καθώς και το γόνατο στην συνθήκη Β.

## Γραμμική ανάλυση (SD)

Όσον αφορά στη γραμμική στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων οι μέσες τιμές ( $\pm$  τυπικές αποκλίσεις) των τιμών SD παρουσίασαν στατιστικά σημαντικές διαφορές τόσο στην ΟΜΣΣ και το ισχίο όσο και στο γόνατο και την ΠΔΚ- άκρο πόδα των εξεταζομένων.

Πιο συγκεκριμένα, όσον αφορά στην ΟΜΣΣ στατιστικά σημαντικές διαφορές εντοπίστηκαν στην συνθήκη Α (βάρδιση σε ταχύτητα που επιλέγει ο εξεταζόμενος με μηδενική κλίση του διαδρόμου βάρδισης) και στην γωνία  $\chi$  (κάμψη- έκταση ΟΜΣΣ). Η κίνηση της κάμψης- έκτασης είναι μάλλον η πιο ενδεικτική κίνηση η οποία πραγματοποιείται στην ΣΣ κατά την βάρδιση και άρα εκείνη η οποία αναμένουμε να αποτυπώσει τις διαφοροποιήσεις μεταξύ των δύο ομάδων. Επίσης, η συνθήκη Α είναι αυτή η οποία ουσιαστικά δίνει στον εξεταζόμενο την δυνατότητα να προσαρμόσει το κινητικό του πρότυπο αυτόματα και χωρίς εξωτερικές παρεμβάσεις. Με άλλα λόγια δίνεται η δυνατότητα να αποτυπωθεί η κινητική συμπεριφορά της ΟΜΣΣ όπως αυτή μορφοποιείται με βάση την εκάστοτε παθολογία των εξεταζομένων.

Όσον αφορά στην άρθρωση του ισχίου οι διαφορές εντοπίστηκαν στην συνθήκη Β (βάρδιση σε ταχύτητα 5 km/h με μηδενική κλίση του διαδρόμου βάρδισης) και στην γωνία  $\zeta$  (έσω- έξω στροφή ισχίου). Η κίνηση της στροφής του ισχίου σχετίζεται άμεσα με την κίνηση της λεκάνης -και άρα και της ΟΜΣΣ- αφού επηρεάζει το βαθμό χαλαρότητας του θύλακα της άρθρωσης του ισχίου.

Ειδικότερα, η έσω στροφή προκαλεί 'κλείδωμα' του ισχίου ενώ η έξω στροφή 'χαλάρωση' του αρθρικού θύλακα και άρα της άρθρωσης του ισχίου γενικότερα.

Το γόνατο διαφοροποιήθηκε κατά την συνθήκη Α και στην γωνία χ (κάμψη- έκταση γόνατος). Η κίνηση του γόνατος στο συγκεκριμένο επίπεδο περιγράφει και την γενικότερη κινητική συμπεριφορά της συγκεκριμένης άρθρωσης αφού ως μονοαξονική άρθρωση δεν παρουσιάζει παρά πολύ περιορισμένη κινητικότητα στα άλλα δύο επίπεδα, ιδίως στο εγκάρσιο (έσω- έξω στροφή γόνατος- κνήμης).

Η ΠΔΚ- άκρος πόδας παρουσίασε διαφορές τόσο κατά την συνθήκη Α όσο και κατά την συνθήκη Β στην γωνία χ (ραχιαία- πελματιαία κάμψη ΠΔΚ). Κατά την βάδιση σε λείο, οριζόντιο επίπεδο η ΠΔΚ και ο άκρος πόδας γενικότερα κινούνται στον άξονα κάμψης- έκτασης (άξονας χ) χωρίς ενεργό συμμετοχή των αρθρώσεων του ταρσού οι οποίες συμμετέχουν αθροιστικά στην ανάρταση έσω- έξω χείλους του άκρου ποδός. Σε συνθήκες ανωμάλου εδάφους η συμμετοχή αυτών των αρθρώσεων θα ήταν σαφώς αυξημένη και η συνολική συμπεριφορά του άκρου ποδός σημαντικά διαφοροποιημένη. Πρέπει επίσης να σημειωθεί ότι η κινηματική συμπεριφορά του άκρου ποδός παρουσιάζει σημαντικές ιδιαιτερότητες και χρήζει ενδελεχούς και μεμονωμένης κινησιολογικής ανάλυσης η οποία ξεφεύγει από τους σκοπούς της παρούσης μελέτης καθώς θεωρούμε ότι δεν πλαισιώνει την περιγραφή της κινητικότητας της ΟΜΣΣ.

Καμμία από τις υπό διερεύνηση αρθρώσεις δεν παρουσίασαν διαφορές στην συνθήκη Γ (βάδιση σε ταχύτητα 5 km/h με κλίση 7° του διαδρόμου βάδισης). Το γεγονός αυτό μπορεί να αποδοθεί στο γεγονός ότι η κλίση του διαδρόμου δεν ήταν αρκετή ώστε να επιφέρει κάποια επιπλέον διαφοροποίηση πλέον των διαφοροποιήσεων που προέκυψαν ήδη από την αύξηση της ταχύτητας βάδισης. Το κινητικό πρότυπο θα λέγαμε ότι διαμορφώνεται με βάση τις κινησιολογικές απαιτήσεις της βάδισης και λιγότερο από τον βαθμό δυσκολίας της. Από την άλλη δεν μπορούμε να προβλέψουμε αν τα αποτελέσματα θα μπορούσαν να διαφοροποιηθούν σε μεγαλύτερες κλίσεις του διαδρόμου όπου ο κορμός των εξεταζομένων θα εξαναγκαζόταν σε έντονη πρόσθια κλίση αλλάζοντας σημαντικά τις μηκοδυναμικές σχέσεις των μυικών ομάδων του κάτω άκρου (βλ. αύξηση της τάσης των οπισθίων μηριαίων στο ισχιακό κύρτωμα- λεκάνη κατά την βάδιση- τρέξιμο σε ανωφέρεια).

## Μη γραμμική ανάλυση- ΑρΕη

Όσον αφορά στις διαφορές των τιμών ΑρΕη βρέθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές στην άρθρωση της ΠΔΚ και στην ΟΜΣΣ. Πιο συγκεκριμένα, η ΠΔΚ εμφάνισε σημαντικές διαφορές στην συνθήκη Α τόσο στην γωνία Ψ όσο και στην γωνία Ζ. Ο άξονας των Ψ περιγράφει την ανάρταση έσω- έξω χείλους της ΠΔΚ και άρα τον τρόπο με τον οποίο ο άκρος πους προσγειώνεται στο έδαφος. Με βάση λοιπόν και την ανάλυση του κύκλου βάδισης που προηγήθηκε (βλ. εισαγωγή) γίνεται αντιληπτό ότι τόσο κατά την πρόσκρουση του άκρου ποδός στο έδαφος όσο και κατά την φάση προώθησης (toe- off) η γωνία Ψ σχετίζεται με τον τρόπο με τον οποίο οι δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους απορροφώνται από το κάτω άκρο και

αντίστροφα. Ακολουθώντας, οι δυνάμεις αυτές μεταφέρονται στην λεκάνη και στην ΟΜΣΣ- κορμό. Το γεγονός ότι η ΑρΕη εμφάνισε διαφορές στην συγκεκριμένη γωνία της ΠΔΚ υποδηλώνει έναν διαφορετικό τρόπο πέδησης μεταξύ των 2 ομάδων. Ο άκρος πόδας ως τελικός αποδέκτης και κατανομέας δυνάμεων στο σώμα σχετίζεται άμεσα με μία πιθανή δυσλειτουργία στην ΟΜΣΣ η οποία ελέγχει το κέντρο βάρους και τις μεγαλύτερες μυϊκές ομάδες του σώματος. Οι διαφορές που εντοπίστηκαν στην γωνία Z (toe in- toe out) περιγράφουν είτε την έσω- έξω στροφή της κνήμης είτε την αντίστοιχη στροφή του ισχίου. Ωστόσο οι παρούσες μετρήσεις δεν εστιάζουν στο συγκεκριμένο κομμάτι και άρα δεν θεωρούνται πλήρως αξιόπιστες για την ερμηνεία του συγκεκριμένου αποτελέσματος. Με κάθε επιφύλαξη ωστόσο είτε αναφερόμαστε στην έξω στροφή της κνήμης είτε του ισχίου θα μπορούσαμε να πούμε ότι και αυτή η διαφοροποίηση σχετίζεται γενικότερα με τον τελικό τρόπο πέδησης του εξεταζομένου ο οποίος και εδώ φαίνεται να διαφοροποιείται μεταξύ των 2 ομάδων. Επιπλέον, στατιστικά σημαντικές διαφορές στην συγκεκριμένη άρθρωση βρέθηκαν και κατά τις συνθήκες Β και Γ ενισχύοντας την άποψη ότι ακόμα και όταν η βάδιση παύει να είναι ελεύθερη από άποψη ταχύτητας και δυσκολίας ο τρόπος κατανομής δυνάμεων και βάδισης εξακολουθεί να παραμένει ο ίδιος. Τόσο στην αύξηση της ταχύτητας –δηλ. στην ταχύτερη νευρο- μυϊκή ενεργοποίηση- όσο και στην αύξηση της κλίσης του διαδρόμου –άρα στην πιθανή αύξηση των επιπέδων μυϊκής δύναμης- οι 2 ομάδες φαίνεται πως κινηματικά διαφοροποιούνται σταθερά όπως και στην ελεύθερη βάδιση.

Η ΟΜΣΣ εμφάνισε στατιστικά σημαντικές διαφορές στις τιμές της ΑρΕη τόσο στην γωνία Ψ όσο και στην γωνία Z. Ειδικότερα, η γωνία Ψ ανέδειξε διαφορές τόσο στην συνθήκη Β όσο και στην συνθήκη Γ ενώ η γωνία Z μόνο στην συνθήκη Β. Συνολικά, λοιπόν, βλέπουμε ότι η ΑρΕη αναδεικνύει τις διαφορές των 2 ομάδων σε συνθήκες αυξημένων απαιτήσεων επιβεβαιώνοντας το γεγονός ότι οι μυϊκές ασυνέργιες που προκύπτουν μετά από τραυματισμό έχουν μεγαλύτερη επίπτωση σε αυξημένη σωματική καταπόνηση. Ο άξονας των Ψ περιγράφει τις πλάγιες κλίσεις της ΟΜΣΣ οι οποίες πραγματοποιούνται σε κάθε βηματισμό λόγω της μονοποδικής στήριξης που απαιτείται σε κάθε εναλλαγή βηματισμού και οι οποίες ακολουθούν τις αντίστοιχες κλίσεις της λεκάνης. Συνεπώς, οι διαφοροποιήσεις που βρέθηκαν περιγράφουν μάλλον επαρκώς τις αναμενόμενες κινηματικές διαφορές της ΟΜΣΣ των 2 ομάδων. Ωστόσο, δεν βρέθηκαν οι αντίστοιχες διαφοροποιήσεις στις τιμές της ΑρΕη για την λεκάνη. Ο λόγος μπορεί να είναι η απόσβεση των κινηματικών εναλλαγών οι οποίες ξεκινούν από την ΟΜΣΣ από το σύμπλεγμα λεκάνης- ισχίου- κάτω άκρου. Παρ' όλα αυτά, η χρήση του εκθέτη Lyapunov ίσως περιγράψει πληρέστερα αυτές τις διαφοροποιήσεις. Ακόμα, όπως και στις τιμές SD, η συνθήκη Β φαίνεται ότι ανέδειξε περισσότερες διαφορές από την συνθήκη Γ οδηγώντας μας ξανά στο συμπέρασμα ότι είτε η αύξηση της κλίσης του διαδρόμου δεν ήταν αρκετή ώστε να διαφοροποιήσει τα δεδομένα είτε ότι η ελεγχόμενη και σχετικά αυξημένη ταχύτητα βάδισης είναι ο καταλύτης των διαφορών που προκύπτουν. Οι τιμές SD και ΑρΕη που εμφανίζουν στατιστική σημαντικότητα σε καμία περίπτωση δεν αναμένουμε να ταυτίζονται αφού η ανάλυση γραμμικών και μη γραμμικών δεδομένων δεν γίνεται να βγάξει τα ίδια αποτελέσματα. Παρ' όλα αυτά, βλέπουμε ότι και στις δύο περιπτώσεις πρωτεύουσας σημασίας αναδεικνύονται η ΟΜΣΣ και η ΠΔΚ- άκρος πόδας

των εξεταζομένων. Η ΟΜΣΣ σαφώς και περιγράφει την παθολογία των συμμετεχόντων. Η ΠΔΚ όμως φαίνεται να ακολουθεί -κατά κάποιον τρόπο- τον τρόπο κίνησης της ΟΜΣΣ. Κάποιοι πιθανοί λόγοι για αυτό παρατέθηκαν ανωτέρω (βλ. τον ρόλο της ΠΔΚ ως τελικό αποδέκτη των δυνάμεων- φορτίων που ασκούνται από και προς το έδαφος). Κατά πόσον η κινηματική μελέτη της ΠΔΚ θα μπορούσε να περιγράψει δυσλειτουργίες τις ΟΜΣΣ θα συζητηθεί παρακάτω. Σαφώς όμως, οι γενικεύσεις αυτές θα πρέπει να αντιμετωπίζονται με σκεπτικισμό αφού μία οποιαδήποτε δυσλειτουργία στην κινητική αλυσίδα του κάτω άκρου μπορεί να ευθύνεται για κάτι τέτοιο.

Επιπλέον, οι τιμές της ΑρΕη φαίνεται ότι εμφανίζουν μία πιο σημαντική διαφοροποίηση με την αύξηση του συντελεστή δυσκολίας, δηλ. με την αύξηση της ταχύτητας και την αύξηση της κλίσης του διαδρόμου. Τα εξαγόμενα αυτά συνάδουν με τις αυξημένες μυικές αλλά και νευρικές απαιτήσεις των συνθηκών Β και Γ οι οποίες προϋποθέτουν μία αρτιότερη νευρολογική αντίδραση σε επίπεδο μυικής ενεργοποίησης και νευρομυικού συντονισμού, παράμετροι που σχετίζονται αμέσως με την ιδιοδεκτική πληροφόρηση. Παρ' ότι οι συνθήκες Β και Γ δεν απαιτούν υπέρμετρα επίπεδα μυικής δύναμης, εν τούτοις θα μπορούσαμε να πούμε ότι η μυική αναχαίτιση η οποία αναμένεται σε πληθυσμό με πόνο παίζει τον ρόλο της στην μείωση των τιμών της ΑρΕη.

Υπεραπλουστεύοντας την κινηματική συμπεριφορά θα λέγαμε ότι σε μία κινητικά 'άτυχη' στιγμή οι υγιείς θα έχουν την δυνατότητα να επιλέξουν από περισσότερες κινητικές απαντήσεις ώστε να αποσβέσουν τις εξωγενείς ή ενδογενείς δυνάμεις που θα διατάρασσαν την ομαλότητα της βάδισης και θα επέφεραν κάποιο τραυματισμό. Αντίθετα, οι ασθενείς φαίνεται ότι ακολουθούν ένα πιο 'άκαμπτο' κινητικό πρότυπο περιορίζοντας τις πιθανές θέσεις που παίρνει η ΟΜΣΣ και η λεκάνη, κάτι το οποίο έχει τεκμηριωθεί βιβλιογραφικά (stiffening- rigid strategy).

## **Stepwise discriminant analysis και stepwise logistic regression**

Ένας άλλος διαχωρισμός που αποδεικνύεται πολύ χρήσιμος στον καθορισμό της βαρύτητας κάποιων παραμέτρων αφορά στις παραμέτρους που διαχωρίζουν τις ομάδες. Οι δύο επικρατέστεροι και ευρύτερα αποδεκτές μέθοδοι είναι η stepwise discriminant analysis και η stepwise logistic regression. Όσον αφορά στις SD και οι δύο μέθοδοι ανέδειξαν την ΟΜΣΣ και την ΠΔΚ ως τις παραμέτρους οι οποίες καθορίζουν τον ορθό διαχωρισμό των ασθενών στις δύο ομάδες (πειραματική- ελέγχου) ενώ το γόνατο έβγαλε κάποια αποτελέσματα αλλά μόνο με την χρήση της δεύτερης στατιστικής μεθόδου. Πιο συγκεκριμένα, η ΟΜΣΣ φαίνεται ότι διαχωρίζει τις δύο ομάδες στις συνθήκες Α και Β και στις γωνίες Χ και Ζ. Για μία ακόμη φορά φαίνεται ότι η χρήση της συγκεκριμένης κλίσης στον διάδρομο δεν ήταν παράγοντας που μετέβαλλε την κινητική συμπεριφορά των συμμετεχόντων. Ωστόσο, η κάμψη-έκταση της ΟΜΣΣ η οποία είναι κίνηση πρωτεύουσας σημασίας για τον βαθμό επιβάρυνσης της ΣΣ διαχωρίζει επαρκώς τις ομάδες. Παρά το γεγονός ότι η χρήση του Vicon για την ΟΜΣΣ δεν ανήκει στις by default μετρήσεις του μηχανήματος εν τούτοις οι γωνίες και οι συνθήκες στις οποίες εμφανίζονται οι διαφοροποιήσεις των ομάδων συμβαδίζουν τόσο με τα προσδοκώμενα αποτελέσματα όσο και με τις περιφερικότερες αρθρώσεις οι οποίες μετρήθηκαν.

Όσον αφορά στην ΠΔΚ και οι δύο στατιστικές μέθοδοι ανέδειξαν στατιστικώς σημαντικά αποτελέσματα στις συνθήκες Α και Β και στις γωνίες Χ, Ψ και Ζ δεξιά καθώς και στην συνθήκη Γ στην γωνία Ζ αριστερά. Και στην συγκεκριμένη στατιστική ανάλυση η ΠΔΚ ακολουθεί την κινηματική συμπεριφορά της ΟΜΣΣ αφού διαχωρίζει επαρκώς τις δύο ομάδες.

Η άρθρωση του γόνατος μπόρεσε να διαχωρίσει τις ομάδες στην συνθήκη Γ και στην γωνία Ζ αλλά μόνο στην stepwise logistic regression. Το εύρημα αυτό θα μπορούσε να συνδεθεί με την κίνηση της ΠΔΚ καθώς το επίπεδο Ζ περιγράφει την στροφική κίνηση της κνήμης και άρα επηρεάζεται εμμέσως από την ΠΔΚ. Ωστόσο, η τοποθέτηση των ανακλαστών στην παρούσα μελέτη δεν εστίαζε στο γόνατο. Συνεπώς, η εν τω βάθει ανάλυση της στροφικής κίνησης του γόνατος η οποία έτσι κι αλλιώς είναι εξαιρετικά περιορισμένη μάλλον εμπεριέχει μεγάλο ποσοστό τυχαιότητας και είναι αρκετά έμμεση.

Ο διαχωρισμός των ομάδων με τις stepwise discriminant analysis και stepwise logistic regression στις τιμές της ΑρΕη περιλαμβάνει την ΟΜΣΣ, την ΠΔΚ και το γόνατο κατ' αντιστοιχία του διαχωρισμού με βάση τις SD.

Η ΟΜΣΣ περιγράφει τον διαχωρισμό των ομάδων στις συνθήκες Α-γωνία Χ-, συνθήκη Γ –γωνία Ζ- (Stepwise discriminant analysis) καθώς και στην συνθήκη Β –γωνία Ψ- (Stepwise logistic regression). Βλέπουμε ότι στην ανάλυση της ΑρΕη για την ΟΜΣΣ περιλαμβάνονται και οι 3 πειραματικές συνθήκες και οι 3 άξονες κίνησης. Το γεγονός αυτό υποδηλώνει ότι η δομή της κίνησης της ΟΜΣΣ αποτελεί καθοριστικό παράγοντα διαχωρισμού για τις 2 ομάδες και άρα επιβεβαιώνει την διαφορετικότητα στην κινηματική συμπεριφορά των ασθενών με ΧΟ. Επιπλέον, σε αντίθεση με τον διαχωρισμό με βάση την SD εμφανίζεται και η συνθήκη Γ. Ποσοτικά, η συνεισφορά της επιπρόσθετης δυσκολίας που περιγράφει η συνθήκη αυτή δεν είναι ανιχνεύσιμη με τα γραμμικά εργαλεία ανάλυσης. Η χρήση όμως της ΑρΕη φαίνεται πως επιτρέπει την περιγραφή της κινηματικής διαφορετικότητας αφού δεν περιορίζεται στην καταγραφή γωνιών κίνησης αλλά εστιάζει στην επαναληψιμότητα κινητικών προτύπων. Αντίστοιχα, διαφορές που δεν θα μπορούσαν να περιγραφούν υπό το πρίσμα της κλασσικής γραμμικής ανάλυσης περιγράφονται με τα μη γραμμικά εργαλεία όπως η ΑρΕη.

Η ΠΔΚ τόσο με την stepwise discriminant analysis όσο και με την stepwise logistic regression εμφανίζει διαφορές μόνο στην συνθήκη Α στην γωνία Ζ και μόνο στην δεξιά πλευρά. Επαναλαμβάνουμε ότι η γωνία Ζ περιγράφει το toe in- toe out που καταγράφεται. Συνεπώς μονό εν μέρει περιγράφει αυτούσια την κινητικότητα της ΠΔΚ άρθρωσης και του άκρου πόδα γενικότερα. Ιδανικά θα αναμέναμε η ΠΔΚ να ταυτίζεται με την κίνηση της ΟΜΣΣ. Σε κάθε περίπτωση όμως δεν αναιρείται η παρόμοια εικόνα που εμφανίζει η ΟΜΣΣ και η ΠΔΚ τόσο στην γραμμική (SD) όσο και στην μη γραμμική ανάλυση (ΑρΕη). Η συνθήκη Α, δηλ. η αυθόρμητη κινητική επιλογή των συμμετεχόντων, αναδεικνύει στατιστικά σημαντικές διαφορές σε πολλές συνθήκες και σε διαφορετικές στατιστικές επεξεργασίες υπερθεματίζοντας την σημαντικότητα της αυτορρύθμισης των κινητικών προτύπων του νευρικού μας συστήματος.

Το γόνατο, τέλος, παρουσίασε στατιστικώς σημαντικές διαφορές μόνο στην συνθήκη Α και στην γωνία Χ αριστερά. Ο άξονας Χ είναι ο άξονας κίνησης της άρθρωσης του γόνατος και τα όποια ευρήματα σε αυτόν συνάδουν με την καθαρή κινητικότητα του γόνατος επιτρέποντας το



συμπέρασμα ότι και αυτή η άρθρωση διαφοροποιείται ποιοτικά σε ασθενείς με ΧΟ. Τα ευρήματα αυτά, ωστόσο, δεν ταυτίζονται με τον διαχωρισμό των ομάδων με βάση την SD. Με δεδομένο ότι το γόνατο είναι ενδιάμεση άρθρωση στην κινητική αλυσίδα του κάτω άκρου και ότι η παρούσα μελέτη εστιάζει στην ΟΜΣΣ κάποιος ιδιαίτερος σχολιασμός των αποτελεσμάτων αυτών δεν κρίνεται σκόπιμος.

### Μη γραμμική ανάλυση- LyE

Όσον αφορά στον LyE οι μέσες τιμές ( $\pm$  τυπικές αποκλίσεις) των υπό διερεύνηση παραμέτρων παρουσίασαν στατιστικά σημαντικές διαφορές στην ΟΜΣΣ και στην λεκάνη, παράμετροι οι οποίες είναι λογικό να εμφανίζουν την ίδια κινητική συμπεριφορά και οι οποίες περιγράφουν ακριβώς τα τμήματα της ΣΣ που αντιπροσωπεύουν την ανεξάρτητη μεταβλητή (βλ. ΟΜΣΣ). Όπως και στις τιμές του LyE οι τιμές της ομάδας ελέγχου ήταν υψηλότερες από της πειραματικής ομάδας. Η λεκάνη εμφάνισε στατιστικά σημαντικές διαφορές στην συνθήκη A τόσο στην γωνία  $\chi$  (πρόσθια- οπίσθια κλίση) όσο και στην  $\psi$  (πλάγιες κλίσεις) ( $p= 0.001$ ,  $p= 0.040$  αντίστοιχα). Η ΟΜΣΣ εμφάνισε διαφορές πάλι στην συνθήκη A και στον άξονα  $\chi$  (κάμψη- έκταση). Το ενδιαφέρον στις ανωτέρω διαφορές είναι ότι για πρώτη φορά παρουσιάζεται στατιστικά σημαντική διαφορά στην ίδια συνθήκη (A), στην ίδια άρθρωση (Λεκάνη) αλλά σε δύο διαφορετικές γωνίες, δηλαδή στην πρόσθια- οπίσθια κλίση λεκάνης και στην πλάγια κλίση λεκάνης. Τα αποτελέσματα αυτά καταδεικνύουν σαφώς ότι σε επίπεδο ανάλυσης μεταβλητότητας η ΟΜΣΣ ακολουθεί σαφώς το κινητικό πρότυπο της λεκάνης. Επίσης, οι διαφορές αυτές εντοπίζονται στην κίνηση της κάμψης- έκτασης δηλ. στον πρωτεύοντα άξονα κίνησης κατά την βάρδιση. Συνολικά, λοιπόν, όπως και στην ArEn, η κινητική μεταβλητότητα της ΟΜΣΣ και της λεκάνης φαίνεται ότι εμφανίζει πιο χαοτική κατανομή –εφ’ όσον μας επιτραπεί η άμεση ταύτιση του βαθμού μεταβλητότητας με τον βαθμό χαοτικής κινητικότητας. Η χαοτικότερη αυτή συμπεριφορά μεταφράζεται ως πλουσιότερα κινητικά πρότυπα που εμφανίζουν οι εξεταζόμενοι της ομάδας ελέγχου σε σύγκριση με την πειραματική. Η ΟΜΣΣ και η λεκάνη της ομάδας ελέγχου μπορεί να κινηθεί με τον ίδιο ικανοποιητικό κινητικό έλεγχο με την πειραματική ομάδα αλλά σε μεγαλύτερο εύρος πιθανών θέσεων. Άρα, το κινητικό ρεπερτόριο των υγιών συμμετεχόντων είναι πλουσιότερο των οσφυαλγούντων.

Επίσης ενδιαφέρον είναι ότι οι συντελεστές LyE για τις τρεις ανωτέρω κινήσεις, δύο της λεκάνης και μια της ΟΜΣΣ παρουσιάζουν στατιστικά σημαντικές και θετικές συσχετίσεις μεταξύ τους. Σε επίπεδο χαοτικής κινητικότητας φαίνεται ότι η ΟΜΣΣ και η λεκάνη μεταβάλλονται κατά πλήρη αντιστοιχία.

Το γόνατο παρουσίασε διαφορές αριστερά στην συνθήκη B και στον άξονα  $\chi$  (κάμψη- έκταση). Όπως και στις τιμές των SD έτσι και στον LyE το γόνατο παρουσιάζει σημαντικές διαφοροποιήσεις στον πρωτεύοντα άξονα κίνησής του καταδεικνύοντας ότι ως αναπόσπαστο κομμάτι της κινητικής αλυσίδας διαφοροποιείται κατ’ αντιστοιχία της κίνησης της ΟΜΣΣ.

Οι παράμετροι LyE που καθορίζουν τον διαχωρισμό των δύο ομάδων αφορούν στην λεκάνη, το γόνατο και την ΠΔΚ. Η stepwise discriminant analysis ανέδειξε την λεκάνη στην συνθήκη A και στους άξονες  $\chi$  και  $\zeta$  ως

βασική παράμετρο διαφοροποίησης. Επίσης, η ΠΔΚ έβγαλε αποτελέσματα στην συνθήκη Β αριστερά και στον άξονα ψ. Τέλος, το γόνατο διαφοροποίησε τις ομάδες στην συνθήκη Γ αριστερά και στον άξονα χ. Η stepwise logistic regression στις τιμές του LyE είχε πανομοιότυπα αποτελέσματα με μόνη διαφορά ότι δεν συμπεριέλαβε την ΠΔΚ άρθρωση στα αποτελέσματα. Σε σύγκριση με τις παραμέτρους που διαφοροποιούν τις ομάδες ο LyE δεν ανάδειξε ακριβώς τις ίδιες παραμέτρους διαφοροποίησης με την ApEn. Ενώ η ApEn εστιάζει στην ΟΜΣΣ, την ΠΔΚ και (λιγότερο) το γόνατο ο LyE δίνει βαρύτητα στην λεκάνη και το γόνατο και λιγότερο στην ΠΔΚ. Με δεδομένη την άμεση συσχέτιση ΟΜΣΣ- λεκάνης τα αποτελέσματα μάλλον δεν απέχουν πολύ ενώ το γόνατο και η ΠΔΚ εξακολουθούν να συμμετέχουν ως κομμάτια της κινητικής αλυσίδας στην διαφοροποίηση.

Μία ενδιαφέρουσα στατιστική ανάλυση αφορά στην επίδραση του φύλου στον LyE. Πιο συγκεκριμένα, οι τιμές του LyE στην λεκάνη, στην συνθήκη Α και στον άξονα χ - που είδαμε ότι έχει στατιστικά σημαντική διαφορά ( $p < 0.001$ ) μεταξύ των ομάδων με τους φυσιολογικούς να έχουν υψηλότερες τιμές- το φύλο καταδεικνύει στατιστικά σημαντική διαφορά ( $p = 0.022$ ) με τις γυναίκες να έχουν υψηλότερες τιμές. Αυτό σημαίνει ότι η ανατομική διαφοροποίηση που υπάρχει στην λεκάνη των γυναικών (βλ. ευρύτερος πυελικός δακτύλιος) επηρεάζει την μεταβλητότητα της κίνησής τους σε σχέση με τους άνδρες. Το ενδιαφέρον είναι ότι η ύπαρξη της ΧΟ μειώνει τις μέσες τιμές του LyE τόσο στους άνδρες όσο και στις γυναίκες κατά μάλλον απόλυτη αναλογία (βλ. SD της ΟΜΣΣ στην συνθήκη Α στον άξονα χ). Αν τα στατιστικά αυτά συνεπάγονται αυξημένο κίνδυνο τραυματισμού στην ΟΜΣΣ στον γυναικείο πληθυσμό είναι πολύ γενικευμένο και αυθαίρετο να το πούμε. Παρ' όλα αυτά, η διαφορές στον LyE που προέκυψαν για τον γυναικείο πληθυσμό αν μη τι άλλο επιβεβαιώνουν υπό το πρίσμα της κινητικής μεταβλητότητας τις ανατομικές και κινησιολογικές διαφορές των δύο φύλων. Η αντίστοιχη επίδραση της ΧΟ σε άνδρες και γυναίκες επιβεβαιώνει την επίδραση της ανεξάρτητης μεταβλητής (βλ. ΧΟ) στις ομάδες ανεξαρτήτως φυλετικής διαφοροποίησης.

## Συνολικότερη επισκόπηση

Επιχειρώντας μία γενική επισκόπηση των αποτελεσμάτων της παρούσας μελέτης βλέπουμε ότι η μη γραμμική στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων (LyE & ApEn) κατέδειξε σημαντικές διαφορές κυρίως στην ΟΜΣΣ- λεκάνη των εξεταζομένων και στην ΠΔΚ άρθρωση. Το σύμπλεγμα ΟΜΣΣ- λεκάνης περιγράφει την υπό μελέτη παθολογία (ΧΟ) η οποία φαίνεται να επηρεάζει άμεσα την κινηματική συμπεριφορά των εξεταζομένων, επιβεβαιώνοντας την αρχική ερευνητική υπόθεση. Επίσης, η ΠΔΚ φαίνεται ότι ως τελικός αποδέκτης των ασκουμένων δυνάμεων ακολουθεί την κινηματική συμπεριφορά της ΟΜΣΣ σε μεγάλο βαθμό. Ενδιαφέρον παρουσιάζει το ότι η μη γραμμική ανάλυση μάλλον ακολουθεί την κλασσική περιγραφή της γραμμικής ανάλυσης καθώς οι τιμές της SD διαφοροποιούνται σημαντικά τόσο στην ΟΜΣΣ όσο και στην ΠΔΚ.

Η πιο χαοτική κινητικότητα μίας άρθρωσης ή ενός συστήματος γενικότερα υποδηλώνει απουσία συγκεκριμένων τροχιών κίνησης ενώ περιγράφει την πιθανότητα το σύστημα αυτό να διέλθει από μία δεδομένη

θέση- σημείο της τροχιάς κίνησης κάποια στιγμή στο μέλλον. Η χαοτική κίνηση δεν είναι μία απροσδιόριστη κίνηση αλλά μία μακροπρόθεσμα επαναλαμβανόμενη κίνηση χωρίς σταθερή συχνότητα- περίοδο. Στην συγκεκριμένη έρευνα οι υγιείς εξεταζόμενοι παρουσίασαν μεγαλύτερη μεταβλητότητα στην κινηματική συμπεριφορά τους. Το γεγονός αυτό υποδηλώνει ένα πλουσιότερο κινητικό ρεπερτόριο αφού υπάρχει η δυνατότητα πιο σύνθετων κινήσεων, σε διαφορετικές γωνίες κίνησης και άρα αποτελεσματικότερος ενεργητικός κινητικός έλεγχος. Μία πιο άκαμπτη κινητική συμπεριφορά –όπως αυτή των εξεταζομένων με ΧΟ οι οποίοι παρουσίασαν μικρότερη μεταβλητότητα- υποδηλώνει αδυναμία επιτέλεσης ποικιλίας κινήσεων γεγονός που συνεπάγεται την υιοθέτηση πιο ‘συντηρητικών’ κινητικών προτύπων. Ο περιορισμός της κινητικής μεταβλητότητας σημαίνει μειωμένη ικανότητα αντιστάθμισης μίας απροσδόκητης εξωτερικής δύναμης η οποία μπορεί να έχει ως αποτέλεσμα τραυματισμό. Υπό αυτό το πρίσμα θα λέγαμε ότι οι πάσχοντες εξεταζόμενοι είναι λιγότερο ‘ασφαλείς’ κατά την συγκεκριμένη κινητική δραστηριότητα (βάδιση) αφού περιορίζονται σε πιο προκαθορισμένες τροχιές κίνησης σε σύγκριση με τους υγιείς. Αντικειμενικός περιορισμός της παρούσας μελέτης, όπως και κάθε αντίστοιχης, αποτελεί το γεγονός ότι δεν υπάρχει ένα καταγεγραμμένο ιδανικό ποσοστό μεταβλητότητας το οποίο θα μας επέτρεπε να μετρήσουμε και να ταξινομήσουμε ανάλογα τον κάθε εξεταζόμενο.

Τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης συμβαδίζουν με την θεωρία της Ιδανικής Κινητικής Μεταβλητότητας (ΙΚΜ): οι υγιείς συμμετέχοντες παρουσίασαν μία πιο σύνθετη κινητική συμπεριφορά σε σχέση με τους ασθενείς. Όσον αφορά στην ΟΜΣΣ η ομάδα ελέγχου εμφάνισε υψηλότερες τιμές ΑρΕη και LyE καταδεικνύοντας υψηλότερα επίπεδα μεταβλητότητας και, συνεπώς, ένα πλουσιότερο κινητικό ρεπερτόριο με πληρέστερη αισθητηριακή ανατροφοδότηση (feedback). Οι τιμές LyE για την ΟΜΣΣ ταυτίζονται πλήρως με αυτές της λεκάνης περιγράφοντας συνολικά την κινητική συμπεριφορά του συμπλέγματος ΟΜΣΣ- λεκάνης με τις στατιστικά σημαντικές διαφοροποιήσεις να εντοπίζονται τόσο στο οβελιαίο όσο και στο μετωπιαίο επίπεδο. Οι τιμές ΑρΕη εμφανίζονται μειωμένες για την ομάδα ελέγχου στις συνθήκες Β και Γ λόγω αυξημένων απαιτήσεων νευρομυϊκής ενεργοποίησης και συντονισμού που προϋποθέτουν μία πιο ολοκληρωμένη ιδιοδεκτική πληροφόρηση. Κατά την βάδιση ένας υγιής μπορεί να διαχειριστεί πιο ‘ασταθείς’ κινητικές συνθήκες αφού έχει την δυνατότητα να επιστρατεύσει ένα ευρύτερο φάσμα κινητικών απαντήσεων. Αντιθέτως, οι ασθενείς με ΧΟ φαίνεται πως υιοθετούν μία στρατηγική ακαμψίας η οποία δεν τους επιτρέπει να προσαρμοστούν σε τυχαίες και απροσδόκητες περιβαλλοντικές μεταβολές καθιστώντας τους επιρρεπείς σε τραυματισμούς.

### **Αντιπαραβολή με αντίστοιχες μελέτες**

Οι Williams et al (2013) χρησιμοποίησαν δύο ανιχνευτές κίνησης με ενσωματωμένο γυροσκόπιο, επιταχυνσιόμετρο και μαγνητόμετρο οι οποίοι τοποθετήθηκαν στους Ο1 και Ι1 σπονδύλους. Οι 40 οσφυαλγούντες συμμετέχοντες επετέλεσαν όλες τις ανατομικές κινήσεις της ΟΜΣΣ (κάμψη-έκταση, πλάγια κάμψη και στροφή) καθώς και μία λειτουργική κίνηση (ανύψωση τετράγωνου αντικειμένου 3 kg από το έδαφος). Η καμπύλη του

ROM διαφοροποιήθηκε στατιστικά ώστε να αποδώσει τις διαφορές και συσχετίσεις μεταξύ γωνιακών ταχυτήτων και επιταχύνσεων. Για την στατιστική ανάλυση χρησιμοποιήθηκαν χωρικά κινηματικά διαγράμματα τα οποία προσδιόρισαν την συσχέτιση μεταξύ ROM και ταχύτητας κίνησης με σκοπό τον προσδιορισμό των τροχιών κίνησης και της πιθανής κινητικής ασυμμετρίας- διαφοροποίησης. Τα αποτελέσματα της μελέτης έδειξαν ότι η ποσοτικοποίηση των κινηματικών διαφοροποιήσεων με την χρήση χωρικών διαγραμμάτων είναι εφικτή και αξιόπιστη δίνοντας την δυνατότητα προσδιορισμού συγκεκριμένων σημείων διαφοροποίησης του ROM περιγράφοντας τον κινητικό συντονισμό και κινητικό έλεγχο των συμμετεχόντων (Williams et al, 2013). Οι συμμετέχοντες με ΧΟ παρουσίασαν μία σαφή κινηματική διαφοροποίηση- ασυμμετρία ιδίως προς το τέλος του ROM πιθανότατα στην προσπάθεια αποφυγής του πόνου και ανεύρεσης πιο ανώδυνου κινητικού προτύπου (Williams et al, 2013). Και οι συγκεκριμένοι ερευνητές ερμήνευσαν αυτήν την έλλειψη κινητικής ομαλότητας ως μία προσπάθεια μείωσης του ιδιοδεκτικού ελλείμματος το οποίο υπάρχει ως αποτέλεσμα της σπονδυλικής δυσλειτουργίας. Βάσει προηγούμενων μελετών οι ασθενείς με ΧΟ παρουσιάζουν μεγάλα ελλείμματα στις γωνιακές ταχύτητες και επιταχύνσεις ενώ παράλληλα φαίνεται ότι το ROM δεν παρουσιάζει υψηλή συσχέτιση με την λειτουργικότητα (Parks et al, 2003; Shum et al, 2007a, 2007b). Η ερευνητική αυτή προσπάθεια εστιάζει επίσης στην ομαλότητα της κίνησης της ΟΜΣΣ εντοπίζοντας ως επίκεντρο της κινητικής διαφοροποίησης αυτού του πληθυσμού τον κινητικό έλεγχο και όχι τις απόλυτες τιμές του ROM ή άλλων περιγραφικών παραμέτρων. Παρ' ότι δεν έγινε μη γραμμική στατιστική προσέγγιση οι ερευνητές επεχείρησαν μία συσχέτιση μεταξύ ταχύτητας κίνησης- επιτάχυνσης η οποία προσδιόρισε ποσοτικά την διαφορετικότητα του κινητικού προτύπου που χρησιμοποιούν οι ασθενείς με ΧΟ. Όπως και στην παρούσα έρευνα, οι μελετητές προσέγγισαν την κινηματική συμπεριφορά των εξεταζομένων όχι με απόλυτα στατιστικά νούμερα αλλά ποσοτικοποιώντας την δυνατότητα προσαρμογής σε στιγμιαία διαφοροποιούμενες συνθήκες. Σε σχετική αντιπαραβολή με τα ευρήματα της δικής μας έρευνας οι ασθενείς με ΧΟ είτε πρόκειται για επιτέλεση ανατομικών κινήσεων είτε για φυσιολογική βάδιση φαίνεται ότι προσαρμόζουν την κινητικότητά τους σε πιο ελεγχόμενο ROM προκειμένου να αποφύγουν επώδυνες θέσεις ή να επιτύχουν καλύτερη ενεργητική σταθερότητα.

Αντίστοιχα, οι Crosbie et al (2013) μελέτησαν την ικανότητα συντονισμού της ΣΣ στο μετωπιαίο και εγκάρσιο επίπεδο ορίζοντας την ΟΜΣΣ ως την σχετική κίνηση μεταξύ του Ο1 και του Ι1 σπονδύλου ενώ την κατώτερη θωρακική μεταξύ της κίνησης του Θ6 ως προς τον Ο1. Η καταγραφή πραγματοποιήθηκε με την χρήση ηλεκτρομαγνητικών αισθητήρων.

Σύμφωνα με τους Vogt et al (2001) οι ασθενείς με ΧΟ παρουσίασαν αυξημένη μεταβλητότητα καταδεικνύοντας κινηματική ανομοιομορφία και σημαντικές διαφοροποιήσεις στα περισσότερα ανατομικά επίπεδα στο πρότυπο κίνησης θώρακα και λεκάνης. Με δεδομένο ότι το πρότυπο κίνησης κατά την βάδιση διαφέρει σημαντικά μεταξύ των ατόμων και ότι η ΧΟ μεταβάλλει την κινηματική αυτή συμπεριφορά, οι διαφοροποιήσεις μεταξύ των συμμετεχόντων θα μπορούσαν να ερμηνευτούν ως εξατομικευμένες προσαρμογές και τροποποιήσεις της βάδισης. Ο συντελεστής διακύμανσης (CoV) του Winter περιγράφει τις αποκλίσεις επαναλαμβανόμενων κινήσεων

και πιο συγκεκριμένα την ακρίβεια της επαναληψιμότητας των κινήσεων (Kadaba, 1989). Ειδικότερα, είναι απαραίτητη η ακριβής γνώση των συντεταγμένων θέσης, της διακύμανσης του εύρους ταλάντωσης και των διακυμάνσεων του σήματος. Συνεπώς, ο CoV κρίνεται ως επαρκής για την περιγραφή των αποκλίσεων της κίνησης της ΣΣ και της λεκάνης κατά την βάρδια. Οι Vogt et al (2001) χρησιμοποιώντας τον CoV κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η ΧΟ είναι ο παράγοντας εκείνος ο οποίος επηρεάζει σε σημαντικό βαθμό την κινηματική μεταβλητότητα των εξεταζομένων. Στο ίδιο συμπέρασμα καταλήγουν κι άλλες μελέτες (Akebi et al, 1998) οι οποίες καταγράφουν αυξημένη μεταβλητότητα στην ισοκινητική αξιολόγηση ασθενών με ΧΟ. Συνεπώς, η σταθερότητα και αποτελεσματικότητα κατά την κίνηση φαίνεται πως δεν συνάδει με την ΧΟ αφού ο ασθενής αδυνατεί να ελέγξει την ποιότητα της κίνησης. Οι ερευνητές αποδίδουν τις διαφοροποιήσεις αυτές στην μειωμένη ιδιοδεκτική πληροφόρηση της ΟΜΣΣ. Η διεργασία αυτή είναι μάλλον περίπλοκη και περιλαμβάνει προσαγωγή ερεθίσματα τα οποία ρυθμίζουν την ομαλότητα και τον συντονισμό των κινήσεων κατά την βάρδια. Σύμφωνα με τον Dingwell η λήψη λιγότερης ή ακατάλληλης χωρικής, χρονικής ή κινητικής πληροφόρησης, η οποία ρυθμίζει τον ακριβή έλεγχο του συντονισμού της αλληλουχίας των κινήσεων στον κύκλο της βάρδιας, μπορεί να οδηγήσει σε συνεπακόλουθη αύξηση της κινηματικής μεταβλητότητας. Με αυτά τα δεδομένα καθίσταται σαφές ότι τα ερεθίσματα πόνου αυξάνουν τις αποκλίσεις των επαναλαμβανόμενων κινήσεων της βάρδιας αφού υπάρχει αδυναμία επιστράτευσης ενός συγκεκριμένου κινητικού προτύπου. Λόγω μειωμένου συντονισμού των επιμέρους στοιχείων της κινητικής αλυσίδας της ΣΣ η βάρδια καθίσταται ενεργειακά ασύμφορη με συνοδό μείωση της φυσικής απόδοσης και αύξηση του ρυθμού κόπωσης των ασθενών με ΧΟ (Schmidt et al, 2005). Παρ' όλα αυτά, οι ασθενείς προσαρμόζονται στα ελλείμματα αυτά επιστρατεύοντας αντισταθμιστικές κινήσεις κατά την βάρδια προκειμένου να ελαχιστοποιήσουν αυτήν την ενεργειακή κατανάλωση (Waters, 1999). Επίσης, οι ασθενείς με ΧΟ προκειμένου να διατηρήσουν έναν αποτελεσματικό τρόπο βάρδιας διαφοροποιούν την νευρομυική τους συναρμογή μειώνοντας την διάρκεια του κύκλου βάρδιας και –σύμφωνα με τους Vogt et al- αυξάνοντας την μεταβλητότητα του κινητικού τους προτύπου. Αυτή η αύξηση στην μεταβλητότητα είναι είτε αποτέλεσμα- επιπλοκή της ΧΟ είτε η αιτία πρόκλησης και χρονιότητας της ΧΟ (Vogt et al, 2001). Μπορεί να υποθεθεί ότι μεγαλύτερη μεταβλητότητα στην επιβάρυνση που δέχονται οι ιστοί συνεπάγεται μυοσκελετική δυσλειτουργία. Συνεπώς, οι επιπτώσεις της ΧΟ στην κινηματική συμπεριφορά της ΣΣ μπορούν να διαφοροποιήσουν τον συντονισμό αγωνιστικών- ανταγωνιστικών μυικών ομάδων υποβαθμίζοντας την ιδανική μυική απόδοση (Vogt et al, 2001). Σαφώς, λοιπόν, η κινηματική της ΟΜΣΣ αποτελεί αιτιολογικό παράγοντα στην εγκατάσταση της ΧΟ. Η ατελής αποκατάσταση των κινηματικών αυτών παραμέτρων ευθύνεται για την χρονιότητα της ΧΟ και την αποτυχία των όποιων θεραπευτικών παρεμβάσεων (Vogt et al, 2001).

Σύμφωνα με τους Kaijunt et al (2013) και με βάση την θεωρία της Ιδανικής Κινητικής Μεταβλητότητας η ιδανική σχέση μεταξύ προβλεψιμότητας και περιπλοκότητας της βάρδιας περιγράφεται από το ανεστραμμένο U shape. Πιο συγκεκριμένα, η ιδανική κινητική μεταβλητότητα τοποθετείται στην κορυφή του U shape. Συνεπώς, η μείωση της μεταβλητότητας κατά την βάρδια δεν συνεπάγεται απαραίτητα και αξιωματικά και μείωση της

σταθερότητας. Γενικότερα, οι μορφοκλασματικές παράμετροι (fractal properties) είναι ενδεικτικές της εσωτερικής σταθερότητας ενός σύνθετου συστήματος η οποία αναδύεται μέσα από την λεπτή συνεργασία των επιμέρους στοιχείων αυτού του συστήματος (Delignieres et al, 2009). Στην συγκεκριμένη μελέτη των Kairust et al φάνηκε ότι η σταδιακή τροποποίηση της μορφοκλασματικής εικόνας της βάδισης των συμμετεχόντων γίνεται λιγότερο σύνθετη όταν τους επιβάλλεται ένα σταθερό και περιοδικό (μετρονόμος) ακουστικό ερέθισμα. Σε αντιπαράβολή με την παρούσα έρευνα θα λέγαμε ότι τα συμπεράσματα συμπύπτουν καθώς η ομάδα με ΧΟ παρουσίασε μικρότερη μεταβλητότητα υποδεικνύοντας μία κινητικά 'αμυντική' συμπεριφορά των εξεταζομένων οι οποίοι φαίνεται ότι προσπάθησαν να περιορίσουν το κινητικό τους ρεπερτόριο προκειμένου είτε να αποφύγουν κάποια επώδυνη θέση είτε να ελέγξουν την κίνησή τους πιο αποτελεσματικά. Αν και στις δύο ομάδες επιβαλλόταν ένα ακουστικό ερέθισμα χαοτικής ή όχι δομής, όπως επεχειρήθη στην προαναφερθείσα μελέτη θα μπορούσε να επιβεβαιωθεί ή όχι η όποια διαφοροποίηση στην κατανομή της μεταβλητότητας των εξεταζομένων. Βέβαια τον ρόλο του ακουστικό ερεθίσματος παίζει η παθολογία της ΧΟ η οποία υπαγορεύει κάποιο συγκεκριμένο πρότυπο κίνησης και όπως φαίνεται διαφοροποιεί ικανώς τις δύο ομάδες ως ανεξάρτητη μεταβλητή. Από την βιβλιογραφική ανασκόπηση προκύπτει ότι σε παρουσία συγκεκριμένων μυοσκελετικών ή αναπτυξιακών διαταραχών πράγματι παρατηρούνται διαφοροποιήσεις στην μεταβλητότητα των υπό εξέταση ομάδων. Ωστόσο, το ερώτημα που τίθεται είναι αν η εκάστοτε παθολογία επιφέρει αύξηση ή μείωση αυτής της μεταβλητότητας. Λαμβάνοντας ως δεδομένο το προαναφερθέν ανεστραμμένο U shape καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι ο προσδιορισμός του ιδανικού ποσοστού μεταβλητότητας δεν ανευρίσκεται στις απόλυτες και ακραίες μετρηθείσες τιμές. Αντιθέτως, τόσο η αυξημένη μεταβλητότητα όσο και η μειωμένη μεταβλητότητα μίας κίνησης σχετίζεται με την ύπαρξη κάποιας παθολογίας και δεν περιγράφουν μία ισορροπημένη κατάσταση. Στην παρούσα μελέτη επίσης φάνηκε ότι η επίδραση της ΧΟ είναι σαφής όχι μόνο στην κίνηση της ΟΜΣΣ αλλά και στην ΠΔΚ η οποία φαίνεται ότι ως τελικός μεταβιβαστής των δυνάμεων από και προς το έδαφος επηρεάζεται σε μεγάλο βαθμό παρ' ότι η ανεξάρτητη μεταβλητή επηρεάζει μία περιοχή άπω του άκρου ποδός και της κινητικής αλυσίδας του κάτω άκρου.

Τα παρόντα ερευνητικά αποτελέσματα συμφωνούν με τους Georgoulis et al (2006) οι οποίοι κατέγραψαν σημαντικά χαμηλότερες τιμές APEn σε 10 εξεταζόμενους με ρήξη του ΠΧΣ του γόνατος σε σύγκριση με το υγιές γόνατο. Όπως και στην παρούσα έρευνα οι εξεταζόμενοι περπάτησαν με 3 διαφορετικές ταχύτητες: την ταχύτητα που εκείνοι επέλεξαν και ταχύτητες 20% μεγαλύτερη και μικρότερη αντίστοιχα. Οι τιμές της APEn διέφεραν σημαντικά μεταξύ των δύο κάτω άκρων των εξεταζομένων σε όλες τις ταχύτητες. Η αύξηση της ταχύτητας βάδισης επέφερε και συνοδό αύξηση της APEn. Οι ερευνητές επιβεβαίωσαν την ερευνητική τους υπόθεση η οποία βασιζόταν σε άλλες ανθρωπομετρικές μελέτες (βλ. καρδιολογία, ενδοκρινολογία, νευρολογία κτλ) βάσει της οποίας το πάσχον μέλος εμφάνισε μία απώλεια της κινητικής πολυπλοκότητας. Σύμφωνα με τους ερευνητές η χρήση γραμμικής ανάλυσης για την περιγραφή κινητικών προτύπων- συμπεριφορών αποτυγχάνει στην ορθή απεικόνιση του κινητικού προτύπου καθώς εμφανίζει έναν μέσο όρο των βηματισμών του εξεταζομένου με αποτέλεσμα να χάνεται

η χρονική κατανομή της βάρδισης. Επιπλέον, η γραμμική ανάλυση προϋποθέτει τυχαίες και ανεξάρτητες διαφοροποιήσεις μεταξύ των βηματισμών κάτι το οποίο δεν ισχύει αφού έχει αποδειχθεί ότι η μεταβλητότητα δεν είναι αποτέλεσμα παρασίτων- θορύβου (Hausdorff et al. 1995; Dingwell & Cusumano 2000). Αντιθέτως, έχει αποδειχθεί ότι κάθε σύστημα χαρακτηρίζεται από μία έμφυτη μεταβλητότητα ντετερμινιστικής φύσεως η οποία καθορίζεται από τους υποκείμενους μηχανισμούς του συστήματος (Hausdorff et al, 1995; Dingwell & Cusumano, 2000; Goldberger et al 2002). Επίσης, αυτή η μεταβλητότητα καθορίζει τον σχηματισμό και την αντίληψη του κινητικού προτύπου προσδίδοντας στο σύστημα μεγαλύτερη πολυπλοκότητα, καθιστώντας το ικανό να αντιδράσει σε τυχόν εξωτερικές αναταράξεις (Goldberger et al 2002). Διάφορες παθολογίες καθώς και η ηλικία σχετίζονται με επιδείνωση αυτής της μεταβλητότητας η οποία επιφέρει μείωση της πολυπλοκότητας και της λειτουργικής προσαρμοστικότητας (Goldberger et al 2002). Όπως και στην παρούσα μελέτη οι ερευνητές απέδωσαν την απώλεια της κινητικής πολυπλοκότητας του πάσχοντος άκρου στην μειωμένη ιδιοδεκτική πληροφόρηση και στις γενικότερες νευρικές προσαρμογές που πραγματοποιούνται καθιστώντας το επιρρεπές σε πιθανό μελλοντικό τραυματισμό. Σε συμφωνία με τους Georgoulis et al και η παρούσα έρευνα κατέδειξε μείωση της ArEn σε αύξηση της ταχύτητας βάρδισης (συνθήκες Β και Γ) υπερθεματίζοντας την επιστράτευση κινητικών μονάδων που απαιτείται σε αύξηση του συντελεστή δυσκολίας. Πιο ειδικά, οι συνθήκες Β και Γ αναγκάζουν τους εξεταζόμενους να βαδίσουν σε συγκεκριμένη ταχύτητα επιβάλλοντάς τους ένα εξωτερικό ρυθμό και άρα διαφοροποιώντας το κινητικό πρότυπο που ακολουθούν. Η μελέτη των Kairust et al (2013) συμβαδίζει με αυτή την τοποθέτηση καταδεικνύοντας ότι και μόνο το εξωτερικό ακουστικό ερέθισμα ήταν αρκετό για να διαφοροποιήσει το κινητικό πρότυπο των εξεταζομένων.

Σε μία αντίστοιχη μελέτη οι Zampeli et al (2010) μέτρησαν τον μέγιστο LyE σε οπίσθια βάρδιση σε 15 ασθενείς με ανεπάρκεια ΠΧΣ. Η σύγκριση έγινε με 11 υγιείς συμμετέχοντες. Οι πάσχοντες παρουσίασαν σημαντικά χαμηλότερες τιμές LyE στο πάσχον γόνατο σε σύγκριση με το υγιές όσο και σε σχέση με τους υγιείς συμμετέχοντες. Ενδιαφέρον παρουσίασε το γεγονός ότι και το υγιές γόνατο των πασχόντων εμφάνισε χαμηλότερες τιμές LyE και άρα μειωμένη κινητική πολυπλοκότητα. Σε συμφωνία, λοιπόν, με μελέτες σε πρόσθια βάρδιση τα αποτελέσματα αυτής της μελέτης υποστηρίζουν την θεωρία της Ιδανικής Κινητικής Μεταβλητότητας καταδεικνύοντας ότι ακόμα και στην οπίσθια βάρδιση- που οι οπίσθιοι μηριαίοι ενεργοποιούνται εντονότερα και άρα συνεργάζονται με τον ΠΧΣ για την βέλτιστη αρθρική σταθερότητα- το υγιές μέλος επηρεάζεται εξίσου αρνητικά προσπαθώντας να αντισταθμίσει το υπάρχον ανατομικό και λειτουργικό έλλειμμα. Σε συμφωνία με την δική μας έρευνα οι πάσχοντες εξεταζόμενοι διαφοροποιούνται σημαντικά από τους υγιείς. Ωστόσο, δεν διαχωρίζεται αν η πλευρά του αναφερόμενου πόνου ταυτίζεται με την πλευρά με την χαμηλότερη ArEn. Παρ' όλα αυτά, ίσως μία τέτοια διερεύνηση θα ήταν δύσκολη αφού πολλοί ασθενείς με ΧΟ περιγράφουν τον πόνο ως κεντρικό και όχι μονόπλευρο. Επιπλέον, μία τέτοια σύγκριση θα μπορούσε να τεκμηριωθεί επαρκώς μόνο σε συσχέτισμό με MRI η οποία θα προσδιόριζε την πλευρά της βλάβης. Εν μέρει, θα λέγαμε ότι η πλευρά που επηρεάζεται περισσότερο περιγράφεται από τις τιμές ArEn που εμφανίζει το κάτω άκρο ωστόσο δεν έγινε καταγραφή της κατανομής του



πόνου στους συμμετέχοντές μας. Οι Ferber et al (2004) υποστηρίζουν ότι οι ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ που παρουσιάζουν ελλείμματα και στο υγιές άκρο είναι αυτοί που αναφέρουν τουλάχιστον ένα περιστατικό αστάθειας. Σε πληθυσμό με ΧΟ δεν υπάρχει η έννοια της αστάθειας ωστόσο μία αντίστοιχη αντιπαραβολή με την παρούσα έρευνα θα ήταν πόσοι από τους ασθενείς με ΧΟ περιγράφουν αδυναμία πλήρους στήριξης στο πάσχον κάτω άκρο η οποία σχετίζεται με αντίστοιχη μυική αδυναμία και αναχαίτιση. Κατ' επέκταση θα μπορούσε να διερευνηθεί η συσχέτιση τέτοιων ευρημάτων με ανατομικές διαφοροποιήσεις όπως η ανισοσκελία ή σε ασύμμετρη κατανομή φορτίων στις επιμέρους αρθρώσεις (joint moments).

Παρ' όλα αυτά οι Papadakis et al (2009) κατέγραψαν σημαντικά χαμηλότερες τιμές ArEn για τους ασθενείς με οσφυϊκή σπονδυλική στένωση σε σύγκριση με υγιείς συμμετέχοντες. Μέσα από την βιβλιογραφική ανασκόπηση προκύπτει ότι οι ερευνητές καταγράφουν μεν διαφοροποιήσεις ως προς την κινητική μεταβλητότητα των πασχόντων –ανεξαρτήτως παθολογίας- αλλά με τιμές μη γραμμικών εργαλείων ανάλυσης (LyE, ArEn κτλ) είτε υψηλότερες είτε χαμηλότερες των φυσιολογικών. Τόσο στις υψηλότερες τιμές όσο και στις χαμηλότερες η κινητική συμπεριφορά των πασχόντων μπορεί να ερμηνευτεί ως υπέρμετρη κινητικότητα στην προσπάθεια σταθεροποίησης ή ως αυξημένη ακαμψία λόγω προσπάθειας αποφυγής πόνου ή περιορισμού των αντισταθμιστικών κινήσεων. Οι παράγοντες που καθορίζουν αν οι τιμές θα είναι πάνω ή κάτω από τους φυσιολογικούς δεν έχουν αποσαφηνιστεί. Ωστόσο, η θεωρία της Ιδανικής Κινητικής Μεταβλητότητας φαίνεται ότι μάλλον περιγράφει με τον βέλτιστο τρόπο όλες τις παραπάνω περιπτώσεις.

Οι Mehdizadeh et al (2018) σε μία εμπειριστατωμένη συστηματική ανασκόπηση αναφέρουν ότι το 32% των μελετών χρησιμοποίησε τον υπολογισμό του μέγιστου LyE για τον κορμό ενώ στο 45% των ερευνών ο υπολογισμός του εκθέτη Lyapunov αφορούσε στο κάτω άκρο (ισχίο, γόνατο και ΠΔΚ). Αν αυτό καθορίζει αν οι μετρηθείσες τιμές του LyE διαφοροποιούνται προς τα πάνω ή προς τα κάτω με βάση το μέλος του σώματος που μετράται αποτελεί πεδίο μελλοντικής έρευνας. Επίσης, η χρήση επιταχυνσιόμετρου ή συστήματος ανάλυσης κίνησης αποτελεί μία σημαντική διαφοροποίηση. Το επιταχυνσιόμετρο είναι εύκολο στην χρήση και εφαρμόζεται σε περιορισμένο χώρο ενώ η ανάλυση κίνησης ουσιαστικά απαιτεί την χρήση διαδρόμου βάδισης καθώς ο LyE προϋποθέτει τον υπολογισμό εκτεταμένων χρονοσειρών. Αν το ζητούμενο είναι η καταγραφή επιτάχυνσης τότε το επιταχυνσιόμετρο καλύπτει τις ανάγκες της μέτρησης αλλά αδυνατεί να περιγράψει την θέση μίας άρθρωσης (Mehdizadeh et al, 2018). Επιπλέον, η χρήση διαδρόμου βάδισης φαίνεται ότι μειώνει τις τιμές του LyE σε σύγκριση με την κανονική βάδιση (Dingewell et al, 2001). Η διαπίστωση αυτή φαίνεται να συμβαδίζει με την θεωρία της IKM των Stergiou et al (2006) αφού υποστηρίζει την μείωση του ποσοστού χαοτικής κίνησης σε συνθήκες ελεγχόμενης τροχιάς κίνησης όπως ο διάδρομος βάδισης. Η ταχύτητα βάδισης επίσης φαίνεται πως επηρεάζει τις τιμές του LyE. Οι περισσότεροι μελετητές φαίνεται πως χρησιμοποιούν την ταχύτητα βάδισης που οι ίδιοι οι εξεταζόμενοι επιλέγουν. Αλλαγές σε αυτήν την ταχύτητα επιφέρουν διαφοροποιήσεις στις εξαγόμενες τιμές με τις υψηλότερες ταχύτητες να επιφέρουν μείωση της τοπικής δυναμικής ισορροπίας (Bruijn et al, 2009). Αντίστοιχα, στην παρούσα μελέτη, οι τιμές της ArEn εμφάνισαν



σημαντική αύξηση για την ομάδα ελέγχου στις συνθήκες αυξημένης δυσκολίας (δηλ. Β και Γ) περιγράφοντας μία πιο ‘χαοτική’ κινητική κατάσταση (αυξημένα επίπεδα κινητικής μεταβλητότητας).

### **Περιορισμοί της έρευνας – Προτάσεις για μελλοντικές μελέτες**

Σύμφωνα με τους Kang & Dingwell (2009) η προτεραιότητα του νευρομυϊκού συστήματος στην βάδιση είναι η διατήρηση της δυναμικής σταθερότητας του κορμού. Συνεπώς, πληθώρα μελετών καταγράφει την σταθερότητα του κορμού προκειμένου να περιγράψει την συνολική ποιότητα της κίνησης. Ακριβώς προς αυτή την κατεύθυνση η παρούσα μελέτη καλείται να καλύψει βιβλιογραφικά κενά τα οποία αφορούν στην διερεύνηση της κινητικής μεταβλητότητας της ΟΜΣΣ (κάτω κορμός) κατά την βάδιση σε διάδρομο. Όπως αναφέρθηκε και στην εισαγωγή, οι μελέτες που εστιάζουν στην ΟΜΣΣ είναι πολύ περιορισμένες και με μεθοδολογικές προσεγγίσεις που διαφέρουν σημαντικά μεταξύ τους. Προκειμένου η παρούσα έρευνα να καταστεί όσο πιο αντικειμενική και έγκυρη γίνεται χρησιμοποιήθηκε ο πλέον μεθοδολογικά αποδεκτός και τεχνολογικά προηγμένος εξοπλισμός του Vicon με μία μοντελοποίηση της ΟΜΣΣ η οποία –κατά την γνώμη μας- περιγράφει βέλτιστα την ΟΜΣΣ λαμβάνοντας ως σταθερό σημείο την λεκάνη και ως κινητό σημείο τον Ο1 σπόνδυλο. Η τοποθέτηση επιπλέον ανακλαστήρων με σκοπό τον διαχωρισμό ανώτερης και κατώτερης οσφυϊκής μοίρας απερρίφθη καθώς πειραματικά βρέθηκε υπέρμετρος ‘θόρυβος’ και αλληλοεπικάλυψη σήματος μεταξύ των ανακλαστήρων. Το μέγεθος της επίπτωσης λάθους μεταξύ των Ο1- 11 σπονδύλων λόγω μετακίνησης υποδορίου ιστού δεν μπορεί να αξιολογηθεί επακριβώς. Εν τούτοις, η χρήση ανακλαστήρα στον Ο3 μόνο ως καθοδηγητικό σημείο θα λέγαμε ότι ελαχιστοποιεί την επίπτωση αυτή. Μελλοντικές έρευνες καλούνται να προσδιορίσουν τυχόν διαφοροποιήσεις στην ανώτερη ΟΜΣΣ σε σχέση με την κατώτερη και την επίδρασή τους σε παθολογικές προσαρμογές κατά την βάδιση.

Όπως προαναφέρθηκε, ο χρόνος βηματισμού που χρησιμοποιείται πρέπει να είναι επαρκής και ικανός για τον ορθό υπολογισμό του LyE. Ωστόσο, η αύξηση των βηματισμών επιφέρει και αύξηση των τιμών του LyE. Σύμφωνα με τους Sloot et al (2011) ένας ασφαλής τρόπος αντιστάθμισης αυτού του προβλήματος είναι η συλλογή δεδομένων μέσω επαναλαμβανόμενων χρονοσειρών μικρής διάρκειας. Η χρονική ομαλοποίηση (time-normalization) των χρονοσειρών κρίνεται μάλλον απαραίτητη σε έναν συγκεκριμένο αριθμό δεδομένων (data points) πριν τον υπολογισμό του LyE (England et al, 2007), ιδίως όταν στο πρωτόκολλο υπάρχουν διαφοροποιήσεις στην ταχύτητα βάδισης (Mehdizadeh et al, 2018). Σημείο προσοχής αποτελεί το γεγονός ότι οι θετικές τιμές του LyE δεν θα πρέπει να εκλαμβάνονται ως δηλωτικές ύπαρξης χάους αν δεν συνυπολογιστεί η δυναμική του εν λόγω συστήματος (Dingwell, 2006).

Σε σχέση με τις προαναφερθείσες παραμέτρους στην παρούσα μελέτη η χρήση του χρονικού παραθύρου καταγραφής των 30 sec επιτρέπει στον εξεταζόμενο να αποκτήσει ένα σταθερό και επαναλαμβανόμενο κινητικό πρότυπο χωρίς να προλάβει να υπεισέλθει ο παράγοντας της κόπωσης ή να προκληθεί πόνος. Στην συγκεκριμένη έρευνα οι διαφοροποιήσεις στην ταχύτητα απομονώνονται επαρκώς αφού δεν πραγματοποιούνται μέσα στον

ίδιο κύκλο καταγραφής δεδομένων αλλά σε διαφορετικούς. Επιπλέον, πραγματοποιήθηκε αποκοπή των πρώτων 2 sec της καταγραφής έτσι ώστε να μην απαιτείται περαιτέρω χρονική ομαλοποίηση των χρονοσειρών.

Ένας άλλος περιορισμός της παρούσης μελέτης αφορά στην χρήση μηχανοκίνητου διαδρόμου βάδισης αντί βάδισης στο έδαφος. Οι Dingwell et al (2001) υποστήριξαν ότι η βάδιση σε διάδρομο μπορεί να επηρεάσει τα ποσοστά μεταβλητότητας σε σύγκριση με βάδιση στο έδαφος. Ωστόσο, οι Matsas et al (2000) κατέληξαν ότι κινηματικά δεδομένα πάνω σε διάδρομο για το γόνατο μπορούν να γενικευτούν και σε κανονική βάδιση (Matsas et al 2000). Εξ' άλλου η συλλογή μεγάλου όγκου δεδομένων για την ακριβή αξιολόγηση της κίνησης απαιτεί την χρήση σταθερού περιβάλλοντος χωρίς υπέρμετρες εξωτερικές διαφοροποιήσεις. Επίσης, η χρήση διαδρόμου εξασφαλίζει την καταγραφή σε ελεγχόμενες (και διαφοροποιούμενες με βάση το πρωτόκολλο) ταχύτητες. Στον αντίποδα, θα μπορούσαμε να υποστηρίξουμε ότι η πλέον αντιπροσωπευτική κινητική μεταβλητότητα μπορεί να επιτευχθεί μόνο σε συνθήκες απόλυτα ελεύθερης βάδισης. Η κατασκευή διαδρομής βάδισης δεκάδων μέτρων εντός εργαστηρίου ανάλυσης βάδισης ίσως να μπορούσε μελλοντικά να αποτελέσει την χρυσή τομή μεταξύ ελεύθερης βάδισης και αξιοπιστίας συλλογής δεδομένων.

Το ντετερμινιστικό χάος φαίνεται να είναι μία βασική παράμετρος της υγιούς βάδισης. Ποιό είναι, όμως, το ιδανικό ποσοστό μεταβλητότητας που πρέπει να διαθέτει ένα κινητικό σύστημα; Η υψηλότερη μεταβλητότητα συνεπάγεται μία πιο σταθερή κινητική συμπεριφορά; Η θεωρία της Ιδανικής Κινητικής Μεταβλητότητας φαίνεται πως παρέχει ένα επαρκές θεωρητικό υπόβαθρο για τα ανωτέρω ερωτήματα. Παρ' όλα αυτά, ο ακριβής προσδιορισμός του ποσοστού μεταβλητότητας για το εκάστοτε κινητικό πρότυπο μένει να διερευνηθεί. Σε πληθώρα παθολογιών, όπως στην ΧΟ, το ποσοστό της μεταβλητότητας μεταβάλλεται. Το ερώτημα είναι αν η μεταβλητότητα αυξάνεται ή μειώνεται. Οι έρευνες υποστηρίζουν και τις δύο περιπτώσεις. Μελλοντικές μελέτες καλούνται να ποσοτικοποιήσουν τις ακριβείς διαφοροποιήσεις προκαλεί η εκάστοτε παθολογία. Από κλινικής απόψεως η αποκατάσταση του ιδανικού ποσοστού μεταβλητότητας μετά από την απώλειά του είναι ο στόχος κάθε πρωτοκόλλου αποκατάστασης. Η επανεκπαίδευση της ιδιοδεκτικότητας φαίνεται πως δείχνει τον δρόμο. Ωστόσο, τα διάφορα προγράμματα άσκησης είναι μάλλον 'τυφλα' αφού ο θεραπευτής δεν μπορεί να μετρήσει τον όγκο και την ποιότητα της απαιτούμενης άσκησης. Η έγκυρη και αξιόπιστη αξιολόγηση της κινητικής μεταβλητότητας σε συνθήκες κλινικού περιβάλλοντος πρέπει να αποτελέσει προτεραιότητα για την επιστημονική κοινότητα.

## **Συμπέρασμα**

Στην παρούσα μελέτη οι υγιείς συμμετέχοντες εμφάνισαν υψηλότερες τιμές LyE, ApEn και SD καταδεικνύοντας υψηλότερα επίπεδα μεταβλητότητας και, συνεπακόλουθα, μία πιο πολύπλοκη κινηματική συμπεριφορά σε σχέση με του πάσχοντες. Τα χαμηλότερα επίπεδα μεταβλητότητας μπορούν να ερμηνευτούν εν μέρει από την προσπάθεια των πασχόντων να αποφύγουν επώδυνες ακραίες θέσεις της τροχιάς κίνησης. Υπό αυτό το πρίσμα οι μη γραμμικοί δείκτες φαίνεται πως σχετίζονται με τα ποιοτικά χαρακτηριστικά της

κίνησης, κάτι που θα μπορούσε να ποσοτικοποιήσει την βελτίωση μετά από την εφαρμογή θεραπευτικού πρωτοκόλλου.

Συμπερασματικά, η 'απώλεια της πολυπλοκότητας' φαίνεται να έχει εφαρμογή σε πληθώρα βιολογικών ρυθμών όπως και στην αρθροκινηματική. Οι εφαρμογές της παρούσης διατριβής θα πρέπει να προσανατολίζονται προς την κινητική επανεκπαίδευση της ιδιοδεκτικότητας αφού αυτός φαίνεται να είναι ο μόνος δρόμος προς την επανάκτηση της χαμένης κινητικής πολυπλοκότητας η οποία μάλλον αποτελεί το κλειδί για την εξιδανίκευση της κινητικής συμπεριφοράς μετά από κάποιο τραυματισμό ή παθολογία.

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ – ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ – ΣΥΝΤΟΜΟΣ ΤΙΤΛΟΣ

### Περίληψη

Στόχος της παρούσας μελέτης ήταν η σύγκριση της κινητικής μεταβλητότητας, όπως αυτή εκφράστηκε κυρίως με την χρήση μη-γραμμικών παραμέτρων, στην Οσφυϊκή Μοίρα της Σπονδυλικής Στήλης (ΟΜΣΣ), την λεκάνη και το κάτω άκρο μεταξύ ασθενών με Χρόνια Οσφυαλγία (ΧΟ) και υγιών συμμετεχόντων κατά την βάρδια.

Δεκαέξι (16) ασθενείς με ΧΟ και δεκατρείς (13) υγιείς (μη αθλητές) συμμετείχαν στην έρευνα. Οι συμμετέχοντες περπάτησαν σε διάδρομο βάρδιας υπό διαφορετικές συνθήκες βάρδιας ενώ καταγράφονταν από οπτικοηλεκτρονικό σύστημα έξι (6) υπέρυθρων καμερών. Η ανάλυση της κινηματικής μεταβλητότητας της κίνησης της ΟΜΣΣ και της λεκάνης πραγματοποιήθηκε με γραμμικές (τυπική απόκλιση- SD) και μη γραμμικές παραμέτρους (μέγιστος Εκθέτης Lyapunov- LyE και Προσεγγιστική Εντροπία- ApEn). Οι συσχετίσεις μεταξύ των συμμετεχόντων έγινε με το t-test. Επιπλέον, χρησιμοποιήθηκε η ανάλυση ROC (Receiver Operating Characteristics) για τον υπολογισμό της δυνατότητας διαχωρισμού ομάδων από τις υπό μελέτη μεταβλητές.

Τα αποτελέσματα ανέδειξαν σημαντικά υψηλότερες μέσες τιμές των υγιών συμμετεχόντων σε σχέση με τους ασθενείς σε επτά (7) παραμέτρους στην ΟΜΣΣ και την λεκάνη τόσο στην τυπική απόκλιση (SD) όσο και στον LyE και την ApEn καθώς και στις υπόλοιπες αρθρώσεις του κάτω άκρου (ισχίο, γόνατο, ποδοκνημική- άκρος πόδας). Ενδεικτικά, ο LyE στην λεκάνη κατά την φυσιολογική βάρδια εμφάνισε μία ευαισθησία της τάξης του 92.3% και ειδικότητα της τάξης του 90% στον διαχωρισμό των δύο ομάδων.

Συμπερασματικά, οι υγιείς συμμετέχοντες εμφάνισαν υψηλότερες τιμές SD, LyE και ApEn καταδεικνύοντας υψηλότερα επίπεδα μεταβλητότητας και, συνεπώς, μία πιο χαοτική κινηματική συμπεριφορά σε σχέση με τους πάσχοντες από ΧΟ. Τα χαμηλότερα επίπεδα μεταβλητότητας μπορούν να τεκμηριωθούν εν μέρει από την προσπάθεια των ασθενών με ΧΟ να αποφύγουν επώδυνες ακραίες θέσεις του εύρους κίνησης. Υπό αυτό το πρίσμα οι μη γραμμικές παράμετροι φαίνεται να συσχετίζονται με τα ποιοτικά χαρακτηριστικά της κίνησης και πρέπει να ληφθούν υπ' όψιν κατά την αποκατάσταση των ασθενών με ΧΟ.

**Λέξεις κλειδιά:** οσφυαλγία, κινητική μεταβλητότητα, κινηματική ανάλυση βάρδιας, μέγιστος εκθέτης Lyapunov, Προσεγγιστική Εντροπία

**Σύντομος τίτλος:** Μη γραμμική κινηματική ανάλυση βάρδιας σε άτομα με και χωρίς Χρόνια Οσφυαλγία

## **Abstract**

The aim of the study was to compare movement variability, as expressed mainly by non-linear indices, at the pelvis, lumbar and lower limb between Low Back Pain (LBP) patients and healthy participants during gait.

Sixteen (16) LBP patients and thirteen (13) healthy control subjects (non-athletes) participated in the study. Participants walked on a treadmill at different walking conditions while recorded by a 6-infrared camera optoelectronic system. Kinematic variability of pelvic and lumbar movement was analyzed using linear (standard deviation) and non-linear indices (Maximal Lyapunov Exponent- LyE and Approximate Entropy- ApEn). Between subjects values were compared with the t-test. Also, ROC analysis was applied in order to compute the discrimination ability of the calculated components.

Results showed that healthy subjects presented with significantly greater mean values than LBP patients at seven pelvic and lumbar components in LyE, ApEn and SD as well as to other lower limb joints (hip, knee, ankle- foot). Specifically, the calculated LyE at the pelvis during normal gait was proven to have a sensitivity of 92.3% and a specificity of 90% in the discrimination of healthy subjects from LBP patients.

In conclusion, healthy participants presented with higher LyE, ApEn and SD values indicating higher variability levels and, therefore, a more chaotic kinematic behavior in comparison to LBP patients. Lower variability values may be partly explained by the attempt of LBP patients to avoid painful end of range of motion positions. In this perspective non- linear indices seem to relate to qualitative characteristics of movement that need to be taken into consideration during rehabilitation.

**Keywords:** Low back pain, movement variability, gait kinematics, Maximal Lyapunov Exponent, Approximate Entropy

**Short Title:** Non-linear gait kinematics

# ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

---

Akebi T, Saeki S, Hieda H, Goto H. Factors affecting the variability of the torque curves at isokinetic trunk strength testing. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79(1): 33-5.

Al-Obaidi SM, Nelson RM, Al-Awadhi S. The role of anticipation and fear of pain in the persistence of avoidance behavior in patients with chronic LBP. *Spine* 2000; 25: 1126–31.

Amato I. Chaos breaks out at NIH, but order may come of it. *Science* 1992; 257:747.

Anthony G, Schache, Peter Blanch, David Rath, Tim Wrigley, Kim Bennell. Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running. *Hum Mov Sci* 2002; 21: 273-93.

Areblad M, Nigg, BM, Ekstrand J, Olsson KO, Ekstrom H. Three-dimensional measurement of rearfoot motion during running. *J Biomech*, 1990; 23(9): 933-40.

Ashkenazy Y, Hausdorff JM, Ivanov P, Goldberger AL, Stanley AH. A stochastic model of human gait dynamics. *Physica A* 2002; 316: 662-70.

Barrett R, Noordegraaf MV, Morrison S. Gender differences in the variability of lower extremity kinematics during treadmill locomotion. *J Mot Behav* 2008; 40: 62–70.

Bell JA, Burnett A. Exercise for the Primary, Secondary and Tertiary Prevention of Low Back Pain in the Workplace: A Systematic Review. *J Occup Rehabil* 2009; 19(1): 8-24.

Bell JA, Burnett A. Exercise for the primary, secondary and tertiary prevention of low back pain in the workplace: a systematic review. *J Occup Rehabil* 2009; 19(1): 8-24.

Bellgrove MA, Hester R, Garavan H. The functional neuroanatomical correlates of response variability: evidence from a response inhibition task. *Neuropsychologia* 2004; 42(14): 1910-16.

Brach JS, Studenski SA, Perera S, VanSwearingen JM, Newman AB. Gait variability and the risk of incident mobility disability in community-dwelling older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2007; 62: 983–8.

Brujin SM, Millard M, van Gestel L, Meyns P, Jonkers I, Desloovere K. Gait stability in children with Cerebral Palsy. *Res Dev Disabil* 2013; 34: 1689-99.

Bruijn SM, van Dieen JH, Meijer OG, Beek PJ. Statistical precision and sensitivity of measures of dynamic gait stability. *J Neurosci Meth* 2009; 178(2): 327–33.

Brumagne S, Cordo P, Lysens R, Verschueren S, Swinnen S. The role of paraspinal muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. *Spine* 2000; 25: 989–94.

Brumagne S, Cordo P, Verschueren S. Proprioceptive weighting changes in persons with low back pain and elderly persons during upright standing. *Neurosci Lett* 2004; 366: 63–66.

Brumagne S, Lysens R, Swinnen S, Verschueren S. Effect of paraspinal muscle vibration on position sense of the lumbosacral spine. *Spine* 1999b; 24: 1328–31.

Buster T, Burnfield J, Taylor AP, Stergiou N. Lower extremity kinematics during walking and elliptical training in individuals with and without traumatic brain injury. *J Neurol Phys Ther* 2013; 37(4): 176-86.

Buzzi UH, Stergiou N, Kurz MJ, Hageman PA, Heidel J. Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait. *Clin Biomech*. 2003; 18: 435-43.

Caballero, B. The Global Epidemic of Obesity: An Overview. *Epidemiol Rev* 2007; 29: 1-5.

Cappozzo A, Catani F, Leardini A, Benedetti MG, Della Croce U. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clin Biomech* 1996; 11 (2): 90-100.

Carragee E, Babak B, Todd A, van den Haak E. Prospective Controlled Study of the Development of Lower Back Pain in Previously Asymptomatic Subjects Undergoing Experimental Discography. *Spine* 2004; 29(10): 1112-17.

Cassidy JD, Cote P, Carroll L, Kristman V. Incidence and Course of Low Back Pain Episodes in the General Population. *Spine* 2005; 30(24): 2817-23.

Cavanaugh JT, Kochi N, Stergiou N. Nonlinear Analysis of Ambulatory Activity Patterns in Community-Dwelling Older Adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2010; 65(2): 197-203.

Chen X, Solomon I, Chon K. Comparison of the use of approximate entropy and sample entropy: applications to neural respiratory signal. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2005; 4: 4212-15.

Chou R, Qaseem A, Vincenza S, Casey D, Cross T, Shekelle P, Owens DK. *Diagnosis and Treatment of Low Back Pain: A Joint Clinical Practice*

Guideline from the American College of Physicians and the American Pain Society. *Ann Intern Med* 2007; 147(7): 478-91.

Cignetti F, Decker LM, Stergiou N. Sensitivity of the Wolf's and Rosenstein's algorithms to evaluate local dynamic stability from small gait data sets. *Ann Biomed Eng* 2012; 40: 1122-30.

Clemon G. The Six-Month Incidence of Clinically Significant Low Back Pain in the Saskatchewan Adult Population. *Spine* 2002; 27(16): 1778-82.

Costa M, Goldberger AL, Peng CK. Multiscale entropy analysis of biological signals. *Phys.Rev.E* 2005; 71: 021906.

Costa M, Peng C, Goldberger A and Hausdorff J. Multiscale entropy analysis of human gait dynamics. *Physica* 2003; 330: 53-60.

Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. *J Athl Train* 2005; 40(1): 41–6.

Courtney C, Rine RM, Kroll P. Central somatosensory changes and altered muscle synergies in subjects with anterior cruciate ligament deficiency. *Gait Posture* 2005; 22: 69–74.

Crosbie J, de Faria Negrao Filho R, Nascimento DP, Ferreira P. Coordination of spinal motion in the transverse and frontal planes during walking in people with and without recurrent low back pain. *Spine* 2013; 38: 286-92.

Crosbie J, Vachalathiti R, Smith R. Patterns of spinal motion during walking. *Gait Posture* 1997; 5: 6-12.

Dankaerts W, O'Sullivan P, Burnett A, Straker L. Differences in sitting postures are associated with non-specific chronic low back pain disorders when patients are subclassified. *Spine* 2006; 31(6): 698–704.

Davis R, Ounpuu S, Tyburski D, Gage J. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci* 1991; 10: 575-87.

Davis RP, Ounpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci* 1991;10: 575–87.

Davlin-Pater C. The Effects of Visual Information and Perceptual Style on Static and Dynamic Balance. *Motor Control* 2010; 14: 362-70.

Decker LM, Cignetti F, Stergiou N. Complexity and Human Gait. *N. Rev Andal Med Deporte*. 2010; 3(1): 2-12.

Delignieres D, Torre K. Fractal dynamics of human gait: a reassessment of the 1996 data of Hausdorff et al. *J Appl Physiol* 2009; 106(4): 1272-79.



Delignières D, Torre K. Fractal dynamics of human gait: a reassessment of the 1996 data of Hausdorff et al. *J Appl Physiol* 2009; 106(4): 1272-79.

Demos. Gait analysis, (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK27235/>), 2004.

Descarreaux M, Blouin JS, Teasdale N. Repositioning accuracy and movement parameters in low back pain subjects and healthy control subjects. *Eur Spine J* 2005; 14: 185–91.

Deyo RA, Battie M, Beurskens AJ, Bombardier C, Croft P, Koes B, Malmivaara A, Roland M, Von Korff M, Waddell G. Outcome measures for low back pain research: A proposal for standardized use. *Spine* 1998; 23: 2003-13.

Dietz V, Horstmarm G, Berger W. Significance of proprioceptive mechanisms in the regulation of stance. *Prog Brain Res* 1989; 80: 419-23.

Dingwell J, Robb, R, Troy K, Grabiner M. Effects of an attention demanding task on dynamic stability during treadmill walking. *Journal of Neuroeng Rehabil* 2008; 5(1): 12.

Dingwell JB, Cusumano JP, Sternad D, Cavanagh PR. Slower speeds in patients with diabetic neuropathy lead to improved local dynamic stability of continuous overground walking. *J Biomech* 2000; 33: 1269-77.

Dingwell JB, Cusumano JP. Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking. *Chaos* 2000;10(4): 848-63.

Dingwell JB, Marin LC. Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. *J Biomech* 2006; 39: 444-52.

Egan DA, Al-Eisa E. Pelvic skeletal asymmetry, postural control, and the association with low back pain: a review of the evidence. *Crit Rev Phys Rehabil Med* 1999; 10: 1-40.

Ehlen KA, Reiser II RF, Browning RC. *Med Sci Sports Exerc* 2011; 43(7): 1251-9.

England SA, Granata KP. Stability of dynamic trunk movement. *Spine* 2006; 31(10): 271-6.

England SA, Granata KP. The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait Posture* 2007; 25(2): 172-8.

Fairbank JC, Couper J, Davies JB, O'Brien JP. The Oswestry low back pain questionnaire. *Physiotherapy* 1980; 66: 271-73.

Fairbank JCT, Pynsent PB. The Oswestry disability index. *Spine* 2000; 25: 2940-53.

Fontana TL, Richardson CA, Stanton WR. The effect of weight bearing exercise with low frequency, whole body vibration on lumbosacral proprioception: A pilot study on normal subjects. *Aust J Physiother* 2005; 51: 259-63.

Fraser AM, Swinney HL. Independent coordinates for strange attractors from mutual information. *Phys Rev A* 1986; 33(2): 1134-40.

Frenkel-Toledo S, Giladi N, Peretz C, Herman T, Gruendlinger L, Hausdorff, JM. Treadmill walking as an external pacemaker to improve gait rhythm and stability in Parkinson's disease. *Mov Disord* 2005; 20: 1109-14.

Full RJ, Kubow T, Schmitt J, Holmes P, Koditschek D. Quantifying dynamic stability and maneuverability in legged locomotion. *Integr Comp Biol* 2002; 42: 149-57.

Gates DH, Dingwell, JB. Comparison of different state space definitions for local dynamic stability analyses. *J Biomech*, 2009; 42(9): 1345-49.

Georgoulis AD, Moraiti C, Ristanis S, Stergiou N. A novel approach to measure variability in the anterior cruciate ligament deficient knee during walking: the use of the Approximate Entropy in Orthopaedics. *J Clin Monitor Comp* 2006; 20: 11-8.

Ghaffari M, Alipour A, Farshad AA, Yensen I, Vingard E. Incidence and Recurrence of Disabling Low Back Pain and Neck-Shoulder Pain. *Spine* 2006; 31(21): 2500-06.

Glass L, Mackey MC. *From Clocks to Chaos: The Rhythms of Life. The Geometry of Biological Time.* Springer; 1988.

Goldberger AL, Amaral LA, Hausdorff JM, Ivanov PC, Peng CK, Stanley HE. Fractal dynamics in physiology: alterations with disease and aging. *Proc Natl Acad Sci U. S. A.* 2002; 99(1): 2466-72.

Grampp J, Willson J, Kernozek T. The Plantar Loading Variations to Uphill and Downhill Gradients During Treadmill Walking. *Foot Ankle Int* 2000; 21(3).

Granata KP, England SA. Stability of dynamic trunk movement. *Spine* 2006; 31(10): 271-76.

Grassberger P, Procaccia I. Measuring the strangeness of strange attractors. *Physica D* 1983; 9: 189-208.

Grasso R, Zago M, Lacquaniti F. Interactions Between Posture and Locomotion: Motor Patterns in Humans Walking With Bent Posture Versus Erect Posture. *The American Physiological Society* 1998; 288-300.

Gurney B. Leg length discrepancy. *Gait Posture* 2002; 15(2): 195-206.

Guskiewicz KM, Perrin DH. Research and clinical applications of assessing balance. *J Sport Rehabil* 1996; 5: 45-63.

Hak L, Houdijk H, Beek PJ, van Dieën JH. Steps to Take to Enhance Gait Stability: The Effect of Stride Frequency, Stride Length, and Walking Speed on Local Dynamic Stability and Margins of Stability. *PLoS One* 2003; 8(12): e82842.

Harbourne RT, Stergiou N. Movement variability and the use of nonlinear tools: Principles to guide physical therapist practice. *Physical Therapy* 2009; 89(3): 267-82.

Hart JM, Fritz JM, Kerrigan DC, Saliba EN, Gansneder BM, Ingersoll CD. Reduced Quadriceps Activation After Lumbar Paraspinal Fatiguing Exercise. *J Athl Train* 2006; 41(1): 79-86.

Hausdorff J M. Gait dynamics, fractals and falls: Finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. *Hum Mov Sci* 2007; 26(4): 555-89.

Hausdorff JM, Ashkenazy Y, Peng CK, Ivanov PC, Stanley HE, Goldberger AL. When human walking becomes random walking: Fractal analysis and modeling of gait rhythm fluctuations. *Physica A*. 2001; 302: 138–47.

Hausdorff JM, Doniger GM, Springer S, Yogev G, Giladi N, Simon ES. A common cognitive profile in elderly fallers and in patients with Parkinson's disease: The prominence of impaired executive function and attention. *Exp Aging Res* 2006; 32: 411-29.

Hausdorff JM, Mitchell SL, Firtion R, Peng CK, Cudkowicz ME, Wei JY, Goldberger AL. Altered fractal dynamics of gait: reduced stride-interval correlations with aging and Huntington's disease. *J Appl Physiol* 1997; 82: 262-9.

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: 349-58.

Hausdorff JM, Purdon PL, Peng CK, Ladin Z, Wei JY, Goldberger AL. Fractal dynamics of human gait: Stability of long-range correlations in stride interval fluctuations. *J Appl Physiol* 1996; 80: 1448- 57.

Herman T, Giladi N, Gurevich T, Hausdorff, JM. Gait instability and fractal dynamics of older adults with a "cautious" gait: why do certain older adults walk fearfully? *Gait Posture* 2005; 21: 178-85.

Hertel J, Miller J, Denegar C. Intratester and intertester reliability during Star Excursion Balance Tests. *J Sport Rehabil* 2000; 9: 104-16.

Hodges P, van den Hoorn W, Dawson A, Cholewicki J. Changes in the mechanical properties of the trunk in low back pain may be associated with recurrence. *J Biomech* 2009; 42: 61–6.

Hodges PW. Abdominal mechanism in low back pain. *Therapeutic Exercise for Lumbo-Pelvic Stabilization: A Motor Control Approach for the Treatment and Prevention of Low Back Pain*. Edinburgh: Churchill Livingstone 2004; 10: 141-48.

Holm S, Indahl A, Solomonow M. Sensorimotor control of the spine. *J Electromyogr Kinesiol* 2002; 12: 219–34.

Hurley MV, Rees J, Newham DJ. Quadriceps function, proprioceptive acuity and functional performance in healthy young, middle-aged and elderly subjects. *Age Ageing* 1998; 27: 55-62.

Hwang S, Kim Y, Kim Y. Lower extremity joint kinetics and lumbar curvature during squat and stoop lifting. *BMC Musculoskelet Disord* 2009; 10:15.

Indahl A, Kaigle AM, Reikeras O, Holm SH. Interaction between the porcine lumbar intervertebral disc, zygapophysial joints, and paraspinal muscles. *Spine* 1997; 22: 2834–40.

Ivanov PC, Amaral LA, Goldberger AL, Havlin S, Rosenblum MG, Struzik ZR, Stanley HE. Multifractality in human heartbeat dynamics. *Nature* 1999; 399: 461-65.

Ives C. Human beings as Chaotic Systems. <http://www.fractal.org/LifeScience-Technology/Publications/Human-beings-as-fractalsystems.pdf>

Jansen JP, Morgenstern H, Burdorf A. Dose-response relations between occupational exposures to physical and psychosocial factors and the risk of low back pain. *Occup Environ Med* 2004; 61: 972-79.

Jaric S, Corcos DM, Latash ML. Effects of practice on final position reproduction. *Exp Brain Res* 1992; 91: 129–34.

Jarvik JG, Hollingworth W, Heagerty PJ, Haynor DR, Boyko EJ, Richard DA. Three-Year Incidence of Low Back Pain in an Initially Asymptomatic Cohort: Clinical and Imaging Risk Factors. *Epidemiology* 2005; 30(13): 1541-48.

Jerosch J, Pryinka M. Proprioception aid joint stability. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc* 1996; 4: 171-79.

Jones GT, Macfarlane GJ. Epidemiology of low back pain in children and adolescents. *Arch Dis Child* 2005; 90: 312-16.

Jordan K, Challis JH & Newell KM. Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait Posture* 2007; 26(1), 128–134.

Jordan K, Challis JH, Cusumano JP, Newell KM. Stability and the time-dependent structure of gait 559 variability in walking and running. *Hum Mov Sci* 2009; 28(1): 113-28.

Jordan K, Challis JH, Newell KM. Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait Posture* 2007; 26: 87-102.

Kadaba MP, Ramakrishanan HK, Wootten ME, et al. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res* 1989; 7: 849-60.

Kaipust JP, McGrath D, Mukherjee M, Stergiou N. Gait variability is altered in older adults when listening to auditory stimuli with differing temporal structures. *Ann Biomed Eng* 2013; 41(8): 1595-03.

Kang HG, Dingwell JB. Dynamic stability of superior vs. inferior segments during walking in young and older adults. *Gait Posture* 2009; 30: 260-63.

Karmakar C, Khandoker A, Begg R, Palaniswami M. Understanding ageing effects using complexity analysis of foot-ground clearance during walking. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2012; 1-11.

Kastavelis D, Mukherjee M, Decker LM, Stergiou N. Variability of Lower Extremity Joint Kinematics During Backward Walking in a Virtual Environment. *Nonlinear Dynam Psychol Life Sci* 2010; 14(2): 165-78.

Kelso JAS. *Dynamic patterns: the self-organization of brain and behavior*. Cambridge, Mass: MIT Press; 1995.

Kennel MB, Brown R, Abarbanel HDI. Determining embedding dimension for phase space- reconstruction using a geometrical construction. *Phys Rev A* 1992; 45: 3403-11.

Khalil TM, Abdel-Moty EM, Rosomoff RS, Rosomoff HL. *Ergonomics in Back Pain*. 1993. Van Nostrand Reinhold.

Khandoker AH, Palaniswami M, Begg RK. A comparative study on approximate entropy measure and poincaré plot indexes of minimum foot clearance variability in the elderly during walking. *J Neuroeng Rehabil* 2008; 5: 4.

Kollmitzer J, Ebenbichler GR, Sabo A, Kerschman K, Bochsansky T. Effects of back extensor strength training versus balance training on postural control. *Med Sci Sports Exerc* 2000; 91: 1770-76.

Koumantakis GA, Winstanley J, Oldham JA. Thoracolumbar Proprioception in Individuals With and Without Low Back Pain: Intratester Reliability, Clinical Applicability, and Validity. *J Orthop Sports Phys Ther* 2002; 32(7): 327-35.

Kumar A, Kumar JC. The face as an index in health and disease. *Med Hypotheses* 2010; 74(2): 389-90.

Kumar A. Chaos science & the paradox in electro cardiographic interpretations. *J Health Allied Sci NU* 2011; 1(4): 35-7.

Kumar A, Hegde BM. Chaos theory: Impact on and applications in medicine. *NUJHS* 2012; 2(4).

Kurz M, Stergiou N. The aging neuromuscular system expresses less certainty for selecting joint kinematics during gait in humans. *Neurosci Lett* 2003; 348: 155-8.

Kurz MJ, Stergiou N. An artificial neural network that utilizes hip joint actuations to control bifurcations and chaos in a passive dynamic bipedal walking model. *Biol Cybern* 2005; 93: 213-21.

Kurz MJ, Stergiou N. Do horizontal propulsive forces influence the nonlinear structure of locomotion? *J Neuroeng Rehabil* 2007; 4: 30.

Kurz MJ, Stergiou N. Hip actuations can be used to control bifurcations and chaos in a passive dynamic walking model. *J Biomech Eng* 2007, 129(2): 216-22.

Kyriazis M. Practical applications of chaos theory to the modulation of human ageing: nature prefers chaos to regularity. *Biogerontology* 2003; 4: 75-90.

Lake DE, Richman JS, Griffin MP, Moorman JR. Sample entropy analysis of neonatal heart rate variability. *Am.J.Physiol Regul Integr Comp Physiol* 2002; 283: 789-97.

Lamoth CJC, Meijer OG, Wuisman PIJM, Van Dieen JH, Levin MF, Beek PJ. Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. *Spine* 2002; 27: 92–9.

Lamoth CJC, Meijer OJ, Daffertshofer A, Wuisman PIJM, Beek PJ. Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. *Eur Spine J* 2006; 15(1): 23-40.

Lay AN, Hass CJ, Gregor RJ. The effects of sloped surfaces on locomotion: A kinematic and kinetic analysis. *J Biomech* 2006; 39(9): 1621-28.

Lee CE, Simmonds MJ, Etnyre BR, Morris GS. Influence of pain distribution on gait characteristics in patients with low back pain: Part 1: vertical ground reaction force. *Spine* 2007; 32: 1329-36.

Lephart SM, Pincivero DM, Giraldo JL, Fu FH. The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *Am J Sports Med* 1997; 25: 130-37.

Lipsitz LA, Goldberger AL. Loss of "complexity" and aging. Potential application of fractals and chaos theory to senescence. *J Am Med Assoc.* 1992; 267:1806-09.

Lipsitz LA. Dynamics of stability: the physiologic basis of functional health and frailty. *J Gerontol A Biol Sci* 2002; 57(3): 115-25.

Lombardi F. Chaos Theory, Heart Rate Variability, and Arrhythmic Mortality. *Circulation* 2000; 101: 8-10.

Lorenz EN. Atmospheric predictability as revealed by naturally occurring analogues. *J Atmos Sci* 1969; 26(4): 636-46.

Loudon J, Swift, M, Bell S. *The clinical orthopedic assessment guide*. 2nd ed. Kansas: Human Kinetics 2008; 395-408.

Lugade V, Lin V, Chou LS. Center of mass and base of support interaction during gait. *Gait Posture* 2011; 33: 406-11.

Lundberg A. On the use of bone and skin markers in kinematics research. *Hum Mov Sci* 1996; 15: 411-22.

MacDonald LA, Karasek RA, Punnett L. Covariation between workplace physical and psychosocial stressors: evidence and implications for occupational health research and prevention. *Ergonomics* 2001; 44: 696-718.

Markham FW. A method for introducing the concepts of chaos theory to medical Students. *Theor Med Bioeth* 1998; 19(1): 1-4.

Marks-Tarlow TO. The Self as a Dynamical System. *Nonlinear Dynamics Psychol Life Sci* 1999; 3(4): 311-45.

Marras WS, Davis KG, Ferguson SA, Lucas BR, Gupta P. Spine Loading Characteristics of Patients With Low Back Pain Compared With Asymptomatic Individuals. *Spine* 2001; 26(23): 2566-74.

Matsas A, Taylor N, Mcburney H. Knee joint kinematics from familiarized treadmill walking can be generalized to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait Posture* 2000; 11: 56-63.

Mees AI, Judd K, Dangers of geometric filtering. *Physica D* 1993; 68: 427-36.

Mehdizadeh S. The largest Lyapunov exponent of gait in young and elderly individuals: A systematic review. *Gait Posture* 2018; 60: 241-50.

Miller JM, Stergiou N, Kurz MJ. An improved surrogate method for detecting the presence of chaos in gait. *J Biomech* 2006; 39: 2873-76.

Miranda H, Viikari-Juntura E, Martikainen R. Individual factors, occupational loading, and physical exercise as predictors of sciatic pain. *Spine* 2002; 27: 1102-09.

Mitchell T, O'Sullivan PB, Burnett AF, Straker L, Rudd, C. Low back pain characteristics from undergraduate student to working nurse in Australia: A cross-sectional survey. *Int J Nurs Stud* 2008; 45(11): 1636-44.

Mok NW, Brauer SG, Hodges PW. Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. *Spine* 2004; 29: 107-12.

Moraiti C, Stergiou N, Ristanis S, Georgoulis AD. ACL deficiency affects stride-to stride variability as measured using nonlinear methodology, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007; 15: 1406-13.

Moraiti CO, Stergiou N, Ristanis S, Georgoulis AD. ACL deficiency affects stride to stride variability as measured using nonlinear methodology. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007; 15(12): 1406-13.

Moraiti CO, Stergiou N, Vasiliadis HS, Motsis E, Georgoulis A. Anterior cruciate ligament reconstruction results in alterations in gait variability. *Gait Posture* 2010; 32: 169–75.

Moseley GL, Nicholas MK, Hodges PW. A Randomized Controlled Trial of Intensive Neurophysiology Education in Chronic Low Back Pain. *Clin J Pain* 2004; 20(5): 324-30.

Moseley GS, Hodges PW. Reduced Variability of Postural Strategy Prevents Normalization of Motor Changes Induced by Back Pain: A Risk Factor for Chronic Trouble? *Behav Neurosci* 2006; 120(2): 474–76.

Myer GD, Paterno MV, Ford KR, Hewett TE. Neuromuscular training techniques to target deficits before return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction. Review. *J Strength Cond Res* 2008; 22: 987-14.

Myers SA, Johanning JM, Stergiou N, Celis RI, Robinson L, Pipinos II. Gait 605 variability is altered in patients with peripheral arterial disease. *J Vasc Surg* 2009; 49(4): 924-31.

Nadler SF, Malanga GA, Feinberg JH, Prybicien M, Stitik TP, DePrince M. Relationship Between Hip Muscle Imbalance and Occurrence of Low Back



Pain in Collegiate Athletes: A Prospective Study. *Am J Phys Med Rehabil* 2001; 80(8): 572-77.

Nelson-Wong E, Gregory DE, Winter DA, Callaghan JP. Gluteus medius muscle activation patterns as a predictor of low back pain during standing. *Clin Biomech* 2008; 23: 545-53.

Newell KM, Walter CB. Kinematic and kinetic parameters as information feedback in motor skill acquisition. *J Hum Mov Stud* 1981; 7: 235–54.

Nilsson J, Thorstensson A. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiol Scand* 1989; 136: 217-27.

Nourbakhsh MR, Arab AM. Relationship between mechanical factors and incidence of low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2002; 32(9): 447-60.

O'Sullivan PB, Burnett A, Floyd AN, Gadsdon K, Logiudice J, Miller D, Quirke H. Lumbar repositioning deficit in a specific LBP population. *Spine* 2003; 28: 1074–79.

Oberoi DV, Kumar JC, Arunachalam Kumar, D'Souza S & Hegde B. M. Does non-chaotic weight –bearing foci cause foot ulcerations in diabetics? *Med Hypotheses* 2007; 68(2): 468-9.

Oddsson LIE, DeLuca CJ. Activation imbalances in lumbar spine muscles in the presence of chronic low back pain. *Journal of Applied Physiology* 2003; 94: 1410-20.

Okunribido OO, Magnusson M, Pope MH. The role of whole body vibration, posture and manual material handling as risk factors for low back pain in occupational drivers. *Ergonomics* 2008; 51: 308-29.

Olmsted LC, Carcia CR, Hertel J, Shultz SJ. Efficacy of the Star Excursion Balance Tests in determining reach deficits in subjects with chronic ankle instability. *J Athl Train* 2002; 37: 501-06.

Oort GV, Frederick M, Pinto D, Ragone D. Back injuries require integration of aggressive and passive treatment. *Occupational Health & Safety* 1990; 22-24.

Palmer T. Edward Norton Lorenz. *Phys Today* 2008; 61(9): 81-2

Papadakis NC, Christakis DG, Tzagarakis GN, Chlouverakis GI, Kampanis NA, Stergiopoulos KN, Katonis PG. Gait variability measurements in lumbar spinal stenosis patients: part B. Preoperative versus postoperative gait variability. *Physiol Meas* 2009; 30: 1187-95

Papageorgiou AC, Macfarlane GJ, Thomas E, Croft PR, Jayson MI, Silmanet AJ. Psychosocial factors in the workplace: Do they predict new episodes of

low back pain? Evidence from the South Manchester Back Pain Study. *Spine* 1997; 22: 1137-42.

Parks KA, Crichton KS, Goldford RJ, McGill SM. A comparison of lumbar range of motion and functional ability scores in patients with low back pain: assessment for range of motion validity. *Spine* 2003; 28(4): 380-4.

Pincus S M. Assessing Serial Irregularity and Its Implications for Health. *Ann NY Acad Sci* 2001; (1): 245-67.

Pincus S, Huang W. Approximate entropy - Statistical properties and applications. *Commun Stat Theory Methods* 1992; 21: 3061-77.

Pincus S, Kalman RE. Not all (possibly) "random" sequences are created equal. *Proc Natl Acad Sci USA* 1997; 94(8): 3513-18.

Pincus S. Approximate entropy (ApEn) as a complexity measure. *Chaos* 1995; 5: 110-17.

Pincus SM, Goldberger AL. Physiological time series analysis: what does regularity quantify? *Am J Physiol* 1994; 266: 1643-56.

Pincus SM. Approximate entropy as a measure of system complexity. *P Nat Acad Sci USA*, 1991; 88: 2297-2301.

Poon CS, Merrill CK. Decrease of cardiac chaos in congestive heart failure *Nature* 389 1997; 492-495.

Punnett L, Pruss-Ustun A, Nelson DI. Estimating the global burden of low back pain attributable to combined occupational exposure. *Am J Ind Med* 2005; 48: 459-69.

Radebold A, Cholewicki J, Polzhofer GK, Greene HS. Impaired Postural Control of the Lumbar Spine Is Associated With Delayed Muscle Response Times in Patients With Chronic Idiopathic Low Back Pain. *Spine* 2001; 26(7): 724-30.

Reeves NP, Everding VQ, Cholewicki J, Morrisette DC. The effects of trunk stiffness on postural control during unstable seated balance. *Experimental Brain Research* 2006; 174: 694–700.

Reinschmidt C, van Den Bogert AJ, Murphy N, Lundberg A, Nigg BM. Tibiocalcaneal motion during running, measured with external and bone markers. *Clin Biomech* 1997b; 12: 8-16.

Reinschmidt C, van den Bogert AJ, Nigg BM, Lundberg A, Murphy N, Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *J. Biomech* 1997a; 30: 729-32.

Richman JS, Moorman JR. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *Am.J.Physiol.Heart Circ.Physiol* 2000; 278: 2039-49.

Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. Sensorimotor system measurement techniques. *J Athl Train* 2002; 37: 85–98.

Riley JL, Robinson ME, Geisser ME, Wittmer VT, Smith AG. Relationship between MMPI-2 cluster profiles and surgical outcome in low-back pain patients. *J Spinal Disord* 1995; 8: 213-19.

Rispens SM, Pijnappels M, van Dieën JH, van Schooten KS, Beek PG, Daffertshofer A. A benchmark test of accuracy and precision in estimating dynamical systems characteristics from a time series. *J. Biomech* 2014; 47: 470-75.

Robinson R, Gribble P. Support for a reduction in the number of trials needed for the Star Excursion Balance Test. *Arch Phys Med Rehab* 2008; 89: 364-70.

Roland M, Fairbank J. The Roland-Morris disability questionnaire and the Oswestry disability questionnaire. *Spine* 2000; 25: 3115-24.

Roland M, Morris R. A study of the natural history of back pain: Part I. Development of a reliable and sensitive measure of disability in low-back pain. *Spine* 1983; 8: 141-44.

Rosenstein MT, Collins JJ, De Luca CJ. A practical method for calculating largest Lyapunov exponents from small data sets. *Phys D* 1993; 65: 117-34.

Rubin DI. Epidemiology and risk factors for spine pain. *Neurol Clin* 2007; 25: 353-71.

Ruelle D, Takens F. On the nature of turbulence. *Commun Math Phys* 1971; 20:167-92.

Scafetta N, Marchi D, West BJ. Understanding the complexity of human gait dynamics. *Chaos* 2009; 19(2): 026108.

Schmidt RA, Lee TD. *Motor control and learning: A behavioral emphasis*. 4th ed. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers; 2005.

Segal E, Raveh-Sadka T, Schroeder M, Unnerstall U, Gaul U. Predicting expression patterns from regulatory sequence in *Drosophila* segmentation. *Nature* 2008; 451: 535-40.

Sejdic E, Fu Y, Pak A, Fairley JA, Chau T. The Effects of Rhythmic Sensory Cues on the Temporal Dynamics of Human Gait. *PLoS One* 2012; 7(8): e43104.

Shultz SJ, Houglum P, Perrin D. Examination of musculoskeletal injuries. 2nd ed, North Carolina: Human Kinetics 2005; 55-60.

Shum GLK, Crosbie J, Lee RYW. Effect of low back pain on the kinematics and joint coordination of the lumbar spine and hip during sit-to-stand and stand-to-sit. *Spine* 2005a; 30(17): 1998-2004.

Shum GLK, Crosbie J, Lee RYW. Movement coordination of the lumbar spine and hip during a picking up activity in low back pain subjects. *Eur Spine J* 2007; 16: 749–58.

Shum GLK, Crosbie J, Lee RYW. Symptomatic and asymptomatic movement coordination of the lumbar spine and hip during an everyday activity. *Spine* 2005b; 30(23): E697-702.

Simmonds MJ, Lee CE, Etnyre BR, Morris GS. The influence of pain distribution on walking velocity and horizontal ground reaction forces in patients with low back pain. *Pain Res Treat* 2012; 2012: 214980.

Sloot LH, van Schooten KS, Bruijn SM, Kingma H, Pijnappels M, van Dieen JH. Sensitivity of local dynamic stability of over-ground walking to balance impairment due to galvanic vestibular stimulation. *Ann Biomed Eng* 2011; 39: 1563-69.

Small M, Yu D, Harrison RG. Surrogate test for pseudoperiodic time series data. *Phys Rev Lett* 2001; 87(18): 8101-04.

Sosnoff JJ, Newell K M. Aging, visual intermittency, and variability in isometric force output. *J Gerontol B Psychol Sci.* 2006a; 61: 117–24.

Steele J, Bruce-Low S, Smith D, Jessop D, Osborne N. A Randomized Controlled Trial of the Effects of Isolated Lumbar Extension Exercise on Lumbar Kinematic Pattern Variability During Gait in Chronic Low Back Pain. *PM&R* 2016; 8(2): 105-14.

Stergiou N, Decker LM. Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection? *Hum Mov Sci* 2011; 30(5): 869-88.

Stergiou N, Harbourne RT, Cavanaugh JT. Optimal Movement Variability: A New Theoretical Perspective for Neurologic Physical Therapy. *J Neurol Phys Ther* 2006; 30(3): 120-29.

Stergiou N, Harbourne RT, Cavanaugh JT. Optimal Movement Variability: A New Theoretical Perspective for Neurologic Physical Therapy. *J Neurol Phys Ther* 2006; 30(3): 120-29.

Stergiou N, Moraiti CO, Giakas G, Ristanis S, Georgoulis AD. The effect of the walking speed on the stability of the anterior cruciate ligament deficient knee. *Clin Biomech* 2004; 19(9): 957-63.

Subotnick S. Sports medicine of the lower extremity. Harcourt (USA):Churchill Livingstone 1999.

Summers JJ, Anson JG. Current status of the motor program: Revisited. Hum Mov Sci 2009; 28(5): 566-77.

Syczewska M, Oberg T, Karlsson D. Segmental movements of the spine during treadmill walking with normal speed. Clin Biomech 1999; 14: 384-88.

Takens F. Detecting strange attractors in turbulence. In: Rand, D. and Young, L.S. (Eds.), Dynamical systems and turbulence, Warwick 1980. Springer, Berlin. 1981; 898: 366-81.

Theiler J, Eubank S, Longtin A, Galdrikian B, Farmer JD. Testing for nonlinearity in time series: the method of surrogate data. Physica D 1992; 58: 77-94.

Theiler J, Rapp PE. Re-examination of the evidence for low-dimensional, nonlinear structure in the human electroencephalogram. Electroen Clin Neuro 1996; 98: 213-22.

Theiler J. Spurious dimensions from correlation algorithms applied to limited time series data. Phys Rev A 1986; 34(3): 2427-32.

Thelen E, Smith LB. A dynamic systems approach to the development of cognition and action. Cambridge, Mass: MIT Press; 1994.

Thorstensson A. How is the normal locomotor program modified to produce backward walking? Exp Brain Res 1986; 61: 664-68.

Tsepis E, Giakas G, Vagenas G, Georgoulis A. Frequency content asymmetry of the isokinetic curve between ACL deficient and healthy knee. Clin Biomech 2004; 37: 857-64.

Van der Hulst M, Vollenbroek-Hutten MM, Rietman JS, Hermens HJ. Lumbar and abdominal muscle activity during walking in subjects with chronic low back pain: support of the "guarding" hypothesis? J Electromyog Kines 2010; 20: 31-8.

Van Deursen RW, Flynn TW, McCrory JL, Morag E. Does a single control mechanism exist for both forward and backward walking? Gait Posture 1998; 7: 214-24.

Van Dieen JH, Cholewicki J, Radebold A. Trunk Muscle Recruitment Patterns in Patients With Low Back Pain Enhance the Stability of the Lumbar Spine. Spine 2004;28(8): 834-41.

Vander A, Sherman J, Luciano D. Human Physiology: The Mechanisms of Body Function, (5th ed.) 1990 New York: McGraw-Hill.

Vandergrift JL, Gold JE, Hanlon A, Punnett L. Physical and psychosocial ergonomic risk factors for low back pain in automobile manufacturing workers. *Occup Environ Med* 2012; 69: 29-34.

Vaughan CL. Theories of bipedal walking: an odyssey. *J Biomech* 2003; 36: 513-23.

Vogt L, Pfeifer K, Banzer W. Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. *Man Ther* 2003; 8: 21-8.

Vogt L, Pfeifer K, Portscher M, Banzer W. Influences of nonspecific low back pain on three-dimensional lumbar spine kinematics in locomotion. *Spine* 2001; 26: 1910-19.

Walker BF. The prevalence of low back pain: a systematic review of the literature from 1966 to 1998. *J Spinal Disord* 2000; 13: 205-17.

Waters RL, Mulroy S. The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait Posture* 1999; 9: 207-31.

West BJ, Griffin L. Allometric control, inverse power laws and human gait. *Chaos Solitons Fractals* 1999; 10: 1519-27.

West BJ, Scafetta N., "A nonlinear model for human gait," *Phys Rev E*, 2003; 67: 051917-1.

Williams JA, Haq I, Lee RY. A novel approach to the clinical evaluation of differential kinematics of the lumbar spine. *Man Ther* 2013; 18: 130-5.

Winter DA. Biomechanical motor patterns in normal walking. *J Motor Behav* 1983; 15: 302-30.

Wolf A, Swift JB, Swinney HL, Vastano JA. Determining Lyapunov exponents from a time series. *Physica D* 1985;16: 285–317.

Young PMM, Dingwell JB. Voluntary changes in step width and step length during human walking affect dynamic margins of stability. *Gait Posture* 2012; 36(2): 219-24.

Zampeli F, Moraiti C, Xergia S, Tsiaras V, Stergiou N. Stride-to-stride variability is altered during backward walking in anterior cruciate ligament deficient patients. *Clin Biomech*. 2010; 25(10): 1037-41.

Zeni JA, Higginson JS. Gait parameters and stride-to-stride variability during familiarization to walking on a split-belt treadmill. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2010; 25(4): 383–86.