



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ  
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ  
ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ  
ΜΟΡΦΟΛΟΓΙΚΟΣ – ΚΛΙΝΙΚΟΕΡΓΑΣΤΗΡΙΑΚΟΣ ΤΟΜΕΑΣ  
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ

***ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΠΟΙΗΣΗ ΕΝΙΑΙΟΥ ΟΛΟΚΛΗΡΩΜΕΝΟΥ  
ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ***

ΑΠΟΣΤΟΛΗΣ ΝΙΚΟΛΟΠΟΥΛΟΣ  
ΜΗΧΑΝΙΚΟΣ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ  
ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΙΩΑΝΝΙΝΑ 2014



*«Η έγκριση της διατριβής από την Ιατρική Σχολή δεν υποδηλώνει αποδοχή των γνωμών του συγγραφέα»  
(Νόμος 5343/32, άρθρο 202, παρ. 2)*





## ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Η παρούσα διδακτορική διατριβή εκπονήθηκε στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής του τμήματος Ιατρικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων.

Ολοκληρώνοντας την εργασία αυτή αισθάνομαι την ανάγκη να ευχαριστήσω και να μοιραστώ τη χαρά μου όλους όσους συνέβαλλαν στην πραγματοποίησή της.

Αρχικά θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια μου, τον Τάκη, τη Δήμητρα τη Μαρία την Ισμήνη και τον Κοκό, οι οποίοι με στήριξαν όλα αυτά τα χρόνια με όλες τους τις δυνάμεις.

Ευχαριστώ θερμά τον επικεφαλής της τριμελούς επιτροπής, Επίκουρο Καθηγητή Ιατρικής Φυσικής κ. Ρήγα Κωνσταντίνο, ο οποίος πρότεινε το θέμα της διατριβής αυτής, μου συμπαραστάθηκε, με παρότρυνε και με συμβούλευε καθ' όλη τη διάρκεια της εκπόνησης της διατριβής.

Ευχαριστώ τον Επίκουρο Καθηγητή Ιατρικής Φυσικής κ. Λεοντίου Ιωάννη για το ενδιαφέρον και τις συμβουλές που μου προσέφερε.

Ευχαριστώ την Καθηγήτρια Ιατρικής Φυσικής κα. Τζαφλίδου Μαργαρίτα, τον Καθηγητή Ορθοπαιδικής κ. Ξενάκη Θεόδωρο, τον Καθηγητή κ. Φωτιάδη Δημήτριο, τον Επίκουρο Καθηγητή κ. Κιτσούλη Παναγιώτη, τον Επίκουρο Καθηγητή κ. Γελαλή Ιωάννη για τις πολύτιμες συμβουλές τους.

Ευχαριστώ τους κ. Γούσια Χρήστο και κ. Μπαλιούσκα Γεράσιμο, ηλεκτρονικούς, για τις συμβουλές τους και την βοήθειά τους πάνω σε τεχνικά θέματα.

Θα ήθελα ακόμα να ευχαριστήσω τον συνάδελφό μου Δημήτρη Δημόπουλο για την πολύτιμη βοήθεια που μου πρόσφερε.

Θα ήθελα να πω ένα μεγάλο ευχαριστώ στα άτομα της ευρύτερης οικογένειας μου, το Ριρή, τον Χρήστο Π. τον Θύμιο, τον Χρήστο Υ., τον Κώστα, τον Χρήστο Μ.

Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω τη Ματίνα και τον Πίτσι, η συμπαράσταση των οποίων ήταν καθοριστική, απαραίτητη και πολύτιμη.



# ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

## I: ΕΙΣΑΓΩΓΗ

<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ</b>	<b>1</b>
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2. Η ΑΝΘΡΩΠΙΝΗ ΒΑΔΙΣΗ</b>	<b>5</b>
2.1 Ιστορική Αναδρομή	7
2.2 Χαρακτηριστικά της Βάδισης	10
2.3 Περιγραφή της Βάδισης	12
2.3.1 Προσδιοριστικές της Βάδισης	16
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3. ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΚΑΙ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ</b>	<b>19</b>
3.1 Εισαγωγή	21
3.2.1 Κινηματική Ανάλυση	22
3.2.2 Συστήματα Καταγραφής Κινηματικής Ανάλυσης	25
3.2.3 Σφάλματα κατά την Κινηματική Ανάλυση	36
3.3 Κινητική Ανάλυση	41
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4. ΤΟ ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ</b>	<b>45</b>
4.1 Εισαγωγή	47
4.2 Κτηριακή Υποδομή	48
4.2.1 Φωτισμός του Εργαστηρίου	49
4.2.2 Τοποθέτηση των Δυναμοπλακών	50
4.3 Πρωτόκολλα Εργαστηρίων Ανάλυσης Βάδισης	54
4.3.1 Intra - observer reproducibility	55



4.3.2	Inter - observer reproducibility	55
4.4	Αποτελέσματα Εργαστηρίου Ανάλυσης Βάδισης	57

## **II. ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ**

### **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5. ΕΝΝΙΑΙΟ ΟΛΟΚΛΗΡΩΜΕΝΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ** **59**

5.1	Εισαγωγή	61
5.2.1	Τοποθέτηση Δυναμοπλακών	63
5.2.2	Συνδεσμολογία Δυναμοπλακών - Τεχνικά Χαρακτηριστικά	65
5.3	Τοποθέτηση Μηχανών Βίντεο	67
5.3.1	Συγχρονισμός Συστημάτων	67
5.4	Τοποθέτηση Σημαδιών	68
5.5	Θεωρητικός Προσδιορισμός του Κέντρου της Άρθρωσης	70
5.6	Καταγραφή και Επεξεργασία Δεδομένων	73
5.7	Ανάπτυξη Λογισμικού	75
5.7.1	Smoothing και filtering	77
5.8	Σφάλματα	78

## **III. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ**

### **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6. ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ** **82**

6.1	Εισαγωγή	84
6.2	Αποτελέσματα φυσιολογικών βαδιστών	85
6.3	Ερευνητικό πρωτόκολλο	97
6.3.1	Περιγραφή ερευνητικού πρωτοκόλλου	97
6.4	Συμπεράσματα	103

<b>IV. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ – ΣΥΖΗΤΗΣΗ</b>	<b>105</b>
<b>V. ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΕΛΛΗΝΙΚΗ</b>	<b>110</b>
<b>VI. ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΑΓΓΛΙΚΗ</b>	<b>114</b>
<b>VII. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΑΝΑΦΟΡΕΣ</b>	<b>117</b>
<b>VIII. ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ</b>	<b>124</b>
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α	126
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β	132
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Γ	174



I: ΕΙΣΑΓΩΓΗ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 : ΕΙΣΑΓΩΓΗ



Η βάδιση αποτελεί έναν από τους πιο σημαντικούς παράγοντες της εξέλιξη του ανθρώπινου είδους. Η όρθια στάση, που οδήγησε στην εξελικτική πορεία του ανθρώπου, συνέβαλε στην ανάπτυξη της νοημοσύνης και έδωσε τη δυνατότητα της θέασης από πιο ψηλά και επομένως της εποπτείας μιας μεγαλύτερης περιοχής. Επιπλέον, η δίποδη βάδιση μπορεί να είναι πιο αδέξια και αργή από την τετράποδη, αλλά προσφέρει σημαντικά πλεονεκτήματα όταν τα δύο ελεύθερα άκρα (τα χέρια) μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε ένα περιβάλλον πιο αντίξοο για να μεταφέρουν τροφή σε μεγάλες αποστάσεις, να κατασκευάζουν εργαλεία, όπλα κ.λπ.

Η μελέτη της ανθρώπινης βάδισης εκτός από την σημασία που παρουσιάζει στην εξέλιξη έχει προσελκύσει και το ενδιαφέρον ερευνητών που ανήκουν στον χώρο της ιατρικής, της φυσικοθεραπείας και της ρομποτικής. Αν και φαινομενικά απλή, η ανθρώπινη βάδιση είναι μια σύνθετη και πολύπλοκη κίνηση που παρουσιάζει πολλές ιδιαιτερότητες και ιδιομορφίες και ένας από τους λόγους είναι το πλήθος των παραμέτρων που πρέπει να συνυπάρξουν με αρμονικό και συμμετρικό τρόπο για την πραγματοποίηση της. Μελέτες που έχουν διεξαχθεί οδήγησαν στην καλύτερη κατανόηση αυτής της διαδικασίας αλλά επίσης βρήκαν και αρκετές κλινικές εφαρμογές στους τομείς της διάγνωσης, της θεραπείας και της αποκατάστασης.

Η εργασία αυτή αποτελεί μία προσέγγιση στην μελέτη και παραμετροποίηση της βάδισης με την χρήση οπτοηλεκτρικών μέσων. Στα πλαίσια της εκπόνησής αναπτύχθηκε και εμπλουτίστηκε το εργαστήριο ανάλυσης βάδισης που στεγάζεται στο τμήμα της Ιατρικής Φυσικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων. Επίσης αναπτύχθηκε λογισμικό που σαν στόχο έχει την παραμετροποίηση της μέτρησης της βάδισης και την εξαγωγή και αξιοποίηση των δεδομένων που προέρχονται τόσο από την κινητική όσο και από την κινηματική ανάλυση της βάδισης.

Η εργασία αποτελείται από τα εξής μέρη:

- Το πρώτο κεφάλαιο που είναι εισαγωγικό στην διατριβή.

- Το δεύτερο κεφάλαιο που αποτελεί εισαγωγή στο αντικείμενο της βάρδισης. Γίνεται μία ιστορική αναδρομή ενώ αναφέρονται και μελέτες που έχουν διεξαχθεί στο παρελθόν. Επίσης παρουσιάζονται τα κύρια χαρακτηριστικά της ανθρώπινης βάρδισης και του κύκλου βάρδισης.
- Στο τρίτο κεφάλαιο περιγράφεται η δυναμική, η κινητική και η κινηματική ανάλυση βάρδισης, οι τεχνικές καταγραφής τους τα σφάλματα που μπορεί να προκύψουν κατά την διεξαγωγή, καθώς και οι εφαρμογές που μπορεί να έχουν οι αναλύσεις αυτές.
- Στο τέταρτο κεφάλαιο παρουσιάζονται οι προδιαγραφές, ο εξοπλισμός και η λειτουργία ενός εργαστηρίου ανάλυσης βάρδισης.
- Στο πέμπτο κεφάλαιο παρουσιάζεται διεξοδικά η διαδικασία παραμετροποίησης, εξαγωγής αποτελεσμάτων, το πρωτόκολλο και η διαδικασία καταγραφής. Βάσει αυτών παρουσιάζεται το λογισμικό που αναπτύχθηκε στα πλαίσια της παρούσας διατριβής, η επεξεργασία των δεδομένων και ο τρόπος υπολογισμού των παραμέτρων της βάρδισης.
- Στο έκτο κεφάλαιο παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της τεχνικής για εξετάσεις που πραγματοποιήθηκαν τόσο σε φυσιολογικούς, όσο και σε παθολογικούς βαδιστές. Υπολογίζονται οι τυχόν αποκλίσεις και γίνεται στατιστική επεξεργασία των αποτελεσμάτων.
- Στο έβδομο κεφάλαιο συνάγονται συμπεράσματα και γίνεται συζήτηση για τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα της τεχνικής.
- Ακολουθεί η σχετική βιβλιογραφία και αναφορές.
- Τέλος δίνεται ο κώδικας που αναπτύχθηκε για την εισαγωγή των δεδομένων στον υπολογιστή και την περαιτέρω επεξεργασία και παρουσίασή τους.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 : Η ΑΝΘΡΩΠΙΝΗ ΒΑΔΙΣΗ

- 2.1 Ιστορική Αναδρομή
- 2.2 Χαρακτηριστικά της Βάδισης
- 2.3 Περιγραφή της Βάδισης
  - 2.3.1 Προσδιοριστικές της Βάδισης





## 2.1 Ιστορική αναδρομή

Οι άνθρωποι έχουν αναρωτηθεί σχετικά με τον τρόπο που βαδίζουν εδώ και εκατοντάδες χρόνια. Τα πρώτα καταγεγραμμένα σχόλια σχετικά με το θέμα αυτό μπορούν να αποδοθούν στον Αριστοτέλη (384-322 π.Χ.) ο οποίος έκανε την πρώτη γραπτή αναφορά στην ανθρώπινη βάδιση στο βιβλίο του «Περί αισθήσεως και αισθητών. Περί ζώων πορείας. Περί ζώων κινήσεως». Παρόλο που η παρατηρήσεις του ήταν σωστές, ποτέ δεν δοκιμάστηκαν να επαληθευθούν, κυρίως λόγω του ότι ζούσε σε μία κοινωνία όπου η σκέψη υπερτερούσε της πράξης και η σύλληψη και μόνο μίας ιδέας ήταν ικανή ώστε να εδραιώσει μία θεωρία. Θα χρειαστεί να περάσουν αρκετά χρόνια μέχρι να φτάσουμε στην εποχή της Αναγέννησης για να παρατηρηθεί περαιτέρω πρόοδος ύστερα από τις μελέτες και τα πειράματα του Giovanni Borelli (1608-1679) σχετικά με την εμβιομηχανική των μυών και των συνδέσμων.

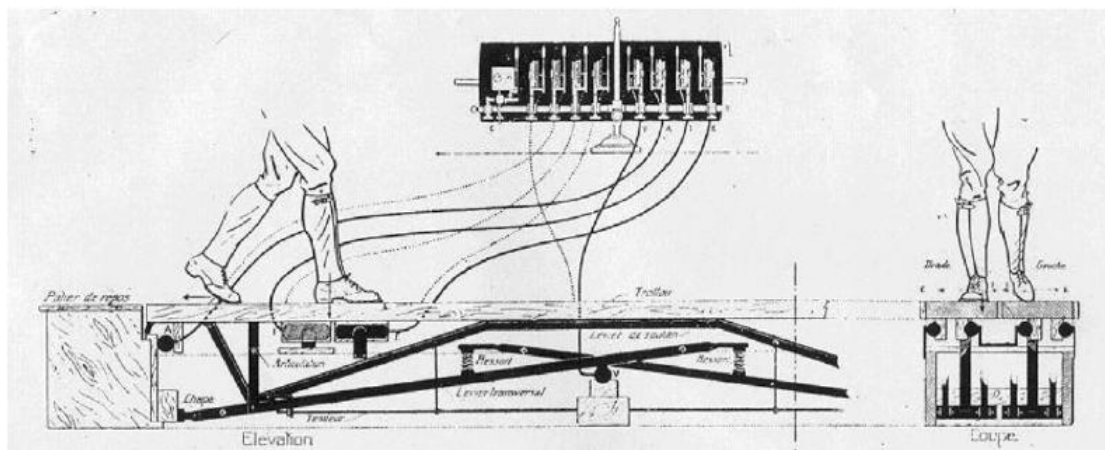
Αν και αρκετοί επιστήμονες έγραψαν για την βάδιση κατά την περίοδο του Διαφωτισμού ήταν οι αδελφοί Wilhelm (1804-1891) και Eduard (1806-1871) Weber, που εδρεύανε στη Λειψία, που προσέφεραν την επόμενη σημαντική συμβολή βασιζόμενοι σε πολύ απλές μετρήσεις, που οδήγησαν στην συγγραφή του βιβλίου τους «Ανατομία και μηχανική της βάδισης» (Mechanik der Gehwerkzeuge, 1836),(Baker et al.,2006) .

Η τεχνολογική πρόοδος και η χρησιμοποίηση της φωτογραφίας σαν μέσο παρατήρησης αποτελεί σταθμό στην παραπέρα μελέτη της βάδισης. Μέσω της φωτογραφίας επιτεύχθηκε η ακινητοποίηση της εικόνας και δόθηκε η δυνατότητα για επαναλαμβανόμενες μετρήσεις. Ωστόσο και μετά τα αποτελέσματα των Marey (1830-1904) και Muybridge (1830-1904) η παρατήρηση του φαινομένου παραμένει ποιοτική και όχι ποσοτική (Carrozzo et al.,2005).

Η ιστορία της σύγχρονης κινησιολογίας αρχίζει το 1895 με την δημοσίευση των εργασιών των Otto Fischer (1861-1917) και Wilhelm Braune (1831-1892) οι οποίοι συνέχισαν το έργο των αδελφών Weber και διεκδικούν και τον τίτλο του πατέρα της κινησιολογίας για δύο σημαντικούς λόγους. Ο πρώτος

είναι ότι εισήγαγαν την υπόθεση ότι η κίνηση του ανθρωπίνου σώματος υπακούει στους κλασσικούς νόμους της μηχανικής των στερεών σωμάτων και έτσι κάθε μέλος του ανθρωπίνου σώματος μπορεί να παρασταθεί και να εξομοιωθεί με ένα στερεό σώμα. Ο δεύτερος και πολύ σημαντικός λόγος είναι ότι εισήγαγαν την στερεοφωτογραμμετρία που επιτρέπει τον προσδιορισμό της κίνησης στον τρισδιάστατο χώρο και χρησιμοποιείται και σήμερα (Carozzo et al,2005).

Το κλινικό ενδιαφέρον που προσέλκυσε η μελέτη της βάδισης σε συνδυασμό με το ανεπτυγμένο επιστημονικό ενδιαφέρον οδήγησαν στην ανάπτυξη εργαλείων και μηχανημάτων, όπως η εμφάνιση της πρώτης δυναμόπλακας με εμπνευστή τον Jules Amar (1879-1935)(εικόνα 2.1), αλλά και ήδη υπάρχουσας τεχνολογίας στην υπηρεσία της ανάλυσης της βάδισης.



εικόνα 2.1

Το σχέδιο της πρώτης δυναμόπλακας από τον Jules Amar 'Trottoire Dynamographique' (Baker, 2007)

Όσο αυξάνονταν τα εργαλεία που είχαν οι επιστήμονες στη διάθεσή τους για την πειραματική μελέτη της βάδισης (δυναμόπλακα, ηλεκτρογωνιόμετρο, επιταχυνσιόμετρο, ηλεκτρομυογράφος κλπ.) κατέστη δυνατό να αναλυθούν περισσότερο εξειδικευμένες πλευρές του θέματος. Έτσι παρουσιάστηκαν μελέτες για τον προσδιορισμό των κινητικών παραμέτρων της βάδισης όπως το μήκος βήματος, η ταχύτητα βάδισης, οι γωνίες κάμψης και έκτασης των

μελών από τους Murray 1967, Winter 1984, Wooten 1987 κ.α. Η ανάλυση πλέον γίνεται τόσο ποιοτική όσο και ποσοτική, προσδίδοντας ακόμα περισσότερη κλινική αξία στην εφαρμογή της. Παράλληλα μελετάται και η επίδραση στη βάδιση διαφόρων παραγόντων όπως το φύλλο, η ηλικία, το ύψος και το βάρος καταλήγοντας σε σημαντικά ευρήματα για την καλύτερη κατανόηση της ανθρώπινης βάδισης (Baker et al., 2006).

Ταυτόχρονα ανοίγουν εργαστήρια και κλινικές που ασχολούνται αποκλειστικά με την βάδιση και διεξάγονται μελέτες για την μέτρηση των δυνάμεων που ασκούνται από το έδαφος στο πέλμα από τους Elftman 1939, Draganich 1980, Bobbert 1991 κ.α., για την δράση των μυών κατά την βάδιση από τους Elftman 1940, Morrison 1968, Hyges και Jacobs 1979 κ.α., για την κατανάλωση ενέργειας κατά την βάδιση από τους Cavanga 1963, Contini 1972, Ντούνης 1980 κ.α., καθώς επίσης αναπτύσσονται και πειραματικά και μαθηματικά μοντέλα για την περιγραφή της βάδισης από τους Hof 1992, Alkjaer 2000 κ.α.

## 2.2 Χαρακτηριστικά της βάδισης

Η βάδιση δεν αποτελεί για τον άνθρωπο μια εκ γενετής ικανότητα. Είναι το αποτέλεσμα μιας διαδικασίας μάθησης του αναπτυσσόμενου παιδιού, η οποία περνά από διάφορα στάδια μέχρι να φτάσει στη ολοκληρωμένη βάδιση. Η ωρίμανση του μυϊκού και νευρικού συστήματος του ανθρώπου ξεκινά από την βρεφική ηλικία. Έτσι ένα βρέφος αρχίζει να βαδίζει με υποστήριξη στην ηλικία περίπου του ενός έτους, χωρίς υποστήριξη στη ηλικία των 15 μηνών και να τρέχει στους 18 περίπου μήνες.

Όσο το παιδί μεγαλώνει, αναπτύσσεται παράλληλα το νευρικό και μυϊκό του σύστημα, και μέσα από μία συνεχή διαδικασία εκμάθησης εξελίσσει και ολοκληρώνει τον τρόπο βαδίσματός του. Σύμφωνα με τις έρευνες που έχουν γίνει η διαδικασία της ανάπτυξης της ανθρώπινης βάδισης ολοκληρώνεται στην ηλικία των 5 με 6 ετών.

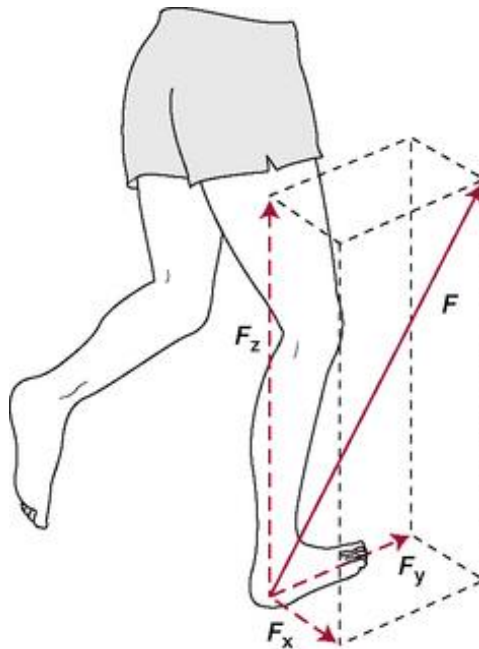
Ενώ ο μηχανισμός και η διαδικασία εκπαίδευσης της βάδισης είναι κοινός στους ανθρώπους, είναι αδύνατο να αποδοθεί ένας καθολικός ορισμός για το τι είναι φυσιολογική βάδιση. Δεδομένου ότι βάδιση είναι η μεταφορά από ένα μέρος σε κάποιο άλλο με τη λιγότερη δυνατή κατανάλωση ενέργειας ο τρόπος με τον οποίο αυτό θα επιτευχθεί διαφέρει από άνθρωπο σε άνθρωπο.

Ακόμα και αν αναφερόμαστε στο ίδιο άτομο, ο τρόπος που βαδίζει μπορεί να είναι διαφορετικός ανά περίπτωση, με παράγοντες όπως το προσωπικό στυλ, η ψυχολογική κατάσταση τη δεδομένη στιγμή, η κούραση, να επηρεάζουν τον τρόπο βάδισής του. Επίσης, όπως αναφέρθηκε προηγουμένως βάση και των μελετών που έχουν διεξαχθεί το πρότυπο της βάδισης διαφοροποιείται από παραμέτρους όπως το φύλλο, η ηλικία αλλά και ανθρωπομετρικές παραμέτρους όπως είναι το ύψος και το βάρος του βαδιστή. Παρόλα αυτά υπάρχουν ορισμένα κοινά βασικά στοιχεία που χαρακτηρίζουν την ανθρώπινη βάδιση.

Το πιο φανερό κοινό χαρακτηριστικό της βάδισης είναι η ρυθμική αντίρροπη μπρος και πίσω κίνηση των κάτω άκρων, με τέτοιο τρόπο ώστε να ταιριάζει

στα ανατομικά στοιχεία του ανθρώπινου σώματος και στις δυνατότητες των αρθρώσεων. Επίσης βασικό χαρακτηριστικό το οποίο μάλιστα διαχωρίζει την ανθρώπινο τρόπο βάδισης από τον διποδικό τρόπο βάδισης άλλων οργανισμών, είναι το γεγονός ότι ο άνθρωπος εκτείνει το γόνατο κατά την βάδιση και επιτρέπει στις πτέρνες να στηρίζονται στο έδαφος.

Το τελικό αποτέλεσμα της βάδισης, αποτελεί σύνθεση πολλών παραμέτρων, οι οποίες την κατατάσσουν σαν φυσιολογική η μη. Η σύνθεση των παραμέτρων αυτών, για την φυσιολογική βάδιση, αποσκοπεί στην επίτευξη ομαλής τροχιάς του κέντρου βάρους με όσο το δυνατόν μικρότερες μεταβολές της ταχύτητας, έτσι ώστε όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως η κίνηση του βαδιστή να γίνεται με την μικρότερη δυνατή δαπάνη ενέργειας. Για να επιτευχθούν αυτοί οι στόχοι θα πρέπει ο μηχανισμός βάδισης να εκμεταλλεύεται άριστα την δύναμη της βαρύτητας, την κάθετη αντίδραση από το έδαφος στο σώμα και την αντίρροπη αιώρηση των μελών (εικόνα 2.2).



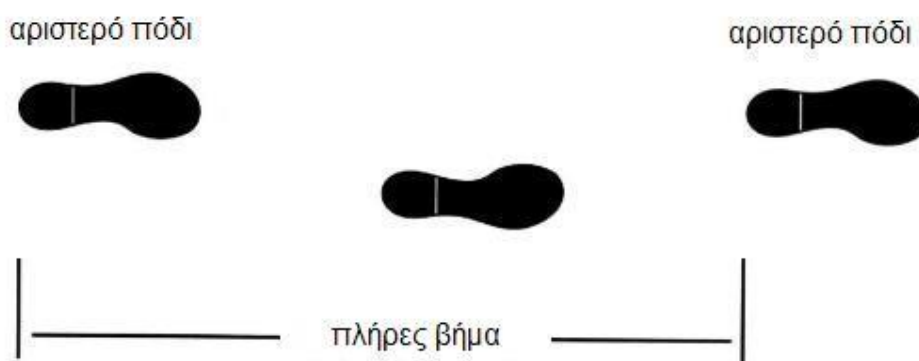
εικόνα 2.2

Η κάθετη αντίδραση από το εδάφους στο σώμα  
([medical-dictionary.thefreedictionary.com](http://medical-dictionary.thefreedictionary.com) )

Αυτό μπορεί να επιτευχθεί μόνο με την κατάλληλη χρήση των μυών. Ο βαδιστής καθορίζει μέσω του κεντρικού νευρικού συστήματος τον βαθμό λειτουργίας των μυών μεταβάλλοντας τον αριθμό των μυϊκών ινών που συσπώνται κάθε στιγμή, καθώς και την ένταση της σύσπασης αυτής. Με τον τρόπο αυτό μπορεί να κατευθύνει την κίνηση περισσότερων από 100 οστά του κορμού και των άκρων γύρω από τις αρθρώσεις, που η σύνθεσή τους μας δίνει το τελικό αποτέλεσμα της κίνησης μεταφοράς του σώματος.

### 2.3 Περιγραφή της βάδισης

Εάν κάποιος επιχειρούσε να περιγράψει την ανθρώπινη βάδιση θα παρατηρούσε ότι ένα από τα κύρια χαρακτηριστικά της είναι η χρησιμοποίηση των αντίρροπα κινούμενων σκελών, η διαδοχική δηλαδή κίνηση κάτω άκρων το ένα μπροστά από το άλλο. Η κίνηση αυτή παρουσιάζει περιοδικότητα . Η περίοδος αυτή ονομάζεται κύκλος βάδισης ενώ η απόσταση μεταξύ δύο θέσεων του ίδιου πέλματος σε χρόνο ίσο με έναν κύκλο βάδισης ονομάζεται πλήρες βήμα (εικόνα 2.3).



εικόνα 2.3

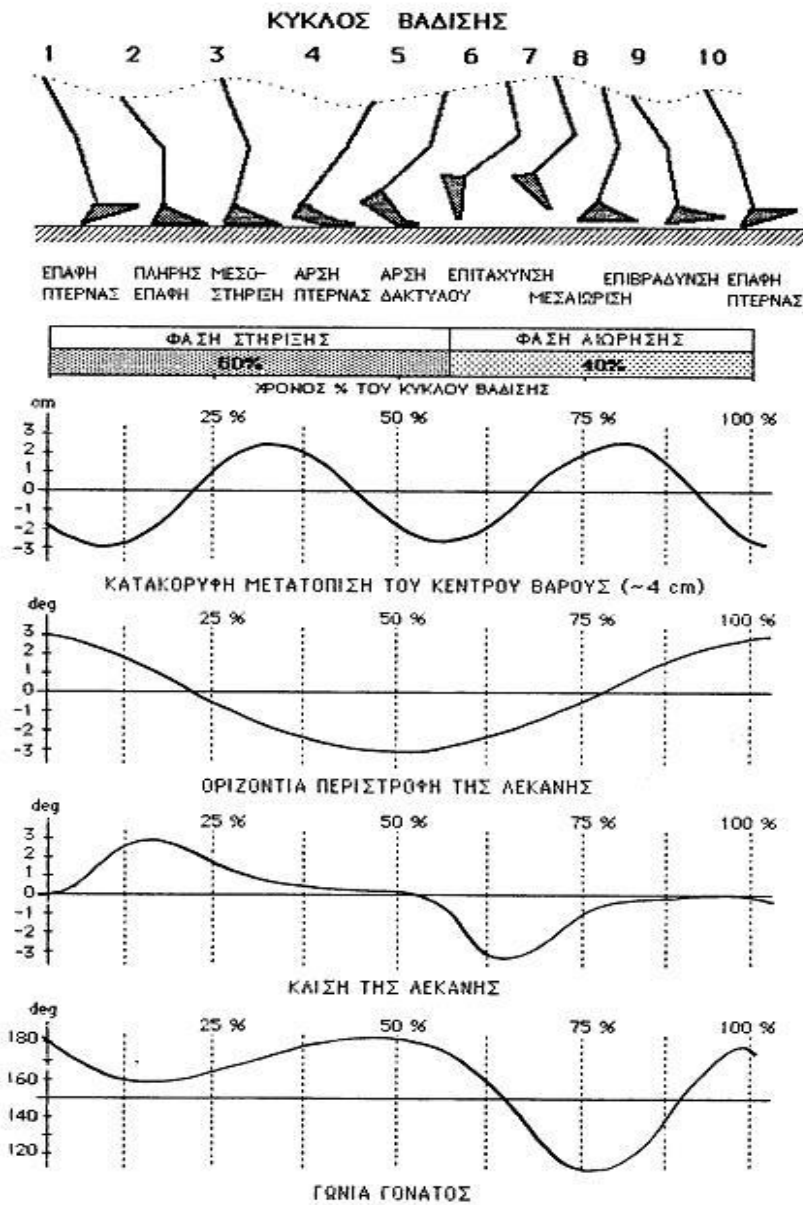
Ένα πλήρες βήμα (www.sweetclipart.com )

Στα πλαίσια της ποσοτικής ανάλυσης εισήχθησαν παράμετροι που βοηθούν στην περιγραφή της βάδισης και διευκολύνουν την σύγκριση της βάδισης διαφορετικών ανθρώπων. Η απόσταση μεταξύ της θέσεως των πελμάτων όταν και τα δύο βρίσκονται ταυτόχρονα σε επαφή με το έδαφος ονομάζεται μήκος βήματος. Ο αριθμός των βημάτων στην μονάδα του χρόνου ονομάζεται ρυθμός βάδισης.

Όπως θα δούμε και παρακάτω οι παράμετροι αυτές αποκτούν και κλινική σημασία καθώς παρόλο που, όπως προαναφέρθηκε, ο ορισμός της φυσιολογικής βάδισης δεν είναι εύκολη υπόθεση, σειρά μελετών πάνω σε φυσιολογικούς βαδιστές και των δύο φύλλων μας έχει επιτρέψει να θέσουμε ένα εύρος τιμών των παραμέτρων αυτών που χαρακτηρίζει μεγάλο ποσοστό του πληθυσμού.

Η κίνηση των κάτω άκρων χωρίζεται σε δύο κύριες φάσεις. Τη φάση της αιώρησης, κατά την οποία το πόδι αιωρείται και στην φάση της στήριξης, κατά την διάρκεια της οποίας αυτό βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος. Και ενώ κατά την φάση της αιώρησης του ενός σκέλους το άλλο βρίσκεται πάντα στην φάση της στήριξης, κατά την φάση της στήριξης υπάρχει ένα χρονικό διάστημα κατά το οποίο και το άλλο σκέλος βρίσκεται στην ίδια φάση. Το στάδιο αυτό ονομάζεται φάση διπλής στήριξης (εικόνα 2.4).





εικόνα 2.4

Φάσεις του κύκλου βάδισης , κίνηση του κέντρου βάρους, οριζόντια περιστροφή και κλίση της λεκάνης (Ρήγας , Μηχανική)

Η φάση της στήριξης ξεκινά με την επαφή της πτέρνας με το έδαφος. Στη συνέχεια χωρίζεται σε τρία στάδια, την πλήρη επαφή, την μεσοστήριξη και την άρση της πτέρνας, για να φτάσουμε στο τελικό στάδιο την άρση δακτύλου όπου μόνο το μεγάλο δάκτυλο βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος.

Αμέσως μετά την άρση δακτύλου ξεκινά η φάση της αιώρησης η οποία χωρίζεται, στην φάση της επιτάχυνσης κατά την οποία το κινούμενο πόδι επιταχύνεται προς τα εμπρός, στην φάση της μέσο-αιώρησης κατά την οποία το πόδι αιωρείται ελεύθερα και στην φάση της επιβράδυνσης κατά την οποία το πόδι επιβραδύνει για να ξεκινήσει και πάλι η φάση της στήριξης με την επαφή της πτέρνας.

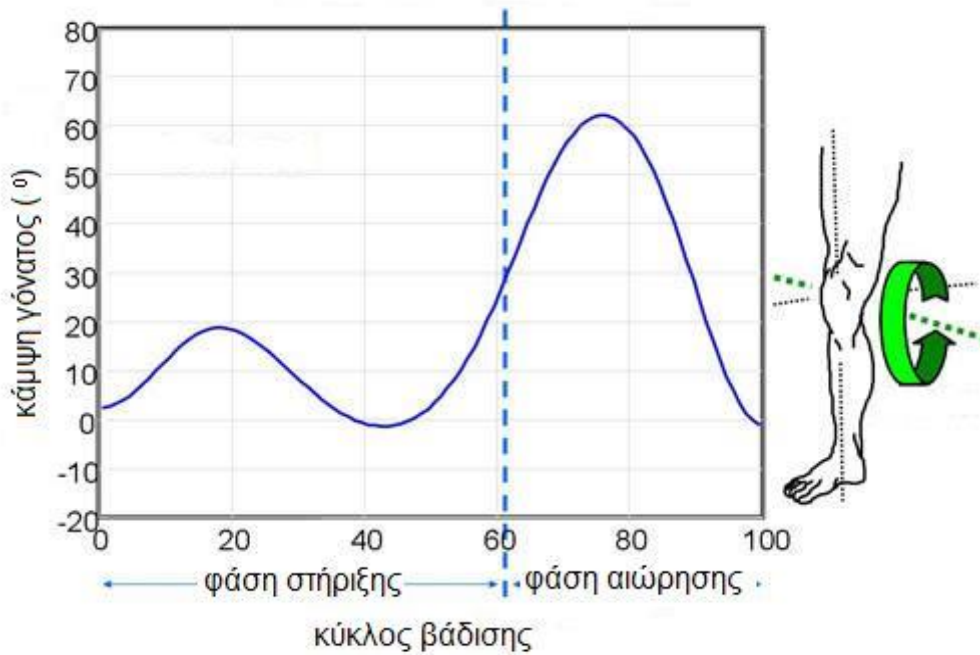
Αν θέλουμε να ποσοτικοποιήσουμε τις φάσεις αυτές ως προς τον συνολικό χρόνο του κύκλου βάδισης ενός φυσιολογικού ανθρώπου, μπορούμε να πούμε ότι η φάση στήριξης αποτελεί περίπου το 65% του κύκλου και η φάση της αιώρησης το υπόλοιπο 35%. Η φάση της διπλής στήριξης η οποία αποτελεί μέρος της φάσης στήριξης αντιστοιχεί στο 15% περίπου του κύκλου βάδισης.

### 2.3.1 Προσδιοριστικές της βάδισης

Στη διάρκεια του κύκλου βάδισης ολοκληρώνεται μία τουλάχιστον πλήρης περίοδος κίνησης του κάθε μέλους του σώματος. Οι κινήσεις αυτές των μελών του σώματος είναι πολλές και σύνθετες, δεν θεωρούνται όμως όλες ίσης σημασίας για την πραγματοποίηση της βάδισης.

Η κίνηση των άνω άκρων παραδείγματος χάριν, αν και υποβοηθά δεν είναι απαραίτητη, σε αντίθεση με το τρέξιμο, για να βαδίσουμε. Μετά από εκτενείς μελέτες, οι Saunders, Inman και Eberhart (1953), συμπέραναν ότι οι πιο σημαντικές κινήσεις για τη βάδιση, οι καλούμενες και *προσδιοριστικές της βάδισης* είναι :

1. Η κίνηση του άκρου ποδός.
2. Η κάμψη του γόνατος ( σχήμα 2.5 ).
3. Η πλάγια μετατόπιση της λεκάνης
4. Η περιστροφή της λεκάνης περί τον κατακόρυφο άξονά της
5. Η περιστροφή της λεκάνης περί οριζόντιο άξονα παράλληλο προς τη διεύθυνση βάδισης (βύθιση λεκάνης).

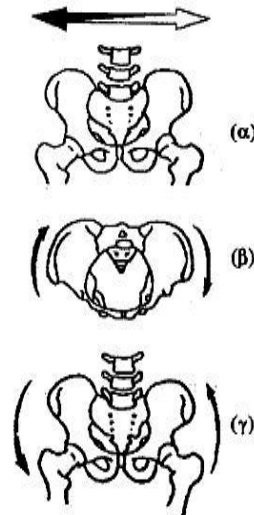


εικόνα 2.5

Μεταβολή της γωνίας του γόνατος κατά τη διάρκεια ενός κύκλου βάδισης  
(<http://me.queensu.ca/People/Deluzio/DataAnalysis.html>)

Οι κινήσεις της λεκάνης επίσης παρουσιάζουν μεγάλο κλινικό ενδιαφέρον. Κατά τη βάδιση παρατηρείται μία πλευρική μετατόπιση του κορμού και της λεκάνης (εικόνα 2.6(α)). Όταν κατά τη βάδιση στηρίζεται κανείς στο δεξί του πόδι η λεκάνη είναι μετατοπισμένη δεξιά ενώ αντίστοιχα όταν κανείς στηρίζεται στο αριστερό είναι μετατοπισμένη αριστερά. Η μετατόπιση αυτή είναι περίπου ημιτονοειδής, με πλάτος από κορυφή σε κορυφή περίπου 4 – 5 εκατοστά.

Η λεκάνη περιστρέφεται επίσης περί τον κατακόρυφο άξονα προς την πλευρά του πιο προωθημένου σκέλους (εικόνα 2.6.(β)). Η περιστροφή αυτή είναι περίπου 4° προς τη μία πλευρά και 4° προς την αντίθετη σε σχέση με τον ουδέτερο άξονα (θέση όρθιας στάσης). Η κίνηση αυτή της λεκάνης έχει σαν αποτέλεσμα να επιτυγχάνεται το ίδιο μήκος βήματος με μικρότερη κλίση των σκελών, με αποτέλεσμα να μειώνεται και το πλάτος της κατακόρυφης (πάνω – κάτω) ταλάντωσης του κέντρου βάρους.



εικόνα 2.6

Κινήσεις της λεκάνης κατά την βάδιση

(α) πλευρική μετατόπιση

(β) περιστροφή περί κατακόρυφο άξονα

(γ) βύθιση

(Ρήγας, Μηχανική)

Τέλος, η λεκάνη περιστρέφεται ώστε να “πέφτει” προς την μη στηριζόμενη πλευρά. Η περιστροφή αυτή είναι περίπου  $5^\circ$  προς την μία πλευρά και  $5^\circ$  περίπου από την άλλη. Το αποτέλεσμα της κίνησης αυτής της λεκάνης είναι να μειώνεται το μέγιστο ύψος του κέντρου βάρους κατά την μεσοστήριξη. Αυτό με τη σειρά του σημαίνει ότι και η κίνηση αυτή της λεκάνης συντελεί στη μείωση του πλάτους της κατακόρυφης ταλάντωσης του κέντρου βάρους. Όσο μικρότερο είναι το πλάτος αυτής της ταλάντωσης τόσο ομαλότερη είναι η βάδιση και τόσο μικρότερες είναι οι απώλειες ενέργειας από τον βαδιστή (Ρήγας, 1999).

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΚΑΙ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ

- 3.1 Εισαγωγή
- 3.2.1 Κινηματική Ανάλυση
- 3.2.2 Συστήματα Καταγραφής Κινηματικής Ανάλυσης
- 3.2.3 Σφάλματα κατά την Κινηματική Ανάλυση
- 3.3 Κινητική Ανάλυση



### 3.1 Εισαγωγή

Η πληροφορία είναι σύνθετη λέξη και αποτελείται από τις λέξεις "φέρω" και "πλήρης". Κατ' επέκταση η έννοια "πληροφορία" σηματοδοτεί εκείνο το νοηματικό περιεχόμενο που είναι ολοκληρωμένο και σαφές. Η αξία της πληροφορίας σχετίζεται άμεσα με την αξία της χρησιμότητάς της και το βαθμό της διαχείρισης της.

Στο κομμάτι της βάδισης οι πληροφορίες που μπορούν να εξαχθούν είναι πάρα πολλές. Η χρησιμότητά τους δε αποκτά ιδιαίτερη σημασία όταν πρόκειται να αξιοποιηθούν για την λήψη κλινικών αποφάσεων και την εν γένει διευκόλυνση της κλινικής πράξης. Η εμφάνιση των πληροφοριών αυτών προκύπτει έπειτα από μία διαδικασία ανάλυσης της βάδισης όπου ανάλογα με την φύση της πληροφορίας χωρίζεται σε κινηματική και κινητική ανάλυση της βάδισης.

Σύγχρονα συστήματα μελέτης της βάδισης είναι σε θέση να μετρούν πολλές παραμέτρους και να δίνουν περισσότερες πληροφορίες. Ωστόσο τέσσερις είναι οι μεγάλες αδυναμίες των σύνθετων τεχνικών ανάλυσης της βάδισης:

- α) Η απαίτηση για προσωπικό με υψηλή εξειδίκευση, απόρροια της πολυπλοκότητας των συστημάτων αυτών.
- β) Η χρονοβόρα προετοιμασία των εξεταζόμενων.
- γ) Το υψηλό κόστος απόκτησης αυτών των συστημάτων ανάλυσης της βάδισης που κυμαίνεται μεταξύ 100.000€ και 300.000€ και αποτελεί αποτρεπτικό παράγοντα για την αγορά τους από ορθοπεδικούς γιατρούς και φυσιοθεραπευτές.
- δ) Το μεγάλο χρονικό διάστημα που απαιτείται για την επεξεργασία και αξιολόγηση των δεδομένων που συλλέγονται και την παροχή των πληροφοριών στους ενδιαφερόμενους.



Για όλους αυτούς τους λόγους οι σύνθετες αυτές τεχνικές μελέτης της βάρδισης είναι μεν κατάλληλες και αποτελούν ένα δυνατό εργαλείο για το ερευνητικό εργαστήριο, αλλά για εφαρμογή ρουτίνας στο νοσοκομείο αποδεικνύονται για την ώρα μη πρακτικές.

### 3.2.1 Κινηματική ανάλυση

Η κινηματική ανάλυση βάρδισης υπολογίζει παραμέτρους όπως η θέση, η μετατόπιση, η ταχύτητα και η επιτάχυνση. Άλλες πληροφορίες που προκύπτουν με την κινηματική ανάλυση είναι η χρονική διάρκεια των φάσεων της βάρδισης, το μήκος βήματος, ο ρυθμός βάρδισης και η μετατόπιση του κέντρου βάρους του σώματος.

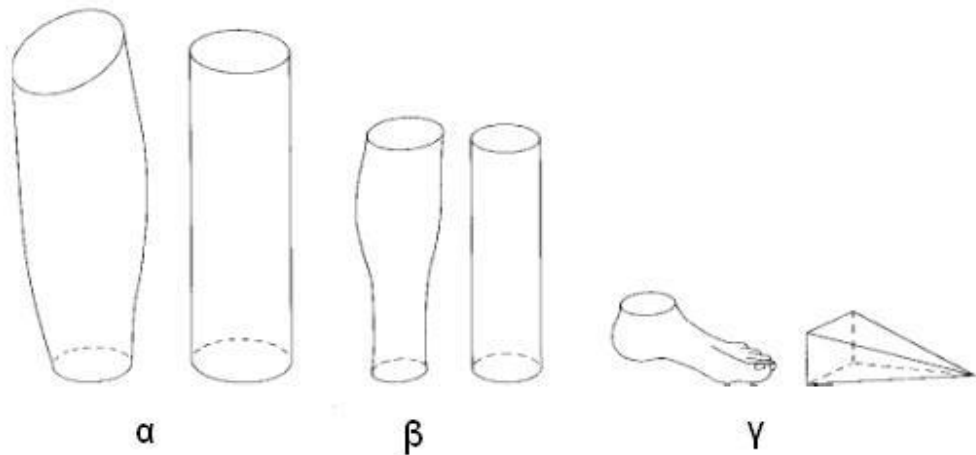
Η βάρδιση του ανθρώπινου σώματος όμως είναι πολύ δύσκολο να περιγραφεί και ποσοτικοποιηθεί με ακρίβεια, ακόμα και κατά την φυσιολογική ευθύγραμμη κίνηση στο οριζόντιο επίπεδο λόγω της πολυπλοκότητας που παρουσιάζει. Η πολυπλοκότητα αυτή οφείλεται στο ότι:

- i. Το ανθρώπινο σώμα δεν είναι ένα στερεό σώμα, αλλά αποτελείται από πολλά τμήματα (κεφαλή, κορμός, άνω και κάτω άκρα).
- ii. Η σύνδεση των τμημάτων του σώματος μεταξύ τους δεν γίνεται σε ένα σημείο αλλά σε μία περιοχή (αρθρώσεις) που μεταβάλλεται λιγότερο ή περισσότερο κατά την βάρδιση. Το γεγονός αυτό κάνει πολύ δύσκολο τον προσδιορισμό της επίδρασης που προκαλεί η κίνηση ενός τμήματος στα γειτονικά του.
- iii. Το ανθρώπινο σώμα ακόμα και κατά την φυσιολογική ευθύγραμμη κίνηση στο οριζόντιο επίπεδο κινείται στον τρισδιάστατο χώρο

iv. Το ανθρώπινο σώμα είναι σώμα ενεργητικό, και κατά συνέπεια η κίνηση του δεν καθορίζεται μόνο από εξωτερικούς παράγοντες. Η ύπαρξη και η δράση των μυών έχει σαν αποτέλεσμα να μπορούν να προκύψουν εντελώς διαφορετικές κινηματικές καταστάσεις ακόμα και όταν οι εξωτερικές συνθήκες παραμένουν σταθερές.

Για την διευκόλυνση των μελετητών και την ευκολότερη πραγματοποίηση της ανάλυσης έχουν γίνει κάποιες παραδοχές και απλοποιήσεις οι οποίες είναι αποδεκτές από ολόκληρη την επιστημονική κοινότητα δεδομένου ότι κατ' αυτόν τον τρόπο δεν επηρεάζεται η κλινική εφαρμογή και σημασία των αποτελεσμάτων της ανάλυσης. Οι βασικότερες από αυτές τις παραδοχές είναι:

i. Κατά προσέγγιση τα τμήματα του σώματος θεωρούνται και αναπαρίστανται σαν γνωστά γεωμετρικά σχήματα που το καθένα έχει τη δυνατότητα να κινείται ανεξάρτητα (εικόνα 3.1)



εικόνα 3.1

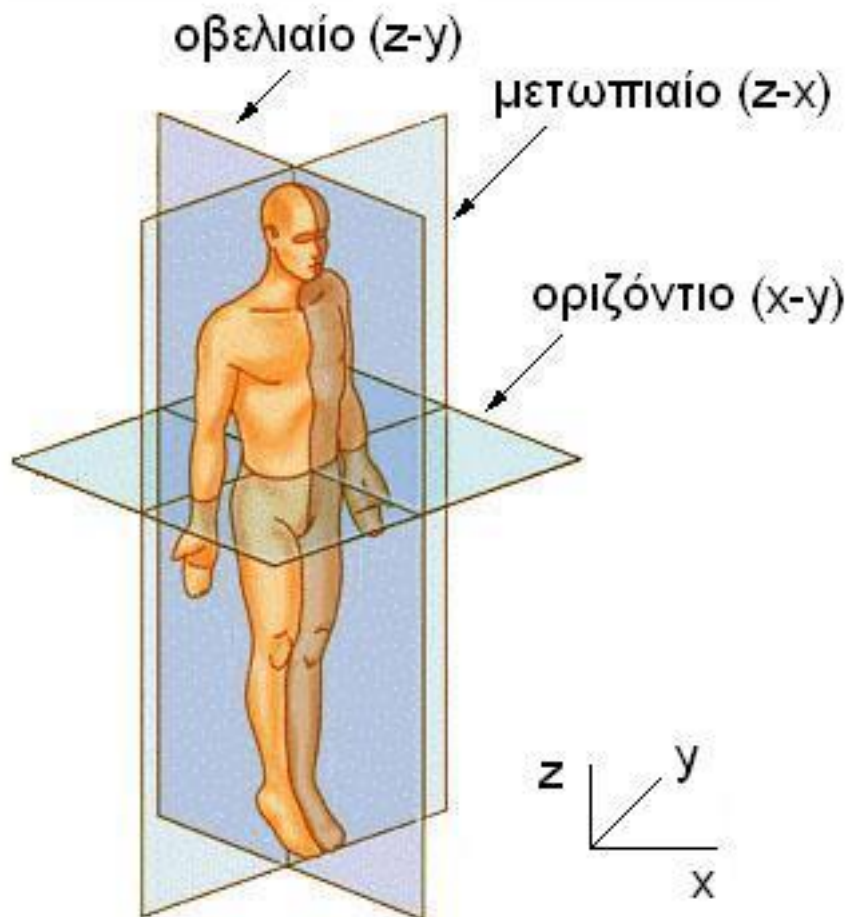
τμήματα του κάτω άκρου και τα αντίστοιχα γεωμετρικά σχήματα

α) μηρός β) κνήμη γ) ποδοκνημική

(Clinical Gait Analysis, 2<sup>nd</sup> edition)

Με τον τρόπο αυτό είναι πιο εύκολο να προσδιοριστεί η μάζα και το κέντρο μάζας του κάθε τμήματος με ανθρωπομετρικούς και γεωμετρικούς υπολογισμούς.

- ii. Το κέντρο των αρθρώσεων υπολογίζεται από την θέση σημαδιών επάνω στο δέρμα που τοποθετούνται σε σημεία όπου βρίσκεται η προβολή του θεωρητικού κέντρου της άρθρωσης και στην συνέχεια εφαρμόζονται μαθηματικά μοντέλα για τον ακριβέστερο υπολογισμό τους.
- iii. Η ανάλυση γίνεται σε τρεις συντεταγμένες (x,y,z) έτσι ώστε να περιγράψει καλύτερα η κίνηση σε όλα τα επίπεδα (μετωπιαίο, οβελιαίο και οριζόντιο)(εικόνα 3.2) (Vaughn, 1992)



Εικόνα 3.2

Τα τρία επίπεδα της κίνησης ([http://en.wikipedia.org/wiki/Anatomical\\_terms\\_of\\_location](http://en.wikipedia.org/wiki/Anatomical_terms_of_location))

### 3.2.2 Συστήματα καταγραφής κινηματικής ανάλυσης

#### Σύστημα καταγραφής βίντεο

Η πιο διαδεδομένη τεχνική κινηματικής ανάλυσης βάδισης βασίζεται στα συστήματα που χρησιμοποιούν μηχανές καταγραφής βίντεο. Τα συστήματα αυτά αποτελούν την εξέλιξη των φωτογραφικών τεχνικών που εφάρμοσε ο Marey και ο Muybridge στα τέλη του 19<sup>ου</sup> αιώνα.

Η μηχανή καταγραφής βίντεο είναι το μέσο το οποίο θα αποτυπώσει την κίνηση του βαδιστή. Η ταχύτητα της δειγματοληψίας (καρέ/δευτερόλεπτο) μπορεί να επιλεγεί έτσι ώστε ο αριθμός των προς ανάλυση καρέ να μην είναι υπερβολικά μεγάλος, αλλά συγχρόνως να μην μας διαφεύγει η λεπτομέρεια της κίνησης. Η μηχανή μπορεί να είναι ακίνητη ή να κινείται με σταθερή ταχύτητα ίση με τη μέση ταχύτητα βάδισης, παράλληλα προς τον βαδιστή.

Στο εξεταζόμενο άτομο τοποθετούνται σημάδια σε ορισμένα ανατομικά σημεία (αρθρώσεις) του σώματος του, ώστε να διευκολύνεται η ανάλυση της κίνησης. Προκειμένου τα σημάδια να είναι πιο ευδιάκριτα κατά την καταγραφή της κίνησής τους από τις βιντεοκάμερες είναι απαραίτητο να είναι φωτισμένα.

Έτσι λοιπόν με βάση τον τρόπο φωτισμού των σημάδιων μπορούμε να χωρίσουμε το σύστημα αυτό σε δύο κατηγορίες:

α) σε ενεργά (active marker systems), όπου τα ίδια τα σημάδια διαθέτουν μια φωτεινή πηγή και είναι αυτόφωτα(εικόνα 3.3.α) και

β) σε μη ενεργά (passive marker systems) όπου τα σημάδια έχουν τη δυνατότητα να αντανακλούν το φως που προέρχεται από εξωτερική φωτεινή πηγή και είναι ετερόφωτα (εικόνα 3.3β).



α



β

Εικόνα 3.3

α) active marker

β) passive markers (<http://www.codamotion.com>)

Η εξωτερική πηγή φωτός με τη σειρά της μπορεί να χωρίζεται σε δύο κατηγορίες, είτε σε κοινούς προβολείς φωτισμού είτε σε προβολείς υπέρυθρου φωτισμού (infrared) ανάλογα με τον τρόπο λειτουργίας του συστήματος.

Η διαδικασία της καταγραφής και η ανάλυσή της έτσι ώστε να φτάσουμε στην εξαγωγή των επιθυμητών παραμέτρων της βάρδισης απαιτεί τη χρήση ηλεκτρονικού υπολογιστή και κατάλληλου λογισμικού και περιλαμβάνει τα εξής στάδια:

1. Βαθμονόμηση του χώρου όπου θα πραγματοποιηθεί η καταγραφή.
2. Τοποθέτηση των σημαδιών στον εξεταζόμενο.

3. Καταγραφή της βάδισης.
4. Ψηφιοποίηση της καταγραφής .
5. Αναγνώριση και ψηφιοποίηση των σημαδιών σε κάθε καρέ της καταγραφής.
6. Μετατροπή της εικόνας δύο διαστάσεων σε εικόνα τριών διαστάσεων ώστε να περιγράφει η κίνηση σε όλα τα επίπεδα (μετωπιαίο, οβελιαίο και οριζόντιο).
7. Εφαρμογή μαθηματικών και γεωμετρικών μοντέλων για τον εντοπισμό του κέντρου της εξεταζόμενης άρθρωσης άρθρωσης.
8. Φιλτράρισμα των δεδομένων για την αφαίρεση σφαλμάτων
9. Παρουσίαση των αποτελεσμάτων.

Από την επεξεργασία της καταγραφής προκύπτουν καμπύλες που παριστάνουν τις διαδοχικές θέσεις των σημαδιών στο χώρο. Η παραγωγή της καμπύλης δίνει την ταχύτητα και επιτάχυνση των σημαδιών και κατ' επέκταση την ταχύτητα και επιτάχυνση των διαφόρων τμημάτων του σώματος στον χώρο.

Λεπτομερέστερη αναφορά στην διαδικασία κινηματικής ανάλυσης της βάδισης θα γίνει στα κεφάλαια που ακολουθούν όπου και περιγράφεται η δομή ενός εργαστηρίου ανάλυσης βάδισης καθώς και η μεθοδολογία της παρούσας διατριβής.

Τα τελευταία χρόνια και με την πρόοδο της τεχνολογίας έχουν αναπτυχθεί πολλά εμπορικά διαθέσιμα συστήματα κινηματικής ανάλυσης τα οποία έχουν βελτιωθεί και εκσυγχρονιστεί σε σχέση με αυτά των παλαιότερων ετών.

Χαρακτηριστικά είναι τα συστήματα VICON<sup>®</sup> που πρωτοπαρουσιάστηκε το 1976 από τον Jarett και εξακολουθεί να εξελίσσεται μέχρι σήμερα, το Motion Analysis<sup>®</sup>, το APAS<sup>®</sup> κ.α., όλα με διάφορες παραλλαγές και δυνατότητες.

Τα συστήματα αυτά αποτελούν ολοκληρωμένες λύσεις για την καταγραφή της βάρδισης και την επεξεργασία των πειραματικών δεδομένων, καθώς πέρα από τις κάμερες καταγραφής, περιλαμβάνουν συσκευές για την είσοδο του σήματος σε ηλεκτρονικό υπολογιστή, καθώς και κατάλληλο λογισμικό για την ανάλυση των δεδομένων και παρουσίαση των αποτελεσμάτων.

Το σημαντικό πλεονέκτημα των συστημάτων αυτών είναι η πληθώρα της πληροφορίας που μας παρέχουν (θέση, ταχύτητα και επιτάχυνση των σημαδιών στον χώρο, χρονική διάρκεια των φάσεων της βάρδισης), η ακρίβεια των μετρήσεων και η ταχύτητα επεξεργασίας των δεδομένων.

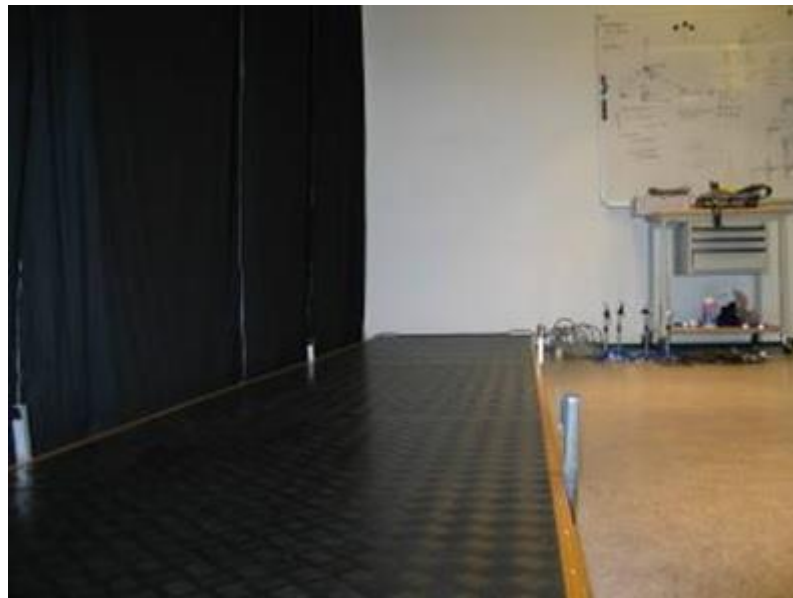
Το σημαντικότερο μειονέκτημα της μεθόδου είναι το υψηλό κόστος απόκτησης ενός τέτοιου συστήματος. Άλλα μειονεκτήματα είναι η πολυπλοκότητα αυτών των συστημάτων και κατ' επέκταση η ανάγκη προσωπικού υψηλής εξειδίκευσης για την χρήση και συντήρησή τους, η απαίτηση ενός αρκετά μεγάλου χώρου δεσμευμένου αποκλειστικά για την χρήση αυτή, ο σημαντικός χρόνος που απαιτείται για την προετοιμασία του εξεταζόμενου (σωστή τοποθέτηση σημαδιών), και τέλος το ότι ο εξεταζόμενος θα πρέπει να περπατά σχεδόν γυμνός πράγμα που μειώνει την άνεσή του ιδιαίτερα αν πρόκειται για ασθενείς ή ηλικιωμένους.

Από τα παραπάνω προκύπτει ότι η ανάλυση βάρδισης με την χρήση μηχανών βίντεο αποτελεί ίσως την καλύτερη επιλογή για ένα ερευνητικό εργαστήριο υπάρχουν όμως ακόμα πολλά εμπόδια για την χρήση της τεχνικής αυτής σε κλινικές μετρήσεις ρουτίνας.

### Σύστημα Αγώγιμου Διαδρόμου

Το σύστημα αγώγιμου διαδρόμου αποτελεί μία τεχνική μελέτης χρονικών παραμέτρων της βάδισης και εξετάζει την επαφή του πέλματος με το δάπεδο καταγράφοντας είτε τις χρονικές στιγμές της επαφής, είτε τη θέση στην οποία βρίσκεται το πέλμα κατά την επαφή, είτε και τα δύο. Βασικά του πλεονεκτήματα είναι η απλότητά του και το μικρό κόστος απόκτησης και συντήρησής του, ενώ αντίθετα το ότι εξετάζει μόνο την επαφή των πελμάτων με το δάπεδο αποτελεί το βασικό του μειονέκτημα.

Το απλούστερο από τα συστήματα αγώγιμου διαδρόμου (εικόνα 3.4) αποτελείται από έναν μεταλλικό διάδρομο δύο αυτοκόλλητα ηλεκτρόδια και μία πηγή σταθερής τάσης.



Εικόνα 3.4

Σύστημα Αγώγιμου Διαδρόμου (Δημόπουλος , 2005)



Ο βαδιστής βαδίζει πάνω στον μεταλλικό διάδρομο με τα ηλεκτρόδια προσκολλημένα στο εξωτερικό των παπουτσιών του με την πηγή της τάσης τοποθετημένη επάνω του (συνήθως με μία ζώνη στερεωμένη στη μέση του) και τους δύο πόλους της πηγής αντίστοιχα συνδεδεμένους με τα δύο ηλεκτρόδια.

Με την διάταξη αυτή το σύστημα ηλεκτρόδια-διάδρομος λειτουργεί σαν ένας διακόπτης ON-OFF. Όταν ένα πόδι βρίσκεται σε επαφή με το δάπεδο και το άλλο αιωρείται το κύκλωμα είναι ανοικτό. Μόλις το ηλεκτρόδιο του πέλματος που βρισκόταν σε αιώρηση έρθει σε επαφή με τον αγωγίμο διάδρομο τότε το κύκλωμα κλείνει και διαρρέεται από ρεύμα. Το κύκλωμα παραμένει κλειστό μέχρι τη στιγμή που το άλλο πέλμα πάψει να είναι σε επαφή με τον διάδρομο και ξεκινήσει την δική του φάση αιώρησης. Έτσι γνωρίζοντας το πόδι με το οποίο ξεκίνησε ο βαδιστής και καταγράφοντας τις χρονικές στιγμές που ανοίγει και κλείνει το κύκλωμα (π.χ. με τη βοήθεια ενός πομποδέκτη ON-OFF), μπορούμε να υπολογίσουμε διάρκειες στήριξης και αιώρησης του κάθε ποδιού, καθώς και την διάρκεια διπλής στήριξης.

Το απλό αυτό σύστημα, με την προσθήκη δύο φωτοκύτταρων τοποθετημένων κατά μήκος του διαδρόμου και σε σταθερή απόσταση μεταξύ τους, μπορεί να μας δώσει επίσης την μέση ταχύτητα βάδισης και το μέσο μήκος βήματος.

Αντίστοιχα συστήματα με χρήση αγωγίμου διαδρόμου (Rigas 1988) και διακοπών On-Off (Κυριαζής 1999) έχουν κατασκευαστεί και χρησιμοποιηθεί στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων, για την καταγραφή κινηματικών δεδομένων ασθενών διαφόρων κατηγοριών. Τα εν λόγω συστήματα, σε συνδυασμό με το λογισμικό που έχει αναπτυχθεί, έχουν αποδειχτεί λειτουργικά και απλά στην χρήση, ακόμη και για μετρήσεις ρουτίνας από μη εξειδικευμένο προσωπικό.

### Συστήματα Επιταχυνσιόμετρων

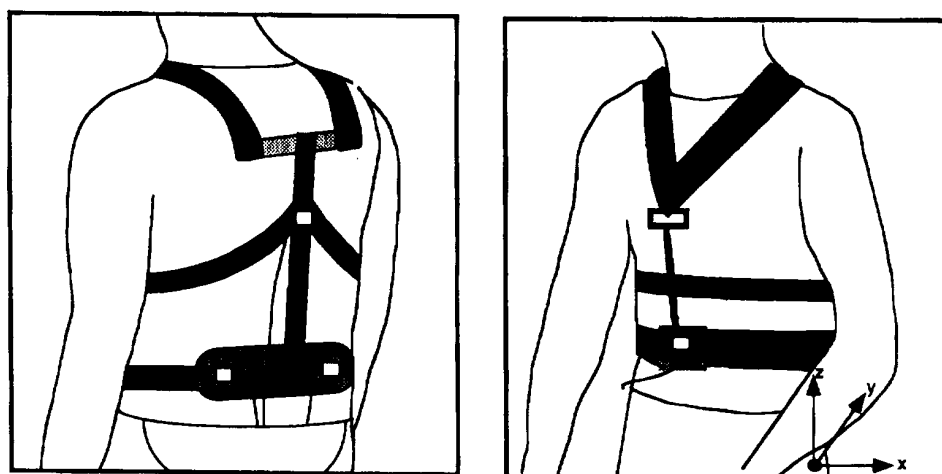
Εδώ και πολλά χρόνια είναι γνωστή η δυνατότητα χρήσης επιταχυνσιόμετρων στην ανάλυση της ανθρώπινης βάρδισης (Morris, 1973), εντούτοις δεν έχουν τύχει ευρείας χρήσης από τους ερευνητές. Οι κυριότερες δυσκολίες στην χρήση τους σαν εργαλεία μελέτης της βάρδισης είναι:

- η ολοκλήρωση των πειραματικών δεδομένων ως προς τον χρόνο για τον υπολογισμό της ταχύτητας και η διπλή ολοκλήρωση αυτών για τον υπολογισμό της θέσης. Μία διαδικασία η οποία έχει σαν αποτέλεσμα να χάνεται μεγάλο μέρος από τη λεπτομέρεια των κινηματικών δεδομένων (over filtering).
- οι αισθητήρες ενός τέτοιου συστήματος προσκολλώνται στο σώμα του ασθενούς όσο πιο κοντά γίνεται στο σημείο του οποίου τις επιταχύνσεις θέλουμε να υπολογίσουμε. Κατά την κίνηση του ασθενούς όμως τα διάφορα μέλη του σώματος αλλάζουν συνεχώς προσανατολισμό και μαζί τους και οι αισθητήρες. Η περιστροφή των αισθητήρων στον χώρο κατά την κίνηση του ασθενούς αποτελεί μια πηγή σφάλματος, η οποία είναι πολύ δύσκολο να υπολογιστεί και να διορθωθεί.
- η πολυπλοκότητα των ηλεκτρονικών μερών ενός τέτοιου συστήματος σε συνδυασμό με το ότι αυτά είναι συνήθως τοποθετημένα επάνω στον ασθενή μαζί με τους αισθητήρες.

Το κυριότερο και σημαντικότερο πλεονέκτημα ενός συστήματος με χρήση επιταχυνσιόμετρων, είναι ότι αποτελεί τη μοναδική μέθοδο που μας δίνει απ' ευθείας τις επιταχύνσεις που εμφανίζονται σε ένα συγκεκριμένο σημείο του σώματος, χωρίς να απαιτείται παραγωγή των πειραματικών δεδομένων, η οποία δεν επιτυγχάνει ικανοποιητικό φιλτράρισμα και έχει ως συνέπεια τον πολλαπλασιασμό του αρχικού σφάλματος της μεθόδου.

Στις περισσότερες από τις εργασίες που έχουν γίνει τα επιταχυνσιόμετρα τοποθετούνται χαμηλά στη μέση του ασθενούς (Brenier et al., 1992, Currie et al., 1992, Evans et al., 1991 Moe-Nielsen et al., 1999 ) κοντά στο θεωρητικό σημείο του κέντρου βάρους του σώματος. Σε κάποιες άλλες στερεώνονται στα άκρα κυρίως για να περιγράψουν τα χαρακτηριστικά της βάδισης όπως να καθορίσουν πρότυπα φυσιολογικής βάδισης (Wagener and Beek, 1992) ή να προσδιορίσουν τις διάφορες φάσεις της κίνησης (Aminian et al., 1999).

Οι Anton J. van den Bogert, Lynda Read και Benno M. Nigg, 1995 κατασκεύασαν ένα σύστημα επιταχυνσιομέτρων, για τον υπολογισμό της ολικής εφαρμοζόμενης δύναμης και ροπής σε ένα τμήμα του σώματος. Εφάρμοσαν μάλιστα το συγκεκριμένο σύστημα για την ανάλυση της φόρτισης της άρθρωσης του ισχίου κατά την φάση της απλής στήριξης, κατά τη φυσιολογική βάδιση.



Εικόνα 3.5

Σύστημα τεσσάρων επιταχυνσιομέτρων (Δημόπουλος , 2005)

Το σύστημα, που παρουσίασαν, αποτελείται από τέσσερα τρισδιάστατα επιταχυνσιόμετρα τοποθετημένα σε ημι-άκαμπτο σκελετό, ο οποίος φοριέται και δένεται σφιχτά στον κορμό του βαδιστή όπως φαίνεται στην εικόνα 3.5.

Για τον καθορισμό των συντεταγμένων της άρθρωσης του ισχίου και του κέντρου μάζας του κορμού του ασθενούς σε σχέση με το σύστημα συντεταγμένων που σχηματίζουν τα τέσσερα επιταχυνσιόμετρα χρησιμοποιήθηκαν ανακλαστικά σημάδια τα οποία τοποθετήθηκαν επάνω στα επιταχυνσιόμετρα, στο θεωρητικό σημείο του κέντρου μάζας και στο σημείο της άρθρωσης του ισχίου, και βιντεοσκόπηση του ασθενούς σε ακίνητη στάση. Το σήμα από τα τέσσερα επιταχυνσιόμετρα καταγράφεται σε φορητή συσκευή που βρίσκεται επάνω στον ασθενή και κατόπιν μεταφέρεται στον υπολογιστή για επεξεργασία.

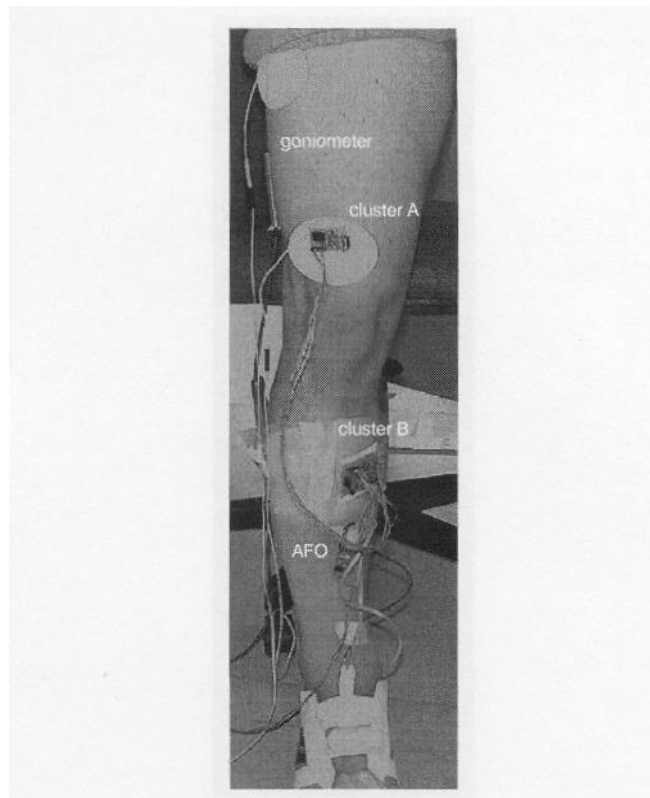
Η επεξεργασία των μετρήσεων του συστήματος και η σύγκριση των αποτελεσμάτων με δεδομένα που συλλέχτηκαν με την χρήση δυναμοπλακών και συστήματος video έδειξαν μία συστηματική υποτίμηση των δυνάμεων και ροπών που ασκούνται στην άρθρωση του ισχίου κατά είκοσι τις εκατό. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι δεν συνυπολογίζονται οι δυνάμεις που ασκούνται από το αιωρούμενο σκέλος, ενώ ένας σημαντικός περιορισμός του συστήματος είναι ότι μπορεί να εφαρμοστεί μόνο κατά την φάση της απλής στήριξης.

Οι Masaki Sekine, Toshiyo Tamura, Tatsuo Togawa και Yasuhiro Fukui, 2000 , παρουσίασαν μία μελέτη της βάδισης σε επίπεδο έδαφος και σε σκάλες (ανέβασμα-κατέβασμα) με χρήση σημάτων επιτάχυνσης από σημείο κοντά στο θεωρητικό κέντρο μάζας του βαδιστή. Με τα δεδομένα που συνέλεξαν προχώρησαν σε καθορισμό (walking pattern) των χαρακτηριστικών των διαφορετικών τρόπων βάδισης βάσει των οποίων μπορεί να γίνει ο διαχωρισμός τους.

Για την συλλογή των δεδομένων χρησιμοποίησαν τρία πιεζοηλεκτρικά επιταχυνσιόμετρα τοποθετημένα ορθογώνια πάνω σε σταθερή βάση, έτσι ώστε να γίνεται ταυτόχρονη καταγραφή και για τις τρεις διαστάσεις. Κατόπιν το όλο σύστημα τοποθετείται με την χρήση ζώνης κοντά στο θεωρητικό κέντρο μάζας του βαδιστή μαζί με φορητή συσκευή καταγραφής του σήματος (Micro8, Shamadzy, Kyoto, Japan).

Το παραπάνω σύστημα εφαρμόστηκε σε είκοσι φυσιολογικούς άντρες, οι οποίοι περπατούσαν κατά μήκος ενός διαδρόμου στη συνέχεια ανέβαιναν μία σκάλα, κατόπιν κατά μήκος ενός άλλου διαδρόμου και κατεβαίνοντας μία σκάλα κατέληγαν στο σημείο από όπου ξεκίνησαν.

Οι Richard Williamson και Brian J. Andrews, 2000, κατασκεύασαν δύο συστήματα αισθητήρων που αποτελούνταν από επιταχυνσιόμετρα, μαγνητικούς αισθητήρες, αναλογικό γυροσκόπιο και αισθητήρα μέτρησης παραμόρφωσης (strain gauge). Οι αισθητήρες των δύο αυτών συστημάτων τοποθετούνται στην μέση με χρήση ζώνης, στον μηρό και στην κνήμη (εικόνα 3.6).



Εικόνα 3.6

Αισθητήρας γωνιομέτρου ([www.wikipedia.com](http://www.wikipedia.com))

Με τα δεδομένα που συνέλεξαν από τα δύο συστήματα αισθητήρων διαχώρισαν τις πέντε φάσεις της φυσιολογικής βάρδισης, καθώς και την κάμψη του γόνατος και του ισχίου κατά την διαδικασία μετάβασης του ασθενή από

καθιστή σε όρθια στάση. Ένα βασικό μειονέκτημα της μεθόδου είναι η πολυπλοκότητα των δύο συστημάτων και η υπερβολική καλωδίωση του ασθενή.

Το σύστημα καταγραφής και ανάλυσης της κίνηση του κέντρου μάζας που σχεδιάστηκε και αναπτύχθηκε στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων, αποτελείται από έναν αισθητήρα ο οποίος τοποθετείται με χρήση ζώνης κοντά στο θεωρητικό κέντρο μάζας του ανθρωπίνου σώματος. Ο προσανατολισμός του είναι τέτοιος έτσι ώστε ο άξονας ευαισθησίας του να είναι κάθετος στο επίπεδο βάδισης. Ο αισθητήρας καθώς και τα ηλεκτρονικά κυκλώματα, τα οποία τον συνοδεύουν, τοποθετούνται σταθερά μέσα σε κουτί, με διαστάσεις 7x3x4 cm και βάρος λίγων γραμμαρίων, εξασφαλίζοντας έτσι την ελάχιστη όχληση του ασθενούς.

Με χρήση καλωδίου τα δεδομένα συλλέγονται σε ηλεκτρονικό υπολογιστή μέσω αναλογοψηφιακής κάρτας, ενώ με το κατάλληλο λογισμικό που αναπτύχθηκε, η επεξεργασία των δεδομένων και η εξαγωγή των αποτελεσμάτων γίνεται σε σχεδόν πραγματικό χρόνο. Το σύστημα καταγράφει και παρουσιάζει σε γραφική μορφή τις μεταβολές της επιτάχυνσης, ταχύτητας και μετατόπισης του θεωρητικού κέντρου μάζας κατά τον κατακόρυφο άξονα.

Με βάση τα δεδομένα που συλλέγονται και την ανάλυσή τους μπορεί να γίνει διαχωρισμός της βάδισης σε φυσιολογική και παθολογική καθώς και ποσοτικοποίηση τυχόν αποκλίσεων. Επίσης το λογισμικό έχει σχεδιαστεί με τέτοιο τρόπο, ώστε να επιτρέπει τη λειτουργία του συστήματος αυτόνομα, ή σε συνδυασμό με το σύστημα αγωγίμου διαδρόμου του Εργαστηρίου Ιατρικής Φυσικής, οπότε μπορούμε να έχουμε και καθορισμό των φάσεων της βάδισης καθώς και αντιστοίχιση των μεταβολών της επιτάχυνσης, ταχύτητας και απομάκρυνσης με αυτές.

Η διαδικασία της προετοιμασίας του ασθενούς της εξέτασης και της επεξεργασίας διαρκεί λίγα λεπτά της ώρας, ενώ ο ασθενής βαδίζει με τα δικά

του ρούχα και παπούτσια γεγονός που αυξάνει την άνεσή του και την αξιοπιστία των μετρήσεων.

### **3.2.3 Σφάλματα κατά την κινηματική ανάλυση**

Προχωρώντας από την θεωρία στην πράξη διαπιστώνουμε πως τα σφάλματα που εμφανίζονται κατά την πραγματοποίηση των μετρήσεων δύναται να επηρεάσουν το τελικό αποτέλεσμα της κινηματικής ανάλυσης της βάδισης. Μελετητές εντόπισαν την πηγή τέτοιων σφαλμάτων και αρκετές λύσεις προτάθηκαν έτσι ώστε στο βαθμό που αυτό είναι δυνατό να μειωθούν στο ελάχιστο. Πιο επιρρεπής σε σφάλμα είναι η οπτο-ηλεκτρονική τεχνική με την μέθοδο καταγραφής με βίντεο λόγω της πολυπλοκότητας που παρουσιάζει η συγκεκριμένη μέθοδος (Chiari et al., 2005). Τα σφάλματα που υπεισέρχονται στη συγκεκριμένη μέθοδο μπορεί να είναι είτε i) συστηματικά είτε ii) τυχαία.

#### Συστηματικά σφάλματα

Στην πρώτη περίπτωση αυτή τα σφάλματα προέρχονται από το ίδιο το σύστημα που χρησιμοποιείται, είτε από τον χαμηλό βαθμό ακρίβειας του συστήματος είτε από λάθη που προκύπτουν κατά τη βαθμονόμησή του. Το μέγεθος του σφάλματος είναι πιο πιθανό να αυξηθεί όσο αυξάνεται και χώρος του πεδίου που καταγράφεται.

Συστηματικά σφάλματα μπορούν επίσης να προκύψουν αν το μαθηματικό μοντέλο που εφαρμόζεται για τον εντοπισμό του κέντρου μίας άρθρωσης υστερεί σε ακρίβεια και αξιοπιστία. Επιπλέον, πηγή σφαλμάτων δύναται να αποτελέσει και η διαδικασία τοποθέτησης των σημαδιών στο σώμα του εξεταζόμενου καθώς πρόκειται για μια διαδικασία που απαιτεί εμπειρία στην αναγνώριση της θέσης των ανατομικών σημείων και βασίζεται σε μεγάλο βαθμό στην υποκειμενική κρίση του εξεταστή.

Η χρήση επιδερμικών σημαδιών για την πραγματοποίηση της κινηματικής ανάλυσης της βάδισης χαίρει απόλυτης αποδοχής από την επιστημονική κοινότητα πρωτίστως για τον μη επεμβατικό της χαρακτήρα και κατά δεύτερο λόγο για την απλότητα της. Σε μελέτες ωστόσο που διεξήχθησαν και σαν ζητούμενο είχαν τον προσδιορισμό της θέσης ανατομικών σημείων με τη χρήση επιδερμικών σημαδιών σε σχέση με επεμβατικές τεχνικές σταθεροποίησης του οστού με εξωτερικό μηχανισμό παρατηρήθηκε απόκλιση.

Η απόκλιση αυτή αποδόθηκε στην κίνηση του δέρματος και του μαλακού ιστού που κατά συνέπεια επηρεάζει την θέση του επιδερμικού σημαδιού σε σχέση με την πραγματική θέση του σημείου που ερευνάται. Εξ αιτίας της δυσκολίας να ποσοτικοποιηθεί η κίνηση του δέρματος και του μαλακού ιστού με μη επεμβατικά μέσα η λύση που προτάθηκε περιορίζεται σε μαθηματικούς αλγόριθμους που σαν στόχο έχουν την μοντελοποίηση του μέλους που ερευνάται με σκοπό τον ακριβέστερο γεωμετρικό προσδιορισμό της θέσης των αρθρώσεων.

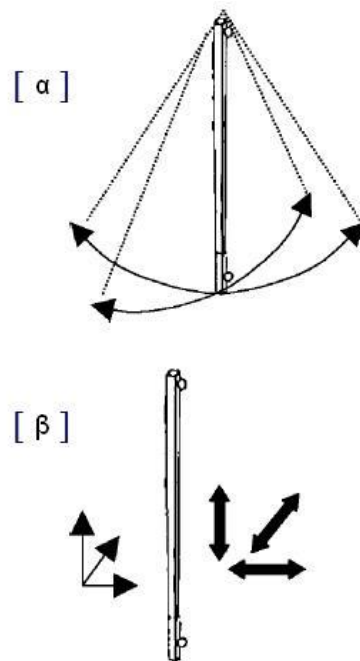
Σχετικά με την εν γένει χρήση των σημαδιών αυτών έχουν προταθεί στη βιβλιογραφία ορισμένες οδηγίες έτσι ώστε η χρήση τους να γίνει πιο ακριβής, εύκολη, γρήγορη και άνετη για τον εξεταζόμενο. Ενδεικτικά προτείνεται η τοποθέτηση να γίνεται σε σημεία όπου η κίνηση του δέρματος και του μαλακού ιστού να επηρεάζει στο ελάχιστο τις μετρήσεις, κάθε σημάδι να είναι ορατό από όσο το δυνατόν περισσότερες κάμερες, αλλά τουλάχιστον δύο, έτσι ώστε να είναι πραγματοποιήσιμη η μελέτη, τα πρωτόκολλα τοποθέτησης που χρησιμοποιούνται από κάθε εργαστήριο να είναι φιλικά προς τον εξεταζόμενο προκαλώντας την ελάχιστη δυνατή ενόχληση ή αλλοίωση του τρόπου βάδισης και η τοποθέτησή τους να πραγματοποιείται από εκπαιδευμένο και έμπειρο εξεταστή.

Για συστηματικά σφάλματα που προέρχονται από την βαθμονόμηση του συστήματος και του εξεταζόμενου χώρου μέσα στον οποίο θα πραγματοποιηθεί η ανάλυση απαιτείται η όσο το δυνατόν μεγαλύτερη ακρίβεια στην μέτρηση των πραγματικών θέσεων στον χώρο επαρκούς



αριθμού σημείων αναφοράς. Στην βιβλιογραφία έχουν επίσης προταθεί τρόποι για να εξεταστεί η ακρίβεια και η επαναληψιμότητα ενός συστήματος με τη χρήση απλών μέσων τόσο για σταθερά όσο και για κινούμενα σημάδια (εικόνα 3.7).

Σε μελέτες που διεξήχθησαν με σκοπό την μέτρηση της ακρίβειας εμπορικά διαθέσιμων συστημάτων κινηματικής ανάλυσης βάρδισης παρατηρήθηκαν αποκλίσεις ανάμεσα στα συστήματα με την μέση τιμή της απόκλισης να φτάνει τα 6.3mm (Ferrari et al. 2007).



Εικόνα 3.7.

Τεστ ακρίβειας και αξιοπιστίας οπτοηλεκτρικών συστημάτων  
α) εκκρεμές β) τεστ μέτρησης όγκου ( Carrozzo 2005)

## Τυχαία σφάλματα

Για τα τυχαία σφάλματα ενοχοποιούνται παράγοντες όπως ο ηλεκτρονικός θόρυβος, το τρεμοπαίξιμο των σηματοδίων κατά τον φωτισμό τους που επηρεάζει κατ' επέκταση και την διαδικασία ψηφιοποίησης τους, η παραμόρφωση ή συγχώνευση των σηματοδίων λόγω της ταχύτητας και η προσωρινή απόκρυψη ενός η περισσοτέρων σηματοδίων συνήθως από την στροφή του σώματος ή από τα άνω άκρα κατά τη διαδικασία της καταγραφής.

Η ανθρώπινη βάρδιση χαρακτηρίζεται συνήθως σαν μια κίνηση χαμηλής συχνότητας που περιλαμβάνει ενδεχομένως κάποιες απότομες αλλαγές λόγω της πρόσκρουσης του σώματος με το έδαφος που προκαλούν θόρυβο ευρείας ζώνης συχνοτήτων.

Από την δεκαετία του 1970 το φαινόμενο αυτό απασχόλησε τους ερευνητές που για την αντιμετώπισή του πρότειναν διάφορες τεχνικές φιλτραρίσματος και ομαλοποίησης με σκοπό την αφαίρεση του θορύβου. Τέτοιες τεχνικές κρίθηκαν απαραίτητες στην εφαρμογή της κινηματικής ανάλυσης καθώς τυχαία σφάλματα τέτοιου τύπου στα αρχικά δεδομένα προσδιορισμού της θέσης των σηματοδίων θα ενισχύονταν κατά την παραγωγή, για τον υπολογισμό της ταχύτητας και της επιτάχυνσης. Αυτό θα είχε σαν αποτέλεσμα να εμφανίζονται μεγάλα σφάλματα που θα επηρέαζαν την εξαγωγή ορθών κλινικών αποφάσεων.

Οι τεχνικές αυτές αφορούν την ανάλυση του σήματος τόσο στο πεδίο του χρόνου όσο και των συχνοτήτων και οι πιο βασικές από αυτές είναι i) πολυώνυμα ελαχίστων τετραγώνων, ii) αλγόριθμοι spline, iii) ψηφιακά φίλτρα και iv) ανάλυση Fourier. Στην εξέλιξη της έρευνας οι τεχνικές αυτές ενσωματώθηκαν σαν εργαλεία στα εμπορικά διαθέσιμα συστήματα ανάλυσης βάρδισης. Η ακρίβεια και η αξιοπιστία των τεχνικών αυτών ποικίλει ανάλογα κυρίως με τον τρόπο εφαρμογής των αντίστοιχων συστημάτων και το είδος της κίνησης που αναλύεται.

Σε απλές κινήσεις χαμηλής μεταβολής της ταχύτητας οι τεχνικές αυτές βρίσκουν καλή εφαρμογή ενώ αντίθετα σε πιο σύνθετες κινήσεις μεγαλύτερης ταχύτητας εμφανίζουν σφάλματα λόγω του ότι στις περιπτώσεις αυτές είναι πιο δύσκολο να επιλεγεί μία συγκεκριμένη συχνότητα αποκοπής.

Μια ακόμα πηγή τυχαίων σφαλμάτων αποτελεί η περίπτωση που ορισμένα από τα σημάδια που είναι τοποθετημένα στον εξεταζόμενο δεν είναι ορατά για κάποια χρονικά διαστήματα (missing markers) και έτσι δημιουργείται μία ασυνέχεια στην καταγραφή των αποτελεσμάτων.

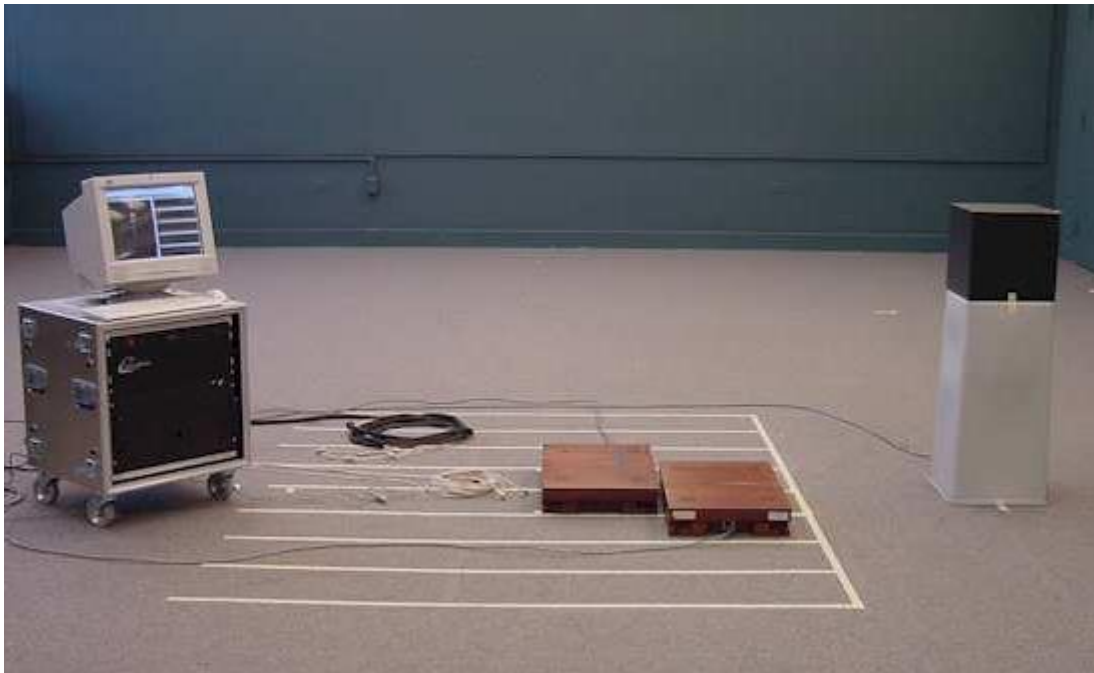
Η αντιμετώπιση του προβλήματος αυτού μπορεί να γίνει είτε με την προσθήκη επιπλέον καταγραφικών μηχανών, είτε με την εφαρμογή μαθηματικών αλγορίθμων. Τεχνικές χρονικής παρεμβολής (temporal interpolation) έχουν ανταποκριθεί επαρκώς στο πρόβλημα αυτό αλλά η αποτελεσματικότητά τους εξαρτάται άμεσα από τη χρονική διάρκεια κατά την οποία ένα σημάδι απουσιάζει από την καταγραφή.

Έχει αποδεχτεί από μελέτες που έχουν γίνει πώς όταν τα σημάδια δεν είναι ορατά σε περισσότερα από 5 με 6 καρέ σε μια συχνότητα δειγματοληψίας 50 – 60 Hz, τότε ο υπολογισμός των αγνοούμενων θέσεων των σημαδιών υστερεί σε ακρίβεια και αξιοπιστία (Chiari et al, 2005). Επιπλέον μαθηματικές τεχνικές που έχουν εφαρμοστεί θα παρουσιαστούν αναλυτικότερα στα επόμενα κεφάλαια που πραγματεύονται την μεθοδολογία της παρούσας διατριβής.

### 3.3 Κινητική Ανάλυση

Ένα ακόμα στοιχείο που χρησιμοποιείται συχνά στην ανάλυση της βάρδισης και προσφέρει χρήσιμες πληροφορίες είναι οι δυνάμεις που αναπτύσσονται κατά την βάρδιση. Οι δυνάμεις αυτές είναι κύρια, η βαρύτητα και η αντίδραση από το έδαφος (εξωτερικές δυνάμεις), οι δυνάμεις που αναπτύσσονται από τους μύες και τους συνδέσμους και οι δυνάμεις μεταξύ των οστών (εσωτερικές δυνάμεις).

Ο υπολογισμός των εξωτερικών δυνάμεων μπορεί να γίνει με την χρήση κατάλληλων δυναμόμετρων, τις δυναμόπλακες (εικόνα 3.8).

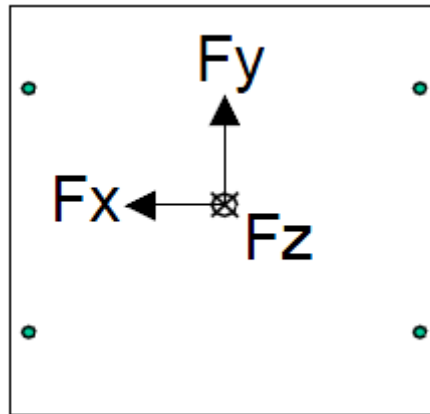


Εικόνα 3.8

Σύστημα αποτελούμενο από δύο δυναμόπλακες ([www.wikipedia.com](http://www.wikipedia.com))

Οι δυναμόπλακες μπορούν να υπολογίσουν την κατακόρυφη και τις οριζόντιες συνιστώσες της δύναμης που ασκείται σε κάθε πέλμα από το έδαφος (εικόνα

3.9), καθώς και το σημείο εφαρμογής της δύναμης αυτής και κατ' επέκταση τις ροπές που προκαλούν οι εν λόγω δυνάμεις. Η λειτουργία της δυναμόπλακας στηρίζεται στο πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο, η μεταβολή της ασκούμενης πίεσης στην επιφάνειά της καταγράφεται, μέσω πιεζοκρυστάλλων, ως μεταβολή τάσης.



Εικόνα 3.9

Συντεταγμένες των δυνάμεων που μετριοούνται με τη χρήση δυναμοπλακών

Συνήθως χρησιμοποιείται σύστημα αποτελούμενο από δύο δυναμόπλακες οι οποίες ενσωματώνονται στον διάδρομο βάδισης. Ο βαδιστής καλείται να περπατήσει κατά μήκος του διαδρόμου και να πατήσει διαδοχικά, όλο το μήκος των πελμάτων του, το ένα στη μία και το άλλο στην άλλη από τις δυναμόπλακες.

Ήδη εδώ και αρκετές δεκαετίες ερευνητές (Draganich et al. 1980, Bobber et al. 1991, Blumentritt, 1995 κ.α.) χρησιμοποίησαν την συγκεκριμένη μέθοδο, συνήθως σε συνδυασμό με την κινηματογραφική μέθοδο. Με τον τρόπο αυτό υπολόγισαν την δύναμη που ασκείται από το έδαφος, την ροπή που προκαλεί η δύναμη αυτή γύρω από τις αρθρώσεις των κάτω άκρων, το στιγμιαίο κέντρο πίεσης και την ταχύτητα μετατόπισής του, τόσο για φυσιολογικούς όσο και για παθολογικούς ασθενείς. Τα αποτελέσματα αυτά χρησιμοποιήθηκαν τόσο για τη διάκριση μεταξύ φυσιολογικής και παθολογικής βάδισης, όσο και για την αξιολόγηση προσθετικών μελών.

Ο προσδιορισμός των εσωτερικών δυνάμεων που αναπτύσσονται κατά την βάδιση αποτελεί ένα από τα δυσκολότερα προβλήματα της δυναμικής, διότι δεν μπορούν να μετρηθούν απ' ευθείας. Ο υπολογισμός τους απαιτεί την μέτρηση πολλών επιμέρους παραμέτρων, όπως την μυϊκή δραστηριότητα, την κίνηση και τα ανατομικά δεδομένα κάθε τμήματος, καθώς επίσης και αρκετές παραδοχές όπως:

- τα τμήματα του σώματος διατηρούν σταθερό σχήμα κατά την βάδιση
- η δύναμεις μεταξύ των αρθρώσεων ασκούνται σημειακά και όχι σε όλη την επιφάνεια της άρθρωσης
- οι μυς εκφύονται και καταφύονται σε ένα σημείο και όχι σε ολόκληρη επιφάνεια
- η κίνηση στις αρθρώσεις πραγματοποιείται χωρίς τριβές κ.α. (Davies et al., 1992).

Για την καταγραφή της μυϊκής δραστηριότητας στις διάφορες φάσεις του κύκλου βάδισης χρησιμοποιείται η τεχνική της ηλεκτρομυογραφίας. Η τεχνική στηρίζεται στην καταγραφή των ηλεκτρικών δυναμικών που αναπτύσσονται στους μύες, κατά την σύσπασή τους. Όταν ένα μυϊκό κύτταρο ερεθίζεται από ηλεκτρικό παλμό, που φθάνει σ' αυτό μέσω της τελικής κινητικής πλάκας από το νευρικό κύτταρο, μεταβάλλεται το δυναμικό της μεμβράνης και παρατηρείται μετακίνηση ιόντων προς το εσωτερικό του κυττάρου. Αυτή τη μεταβολή δυναμικού καταγράφει το ηλεκτρομυογράφημα.

Με τον τρόπο αυτό προσδιορίζεται ποιοι μύς συσπώνται κάθε χρονική στιγμή και με τι ένταση. Όπως εύκολα γίνεται αντιληπτό η μέθοδος της ηλεκτρομυογραφίας δεν είναι εύκολο να εφαρμοστεί κατά την βάδιση, καθώς απαιτείται να κολληθούν στο δέρμα του ασθενούς ένας μεγάλος αριθμός από ηλεκτρόδια. Επίσης από κάθε ηλεκτρόδιο θα ξεκινά ένα τουλάχιστον καλώδιο το οποίο θα οδηγεί το ηλεκτρικό σήμα στη συσκευή καταγραφής.

Όλα αυτά έχουν σαν αποτέλεσμα να χρειάζεται αρκετός χρόνος για την προετοιμασία του ασθενή, αλλά και ο ίδιος ο ασθενής να αισθάνεται αρκετά άβολα με αποτέλεσμα να επηρεάζεται ο τρόπος βάδισής του.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΤΟ ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ

- 4.1 Εισαγωγή
- 4.2 Κτηριακή Υποδομή
  - 4.2.1 Φωτισμός του Εργαστηρίου
  - 4.2.2 Τοποθέτηση των Δυναμοπλακών
- 4.3 Πρωτόκολλα Εργαστηρίων Ανάλυσης Βάδισης
  - 4.3.1 Intra - observer reproducibility
  - 4.3.2 Intrer - observer reproducibility
- 4.4 Αποτελέσματα Εργαστηρίου Ανάλυσης Βάδισης





## 4.1 Εισαγωγή

Ένα εργαστήριο ανάλυσης της βάδισης πρέπει να τηρεί κάποιες βασικές προδιαγραφές έτσι ώστε να είναι δυνατή η διεξαγωγή των μελετών και των εξετάσεων, χωρίς όμως αυτές οι προδιαγραφές να είναι υποχρεωτικές. Κάθε εργαστήριο στήνεται ανάλογα με τις δικές του ανάγκες και δυνατότητες, κυρίως οικονομικές, όσον αφορά την υποδομή και τον εξοπλισμό τον οποίο θα διαθέτει.

Εργαστήρια ανάλυσης βάδισης συναντάμε σε πανεπιστημιακά ιδρύματα, σαν κλινικά εργαστήρια σε νοσοκομεία, ως ιδιωτικά εργαστήρια, σαν εργαστήρια στα πλαίσια αθλητικών υποδομών μεγάλων αθλητικών οργανισμών, ακόμα και για χρήση από υπηρεσίες ασφάλειας.

Το κάθε ένα από αυτά διαφέρει ανάλογα με τις εφαρμογές του, τον διαθέσιμο χώρο αλλά και τα μηχανήματα που χρησιμοποιεί. Μερικά εργαστήρια διαθέτουν περισσότερα από ένα από τα συστήματα που αναφέρθηκαν στα προηγούμενα κεφάλαια αλλά σχεδόν όλα είναι εξοπλισμένα με το σύστημα των μηχανών βίντεο και των δυναμοπλακών.

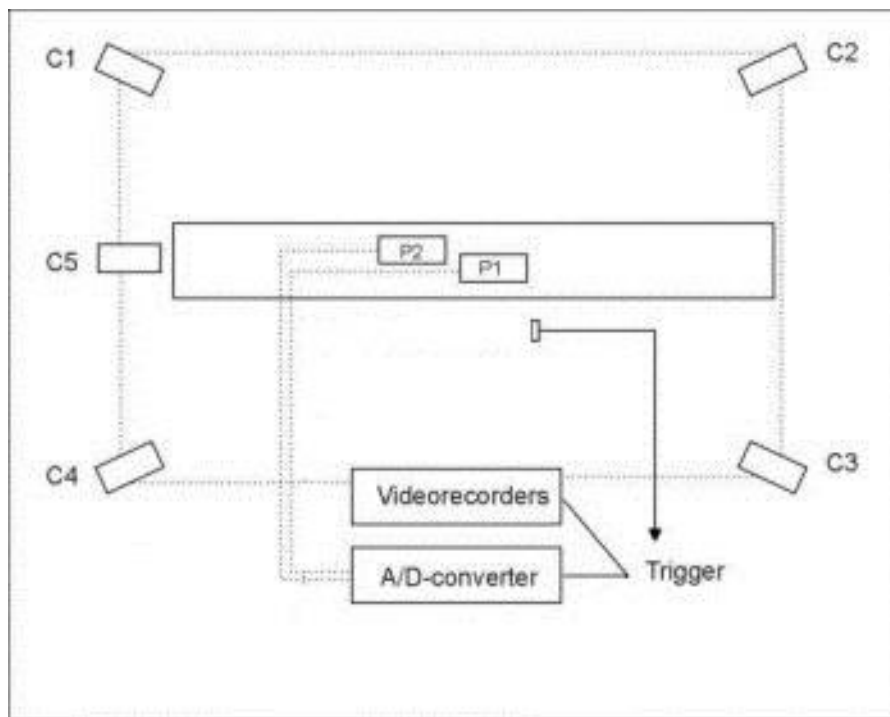
Επίσης όπως θα δούμε και παρακάτω διαφορές στα εργαστήρια ανάλυσης της βάδισης συναντάμε και στον τρόπο λειτουργίας τους, στα πρωτόκολλα που χρησιμοποιούνται για την τοποθέτηση των σημαδιών και στις εφαρμογές τις οποίες ειδικεύονται.

Για την υλοποίηση της παρούσας διατριβής χρησιμοποιήθηκαν τα συστήματα μηχανών βίντεο καθώς και δύο δυναμόπλακες που εγκαταστάθηκαν στον ισόγειο χώρο του τμήματος της Ιατρικής Φυσικής της Ιατρικής σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων.

Η διαδικασία της εγκατάστασης καθώς η ρύθμιση των συστημάτων θα περιγραφούν στο επόμενο κεφάλαιο που αφορά τα υλικά και την μέθοδο της εργασίας.

## 4.2 Κτηριακή υποδομή

Η εύρεση του χώρου πολλές φορές αποτελεί και τη μεγαλύτερη δυσκολία για τη δημιουργία ενός εργαστηρίου ανάλυσης βάδισης. Ανάλογα με την εφαρμογή το μέγεθος του χώρου διαφέρει. Για ένα εργαστήριο με συστήματα μηχανών βίντεο και δυναμόπλακες όπως φαίνεται στο διάγραμμα της εικόνας 4.1, ο διάδρομος της βάδισης πρέπει να έχει μήκος κοντά στα 3 μέτρα ενώ πριν και μετά τον διάδρομο βάδισης απαιτείται και κάποιος επιπλέον χώρος έτσι ώστε ο βαδιστής να μπορεί να αρχίσει και να τελειώσει την πορεία του χωρίς εμπόδια ή περιορισμούς.



Εικόνα 4.1

διάγραμμα ενός εργαστηρίου βάδισης με μηχανές βίντεο και δυναμόπλακες  
( Carpozzo 2005)

Σε εργαστήρια στα οποία μελετάται εκτός από την βάδιση και το τρέξιμο, ελάχιστο μήκος του διαδρόμου είναι τα 10 μέτρα ενώ πάλι απαιτείται και κάποιος χώρος πριν και μετά τον διάδρομο για τους λόγους που αναφερθήκαν νωρίτερα.

Επιπλέον χώρος χρειάζεται επίσης για την τοποθέτηση των μηχανών βίντεο. Ο ελάχιστος αριθμός των μηχανών βίντεο είναι 3 ενώ ο αριθμός τους μπορεί να φτάνει μέχρι και τις 16. Για να είναι ικανές να καταγράψουν στο πεδίο προβολής τους ολόκληρο τον διάδρομο της βάδισης των 3 μέτρων οι κάμερες πρέπει να απέχουν από αυτόν τουλάχιστον 2,5 μέτρα ή περισσότερο (Dan et al, 2002). Οι κάμερες συχνά τοποθετούνται στο ταβάνι ή κοντά σε αυτό οπότε και το ύψος του εργαστηρίου είναι κάτι που πρέπει κανείς να εξετάσει εξ αρχής.

Ορισμένα εργαστήρια χρησιμοποιούν κινούμενες κάμερες οπότε σε αυτήν την περίπτωση είναι απαραίτητη και η δημιουργία ενός διαδρόμου παράλληλου σε αυτόν του διαδρόμου της βάδισης πάνω στον οποίο θα κινούνται οι κάμερες.

Περαιτέρω χώρος πρέπει να εξοικονομηθεί για την τοποθέτηση του κεντρικού υπολογιστή καθώς και την θέση του εξεταστή κατά την διαδικασία της μελέτης.

Ο εξεταστής πρέπει να έχει άμεση οπτική επαφή και με τον εξεταζόμενο έτσι ώστε να του μεταφέρει της οδηγίες αλλά και με την κεντρική μονάδα του συστήματος ώστε να ελέγχει ότι η διαδικασία εξελίσσεται ομαλά. Η καλύτερη θέση για να επιτευχθεί αυτό είναι αριστερά ή δεξιά του διαδρόμου βάδισης.

#### **4.2.1 Φωτισμός του εργαστηρίου**

Η δυνατότητα ελέγχου του φωτισμού μέσα στο εργαστήριο είναι πολύ σημαντική για την ορθή πραγματοποίηση της εξέτασης. Στα συστήματα που χρησιμοποιούν εξωτερική φωτεινή πηγή (προβολείς, σποτ) για τον φωτισμό των σημαδιών είναι απαραίτητη η απόλυτη συσκότιση του χώρου του εργαστηρίου έτσι ώστε να μην υπάρχουν παρεμβολές από το ηλιακό φως ή τον εξωτερικό φωτισμό. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί με την προσθήκη ειδικών κουρτινών για την κάλυψη των παραθύρων που τυχόν υπάρχουν στον χώρο.

Τα συστήματα που χρησιμοποιούν τεχνολογία infrared για τον φωτισμό των σημαδιών ή αυτά που χρησιμοποιούν αυτόφωτα σημάδια δεν αντιμετωπίζουν τέτοιο πρόβλημα καθώς η καταγραφή τους επηρεάζεται λιγότερο από τον περιβάλλοντα φωτισμό.

#### **4.2.2 Τοποθέτηση των δυναμοπλακών**

Η τοποθέτηση των δυναμοπλακών είναι ακόμα μια παράμετρος που πρέπει να τεθεί υπ όψιν κατά την δημιουργία ενός εργαστηρίου ανάλυσης της βάρδισης.

Κατά κανόνα οι δυναμόπλακες τοποθετούνται με δύο τρόπους. Με τον πρώτο τρόπο οι δυναμόπλακες τοποθετούνται μέσα στο δάπεδο. Αυτό απαιτεί σκάψιμο του δαπέδου οπότε είναι αναγκαίο το εργαστήριο να βρίσκεται σε ισόγειο χώρο. Η χρήση ισογείου χώρου προτείνεται από τους κατασκευαστές (AMTI, Kistler) καθώς εκεί εμφανίζονται λιγότεροι κραδασμοί σε ένα κτήριο απ ότι σε κάποιον από τους ορόφους του.

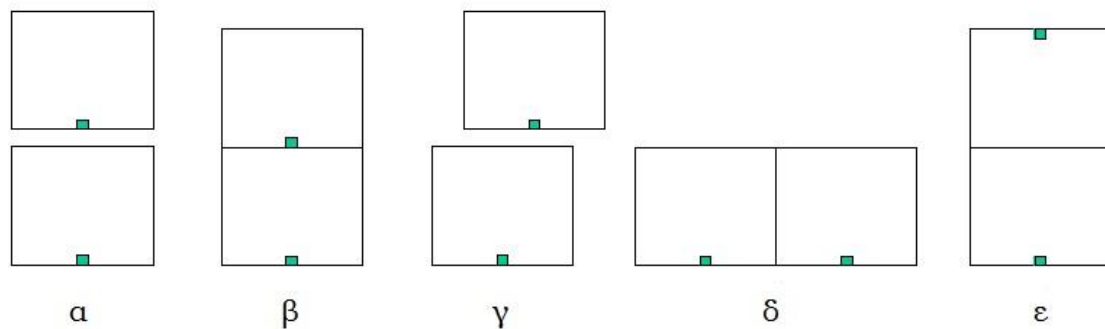
Εναλλακτικά μπορούν να τοποθετηθούν πάνω στο δάπεδο με τη δημιουργία μιας εξέδρας η οποία θα αποτελεί και τον διάδρομο της βάρδισης.

Οι δύο αυτοί τρόποι έχουν ο καθένας τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματά τους. Στην περίπτωση που οι δυναμόπλακες τοποθετηθούν μέσα στο δάπεδο αυτό τους δίνει μια επιπλέον σταθερότητα όπως επίσης καθιστά και πιο σταθερό τον διάδρομο της βάρδισης. Αντίθετα στην περίπτωση δημιουργίας εξέδρας χρειάζεται μεγαλύτερη προσοχή στην κατασκευή καθώς και μεγαλύτερο κόστος προκειμένου να εξασφαλιστεί η σταθερότητά τους. Το πλεονέκτημα όμως της μεθόδου αυτής είναι η δυνατότητα ευκολότερης μετακίνησης των δυναμοπλακών σε περίπτωση που αυτό είναι απαραίτητο.

Οι δυναμόπλακες όπως αναφέρθηκε και σε προηγούμενα κεφάλαια είναι εμπορικά διαθέσιμες σε διαφορετικά μεγέθη, η διάταξη τους όμως και ο

τρόπος που θα τοποθετηθούν εξαρτάται από τις ανάγκες και της εφαρμογές του κάθε εργαστηρίου.

Ο αριθμός των δυναμοπλακών επίσης εξαρτάται από το είδος των μελετών που διεξάγονται καθώς επίσης και από την οικονομική δυνατότητα του κάθε εργαστηρίου. Ο συνήθης αριθμός των δυναμοπλακών είναι δύο και οι θέσεις στις οποίες μπορούν να τοποθετηθούν ποικίλει από εργαστήριο σε εργαστήριο. Στην εικόνα 4.2 παρακάτω παρουσιάζονται διαφορετικοί τρόποι διάταξης για κάθε ζευγάρι δυναμοπλακών.

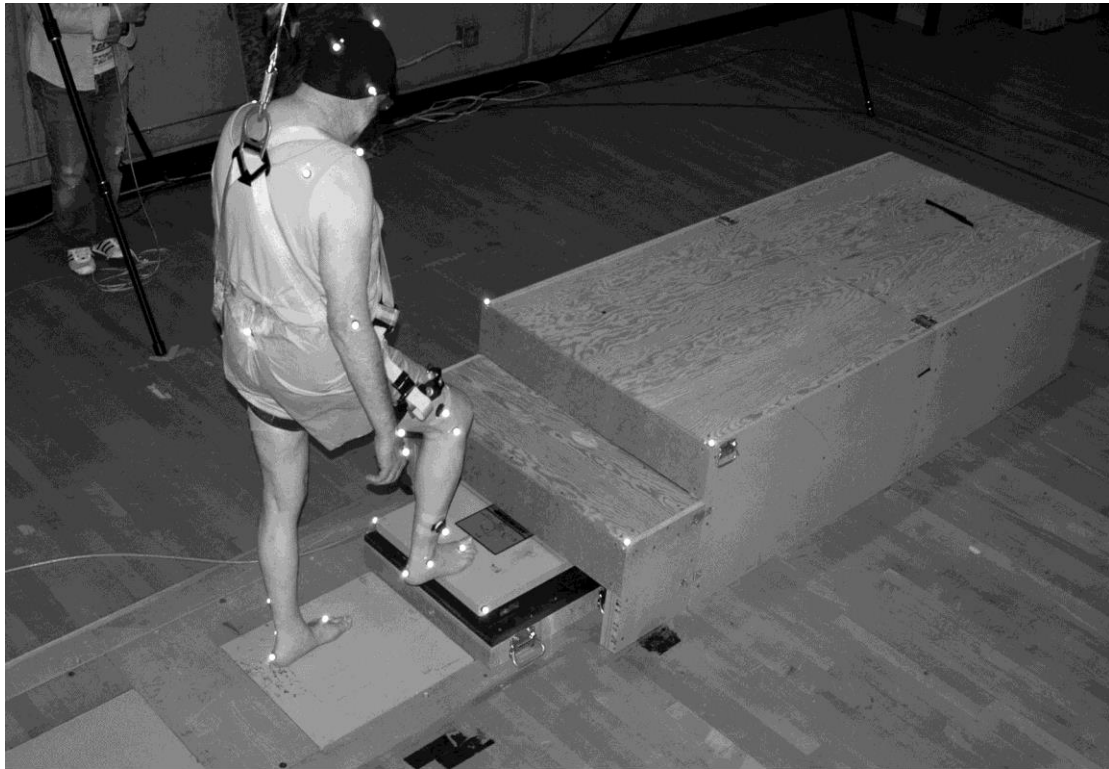


Εικόνα 4.2

Πιθανές θέσεις κατά την τοποθέτηση των δυναμοπλακών (AMTI Instructions Manual)

Πολλά εργαστήρια έχουν τη δυνατότητα εκτός από την μελέτη της βάρδισης στο οριζόντιο επίπεδο να μπορούν να μελετούν την βάρδιση και σε άλλες καταστάσεις όπως το τρέξιμο πάνω σε κυλιόμενο διάδρομο (treadmill) ή στην ανάβαση και κατάβαση σκαλοπατιών.

Σε αυτές τις περιπτώσεις απαιτείται διαφορετική υποδομή και κατασκευές στον χώρο του εργαστηρίου. Ένα παράδειγμα μελέτης της βάρδισης κατά την άνοδο και την κάθοδο σκαλοπατιών παρουσιάζεται στην εικόνα 4.3 που ακολουθεί.



Εικόνα 4.3

Χρήση δυναμόπλακας για την μελέτη της βάδισης κατά την άνοδο και κάθοδο σκαλοπατιών  
(<http://www.amti.biz>)

Τέλος μεγάλη συζήτηση έχει υπάρξει στην επιστημονική κοινότητα σχετικά με το αν πρέπει οι δυναμόπλακες να είναι καλυμμένες ή μη κατά την διάρκεια της εξέτασης.

Από τις εμπειρίες που συναντά κανείς σε ιστότοπους στο διαδίκτυο και συζητήσεις σχετικές με το θέμα αυτό σε σχετικά forums (<http://www.clinicalgaitanalysis.com>) παρατηρεί ότι οι απόψεις δίστανται.

Από τη μία είναι πιο εύκολο για τον εξεταζόμενο να πραγματοποιήσει την εξέταση όταν είναι διακριτό το που θα πρέπει να πατήσει, ειδικά όταν πρόκειται για παιδιά ή άτομα με σοβαρές κινητικές δυσκολίες, από την άλλη όμως, πολλοί έχουν την άποψη πως η στοχευόμενη βάδιση (gait targeting)

μπορεί να διαφοροποιήσει τον φυσιολογικό τρόπο βάδισης του εξεταζόμενου και κατ' επέκταση τα αποτελέσματα της μελέτης.

Σε έρευνα που διεξήχθη από τους Whittle και Ferris (1993) με αντικείμενο την επίδραση του καλύμματος των δυναμοπλακών σε παραμέτρους της βάδισης δεν παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές.



### 4.3 Πρωτόκολλα Εργαστηρίων Ανάλυσης Βάδισης

Η λειτουργία του κάθε εργαστηρίου βασίζεται στον εξοπλισμό, στις εφαρμογές και στα πρωτόκολλα που χρησιμοποιεί το κάθε ένα από αυτά.

Εργαστήρια ανά τον κόσμο εξειδικεύονται σε διάφορα θέματα που αφορούν την ανθρώπινη βάδιση ή την ανθρώπινη κίνηση γενικότερα. Τα περισσότερα από αυτά ασχολούνται με την κλινική πλευρά του θέματος ενώ μερικά εστιάζουν τις μελέτες τους στον χώρο του αθλητισμού, όπου εκτός από το θέμα της αποκατάστασης των αθλητών ασχολούνται και με άλλους τομείς όπως είναι η βελτίωση της τεχνικής των αθλητών.

Ανάλογα με την εμπειρία τους και τα μηχανήματα που διαθέτουν πολλά εργαστήρια προσανατολίζονται σε συγκεκριμένες ομάδες ασθενών με ιδιαίτερα χαρακτηριστικά, όπως παραδείγματος χάριν άτομα με προσθετικά μέλη, νευρολογικά περιστατικά κ.α.

Ανεξάρτητα από τις εφαρμογές και την υλικοτεχνική υποδομή της κάθε κλινικής ή εργαστηρίου τα αποτελέσματα της μελέτης θα πρέπει να είναι κοινά και η ανάγνωση αυτών οφείλει να είναι καθολική από όπου και αν προέρχεται. Στην πράξη όμως συναντάμε αρκετές περιπτώσεις που αυτό δεν συμβαίνει.

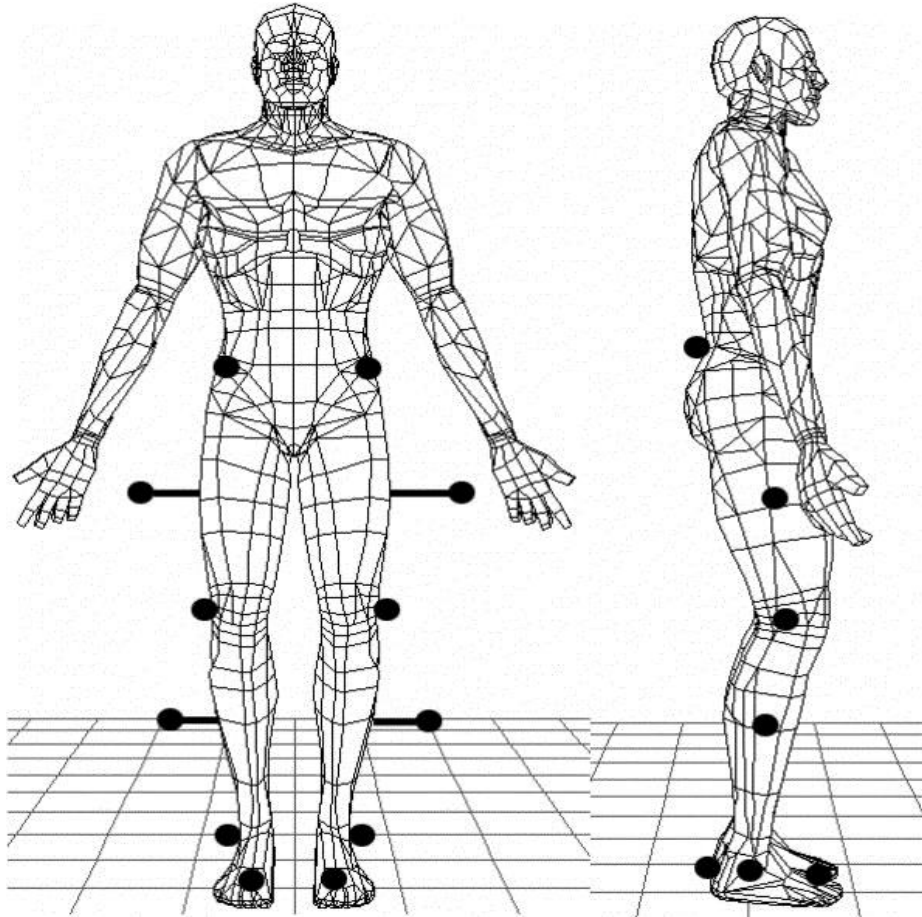
Οι λόγοι έχουν να κάνουν κυρίως με τα διαφορετικά πρωτόκολλα που χρησιμοποιούνται και την έλλειψη ενιαίων κανόνων κυρίως στα μαθηματικά μοντέλα που εφαρμόζονται και στα πρωτόκολλα τοποθέτησης των σημαδιών που χρησιμοποιούνται, καθώς επίσης και στην υποκειμενικότητα του κάθε εξεταστή.

#### **4.3.1 Intra – observer reproducibility**

Ο όρος αυτός αναφέρεται στην διαφορετικότητα που παρατηρείται στα αποτελέσματα μίας μελέτης που διεξάγεται από έναν συγκεκριμένο εξεταστή. Ερευνητικές μελέτες (McGinley et al, 2009, Schwartz et al, 2004, Maynard et al, 2003, Gorton et al, 2009) καταλήγουν στο συμπέρασμα ότι διαφοροποίηση των αποτελεσμάτων, κυρίως στην κινηματική ανάλυση, οφείλεται στην υποκειμενικότητα του εξεταστή κατά την τοποθέτηση των σημαδιών στα ανατομικά σημεία αναφοράς (anatomical landmarks). Οι διαφορές ωστόσο που κατεγράφησαν δεν ήταν τέτοιες ώστε να επηρεάσουν την τελική κλινική απόφαση των μελετών.

#### **4.3.2 Inter – observer reproducibility**

Με τον όρο αυτόν εννοούμε τις διαφορές που παρουσιάζονται στα αποτελέσματα ανάμεσα σε μελέτες που διεξήχθησαν σε διαφορετικά εργαστήρια, από διαφορετικούς εξεταστές και χρησιμοποιώντας διαφορετικά πρωτόκολλα τοποθέτησης σημαδιών. Στην εικόνα 4.4 παρουσιάζεται σχηματικά ένας τρόπος τοποθέτησης με την χρήση των ελάχιστων σημαδιών που απαιτούνται για την διεξαγωγή τρισδιάστατης μελέτης από τον Davis και τους συνεργάτες του, 1991.



Εικόνα 4.4

Τοποθέτηση σημαδιών για τη διεξαγωγή τρισδιάστατης μελέτης ανάλυσης βάρδισης (Davies, 1991)

Τα πιο διαδεδομένα πρωτόκολλα είναι αυτά των Helen Heyes, Kit Vaughan και Carrozzo που είτε χρησιμοποιούνται αυτούσια είτε τροποποιημένα από τα διάφορα εργαστήρια.

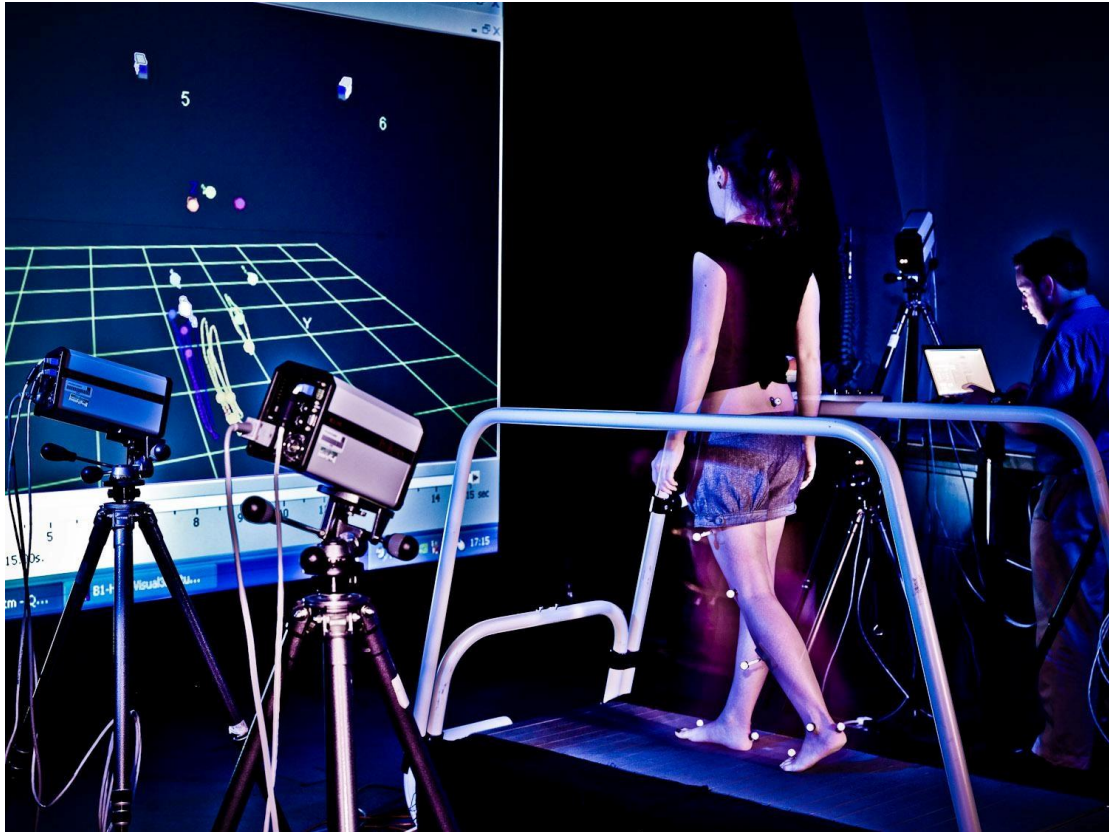
Και σε αυτήν την περίπτωση οι διαφορές αφορούν κυρίως το θέμα της κινηματικής ανάλυσης ενώ ο Ferrari και οι συνεργάτες του το 2007 κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι παρά την διαφοροποίηση των μοντέλων τα αποτελέσματα από τη σύγκριση πέντε διαφορετικών πρωτοκόλλων είναι ικανοποιητικά συγκρίσιμα για τα κινηματικά δεδομένα του ισχίου και της ποδοκνημικής, αλλά υστερούν στα αποτελέσματα που αφορούν την κίνηση της άρθρωσης του γόνατος.

#### **4.4 Τα αποτελέσματα της μελέτης ανάλυσης της βάρδισης**

Τα δεδομένα του προεγχειρητικού ελέγχου με την μέθοδο της ανάλυσης της βάρδισης επηρεάζουν σημαντικά την εξέλιξη της χειρουργικής επέμβασης (De Luca et al, 1991, Lefterod et al, 2007).

Όλο και περισσότερο οι ορθοπεδικοί χειρουργοί βασίζονται στα αποτελέσματα των εξετάσεων της βάρδισης προκειμένου να βοηθηθούν στο σχεδιασμό της χειρουργικής επέμβασης, ενώ μελέτες έχουν δείξει πως όταν τα αποτελέσματα αυτά έχουν αξιοποιηθεί από τους χειρουργούς, οι ασθενείς παρουσιάζουν καλύτερη μετεγχειρητική πορεία. (Wren et al, 2011, Filho et al, 2008).

Ένας ακόμα τομέας ο οποίος αναπτύσσεται ραγδαία τα τελευταία χρόνια και δείχνει τη σημασία των μελετών της βάρδισης είναι αυτός της αποκατάστασης. Πολλά σχετικά εργαστήρια εξοπλίζονται με μηχανήματα που χρησιμοποιούν τα αποτελέσματα αυτά σαν feedback προκειμένου να γίνεται πιο εύκολα η διαδικασία της αποκατάστασης της βάρδισης. Στην εικόνα 4.5 που ακολουθεί παρουσιάζεται η διαδικασία της χρήσης των αποτελεσμάτων αυτών.



Εικόνα 4.5

Χρήση της ανάλυσης βάδισης σαν feedback στον τομέα της αποκατάστασης  
([www.wikipedia.com](http://www.wikipedia.com))

Κατά την διαδικασία αυτή, με τη χρήση σύγχρονων υπολογιστών και συσκευών καταγραφής όπου η ανάλυση γίνεται σε πραγματικό χρόνο, ο εξεταζόμενος έχει τη δυνατότητα να βλέπει στην οθόνη σε γραφική αναπαράσταση την διαδικασία της βάδισής του και να μπορεί με αυτό το οπτικό feedback, σε συνδυασμό και με τις εντολές του φυσικοθεραπευτή, να βελτιώνει τη λειτουργία της βάδισης του στα πλαίσια της αποκατάστασης.

## II. ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ

### ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 : ΕΝΝΙΑΙΟ ΟΛΟΚΛΗΡΩΜΕΝΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ

- 5.1 Εισαγωγή
- 5.2.1 Τοποθέτηση Δυναμοπλακών
- 5.2.2 Συνδεσμολογία Δυναμοπλακών - Τεχνικά Χαρακτηριστικά
- 5.3 Τοποθέτηση Μηχανών Βίντεο
- 5.3.1 Συγχρονισμός Συστημάτων
- 5.4 Τοποθέτηση Σημαδιών
- 5.5 Θεωρητικός Προσδιορισμός του Κέντρου της Άρθρωσης
- 5.6 Καταγραφή και Επεξεργασία Δεδομένων
- 5.7 Ανάπτυξη Λογισμικού
- 5.7.1 Smoothing και filtering
- 5.8 Σφάλματα



## 5.1 Εισαγωγή

Η παραμετροποίηση της ανθρώπινης βάδισης και τα δεδομένα που προκύπτουν από αυτή είναι ένα χρήσιμο εργαλείο στα χέρια όλων όσων ασχολούνται με τη βάδιση. Η χρήση τους ως μέσο παρατήρησης και σύγκρισης καθιστά τη μελέτη της ιδιαίτερα σημαντική και χρήσιμη.

Το σύστημα το οποίο αναπτύχθηκε στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων, σχεδιάστηκε έτσι ώστε να καταγράφει την ανθρώπινη βάδιση και να αναλύει την κίνηση των αρθρώσεων και τις δυνάμεις που ασκούνται κατά τη βάδιση.

Στο κεφάλαιο αυτό θα γίνει η περιγραφή της κατασκευής και τοποθέτησης του συστήματος, ο θεωρητικός προσδιορισμός των κέντρων των αρθρώσεων του ισχίου και του γόνατος, καθώς και μια αναλυτική παρουσίαση των επιμέρους τμημάτων του συστήματος το οποίο περιλαμβάνει:

- το σύστημα των δυναμοπλακών
- το σύστημα της καταγραφής μέσω μηχανών βίντεο
- λογισμικό (εισαγωγή δεδομένων, παρουσίαση αποτελεσμάτων, αλγόριθμοι επεξεργασίας των μετρήσεων).

Στόχος της διατριβής είναι η ενοποίηση των δύο υποσυστημάτων με σκοπό την εξαγωγή χρήσιμων συμπερασμάτων τόσο κλινικά όσο και ερευνητικά.

Για την ενοποίηση αυτή, όπως περιγράφεται και στη συνέχεια, μελετήθηκαν πολλές μέθοδοι από τη διεθνή βιβλιογραφία και τελικά προτιμήθηκε αυτή που πληρούσε τόσο τις ερευνητικές ανάγκες όσο και τις τεχνικές προδιαγραφές του Εργαστηρίου βάδισης της Ιατρικής Φυσικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων.

Στη συνέχεια αναπτύχθηκε λογισμικό ώστε να είναι δυνατή η καταγραφή, ανάλυση, παρουσίαση και αποθήκευση των αποτελεσμάτων.

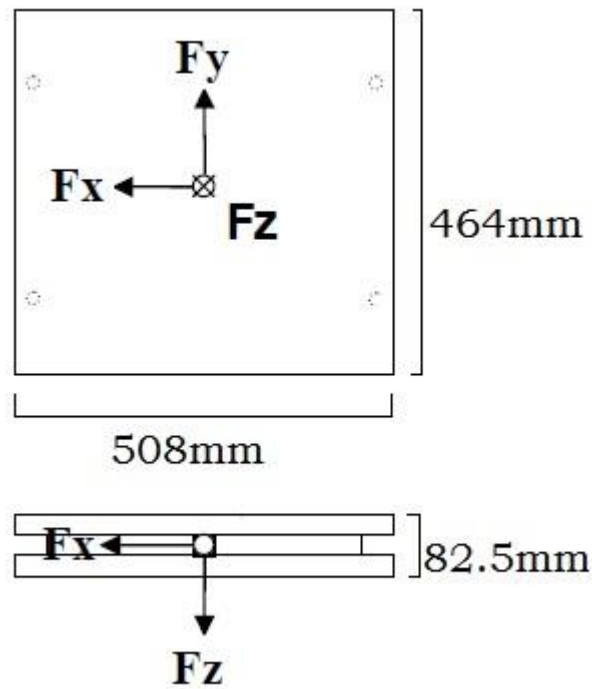
Βασικά πλεονέκτηματα του λογισμικού είναι η ευκολία στο χειρισμό, η μη ανάγκη εξειδικευμένων γνώσεων από το χρήστη, το χαμηλό κόστος αγοράς



και κατασκευής, αλλά κυρίως το γεγονός πώς τόσο κατά την καταγραφή όσο και στην ανάλυση, ο χρήστης έχει τη δυνατότητα να παρέμβει στη διαδικασία. Σε αντίθεση με άλλα εμπορικά διαθέσιμα λογισμικά σχετικά με την ανάλυση της βάδισης, όπου η καταγραφή και η ανάλυση των δεδομένων είναι μια αυτοματοποιημένη διαδικασία, στο συγκεκριμένο λογισμικό δύναται η επιλογή κανείς να παρακολουθεί τη διαδικασία ψηφιοποίησης των δεδομένων και να παρέμβει όταν εκείνος θεωρεί πως αυτή εμπεριέχει σφάλματα. Επίσης, υπάρχει η δυνατότητα, εφαρμόζοντας απλές αλλαγές στον κώδικα του λογισμικού να γίνουν τροποποιήσεις στα φίλτρα που χρησιμοποιούνται, στον τρόπο που παρουσιάζονται τα αποτελέσματα αλλά και να προστεθούν μελλοντικά επιπλέον λειτουργίες αν αυτό κριθεί απαραίτητο.

### 5.2.1 Τοποθέτηση Δυναμοπλακών

Το Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων έχει αποκτήσει για ερευνητικούς σκοπούς δύο δυναμόπλακες μάρκας AMTI OR6-7 (εικόνα 5.1)

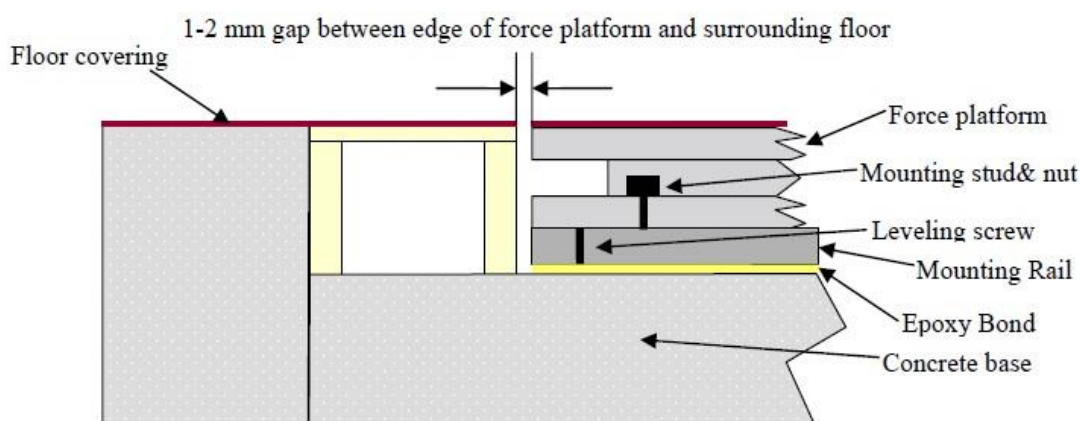


Εικόνα 5.1

Διαστάσεις OR6-7 (AMTI Instructions Manual)

Οι δυναμόπλακες χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα διατριβή στο πλαίσιο της κινητικής ανάλυσης της βάρδισης, καθώς μετρούν τις δυνάμεις που ασκούνται στο ανθρώπινο σώμα κατά τη βάρδιση στους τρεις άξονες x,y και z.

Το εργαστήριο πληροί τις απαραίτητες προϋποθέσεις εγκατάστασης δυναμοπλακών, που αναφέρθηκαν και στο κεφάλαιο 4. Με τη βοήθεια και της Τεχνικής Υπηρεσίας του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων, έγιναν οι κατάλληλες εργασίες στο χώρο έτσι ώστε να τοποθετηθούν οι δύο δυναμόπλακες, σύμφωνα και με τις οδηγίες και προδιαγραφές της κατασκευάστριας εταιρίας ( εικόνα 5.2).



Εικόνα 5.2

Οδηγίες εγκατάστασης δυναμοπλακών (AMTI Instructions Manual)

Όπως αναφέρθηκε και σε προηγούμενο κεφάλαιο, οι δυνατότητες τοποθέτησης των δυναμοπλακών ποικίλουν.

Για τις ανάγκες του εργαστηρίου και της συγκεκριμένης εργασίας επιλέχθηκε η πρώτη διάταξη της εικόνας, καθώς κρίθηκε πως ταιριάζει καλύτερα στην αρχιτεκτονική του χώρου του εργαστηρίου και πως ανταποκρίνεται στις απαιτήσεις και στους περιορισμούς του μεγαλύτερου αριθμού των βαδιστών που θα κληθούν να πραγματοποιήσουν τις μελέτες.

Επιπλέον, αποφασίσθηκε η θέση των δυναμοπλακών να είναι διακριτή στο βαδιστή καθώς, σύμφωνα και με δοκιμές που πραγματοποιήθηκαν, αυτό διευκόλυνε κατά πολύ τη διεξαγωγή της μελέτης τόσο για τον εξεταστή όσο και για τον εξεταζόμενο, χωρίς να προκαλεί κάποια αλλοίωση στην εξαγωγή των αποτελεσμάτων.

## 5.2.2 Συνδεσμολογία Δυναμοπλακών - Τεχνικά Χαρακτηριστικά

### Συνδεσμολογία Δυναμοπλακών

Η κάθε μία από τις δύο δυναμοπλάκες συνδέεται με έναν ενισχυτή AMTI MSA-6 και στη συνέχεια μέσω μιας PCI Data Acquisition (National Instruments) κάρτας στον υπολογιστή, ώστε να γίνει η καταγραφή των δεδομένων. Ο χειρισμός των δυναμοπλακών καθώς και η καταγραφή των δεδομένων γίνεται μέσω του λογισμικού APAS Analogue module version 1.0.

### Τεχνικά Χαρακτηριστικά

Στην εικόνα 5.3 φαίνονται οι συνδέσεις εξόδου στα κανάλια των δυναμοπλακών (output connections).

Pin	Function	Channel	Pin	Function	Channel
A	+ Excitation	Fx	N	+ Excitation	Mx
B	- Excitation	Fx	P	- Excitation	Mx
C	- Output	Fx	R	- Output	Mx
D	+ Output	Fx	S	+ Output	Mx
E	+ Excitation	Fy	T	+ Excitation	My
F	- Excitation	Fy	U	- Excitation	My
G	- Output	Fy	V	- Output	My
H	+ Output	Fy	W	+ Output	My
J	+ Excitation	Fz	X	+ Excitation	Mz
K	- Excitation	Fz	Y	- Excitation	Mz
L	- Output	Fz	Z	- Output	Mz
M	+ Output	Fz	a	+ Output	Mz
			b	No Connection	
			c	No Connection	

Εικόνα 5.3

Output connections AMTI OR6-7

Το ανώτατο όριο του επιτρεπτού φορτίου των δυναμοπλακών είναι 4450 N σε οποιοδήποτε σημείο της επιφάνειάς τους. Σύμφωνα με τις προδιαγραφές του

κατασκευαστή, η τάση διέγερσης (excitation voltage) δεν πρέπει να ξεπερνά τα 10V. Για την καλύτερη ποιότητα του σήματος εξόδου απαιτείται η τοποθέτηση jumper ώστε να επιλεγθεί η βέλτιστη τιμή της τάσης διέγερσης ( $V_{exc}$ ) και της αναλογία ισχύος εξόδου/ εισόδου (Gain) μεταξύ των τιμών 1000, 2000 και 4000 για το gain και 2.5, 5 και 10 V. Η επιλογή των τιμών αυτών γίνεται με τον τύπο:

$$V_{output} = 0,00000 \text{ F} * sensitivity * V_{exc} * Gain * Input$$

όπου, η τιμή του sensitivity για κάθε κανάλι δίνεται από τον πίνακα του κατασκευαστή,  $V_{exc}$  είναι η τάση διέγερσης σε Volts, Gain η αναλογία ισχύος εξόδου/εισόδου και input η δύναμη που ασκείται στη δυναμόπλακα σε Newton. Ύστερα από μετρήσεις που διεξήχθησαν, επιλέχθηκαν για όλα τα κανάλια οι τιμές 10 και 2000 για  $V_{exc}$  και Gain αντίστοιχα.

### **5.3 Τοποθέτηση Μηχανών Βίντεο**

Για τις ανάγκες της παρούσας διδακτορικής διατριβής χρησιμοποιήθηκαν 4 JVC GR DVL 9800 μηχανές βίντεο. Τοποθετήθηκαν στο χώρο με τέτοιο τρόπο ώστε κάθε σημάδι να είναι ορατό από τουλάχιστον δύο μηχανές και επιπλέον οι προβολείς που έχουν τοποθετηθεί περιμετρικά των μηχανών να μην «τυφλώνουν» τις απέναντι κάμερες. Η καταγραφή γίνεται με συχνότητα λήψης 60 καρέ το δευτερόλεπτο. Οι κάμερες συνδέονται με την κεντρική μονάδα του υπολογιστή και μέσω σειριακού δίαυλου υψηλής ταχύτητας IEEE 1394 αποθηκεύονται τα βίντεο.

Οι μηχανές βίντεο χρησιμοποιούνται στην παρούσα διατριβή στο πλαίσιο της κινηματικής ανάλυσης της βάδισης, καθώς με τη χρήση αυτών βιντεοσκοπείται η βάδιση και στη συνέχεια γίνεται η επεξεργασία των δεδομένων για την εξαγωγή των αποτελεσμάτων.

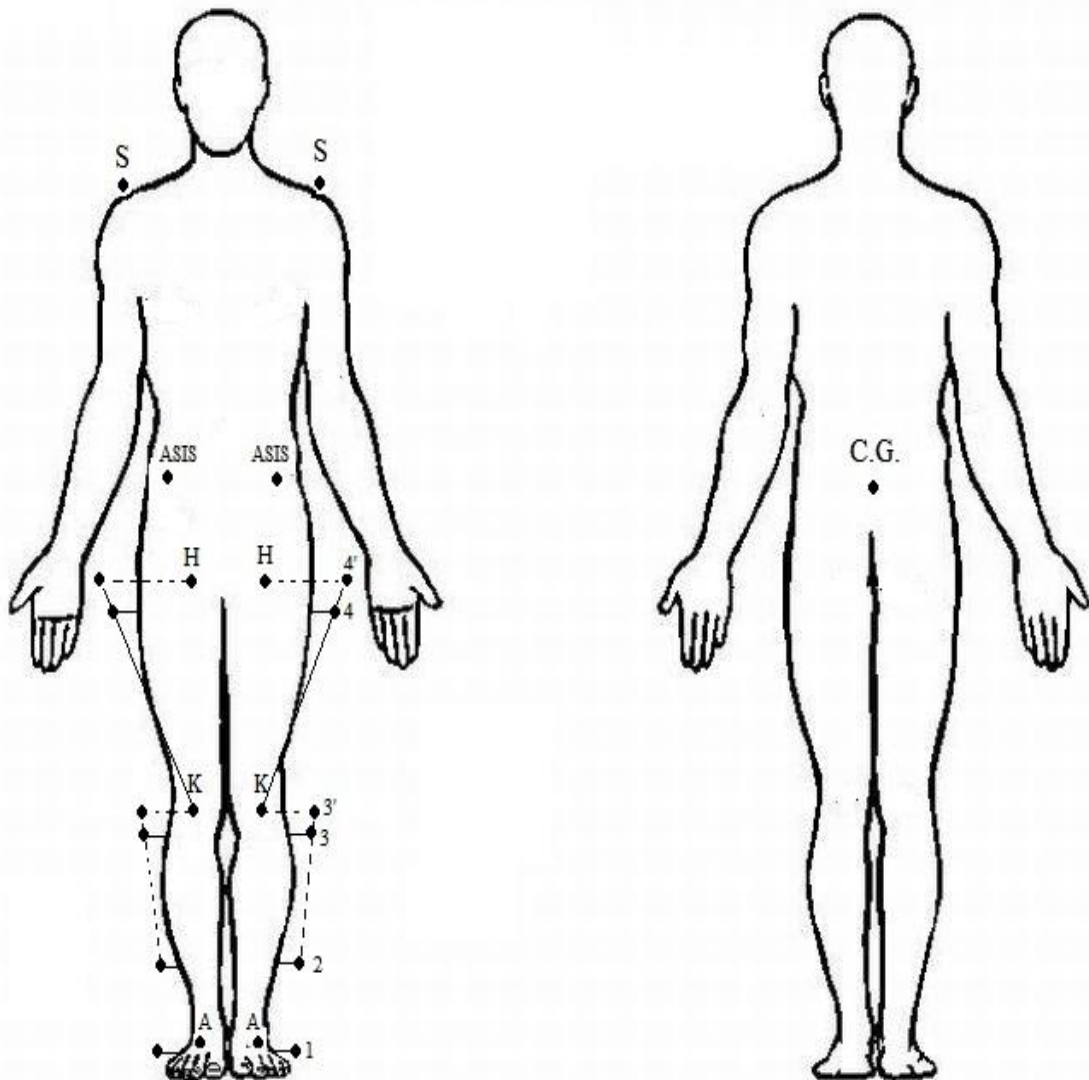
Σύμφωνα με τις προδιαγραφές που αναφέρθηκαν στο κεφάλαιο 4, στα παράθυρα του εργαστηρίου τοποθετήθηκαν κουρτίνες με ειδική επένδυση προκαλώντας έτσι απόλυτη συσκότιση του έτσι ώστε να μην υπάρχουν παρεμβολές από το ηλιακό φως ή τον εξωτερικό φωτισμό.

#### **5.3.1 Συγχρονισμός των δύο συστημάτων**

Για τον συγχρονισμό των δύο συστημάτων (δυναμόπλακες, μηχανές βίντεο) κατασκευάστηκε ειδική συσκευή η οποία χειρίζεται από τον εξεταστή και δίνει τη δυνατότητα να οριστεί το κοινό χρονικό σημείο κατά το οποίο θα ξεκινάει η καταγραφή. Η συσκευή αυτή έχει δύο εξόδους που συνδέονται η μία με ένα από τα κανάλια εισόδου των δυναμοπλακών και η άλλη με ένα λαμπτήρα LED. Έτσι, ο εξεταστής μόλις ο εξεταζόμενος αρχίσει να βαδίζει, πατώντας ένα κουμπί, στέλνει ένα προκλητό ηλεκτρικό σήμα στις δυναμόπλακες ενώ ταυτόχρονα ενεργοποιείται ο λαμπτήρας LED, ο οποίος είναι διακριτός και από τις τέσσερις μηχανές βίντεο. Κατά αυτόν τον τρόπο δίνεται η δυνατότητα έναρξης της καταγραφής των δύο υποσυστημάτων από κοινό χρονικό σημείο.

#### 5.4 Τοποθέτηση των σημαδιών

Όπως αναφέρθηκε και σε προηγούμενα κεφάλαια, κάθε εργαστήριο ανάλυσης βάρδισης χρησιμοποιεί διαφορετικά πρωτόκολλα τοποθέτησης σημαδιών, ανάλογα με τις ανάγκες του και τις εφαρμογές των ερευνών. Στο εργαστήριο βάρδισης της Ιατρικής Φυσικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων αναπτύχθηκε και εφαρμόστηκε ένα πρωτόκολλο τοποθέτησης, βασισμένο σε προηγούμενες μελέτες του εργαστηρίου. Οι θέσεις των σημαδιών αναπαρίστανται στην εικόνα 5.4.



Εικόνα 5.4

Θέσεις κύριων και βοηθητικών σημαδιών

Τα σημάδια χωρίζονται σε δύο κατηγορίες, σε κύρια και σε βοηθητικά. Τα βοηθητικά σημάδια (Κ και Η) τοποθετούνται αρχικά και στη συνέχεια αφαιρούνται. Η χρήση τους εξυπηρετεί στον υπολογισμό του θεωρητικού κέντρου των αρθρώσεων του γόνατος και του ισχίου, διαδικασία που θα περιγραφεί αναλυτικότερα στη συνέχεια.

Τα βοηθητικά σημάδια τοποθετούνται στο πρόσθιο μετωπιαίο επίπεδο, στην επιγονατίδα, και κατά προσέγγιση στην κεφαλή του μηριαίου οστού. Τα κύρια σημάδια τοποθετούνται στο πρόσθιο μετωπιαίο επίπεδο στην αριστερή και δεξιά πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα, στο αριστερό και δεξή ακρώμιο. Στο οπίσθιο επίπεδο τοποθετείται ένα σημάδι στην προέκταση της οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης πάνω στο ιερό οστό, σημείο που προσεγγίζει το κέντρο μάζας του σώματος.

Στο οβελιαίο επίπεδο, τοποθετούνται σημάδια στο πέμπτο μετατόρσιο οστό, στο μέσον περίπου του γαστροκνημίου μυός, στο κνημιαίο οστό και στην απόφυση του μηριαίου οστού.



## 5.5 Προσδιορισμός του Κέντρου της Άρθρωσης

Για να προσδιορισθεί το θεωρητικό κέντρο της άρθρωσης του γόνατος και του ισχίου χρησιμοποιήθηκαν τα βοηθητικά σημάδια που αναφέρθηκαν παραπάνω. Ως κέντρο της άρθρωσης νοείται ένα φανταστικό σημάδι το οποίο βρίσκεται πάνω στο θεωρητικό κέντρο και προσδιορίζεται από τις συντεταγμένες στο χώρο (x,y,z).

Για να υπολογιστούν οι συντεταγμένες αυτές γίνεται η παραδοχή πως το ύψος (z) του βοηθητικού σημαδιού συμπίπτει με το z του θεωρητικού κέντρου της άρθρωσης.

### Άρθρωση του Γόνατος

Ο προσδιορισμός της άρθρωσης του γόνατος για το στατικό καρέ γίνεται ως εξής:

Για την άρθρωση του γόνατος χρησιμοποιούνται τα σημάδια 2, 3 και K (εικόνα 5.5).

Αρχικά υπολογίζονται οι συντεταγμένες του σημείου 3' της εικόνας 5.5 :

Το x της άρθρωσης προσδιορίζεται από το  $x_{3'}$  του φανταστικού σημαδιού 3'.

Οι y και z συντεταγμένες προσδιορίζονται από τις αντίστοιχες συντεταγμένες  $y_K$  και  $z_K$  του βοηθητικού σημαδιού K.

Για τον προσδιορισμό των συντεταγμένων του σημείου 3', από τα ανύσματα 3 3' και 3 2 προκύπτει:

$$x_{3'} - x_3 = c * (x_3 - x_2) \quad (1)$$

$$y_{3'} - y_3 = c * (y_3 - y_2) \quad (2)$$

$$z_{3'} - z_3 = c * (z_3 - z_2) \quad (3)$$

$$z_{3'} = z_K \quad (4)$$

Από τις εξισώσεις (3) και (4) προκύπτει ότι η σταθερά  $c$  ισούται με

$$C = (z_K - z_3) / (z_3 - z_2) \quad (5)$$

Και οι συντεταγμένες του σημείου 3' ορίζονται :

$$x_{3'} = x_3 + c * (x_3 - x_2) \quad (6)$$

$$y_{3'} = y_3 + c * (y_3 - y_2) \quad (7)$$

$$z_{3'} = z_3 + c * (z_3 - z_2) \quad (8)$$

Σύμφωνα με τα παραπάνω, οι συντεταγμένες της άρθρωσης του γόνατος ορίζονται :

$$x_{Knee} = x_{3'} + c * (x_{3'} - x_2) \quad (9)$$

$$y_{Knee} = y_K - L_{3'K} \quad (10)$$

$$z_{Knee} = z_K \quad (11)$$

$$\text{όπου } L_{3'K} = y_{3'} - y_K \quad (12)$$

### **Άρθρωση του Ισχίου**

Αντίστοιχα, για την άρθρωση του ισχίου, ο προσδιορισμός της άρθρωσης για το στατικό καρέ γίνεται ως εξής:

Για την άρθρωση του ισχίου χρησιμοποιούνται τα σημάδια 4, K και H (εικόνα 5.5).

Αρχικά υπολογίζονται οι συντεταγμένες του σημείου 4' της εικόνας 5.5 :

Το  $x$  της άρθρωσης προσδιορίζεται από το  $x_{4'}$  του φανταστικού σημαδιού 4'.

Οι  $y$  και  $z$  συντεταγμένες προσδιορίζονται από τις αντίστοιχες συντεταγμένες  $y_H$  και  $z_H$  του βοηθητικού σημαδιού H.

Για τον προσδιορισμό των συντεταγμένων του σημείου 4', από τα ανύσματα 4 4' και K 4 προκύπτει:

$$x_{4'} - x_4 = c * (x_4 - x_K) \quad (13)$$

$$y_{4'} - y_4 = c * (y_4 - y_K) \quad (14)$$

$$z_{4'} - z_4 = c * (z_4 - z_K) \quad (15)$$

$$z_{4'} = z_H \quad (16)$$

Από τις εξισώσεις (15) και (16) προκύπτει ότι η σταθερά c ισούται με

$$C = (z_H - z_4) / (z_4 - z_K) \quad (17)$$

Και οι συντεταγμένες του σημείου 4' ορίζονται :

$$x_{4'} = x_4 + c * (x_4 - x_K) \quad (18)$$

$$y_{4'} = y_4 + c * (y_4 - y_K) \quad (19)$$

$$z_{4'} = z_4 + c * (z_4 - z_K) \quad (20)$$

Σύμφωνα με τα παραπάνω, οι συντεταγμένες της άρθρωσης του ισχίου ορίζονται :

$$X_{hip} = x_{4'} + c * (x_{4'} - x_K) \quad (21)$$

$$Y_{hip} = y_H - L_{4' H} \quad (22)$$

$$Z_{hip} = z_H \quad (23)$$

$$\text{όπου } L_{4' H} = y_{4'} - y_H \quad (24)$$

## **5.6 Καταγραφή και Επεξεργασία Δεδομένων**

Η καταγραφή της βάρδισης πραγματοποιείται στο εργαστήριο κινησιολογίας της τμήματος της Ιατρικής Φυσικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων. Οι υποδομές του εργαστηρίου παρουσιάστηκαν σε προηγούμενο κεφάλαιο.

### **Καταγραφή των δεδομένων**

Κατά την πραγματοποίηση της καταγραφής ο εξεταστής τοποθετεί τα σημάδια βάσει του πρωτοκόλλου που αναφέρθηκε σε προηγούμενο κεφάλαιο. Στη συνέχεια ο εξεταζόμενος πραγματοποιεί μερικές διαδρομές στο διάδρομο της βάρδισης ώστε να εξοικειωθεί με τη διαδικασία. Στη συνέχεια, με την έναρξη της καταγραφής από τις μηχανές βίντεο, γίνεται μια καταγραφή με τον εξεταζόμενο να στέκεται ακίνητος έτσι ώστε να καταχωρηθούν τα κύρια και βοηθητικά σημάδια.

Στη συνέχεια, αφαιρούνται τα βοηθητικά σημάδια και ο εξεταζόμενος καλείται να πραγματοποιήσει έναν ορισμένο αριθμό διαδρομών. Από τις διαδρομές αυτές επιλέγεται η βέλτιστη προς επεξεργασία.

### **Επεξεργασία των δεδομένων**

Η επεξεργασία των δεδομένων γίνεται με τη χρήση του προγράμματος APAS v.1.0. Το πρόγραμμα αποτελείται από εφαρμογές επεξεργασίας εικόνας.

#### **Studio 9**

Με τη χρήση της εφαρμογής αυτής πραγματοποιείται η μεταφορά των βίντεο από τις μηχανές στον υπολογιστή σε ψηφιακής μορφή.

### Trim

Με την εφαρμογή αυτή γίνεται το μοντάζ της καταγραφής έτσι ώστε τα βίντεο από τις τέσσερις μηχανές να έχουν κοινό σημείο εκκίνησης και τέλους, βάσει του συστήματος συγχρονισμού που αναφέρθηκε προηγουμένως, και να αποτελούνται από τον ίδιο αριθμό καρέ.

### Digi

Με την εφαρμογή Digi πραγματοποιείται η ψηφιοποίηση της εικόνας έτσι ώστε να προσδιορισθούν οι θέσεις των σημαδιών σε κάθε ένα από τα τέσσερα βίντεο. Το πλεονέκτημα της εφαρμογής αυτής είναι πως ενώ η διαδικασία πραγματοποιείται αυτόματα, ύστερα από την αρχική επιλογή των σημαδιών στο αρχικό καρέ, ο χρήστης έχει το δικαίωμα παρέμβασης στη διαδικασία της ψηφιοποίησης αν κρίνει πως έχει εξελιχθεί λανθασμένα.

### Transform

Με την εφαρμογή αυτή γίνεται η σύνθεση των λήψεων από τις τέσσερις μηχανές βίντεο, με την τεχνική DLT (Direct Linear Transformation), έτσι ώστε να γίνει η μετατροπή από 2D σε 3D. Ύστερα από την εκτέλεση αυτής της εφαρμογής προκύπτουν οι συντεταγμένες  $x$ ,  $y$ ,  $z$  για κάθε κύριο σημάδι.

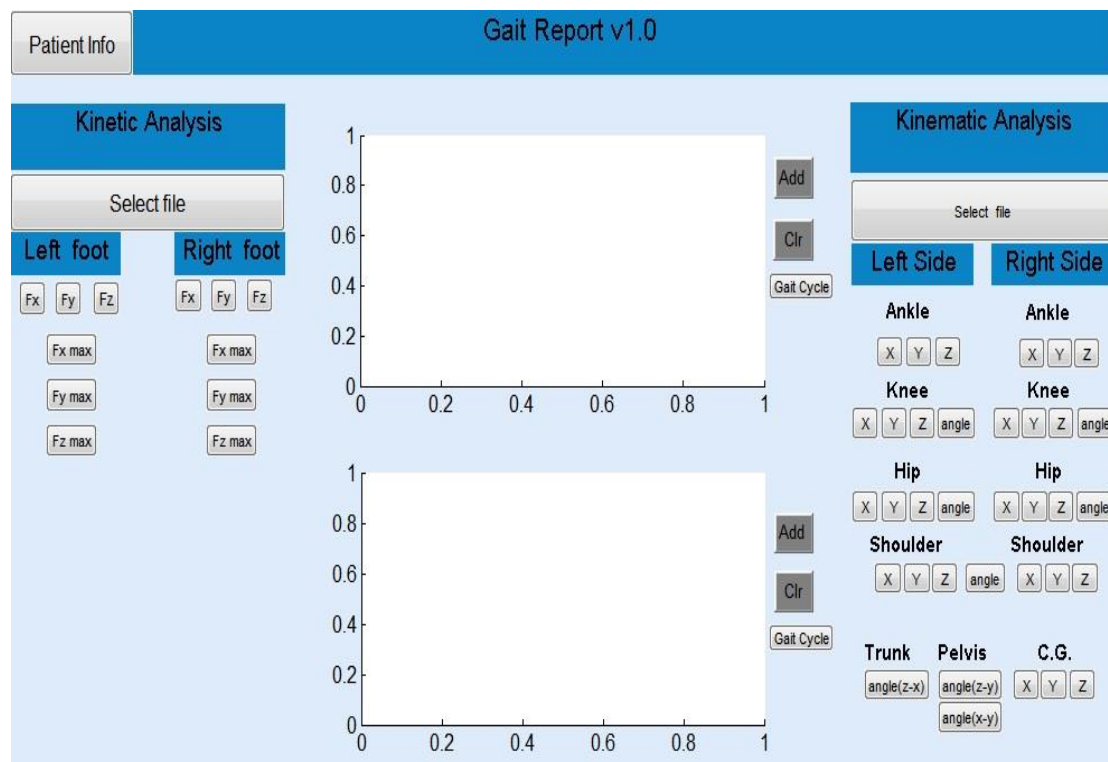
Στη συνέχεια, τα δεδομένα αυτά, σε μορφή excel, μεταφέρονται στο πρόγραμμα Gait Report v 1.0, που αναπτύχθηκε στα πλαίσια της παρούσας διατριβής, με σκοπό να γίνει η περαιτέρω επεξεργασία και παρουσίαση των κινητικών και κινηματικών δεδομένων.

## 5.7 Ανάπτυξη Λογισμικού

### Gait Report

Το λογισμικό Gait Report 1.0 αναπτύχθηκε για τις ανάγκες τις παρούσας διατριβής. Ο κώδικας του λογισμικού γράφτηκε σε Matlab version 7.9.0.529 και σε GUI (Graphical User Interface).

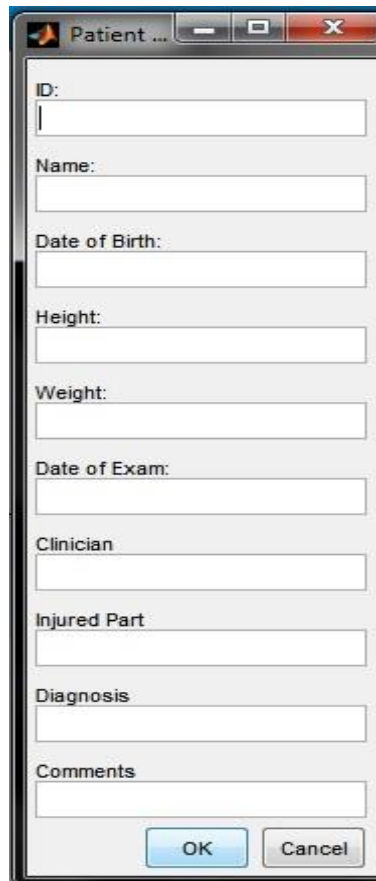
Το γραφικό περιβάλλον του λογισμικού δίνει στον χρήστη τη δυνατότητα να πραγματοποιήσει την ανάλυση των δεδομένων. Ο χρήστης έχει τη δυνατότητα επιλογής είτε κινηματικής είτε κινητικής ανάλυσης των δεδομένων της εξέτασης.



Εικόνα 5.5

Λειτουργικό περιβάλλον Gait Report

Ο χρήστης καλείται αρχικά να εισάγει τα στοιχεία του εξεταζόμενου στην ειδική καρτέλα, εικόνα 5.6, και στη συνέχεια, μέσω του windows explorer, εισάγει στο λογισμικό το αρχείο με τα δεδομένα της εξέτασης προκειμένου να πραγματοποιηθεί η ανάλυση.



The image shows a standard Windows-style dialog box titled "Patient ...". It contains several text input fields arranged vertically, each with a label to its left: "ID:", "Name:", "Date of Birth:", "Height:", "Weight:", "Date of Exam:", "Clinician", "Injured Part", "Diagnosis", and "Comments". At the bottom of the dialog box, there are two buttons: "OK" and "Cancel".

Εικόνα 5.6

Εισαγωγή στοιχείων εξεταζόμενου

Τέλος, ο χρήστης μπορεί να δει μέσω γραφικών παραστάσεων τα δεδομένα τα οποία επιθυμεί να επεξεργαστεί.

### 5.7.1 Smoothing και filtering

Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, κατά τη διαδικασία της εξέτασης είναι πιθανό κάποια σημάδια να μην είναι ορατά σε ορισμένα καρέ κατά την καταγραφή. Τα σημάδια αυτά αναφέρονται σαν missing points και στα πλαίσια της ανάπτυξης του λογισμικού ονομάζονται NaN (Not A Number).

Για τον προσδιορισμό των σημαδιών αυτών χρησιμοποιείται η μέθοδος αριθμητικής ανάλυσης cubic spline. Με τη μέθοδο αυτή δίνεται η δυνατότητα μέσω των σημείων παρεμβολής να προσδιοριστούν τα 'κρυφά' σημάδια.

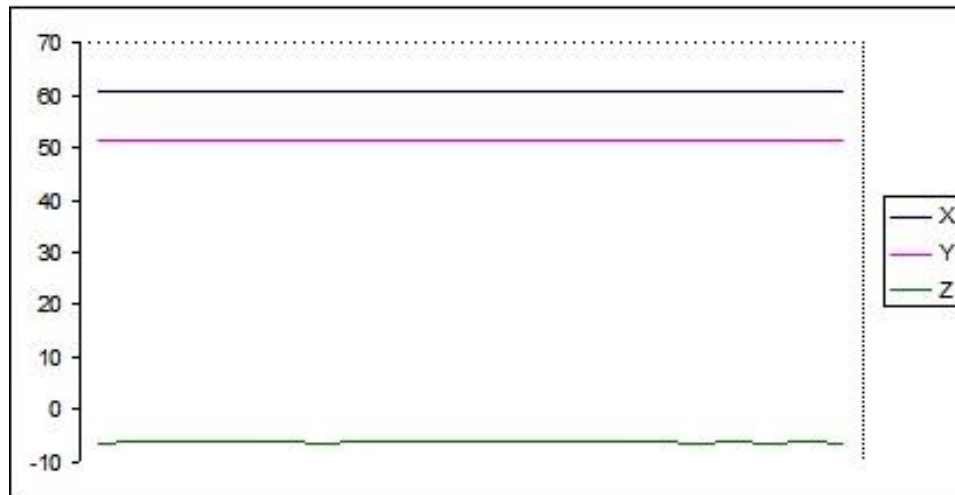
Στη συνέχεια η καμπύλη υπόκειται σε φιλτράρισμα προκειμένου να εξομαλυνθούν τα δεδομένα, γνωστό ως smoothing. Αυτό επιτυγχάνεται με την εφαρμογή του ψηφιακού φίλτρου Butterworth.



## 5.8 Σφάλματα

### Συστηματικά σφάλματα

Το σύστημα ελέγχθηκε ως προς την ακρίβειά του και την αξιοπιστία του. Με χρήση του συστήματος βαθμονόμησης υπολογίστηκαν πειραματικά οι αντίστοιχες τιμές και έγινε σύγκριση θεωρητικών και πειραματικών τιμών. Στο γράφημα 5.1 που ακολουθεί παρουσιάζεται ο προσδιορισμός των συντεταγμένων x,y και z ενός στατικού σημαδιού.



Γράφημα 5.1

Γραφική αναπαράσταση στατικού σημαδιού

Σε ότι αναφορά στις αποστάσεις μεταξύ των σημαδιών, πειραματικά και θεωρητικά δεδομένα συμφωνούν μεταξύ τους χωρίς να παρουσιάζεται κάποια στατιστικά σημαντική διαφοροποίηση των τιμών.

Η τοποθέτησή των σημαδιών πραγματοποιήθηκε από τον ίδιο εκπαιδευμένο και έμπειρο εξεταστή σε όλες τις περιπτώσεις ώστε να αποφευχθεί, όσο το δυνατόν περισσότερο, το σφάλμα λόγω υποκειμενικότητας κατά την τοποθέτησή τους.

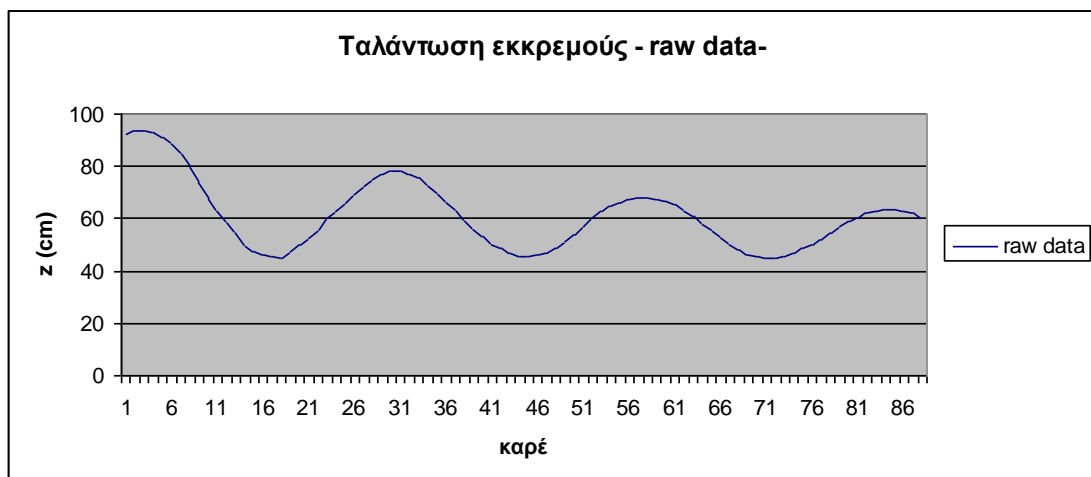
## Τυχαία σφάλματα

Κατά τη διάρκεια της εξέτασης του βαδιστή δόθηκε προσοχή ώστε στην αίθουσα να επικρατεί πλήρης συσκότιση, ώστε να μην επηρεάζεται η φωτεινότητα των σημαδιών. Επίσης, οι ενισχυτές των δυναμοπλακών είχαν προθερμανθεί τουλάχιστον μία ώρα πριν την εξέταση, όπως ορίζεται και στο σχετικό εγχειρίδιο λειτουργίας τους.

Στα σφάλματα που προκύπτουν από την περίπτωση που ορισμένα από τα σημάδια που είναι τοποθετημένα στον εξεταζόμενο δεν είναι ορατά για κάποια χρονικά διαστήματα (missing markers) και έτσι δημιουργείται μία ασυνέχεια στην καταγραφή των αποτελεσμάτων, το σύστημα και το λειτουργικό έχουν ελεγχθεί κατά τον σχεδιασμό τους.

Πιο συγκεκριμένα, το λειτουργικό, με τη χρήση αλγορίθμου χρονικής παρεμβολής, cubic spline, εντοπίζει και υπολογίζει τη θέση των κρυμμένων σημαδιών.

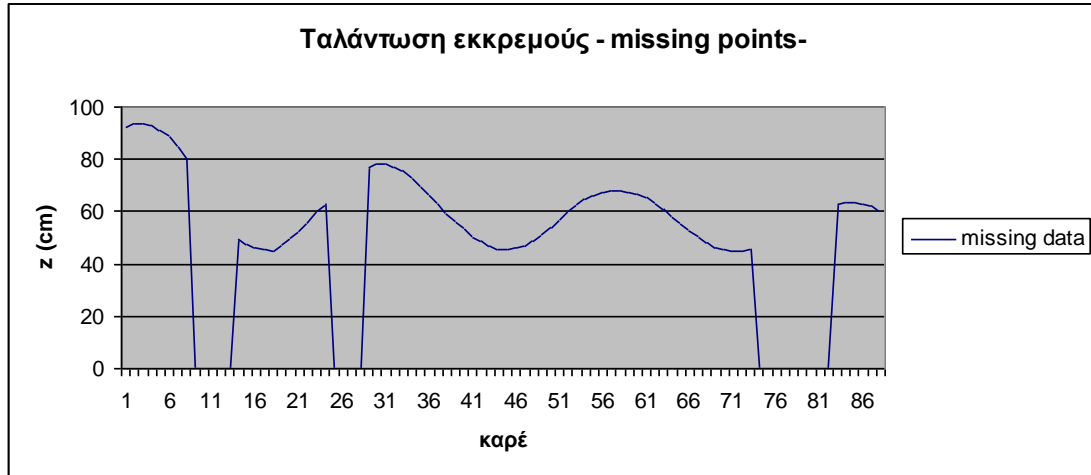
Για τον έλεγχο της αξιοπιστίας της μεθόδου αυτής χρησιμοποιήθηκε ένα απλό εκκρεμές στην αιωρούμενη άκρη του οποίου είχε τοποθετηθεί ένα σημάδι. Η κάθετη μετατόπιση του σημαδιού όπως καταγράφηκε στο εργαστήριο παρουσιάζεται στο γράφημα 5.2.



Γράφημα 5.2

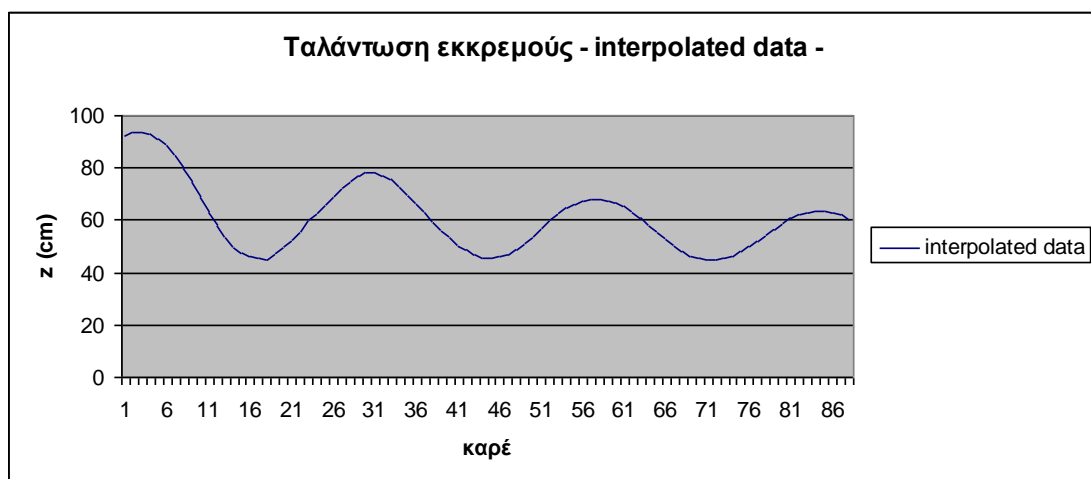
κάθετη μετατόπιση αιωρούμενου σημαδιού (raw data)

Στη συνέχεια, από τον πίνακα τιμών αφαιρέθηκαν κάποιες τιμές και αντικαταστήθηκαν με NaN (not a number), έτσι ώστε να προσομοιάζεται η απόκρυψη των σημαδιών αυτών κατά τη βάρδιση (γράφημα 5.3).



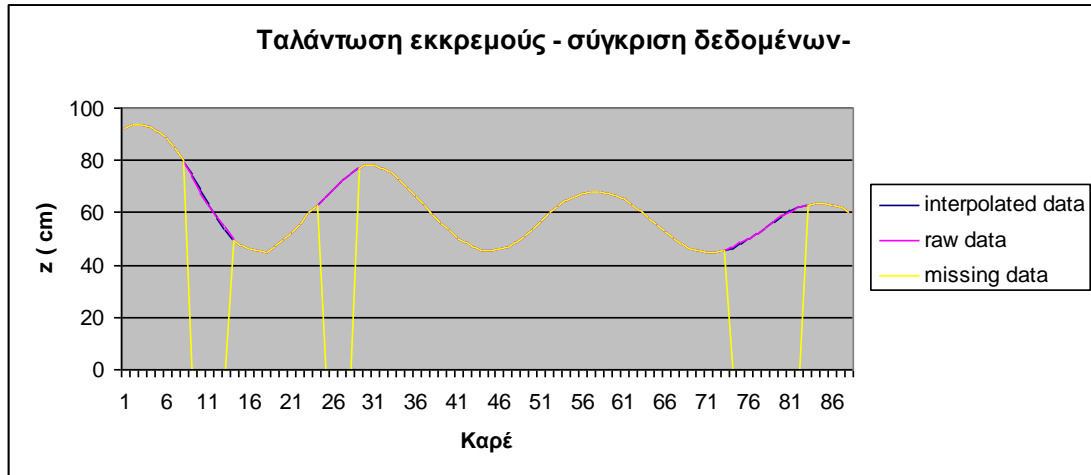
Γράφημα 5.3  
κάθετη μετατόπιση αιωρούμενου σημαδιού ( missing data)

Στις τιμές που προέκυψαν, μετά και από την απόκρυψη των σημαδιών, εφαρμόστηκε ο αλγόριθμος cubic spline έτσι ώστε να υπολογιστούν εκ νέου οι θέσεις των σημαδιών αυτών (γράφημα 6.4)



Γράφημα 5.4  
κάθετη μετατόπιση αιωρούμενου σημαδιού (interpolated data)

Όπως παρουσιάζεται και στο γράφημα 5.5, οι τιμές που προέκυψαν ύστερα και από την εφαρμογή του αλγορίθμου cubic spline χαρακτηρίζουν με μεγάλη ακρίβεια την πραγματική θέση των σημαδιών που αποκρύφθηκαν.



Γράφημα 5.5

Σύγκριση των τιμών της κάθετης μετατόπισης αιωρούμενου σημαδιού (raw data, missing data, interpolated data)

Η μέθοδος που χρησιμοποιήθηκε είναι αυτή που προτείνεται και στη διεθνή βιβλιογραφία. Λόγω της συχνότητας της κίνησης κατά τη βάρδιση αλλά και της συχνότητας της δειγματοληψίας (60 Hz), η μέθοδος αυτή κρίνεται επαρκής για τη συγκεκριμένη εφαρμογή. Παρ όλα αυτά, το λειτουργικό είναι έτσι σχεδιασμένο ώστε με ευκολία να υπάρχει η δυνατότητα χρήσης διαφορετικού αλγορίθμου, μεγαλύτερου βαθμού, αν αυτό κρίνεται απαραίτητο από το χρήστη ή αν απαιτείται για τις ανάγκες μελέτης πιο σύνθετων κινήσεων.

### III. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

#### ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6 : ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ

- 6.1 Εισαγωγή
- 6.2 Αποτελέσματα φυσιολογικών βαδιστών
- 6.3 Ερευνητικό πρωτόκολλο ελέγχου του συστήματος
  - 6.3.1 Περιγραφή ερευνητικού πρωτοκόλλου
- 6.4 Συμπεράσματα



## 6.1 Εισαγωγή

Για τον έλεγχο του συστήματος και του λογισμικού χρησιμοποιήθηκε μια ομάδα φυσιολογικών βαδιστών που περιελάμβανε 11 βαδιστές ( 6 άντρες και 5 γυναίκες). Οι βαδιστές εκτελούσαν 5 συνολικά διαδρομές, με φυσιολογική ταχύτητα.

Τα στοιχεία της βάδισης που μετρήθηκαν και αναλύθηκαν είναι:

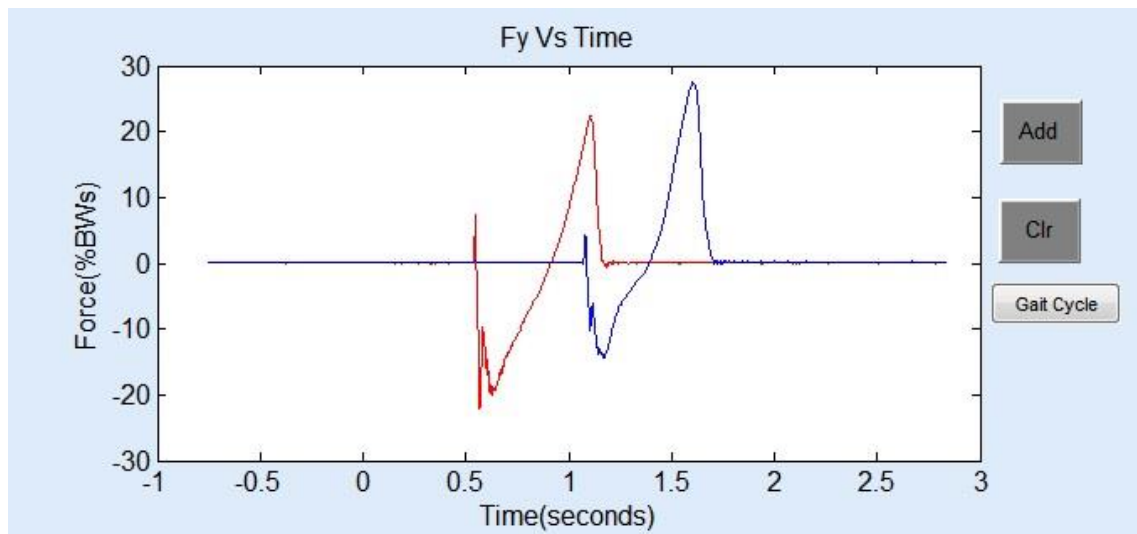
- Κινητική ανάλυση με τα δεδομένα των δυνάμεων  $F_x$ ,  $F_y$  και  $F_z$  για το αριστερό και το δεξί κάτω άκρο αντίστοιχα.
- Για την κινηματική ανάλυση οι μετατοπίσεις των αρθρώσεων του γόνατος, του ισχίου, του ώμου και του κέντρου μάζας, καθώς και οι γωνίες των παραπάνω αρθρώσεων, του κορμού και της λεκάνης.

Με τη χρήση στατιστικών εργαλείων έγινε σύγκριση των αποτελεσμάτων.

## 6.2 Αποτελέσματα φυσιολογικών βαδιστών

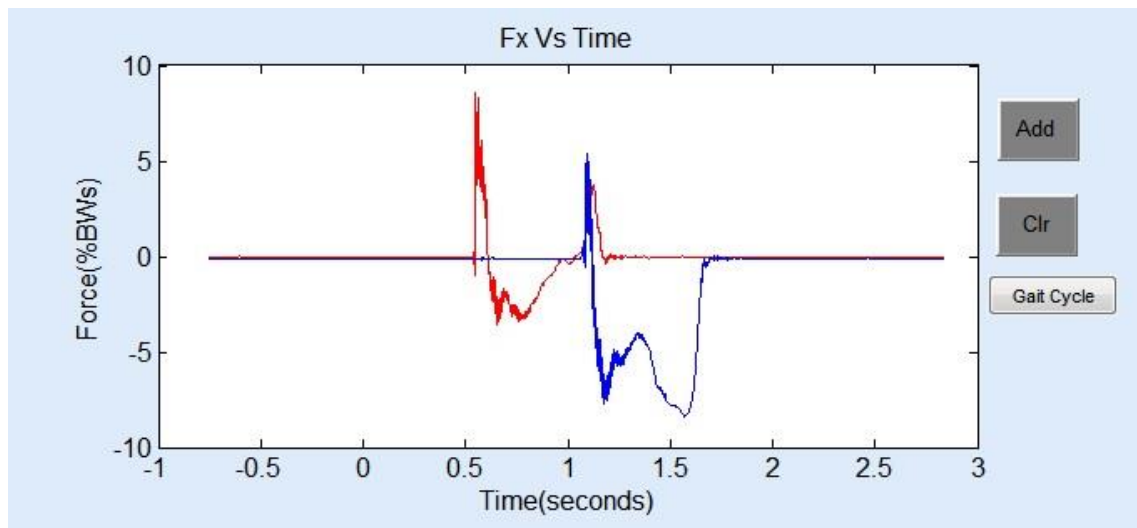
Η ομάδα των φυσιολογικών βαδιστών, όπως προαναφέρθηκε, περιλαμβάνει 11 βαδιστές και των δυο φύλων με εύρος ηλικιών από 25 έως 54.

Ενδεικτικά παρουσιάζονται σε γραφήματα τα αποτελέσματα των καταγραφών για τα δεδομένα που αναφέρθηκαν. Το σύνολο των καταγραφών παρουσιάζεται στο παράρτημα Ι.



Γράφημα 6.1

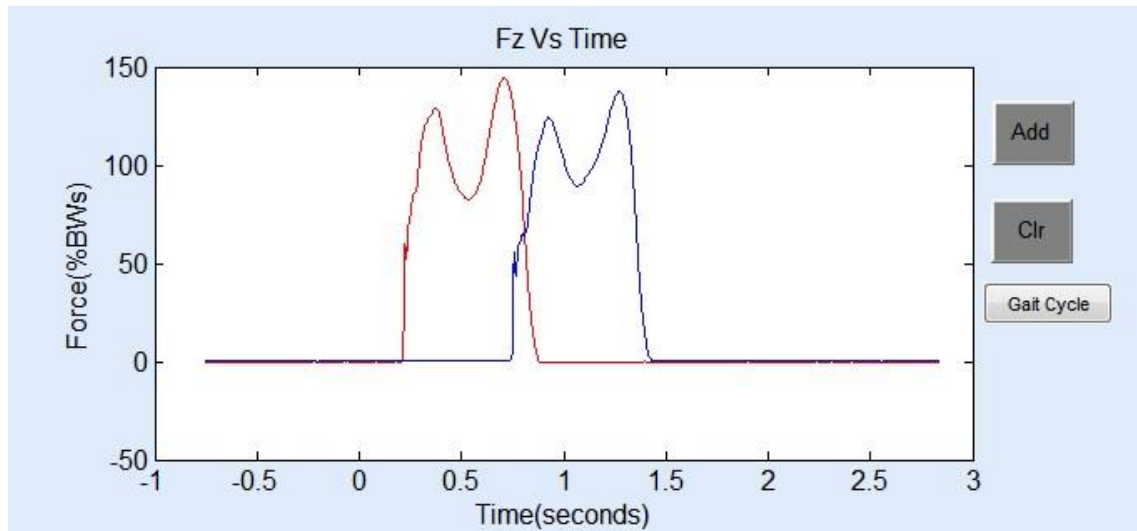
Αντίδραση του εδάφους στον άξονα x στο αριστερό και δεξί πόδι αντίστοιχα



Γράφημα 6.2

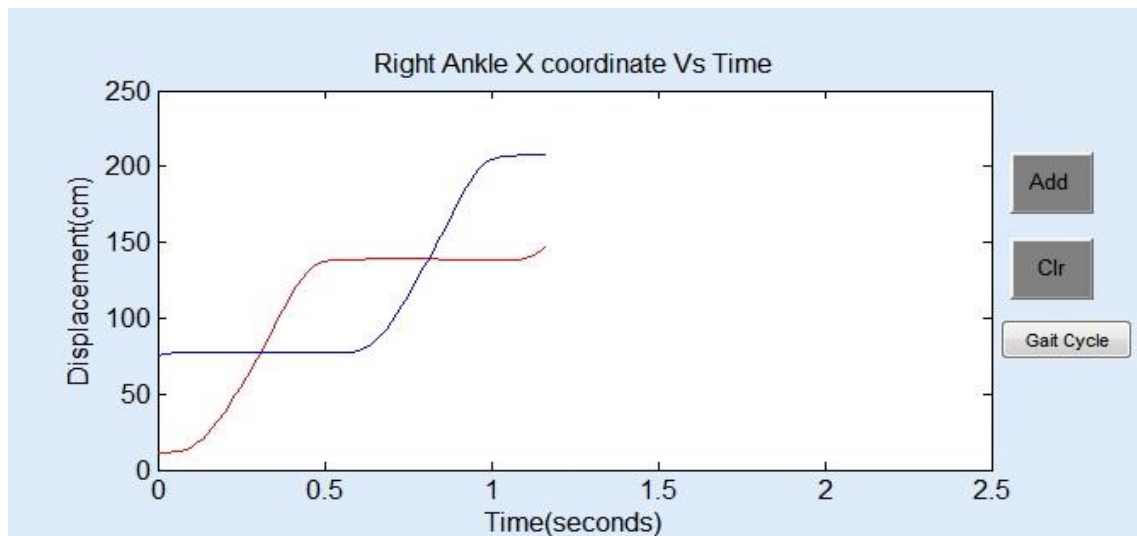
Αντίδραση του εδάφους στον άξονα y στο αριστερό και δεξί πόδι αντίστοιχα





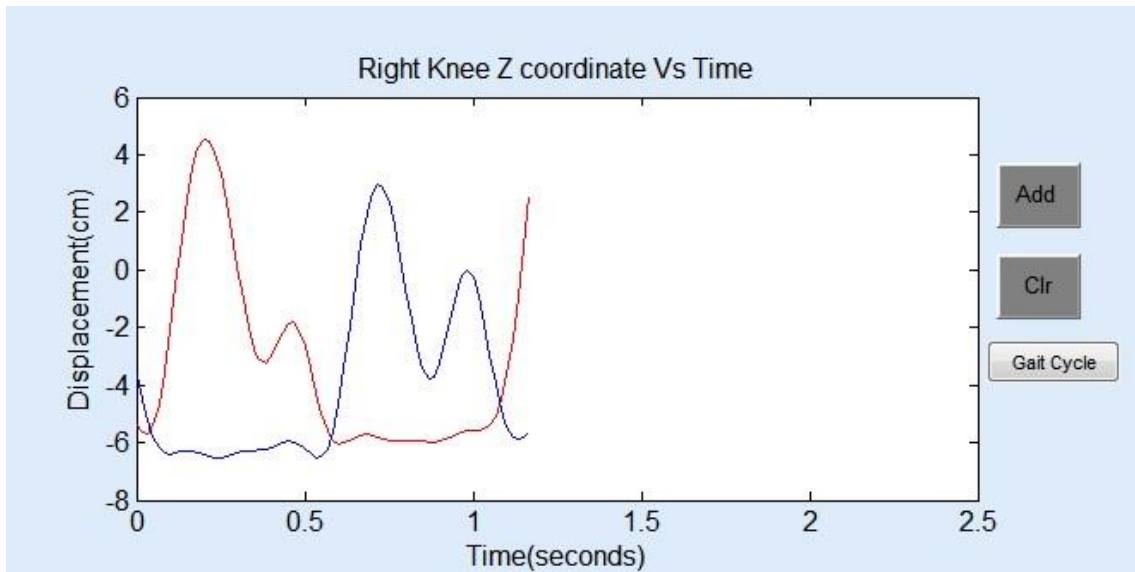
Γράφημα 6.3

Αντίδραση του εδάφους στον άξονα z στο αριστερό και δεξί πόδι αντίστοιχα

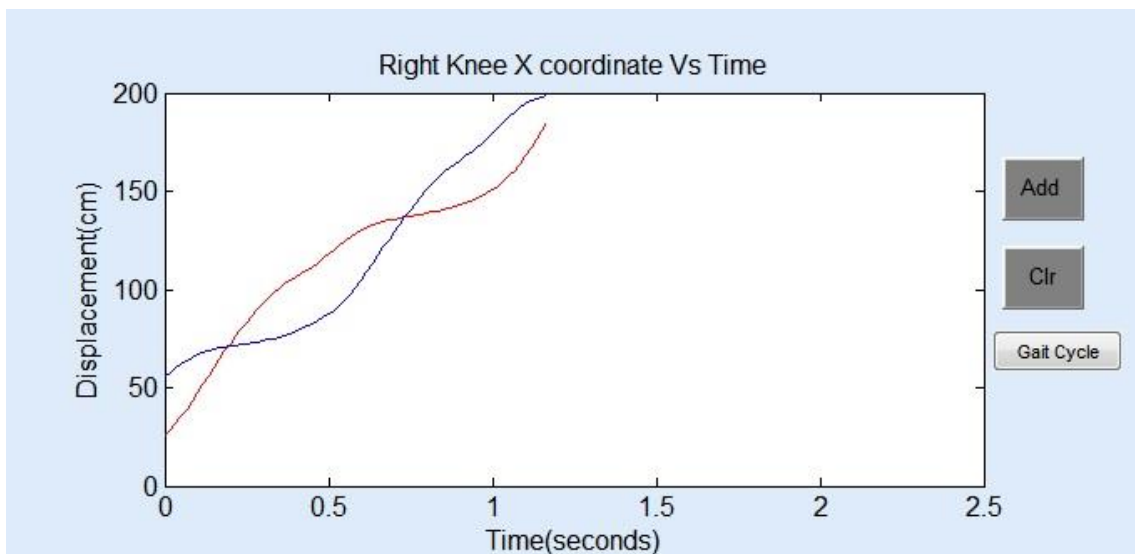


Γράφημα 6.4

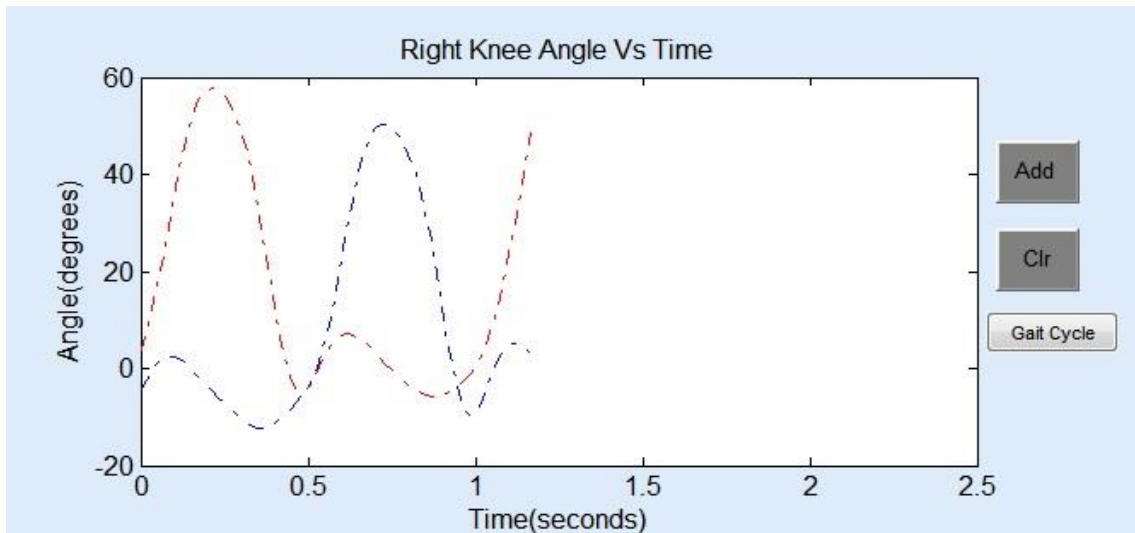
Μετατόπιση αριστερής και δεξιάς άρθρωσης της ποδοκνημικής στον άξονα x



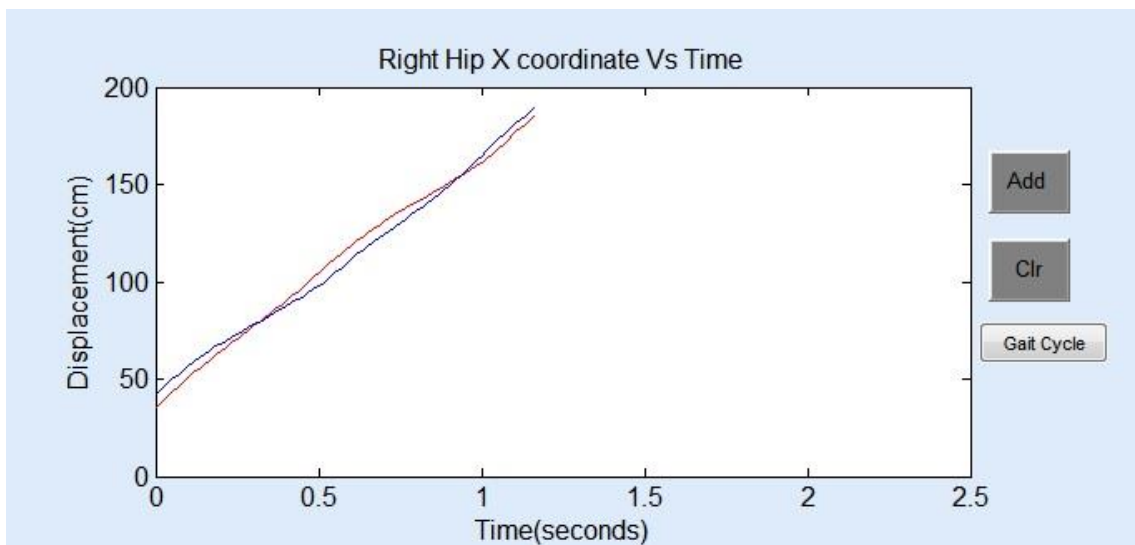
Γράφημα 6.5  
Μετατόπιση αριστερής και δεξιάς άρθρωσης της ποδοκνμικής στον άξονα z



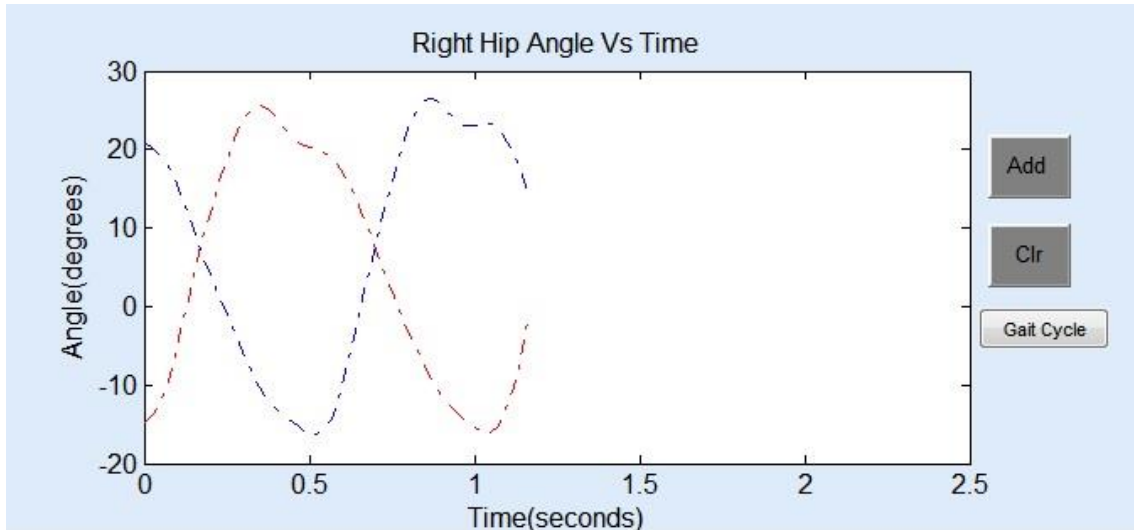
Γράφημα 6.6  
Μετατόπιση αριστερής και δεξιάς άρθρωσης του γόνατος στον άξονα x



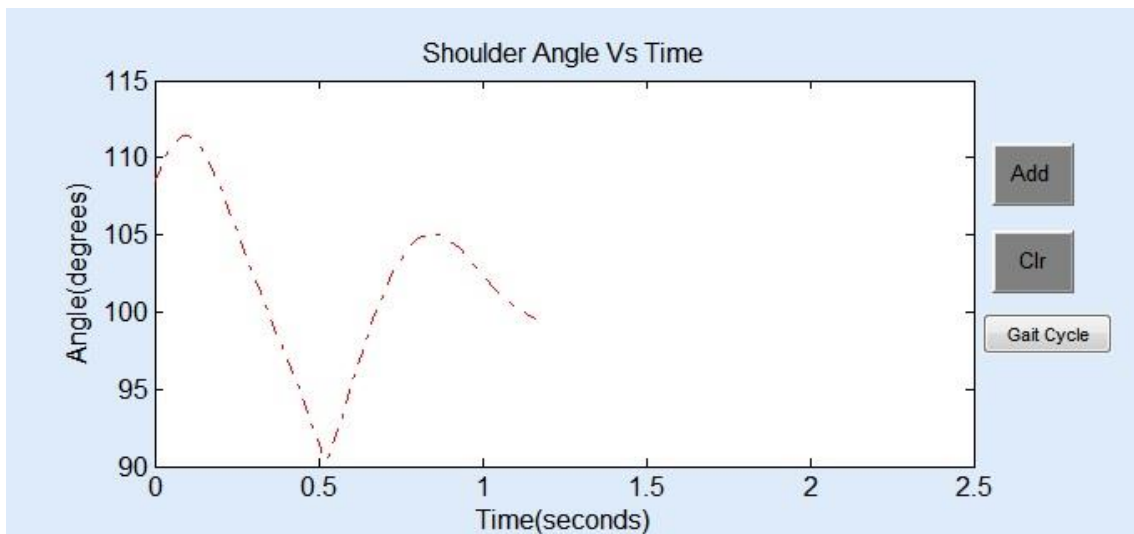
Γράφημα 6.7  
Γωνία αριστερής και δεξιάς άρθρωσης του γόνατος



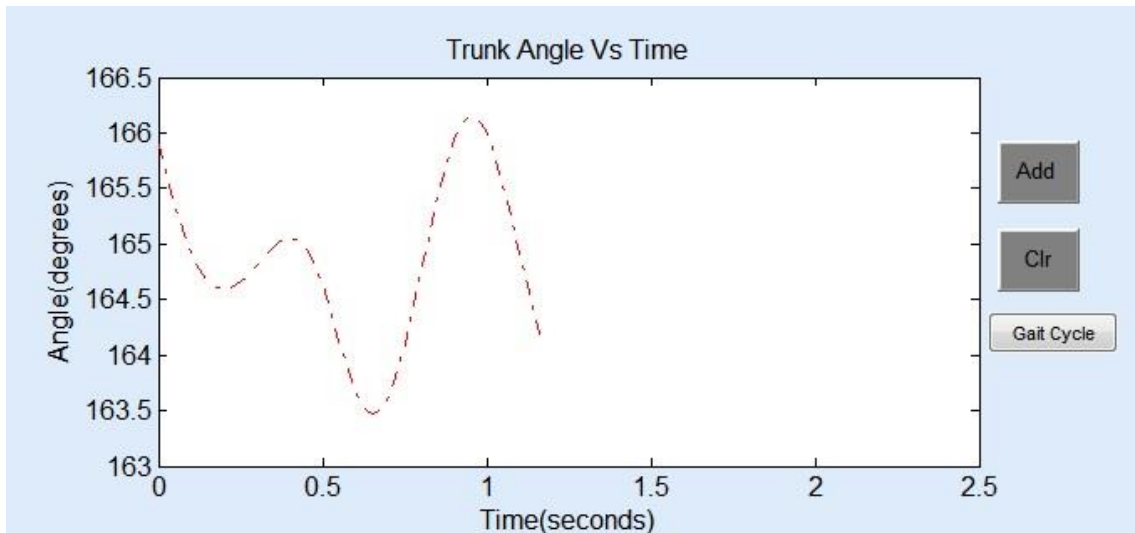
Γράφημα 6.8  
Μετατόπιση αριστερής και δεξιάς άρθρωσης του ισχίου στον άξονα x



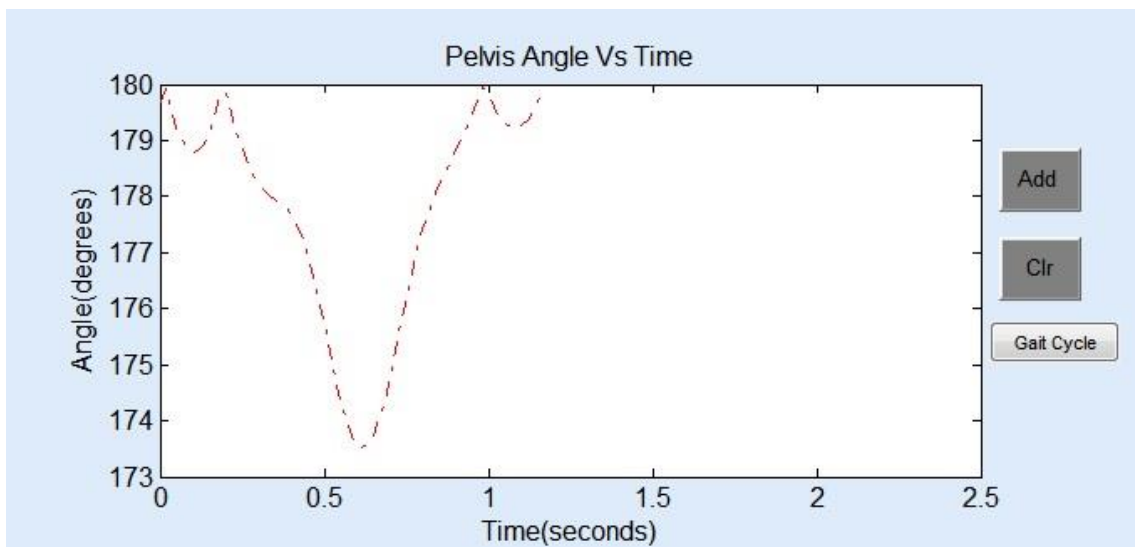
Γράφημα 6.9  
Γωνία αριστερής και δεξιάς άρθρωσης του ισχίου



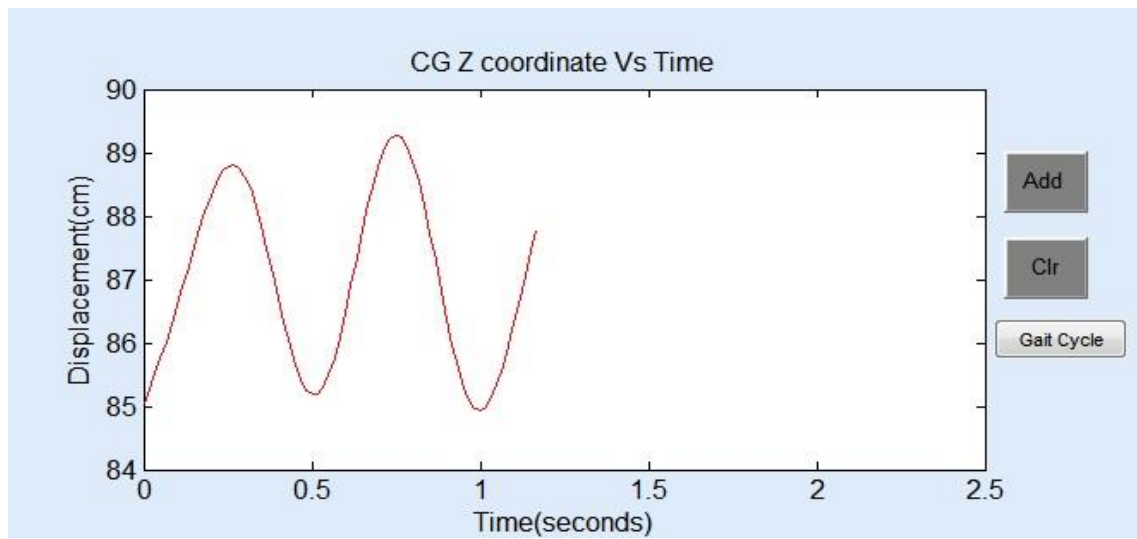
Γράφημα 6.10  
Γωνία άρθρωσης του ώμου



Γράφημα 6.11  
Γωνία του κορμού στον άξονα z-x



Γράφημα 6.12  
Γωνία της λεκάνης στον άξονα z-y



Γράφημα 6.13  
Μετατόπιση του κέντρου βάρους στον κατακόρυφο άξονα

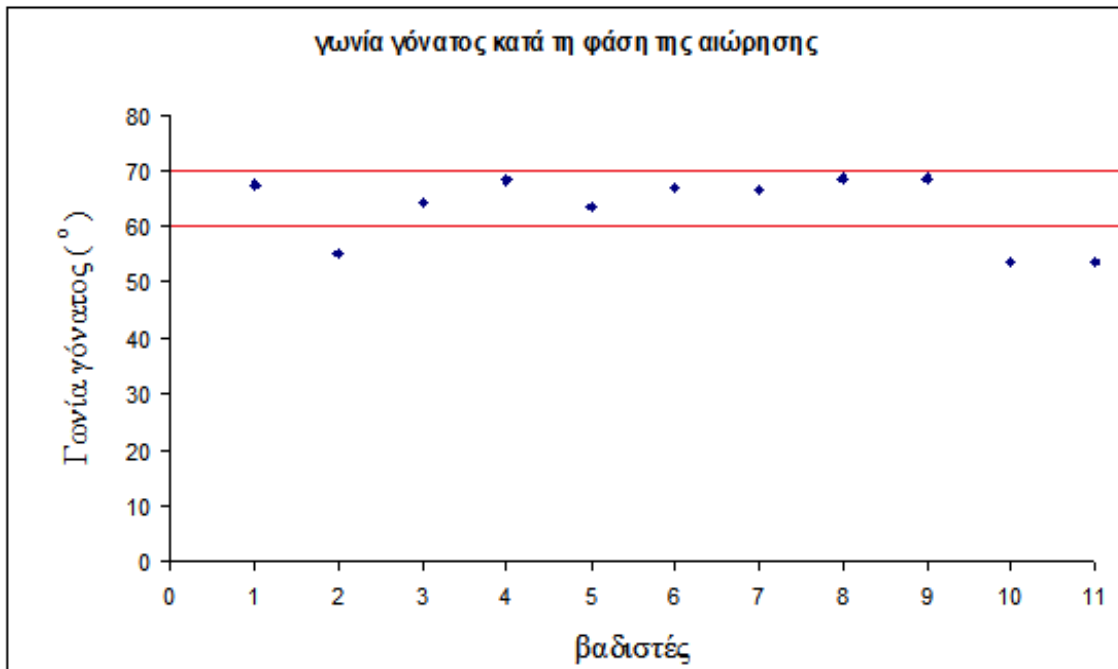
Στον πίνακα 6.1 εμφανίζονται οι μέγιστες γωνίες της άρθρωσης του αριστερού και του δεξιού γόνατος αντίστοιχα καθώς και οι μέσες τιμές και οι τυπικές αποκλίσεις.

	Left Knee		Right Knee	
	male	female	male	female
	67.52	66.55	66.58	62.92
	55.28	68.75	57.55	65.15
	64.28	68.68	63.11	64.86
	68.45	53.39	65.32	56.87
	63.56	53.54	62.92	55.46
	66.96		62.74	
<b>average</b>	64.34	62.18	63.03	61.05
<b>sd</b>	4.82	8.01	3.09	4.57

Πίνακας 6.1

Μέγιστη γωνία γόνατος , μέση τιμή και τυπική απόκλιση

Στο γράφημα 6.14 παρουσιάζονται γραφικά τα αποτελέσματα για τη γωνία του γόνατος των φυσιολογικών βαδιστών για κανονική βάρδιση κατά τη φάση της αιώρησης. Οι δυο ευθείες οριοθετούν την τιμή της γωνίας του γόνατος κατά τη φάση της αιώρησης στη φυσιολογική κανονική βάρδιση ( 60°- 70°), όπως είναι γνωστό από τη βιβλιογραφία.



Γράφημα 6.14  
γωνία γόνατος κατά τη φάση της αιώρησης

Στον πίνακα 6.2 εμφανίζονται ο μέγιστες γωνίες της άρθρωσης του αριστερού και του δεξιού ισχίου αντίστοιχα καθώς και οι μέσες τιμές και οι τυπικές αποκλίσεις.

	Left Hip		Right Hip	
	male	female	male	female
	36.38	41.76	35.77	42.74
	37.44	42.99	38.94	41.85
	41.99	39.78	41.72	40.21
	41.9	38.73	42.58	41.98
	38.39	41.46	37.88	38.69
	40.03		40.79	
<b>average</b>	39.35	40.94	39.61	41.094
<b>sd</b>	2.33	1.68	2.56	1.62

Πίνακας 6.2  
Μέγιστη γωνία ισχίου, μέση τιμή και τυπική απόκλιση



Στον πίνακα 6.3 εμφανίζονται οι μετατοπίσεις του κέντρου μάζας, οι μέσες τιμές και οι τυπικές αποκλίσεις.

	<b>c.g.</b>	
	<b>male</b>	<b>female</b>
	4.34	4.52
	4.67	2.67
	4.84	2.58
	5.28	4.4
	4.28	3.71
	4.24	
<b>average</b>	<b>4.6</b>	<b>3.58</b>
<b>sd</b>	<b>0.41</b>	<b>0.92</b>

Πίνακας 6.3

Μετατόπιση κέντρου μάζας , μέση τιμή και τυπική απόκλιση

Στο γράφημα 6.15 παρουσιάζονται γραφικά τα αποτελέσματα για το εύρος της μετατόπισης του κέντρου μάζας των φυσιολογικών βαδιστών για κανονική βάδιση. Επίσης οι δυο ευθείες οριοθετούν το εύρος της μετατόπισης του κέντρου μάζας για φυσιολογική κανονική βάδιση ( 4-5 cm), όπως είναι γνωστό από τη βιβλιογραφία.



Γράφημα 6.15  
Μετατόπιση του κέντρου μάζας

Στον πίνακα 6.4 εμφανίζονται οι μέγιστες τιμές της πρόσθιας περιστροφής της λεκάνης, οι μέσες τιμές και οι τυπικές αποκλίσεις

	pelvic tilt	
	male	female
	3.5	5.9
	2.6	8.4
	3.2	6.7
	4.8	5
	5.1	6.8
	6.6	
<b>average</b>	<b>4.3</b>	<b>6.56</b>
<b>sd</b>	<b>1.48</b>	<b>1.26</b>

Πίνακας 6.4  
πρόσθια περιστροφή της λεκάνης, μέση τιμή και τυπική απόκλιση

Στον πίνακα 6.5 εμφανίζονται οι μέγιστες τιμές της πλάγιας περιστροφής της λεκάνης, οι μέσες τιμές και οι τυπικές αποκλίσεις

<b>pelvic rotation</b>		
	<b>male</b>	<b>female</b>
	7.5	10.1
	10.9	6.5
	10.5	3.4
	10	5.7
	6.2	10.7
	7	
<b>average</b>	<b>8.69</b>	<b>7.28</b>
<b>sd</b>	<b>2.01</b>	<b>3.07</b>

Πίνακας 6.5

πλάγια περιστροφή της λεκάνης, μέση τιμή και τυπική απόκλιση

### **6.3 Ερευνητικό πρωτόκολλο ελέγχου του συστήματος**

Στα πλαίσια της παρούσας διατριβής αναπτύχθηκε και εκπονήθηκε ένα ερευνητικό πρωτόκολλο, σε συνεργασία με την Ορθοπαιδική Κλινική του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου Ιωαννίνων (Gelalis, Ristanis, Nikolopoulos et al, 2012). Σα στόχο είχε την καταγραφή κινητικών δεδομένων παιδιών που πάσχουν από σκολίωση και το κατά πόσον η σχολική τσάντα επιβαρύνει την κατάστασή τους. Η μελέτη πραγματοποιήθηκε στις εγκαταστάσεις του εργαστηρίου της Ιατρικής Φυσικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων και χρησιμοποιήθηκαν τα συστήματα δυναμοπλακών και βίντεο , όπως αναφέρθηκαν στην παρούσα διατριβή.

#### **6.3.1 Περιγραφή ερευνητικού πρωτοκόλλου**

##### **Μέθοδος**

Οχτώ παιδιά με ιδιοπαθή σκολίωση αποτελούσαν την ομάδα των παθολογικών βαδιστών. Τα παιδιά ήταν όλα αγόρια με μέση ηλικία τα 12 έτη ( $\pm 1$  έτος), μέσο βάρος 52 κιλά ( $\pm 9$  κιλά), και ύψος 1,59 ( $\pm 8$  εκατοστά).

Η ομάδα των φυσιολογικών βαδιστών αποτελούνταν επίσης από οχτώ παιδιά, όλα αγόρια με μέση ηλικία τα 12 έτη ( $\pm 2$  έτη), μέσο βάρος 55 κιλά ( $\pm 7$  κιλά), και ύψος 1,61 ( $\pm 10$  εκατοστά).

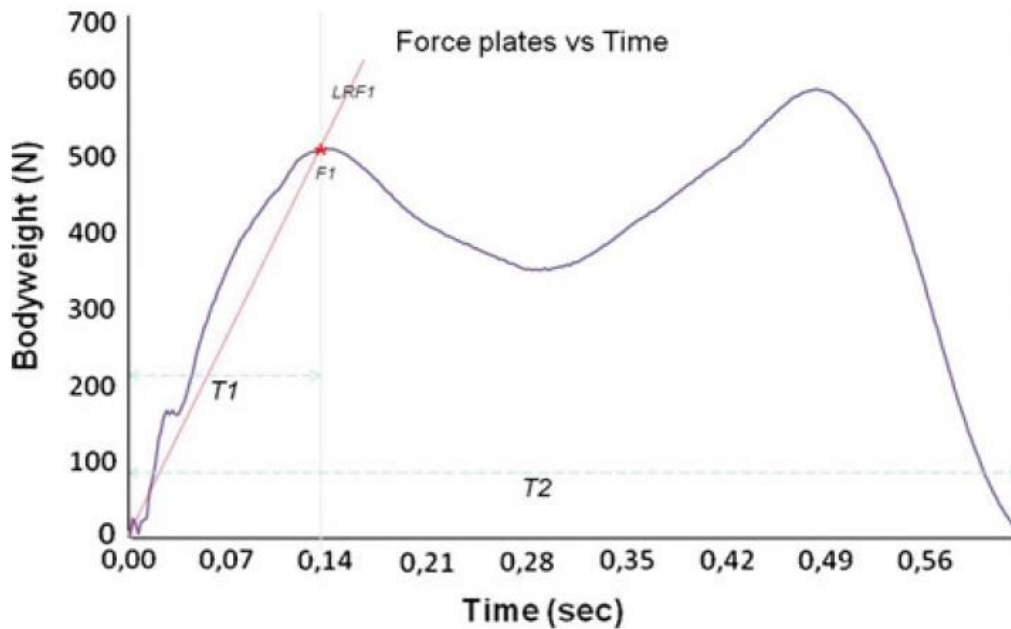
Κριτήρια επιλογής των βαδιστών και των δύο ομάδων ήταν να μην παρουσιάζουν ιστορικό ορθοπαιδικού τραύματος ή κάποιου άλλου είδους ορθοπαιδικό ή νευρολογικό πρόβλημα.

Τα παιδιά καλούνταν να πραγματοποιήσουν 5 διαδρομές, μεταφέροντας μια σχολική τσάντα βάρους 7 κιλών, φορεμένη στους δύο ώμους, στον αριστερό ώμο, στο δεξί ώμο, καθώς και πέντε διαδρομές χωρίς τη σχολική τσάντα.

Σκοπός της έρευνας ήταν να μετρηθεί η φόρτιση που δέχονταν τα παιδιά λόγω της τσάντας καθώς και η διαφορά μεταξύ της συμμετρικής και ασύμμετρης μεταφοράς της.

### Καταγραφή δεδομένων

Οι παράμετροι που κατεγράφησαν από τα κινητικά δεδομένα αναπαρίστανται στο γράφημα 6.16.



Γράφημα 6.16

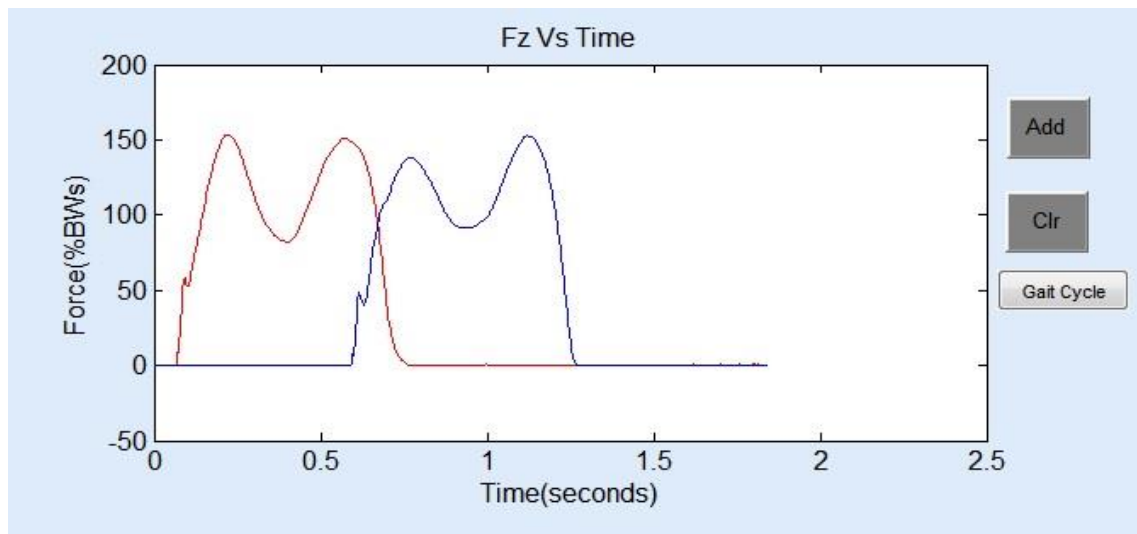
Παράμετροι της καμπύλης της κάθετης δύναμης  $F_z$

Οι τέσσερις αυτοί παράμετροι ήταν οι έξης:

- α) Η πρώτη μέγιστη τιμή της κάθετης αντίδρασης του εδάφους ( $F_1$ ), (N)
- β) ο χρόνος που απαιτείται για να συμβεί αυτή ( $T_1$ ), (N/sec)
- γ) ο ρυθμός φόρτωσης της  $F_1$  ( $LRF_1$ ) (sec) και
- δ) ο συνολικός χρόνος επαφής ( $T_2$ ) (sec)

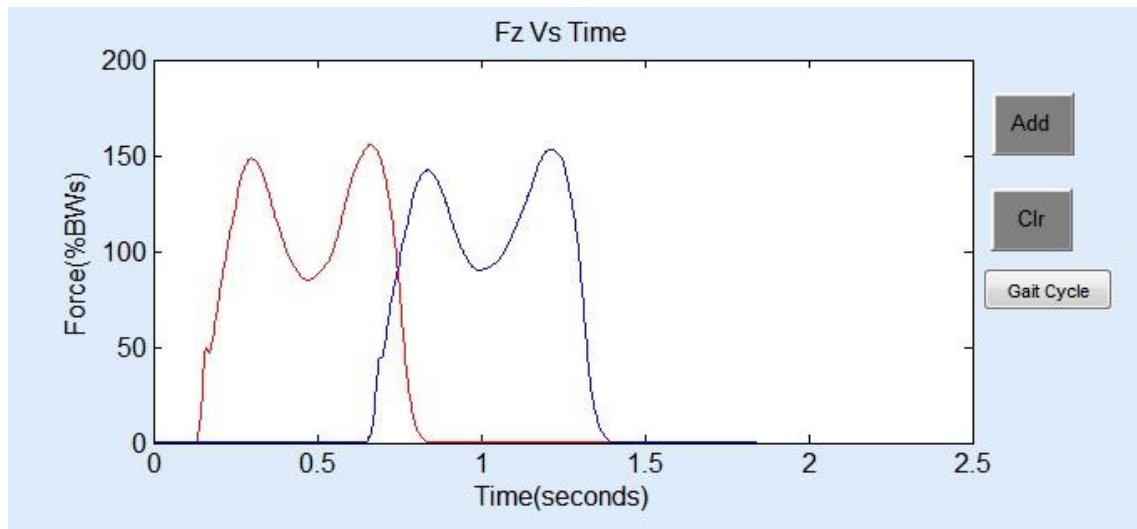
## Αποτελέσματα

Χαρακτηριστικά, στα παρακάτω γραφήματα εμφανίζονται οι κάθετες δυνάμεις που ασκούνται από το έδαφος σε μια νεαρή, διαγνωσμένη με σκολίωση, κατά τις δοκιμασίες με την τσάντα φορεμένη στους δύο ώμους, στον αριστερό ώμο, στο δεξί ώμο, χωρίς τη σχολική τσάντα αντίστοιχα.



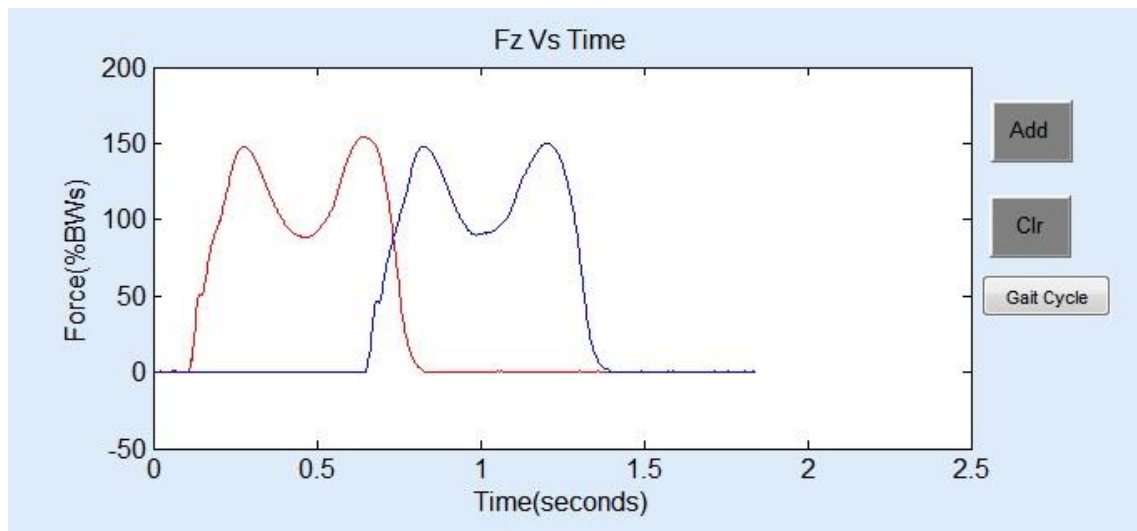
Γράφημα 6.17

Κάθετη αντίδραση του εδάφους σε αριστερό και δεξί πόδι αντίστοιχα με την τσάντα φορεμένη και στους δύο ώμους



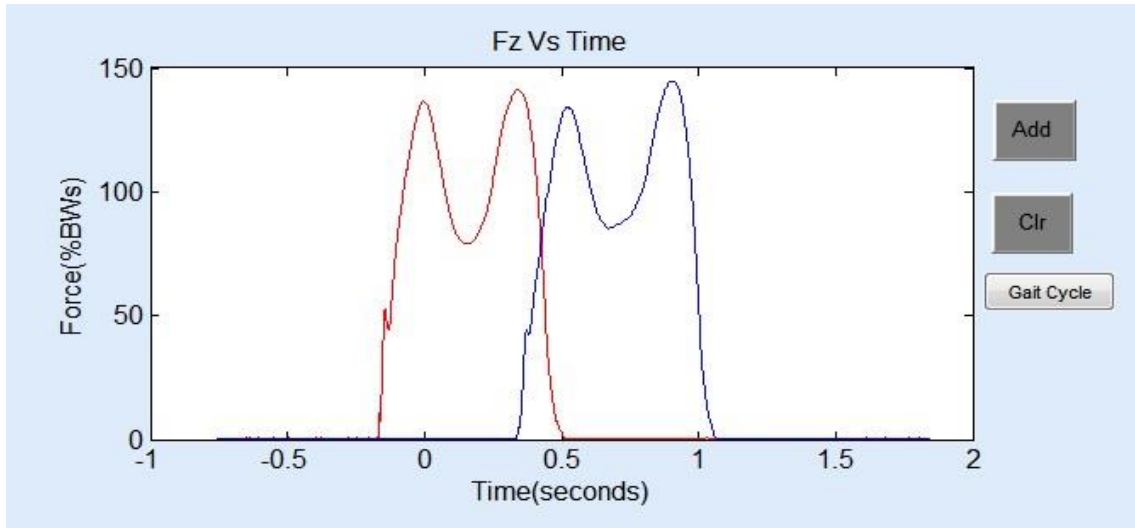
Γράφημα 6.18

Κάθετη αντίδραση του εδάφους σε αριστερό και δεξι πόδι αντίστοιχα με την τσάντα φορεμένη στον αριστερό ώμο



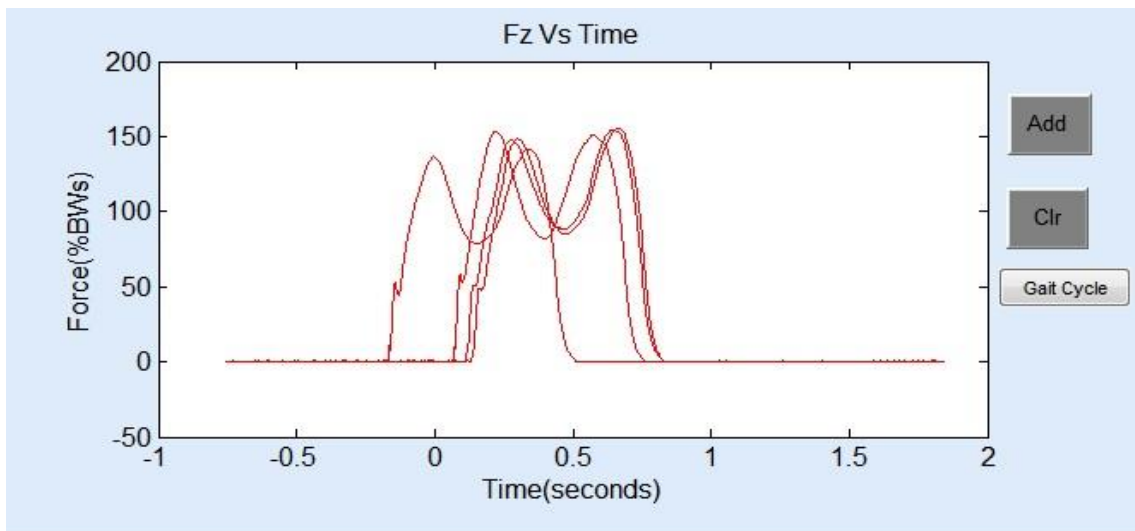
Γράφημα 6.19

Κάθετη αντίδραση του εδάφους σε αριστερό και δεξι πόδι αντίστοιχα με την τσάντα φορεμένη στο δεξι ώμο



Γράφημα 6.20

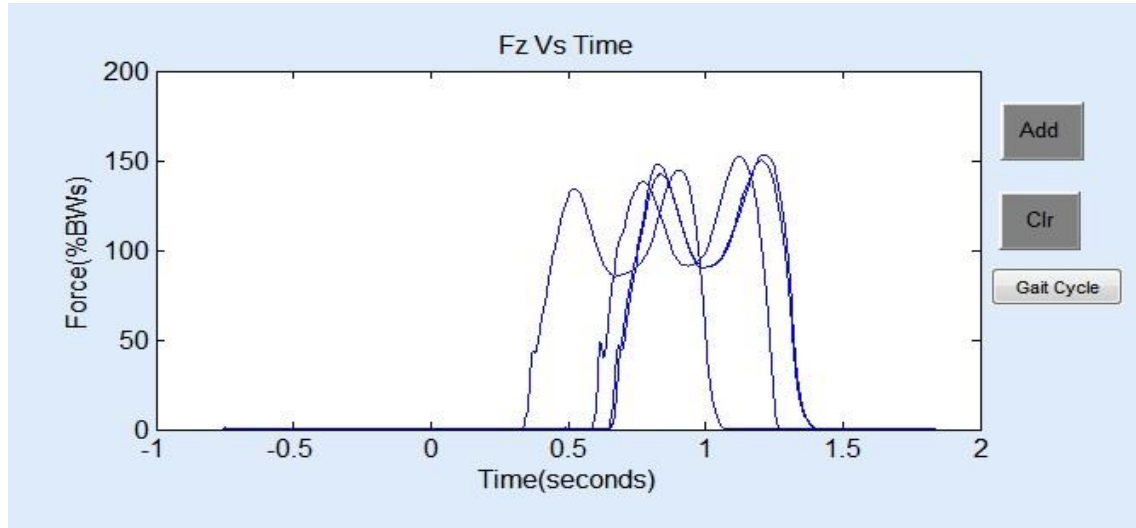
Κάθετη αντίδραση του εδάφους σε αριστερό και δεξί πόδι αντίστοιχα χωρίς την τσάντα φορεμένη



Γράφημα 6.21

Σύγκριση κάθετης αντίδρασης του εδάφους σε αριστερό πόδι και στις 4 δοκιμασίες





Γράφημα 6.22

Σύγκριση κάθετης αντίδρασης του εδάφους σε δεξί πόδι και στις 4 δοκιμασίες

Στον πίνακα 6.6 εμφανίζονται τα αποτελέσματα της μελέτης .

Parameter	Condition	Scoliotic (mean ± SD)	Control (mean ± SD)	<i>p</i> values
Impact force peak ( <i>F1</i> ) (body weight)	Without schoolbag	576.390 (±130.390)	587.800 (±116.927)	0.823
	Schoolbag in one shoulder	640.668 (±143.584)	644.789 (±122.640)	0.917
	Schoolbag over both shoulders	649.094 (±127.074)	654.607 (±128.550)	0.915
Loading rate (LRF1) (BW/s)	Without schoolbag	9.116 (±2.554)	8.016 (±1.230)	0.282
	Schoolbag in one shoulder	9.404 (±3.113)	8.253 (±1.923)	0.205
	Schoolbag over both shoulders	8.588 (±2.357)	8.741 (±1.943)	0.878
Time to impact force peak ( <i>T1</i> ) (s)	Without schoolbag	0.134 (±0.032)	0.149 (±0.021)	0.221
	Schoolbag in one shoulder	0.146 (±0.031)	0.160 (±0.024)	0.111
	Schoolbag over both shoulders	0.151 (±0.024)	0.154 (±0.023)	0.753
Total contact time ( <i>T2</i> ) (s)	Without schoolbag	0.645 (±0.046)	0.642 (±0.046)	0.897
	Schoolbag in one shoulder	0.648 (±0.054)	0.681 (±0.047)	0.106
	Schoolbag over both shoulders	0.639 (±0.056)	0.669 (±0.040)	0.126

Πίνακας 6.6

Αποτελέσματα ερευνητικής μελέτης

## 6.4 Συμπεράσματα

Στην ενότητα αυτή παρουσιάστηκαν τα αποτελέσματα που προέκυψαν από την εξέταση των φυσιολογικών βαδιστών με τα συστήματα δυναμοπλακών και μηχανών βίντεο που αναπτύχθηκαν στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, καθώς και η ερευνητική μελέτη που έλαβε χώρα στο Εργαστήριο.

Εξετάζοντας το γράφημα 6.1 προκύπτει ότι οι τιμές που αναπαριστούν τις συντεταγμένες του σταθερού σημαδιού είναι ευθείες γραμμές ενώ επίσης οι θεωρητικές σταθερές αποστάσεις μεταξύ σταθερών σημαδιών συμπίπτουν με τις πειραματικές.

Εξετάζοντας το γράφημα 6.15 προκύπτει ότι η πλειοψηφία των τιμών για την κάθετη μετατόπιση του κέντρου μάζας σε φυσιολογικούς βαδιστές με το νέο σύστημα, βρίσκονται εντός των ορίων τα οποία καθορίζονται από την βιβλιογραφία.

Επίσης το ίδιο προκύπτει και για τις τιμές της μέγιστης γωνίας της άρθρωσης του γόνατος κατά τη φάση της αιώρησης (γράφημα 6.14).

Οι τιμές οι οποίες βρίσκονται εκτός ορίων σύμφωνα με τα βιβλιογραφικά δεδομένα, είναι πιθανό να οφείλονται σε μεγαλύτερες ή μικρότερες ταχύτητες από αυτή της κανονικής καθώς όταν αυξάνει ή μειώνει η ταχύτητα βάδισης αυξάνονται και μειώνονται τόσο το μήκος βήματος, όσο και η κάμψη του γόνατος, προκαλώντας μεγαλύτερη ή μικρότερη βύθιση κατά τον κατακόρυφο άξονα.

Στους πίνακες 6.2 έως 6.5 εμφανίζονται οι μέσες τιμές, καθώς και οι τυπικές αποκλίσεις της γωνίας της άρθρωσης του ισχίου, της πρόσθιας και πλάγιας μετατόπισης της λεκάνης και της κατακόρυφης κίνησης του κέντρου μάζας για τους φυσιολογικούς βαδιστές και παρατηρείται πως βρίσκονται εντός των ορίων τα οποία καθορίζονται από την βιβλιογραφία.

Στην πρόσθια περιστροφή της λεκάνης εμφανίζεται ελαφρώς μεγαλύτερη στις γυναίκες, ενώ η κατακόρυφη μετατόπιση του κέντρου μάζας του σώματος εμφανίζεται μεγαλύτερη στους άνδρες.

Οι τιμές για τη γωνία των αρθρώσεων του γόνατος και του ισχίου παρατηρείται πως είναι σχεδόν οι ίδιες και στα δύο φύλα χωρίς να παρουσιάζεται κάποια στατιστικά σημαντική διαφορά.

Στον πίνακα 6.6 από τα αποτελέσματα της ερευνητικής μελέτης για τις τέσσερις παραμέτρους που μετρήθηκαν, παρατηρείται πως οι επιπτώσεις της μεταφοράς της σχολικής τσάντας παρουσιάζουν ίδια αποτελέσματα μεταξύ των ομάδων των φυσιολογικών και των παθολογικών βαδιστών.

Ο χρόνος που χρειάστηκε για να φτάσει στην πρώτη μέγιστη τιμή της κάθετης αντίδρασης του εδάφους, καθώς και η διάρκεια επαφής του ποδιού στο έδαφος δεν παρουσιάζουν στατιστικές διαφορές ανάμεσα στις δύο ομάδες βαδιστών.

Επίσης παρατηρείται πως η θέση της τσάντας δεν επιφέρει καμία μεταβολή στο ρυθμό φόρτισης για καμία από τις δύο ομάδες.

#### IV. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ – ΣΥΖΗΤΗΣΗ



Η βάδιση αποτελεί μια λειτουργία η οποία μαθαίνεται σε πολύ μικρή ηλικία, τελειοποιείται σε σύντομο χρονικό διάστημα, και αποτελεί μια απλή διαδικασία για όλους τους φυσιολογικούς βαδιστές. Παρόλα αυτά, για την επίτευξη της βάδισης έτσι ώστε να επιτυγχάνεται η μεταφορά του ανθρωπίνου σώματος με την ελάχιστη δυνατή κατανάλωση ενέργειας, δραστηριοποιούνται πολλοί και περίπλοκοι μηχανισμοί, οι οποίοι καθιστούν την κίνηση του ανθρώπου μια πολύπλοκη διαδικασία για να καταγραφεί και να αναλυθεί.

Η καταγραφή και ανάλυση της βάδισης είναι ιδιαίτερα χρήσιμη σε περιπτώσεις παθολογικής βάδισης και μπορεί να αποτελέσει ένα επιπλέον εργαλείο τόσο σε επίπεδο κλινικής μελέτης όσο και ερευνητικής. Μπορεί να βοηθήσει στην κατανόηση των πολύπλοκων μηχανισμών που ενεργοποιούνται κατά την βάδιση, στην αξιολόγηση της αποθεραπείας και στην καταγραφή της πορείας ασθενών, στην επιλογή προσθετικών και ορθωτικών συσκευών κ.α.

Τα συστήματα των δυναμοπλακών και των μηχανών βίντεο για την κινητική και κινηματική ανάλυση αντίστοιχα, που αναπτύχθηκαν στα πλαίσια αυτής της διδακτορικής διατριβής, έχουν ως κύριο στόχο την μελέτη, καταγραφή και ανάλυση των παραμέτρων της βάδισης κατά την απλή ευθύγραμμη βάδιση.

Τα δύο αυτά συστήματα έχουν τη δυνατότητα να λειτουργούν αυτόνομα ή και παράλληλα μεταξύ τους ενώ είναι δυνατή η αναβάθμιση και ο εμπλουτισμός του λογισμικού προκειμένου να καλύπτει και άλλες μεθόδους ανάλυσης δεδομένων καθώς επίσης και περισσότερες παραμέτρους, ανάλογα και με το πρωτόκολλο τοποθέτησης σημαδιών που κάθε φορά δύναται να χρησιμοποιηθεί. Τα συστήματα μπορεί να έχουν και εφαρμογές και εκτός του πεδίου της βάδισης καθώς υπάρχει η δυνατότητα μελέτης και καταγραφής οποιασδήποτε κίνησης. Επιπλέον, το συνολικό κόστος της κατασκευής είναι χαμηλό.

Μια εξέταση φυσιολογικού ή παθολογικού ασθενή διαρκεί λίγα λεπτά της ώρας και δεν απαιτεί κάποια ιδιαίτερη προετοιμασία του βαδιστή. Τα πειραματικά δεδομένα που συλλέγονται, αποθηκεύονται αυτόματα σε

κατάλληλη βάση δεδομένων έτσι ώστε να είναι διαθέσιμα στο μέλλον, ενώ η επεξεργασία και η ανάλυση τους γίνονται εύκολα μέσα σε λίγα λεπτά.

Οι τιμές που προέκυψαν για τις παραμέτρους της βάρδισης συγκρίθηκαν με αυτά που είναι γνωστά από την βιβλιογραφία για την φυσιολογική βάρδιση. Βρέθηκε ότι για τους φυσιολογικούς βαδιστές οι τιμές αυτές βρίσκονται σε συμφωνία με βιβλιογραφικά δεδομένα, γεγονός που πιστοποιεί την αξιοπιστία του εννιαίου συστήματος βάρδισης.

Όσον αφορά στα αποτελέσματα της ερευνητικής μελέτης που πραγματοποιήθηκε, μια πιθανή εξήγηση για τους φυσιολογικούς ρυθμούς φόρτισης που παρατηρήθηκαν στην ομάδα των παθολογικών βαδιστών είναι η προσαρμογή των οσφυϊκών μυών στο πρόσθετο βάρος της σχολικής τσάντας, καθώς έχει μελετηθεί πως ασθενείς που παρουσιάζουν μετρίου βαθμού ιδιοπαθή σκολίωση καταβάλλουν 30% περισσότερη σωματική προσπάθεια προκειμένου να εξασφαλίσουν της σύνηθες πρότυπο της βάρδισης ( Mahaudens et al , 2009).

Παρά τους όποιους περιορισμούς που εμφανίζουν τα συστήματα καταγραφής, τα πρωτόκολλα τοποθέτησης σημαδιών και τα εμβιομηχανικά μοντέλα της βάρδισης, η συστηματική χρήση της τεχνικής της ανάλυσης βάρδισης θα μπορούσε να διαδραματίσει ένα πολύ σημαντικό ρόλο στη διαμόρφωση της κλινικής εικόνας του ασθενούς και να αποτελέσει ένα πολύτιμο εργαλείο στα χέρια των ιατρών που σχετίζονται με τις διαταραχές της βάρδισης.

Συνοψίζοντας είναι σαφές ότι τα συστήματα που αναπτύχθηκαν στα πλαίσια της παρούσας διατριβής έχουν εκπληρώσει τους στόχους που είχαν τεθεί κατά τον σχεδιασμό τους. Η εξελικτική πορεία των συστημάτων θα περιλαμβάνει την βελτίωσή τους με ενδεχόμενη αναβάθμιση των συσκευών και του λογισμικού, ενώ η προσθήκη επιπλέον μηχανών βίντεο θα προσφέρει ακόμα μεγαλύτερη ακρίβεια και αξιοπιστία στην καταγραφή δεδομένων. Τέλος, η παρακολούθηση ασθενών σε βάθος χρόνου και η λειτουργία των

συστημάτων σε εξετάσεις ρουτίνας θα καταδείξει την αξιοπιστία και λειτουργικότητα τους σε κλινικό περιβάλλον.



## V. ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΕΛΛΗΝΙΚΗ



Μια από τις πιο περίπλοκες κινήσεις που παρουσιάζονται γύρω μας και ταυτόχρονα με πολύ μεγάλο ενδιαφέρον, είναι η κίνηση του ανθρωπίνου σώματος. Η μελέτη της ανθρώπινης βάδισης έχει προσελκύσει από νωρίς το ενδιαφέρον των ερευνητών αφ' ενός μεν λόγω της πολυπλοκότητας και των ιδιομορφιών που παρουσιάζει, αφ' ετέρου δε λόγω της σημαντικότητας των αποτελεσμάτων των ερευνών αυτών κατά την εφαρμογή τους στην κλινική πράξη. Από πλευράς μηχανικής έχουν πραγματοποιηθεί πολλές κινηματικές και δυναμικές μελέτες της βάδισης, χωρίς ωστόσο να είμαστε σε σημείο να έχουμε πλήρη περιγραφή και κατανόηση της.

Έχουν αναπτυχθεί διάφοροι μέθοδοι καταγραφής των κινηματικών και κινητικών δεδομένων της βάδισης. Οι πιο σημαντικές είναι με χρήση κινηματογραφικών μηχανών, μηχανών βίντεο, δυναμοπλακών, αγωγιμου διαδρόμου, δυναμοδαπέδων, επιταχυνσιόμετρων κ.α. Τα περισσότερα από αυτά τα συστήματα που έχουν αναπτυχθεί, είναι αρκετά πολύπλοκα, απαιτούν εξειδικευμένες γνώσεις από τον χρήστη τους, και το κόστος κτήσης και συντήρησης είναι αρκετά υψηλό.

Η εργασία αυτή αποτελεί μία προσέγγιση στην μελέτη και παραμετροποίηση της βάδισης με την χρήση οπτοηλεκτρικών μέσων. Στα πλαίσια της εκπόνησής αναπτύχθηκε και εμπλουτίστηκε το εργαστήριο ανάλυσης βάδισης που στεγάζεται στο τμήμα της Ιατρικής Φυσικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων, με την εγκατάσταση του συστήματος των δυναμοπλακών και του συστήματος καταγραφής μέσω μηχανών βίντεο, για την κινητική και κινηματική ανάλυση αντίστοιχα.

Επίσης αναπτύχθηκε λογισμικό που σαν στόχο έχει την παραμετροποίηση της μέτρησης της βάδισης και την εξαγωγή και αξιοποίηση των δεδομένων εξαγονται.

Τα δύο συστήματα εγκαταστάθηκαν και συγχρονίστηκαν ώστε να μπορούν να λειτουργούν είτε παράλληλα είτε αυτόνομα, ανάλογα με τις απαιτήσεις της εξέτασης. Κατά την σχεδίαση και ανάπτυξη του λογισμικού έγινε ειδική μέριμνα έτσι ώστε τα πειραματικά δεδομένα να αποθηκεύονται αυτόματα σε

βάση δεδομένων για μελλοντική χρήση. Τέλος το λογισμικό είναι παραμετροποιημένο, έτσι ώστε να υποστηρίζει τυχών μελλοντικές επεκτάσεις ή αλλαγές των δύο συστημάτων.

Επιπλέον, αναπτύχθηκε και πραγματοποιήθηκε ερευνητικό πρωτόκολλο, τα αποτελέσματα του οποίου δημοσιεύτηκαν στο περιοδικό *European Spine* το 2012.

## VI. ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΑΓΓΛΙΚΗ

One of the most complicated moves that someone comes across, and at the same time of great interest, is the movement of the human body. The study of human gait has attracted early interest of researchers, on the one hand due to the complexity and peculiarities that presents and on the other hand because of the significance of the results of these surveys and their application in clinical practice. In the field of biomechanics, many kinematic and dynamic studies of gait have been made , but not to the point where we have a full description and understanding .

Several methods have been developed for recording kinematic and kinetic gait data. The most common ones are the use video cameras, forceplates, the conductive corridor , accelerometers, etc. Most of these systems that have been developed are quite complex, requiring specialized knowledge by the user, and the cost and maintenance is quite high.

This study is an approach to the design and customization of gait using the opto-electrical method. For the development of this study we built and introduced the gait analysis laboratory housed in the department of Medical Physics of the University of Ioannina , installing the system of two forceplates and a recording system through video machines, for the kinetic and kinematic analysis respectively .

A software was also developed aiming to customize the measurement of gait and focus on the utilization and the presentation of the data extracted.

The two systems were installed and synchronized so they can operate either independently or together, depending on the requirements of the examination. During the design and development of the software special care was taken so that the experimental data will automatically be stored in a database for future use. Finally, the software has been developed in such way so as to support future expansions or changes of the two systems .

Moreover, results of a research protocol which was conducted during the study were published in the European Spine Journal in 2012 .

## VII. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΑΝΑΦΟΡΕΣ





1. Alkjaer, T., Simonsen, B.E., Dyhre-Poulsen, P. (2001): Comparison of inverse dynamics calculated by two- and three-dimensional models during walking. *Gait and Posture*, **13**, 73-77.
2. AMTI General Force Platform Mounting Instructions Manual
3. Aminian, K., Rezakhanlou, K., De Andres E., Fritsch, C., Leyvraz, P.F., Robert, P. (1999) : Temporal feature estimation during walking using miniature accelerometers : an analysis of gait improvement after hip arthroplasty. *Med. Biol. Eng. Comput.*, **37**, 686-691.
4. Anderson, C.F. and Pandy, G.M. (2001): Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *J. Biomechanics*, **34**, 153-161.
5. Anderson, C.F., Pandy, G.M. (2003): Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait & Posture*, **17**, 159-169.
6. Anton, J.B., Read, L. and Nigg, B.N. (1996): A method for inverse dynamic analysis using accelerometry. *J. Biomechanics*, **29**, 946-954.
7. Baker R. (2007) Review : The History of gait analysis before the advent of modern computers *Gait and Posture* **26** 331-342
8. Baker R. McGinley J.L. Schwartz M., Thomason P., Rodda J., Graham K. (2012) The minimal clinically important difference for the Gait Profile Score *Gait and Posture* **35** 612-615
9. Belda Lois Juan Manuel, Helios de Rosario et al (2010) : Can human movement analysis contribute to the usability understanding? *Human Movement Science* **29** 529-541
10. Bobbert, M.F., Schamhardt, H.C. and Nigg, B.M. (1991): Calculation of vertical ground reaction force estimates during running from positional data. *J. Biomechanics*, **24**, 1095-1105.
11. Boccardi, S., Pedotti, A., Rodano, R. and Santambrogio, G.C., (1981) : Evaluation of muscular moments at the lower limb joints by an on-line processing of kinematic data and ground reaction. *J. Biomechanics*, **14**, 35-42.
12. Bowker, P., Messenger, N. (1988): The measurement of gait. *Clinical Rehabilitation*, **2**, 89-97.
13. Breniere, Y., Dietrich, G. (1992): Heel-off perturbation during gait initiation: biomechanical analysis using triaxial accelerometry and force plate. *J. Biomechanics*, **25**, 121-127.
14. Bussmann, J.B.J., Damen, L., Stam, H.J. (2000): Analysis and decomposition of signals obtained by thigh-fixed uni-axial accelerometry during normal walking. *Med. Biol. Eng. Comput.*, **38**, 632-638.
15. Cappozzo, A. (1981): Analysis of the linear displacement of the head and trunk during walking at different speeds. *J. Biomechanics*, **14**, 411.
16. Cappozzo, A. (1991): Three-dimensional analysis of human walking: Experimental methods and associated artifacts. *Human Movement Science*, **10**, 589-602.
17. Cappozzo, A. et al (2005) : Human movement analysis using

- stereophotogrammetry: Part 1 Theoretical background *Gait and Posture* **21** 186-196
18. Cavagna, G. and Margaria, R. (1966): Mechanics of walking. *J. of Applied Physiology*, **6**, 729–736.
  19. Cavagna, G., Saibene, F.P. and Margaria, R. (1963): External work in walking. *J. of Applied Physiology*, **18-1**, 1-9.
  20. Cavagna, G.A., Willems, P.A. and Heglud, N.C. (2000): The role of gravity in human walking: pendular energy exchange, external work and optimal speed. *J. Physiology*, **528.3**, 657-668.
  21. Chambers H.C. (2002) : A practical guide to clinical gait analysis *J Am Acad Orthop Surg* **10** 222-231
  22. Contini, R. (1972): Body Segment parameters, Part II. Artificial Limbs, **16**, 1-19.
  23. Currie, G., Rafferty, D., Duncan, G., Bell, F., Evans, A.L. (1992): Measurement of gait by accelerometer and walkway: a comparison study. *Med Biol Eng Comput.*, **30**, 669-70.
  24. Davies R.B. III, Tyburski D. ( 1991) : A gait analysis data collection and reduction technique *Human Movement Science* **10** 575-587
  25. Della Croce U., Riley O.P., Lelas J, Casey D., (2001) A refined review of the determinants of gait *Gait and Posture* **14** 79-84
  26. Delozio K. , Wyss Y.P., Zee B., Costigan A., Sorbie C. (1997) Principal component models of knee kinematics and kinetics: Normal vs Pathological gait patterns. *Human movement Science* **16** 201-217
  27. Detrembleur, C., van den Hecke, A., Dierick, F. (2000): Motion of the body center of gravity as a summary indicator of the mechanics of human pathological gait. *Gait & Posture*, **12**, 243-250.
  28. Draganich, L.F., Andriacchi, T.P., Strongwater, A.M. and Galante, J.O. (1980): Electronic measurement of instantaneous foot-floor contact patterns during gait. *J. Biomechanics*, **13**, 875-880.
  29. Duhamel, A., Bourriez, L.J., Devos, P., Krystkowiack, P., Destee, A., Derambure, P., Defebvre, L. (2004): Statistical tools for clinical gait analysis. *Gait & Posture*, in press.
  30. Eberhart, H.D. and Inman, V.T. (1951): An evaluation of experimental procedures used in fundamental study of human locomotion. *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, **7**, 1213-1228.
  31. Elftman, H. (1951): The basic pattern of human locomotion. *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, **51**, 1207-1212.
  32. Elftman, H. (1967): Basic function of the lower limb. *Biomedical Engineering*, 342-345.
  33. Emmerik, R.E.A. and Wagenaar, R.C. (1996): Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking. *J. Biomechanics*, **29**, 1175-1184.

34. Ferrari A, Bendetti M.G. et al. (2008) Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis *Gait and Posture* **27** 87-97
35. Gardner, G.M. and Murray, M.P. (1975): A method of measuring the duration of foot-floor contact during walking. *Phys. Ther.*, **55**, 751-756.
36. Gelalis I.D., Ristanis S, Nikolopoulos A., Politis A, Rigas C, Xenakis (2012) : Loading rate patterns in scoliotic children during gait: the impact of the schoolbag carriage and the importance of its position. *Eur Spine J* **21** 1936-1941
37. Gifford, G. and Huges, J. (1983): A gait analysis system in clinical practice. *J. Biomechanics*, **5**, 297-301.
38. Hasan, S.S., Robin, W.D., Szurkus, G.R., Ashmead, H.D., Peterson, W.S., Shiavi, G.R. (1996): Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Part II: Amplitude and frequency data. *Gait & Posture*, **4**, 11-20.
39. Hausdorff, J.M., Ladin, Z. and Wei, J.Y. (1995): Footswitch system for measurement of temporal parameters of gait. *J. Biomechanics*, **6**, 347-351.
40. Hof, L.At., (1992): An explicit expression for moment in multibody systems. *J. Biomechanics*, **25**, 1209-1211.
41. Hughes, J. and Jacobs, N. (1979): Normal human locomotion. *Prosthetics and Orthotics International*, **3**, 1-4.
42. Inman, T.V., Ralston, J.H., Todd, F., Human Walking.
43. Inman, Y.T. (1966): Human locomotion. *Medical Association Journal*, **94**, 1047-1054.
44. Kadaba, P.M., Ramakrishnan, K.H. and Wootten, E.M. (1990): Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J. Orthopaedic Research*, **8**, 383-392.
45. Κυριαζής Β. (1999): Καταγραφή χρονικών παραμέτρων βάδισης εκτός εργαστηρίου, Διδακτορική Διατριβή. Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων.
46. Lamberg A., Muratori L., (2011) Cell phones change the way we talk *Gait and Posture* **35** 688-690
47. Masaki, S. Toshino, T. Tatsuo, T. and Yasuhiro, F. (2000): Classification of waist-acceleration signals in a continuous walking period. *Medical Engineering & Physics*, **22**, 285-291.
48. Massimiliano P., Corona F., Leban B. (2011) Effects of backpack carriage on foot – ground relationship in children during upright stance *Gait and Posture* **33** 195-199
49. Minns, M.P., Brewer, B., Zuege, R.C. (1972): Kinesiologic measurements of functional performance before and after McKee-Farrar total hip replacement. *J. Bone Joint Surg.*, **54-A**, 237-256.
50. Moe-Nilssen, R., Helbostad, J.L. (2004): Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. *J. Biomechanics*, **37**, 121-6.
51. Morrison, J.B. (1986): Bioengineering analysis of force actions transmitted

- by the knee joint. *J. Biomedical Engineering*, **3**, 164-170.
52. Muller S., Carlsohn A., Muller J., Mayer F., (2011) Static and dynamic foot characteristics in children aged 1-13 years: A cross-sectional study *Gait and Posture* **35** 389-394
53. Murray, M.P. (1967): Gait as a Total Pattern of Movements. *American Journal of Physics Medicine*, **46**, 290-333.
54. Murray, M.P., Clarkson, B.H. (1966): The vertical pathways of the foot during level walking. *Journal of the American Physical therapy association*, **46**, 585-589.
55. Murray, M.P., Drought, A.B. and Kory, R.C., (1964): Walking patterns of normal men. *The journal of bone and joint surgery*, **46-A**, 335-360.
56. Ντούνης, Ε., Rose, G.K. (1980): Παρατηρήσεις επι της φυσιολογικής βαδίσσεως. *Ελληνική Χειρουργική Ορθοπαιδική και Τραυματιολογία*, **31**, 3, 136.
57. Peizer, E., Wright, D. and Mason, C. (1969): Human Locomotion. *Bulletin of Prosthetics Research-Fall 1969*, 2-5.
58. Prilutsky, I.B., Petrova, N.L., Raitsin, M.L. (1996): Comparison of mechanical energy expenditure of joint moments and muscles forces during human locomotion. *J. Biomechanics*, **29**, 405-415.
59. Ρήγας Κ. Μηχανική.
60. Rigas, C. (1978): Voluntarily controlled telescopic above knee prosthesis. PhD Thesis. University of Strathclyde. Glasgow.
61. Rigas, C. (1984): Spatial parameters of gait related to the position of the foot on the ground. *Prosthetics and Orhotics International*, **8**, 130-134.
62. Rigas, C. (1988): A conductive walkway system for measurement of temporal and distance parameters of gait. *Prosthetics and Orhotics International*, **12**, 46-49.
63. Rigas, C. and Xenakis, T. (1988): Pre- and post-operative analysis of hip osteoathritic patients fitted with ceramic Autophor total hip replacement. *Eng. Med.*, **17**, 1-4.
64. Rohrle, H., Scholten, R., Sigolotto, C. and Sollbach, W. (1984): Joint forces in the human pelvis-leg skeleton during walking. *J. Biomechanics*, **17**, 409-424.
65. Rowe, P.J. (1996): Development of a low-cost video vector for the display of ground reaction forces during gait. *Med. Eng. Phys.*, **18**, 591-595.
66. Salazar Torres JJ., McDowell B.C., Kerr C., Cosgrove A.P., (2011) Pelvic kinematics and their relationship to gait type in hemiplegic cerebral palsy, *Gait and Posture* 620-624
67. Saunders, J.B., Inman, Y.T., Eberhart, H.D. (1953): The major determinants in normal and pathological gait. *The journal of bone and joint surgery*, **35-A**, 534-558.
68. Shelburne, B.K., Pandy, G.M. (2002): A dynamic model of the knee and lower limb for simulating rising movements. *Computer Methods in*

- Biomechanics and Biomedical Engineering*, **5**, 149-160.
69. Siston R., Delp S., (2006) Evaluation of a new algorithm to determine the hip joint center *Gait and Posture* **39** 125-130
  70. Smidt, G.L., Arora, J.S., Johnston, R.C. (1971): Accelerographic analysis of several types of walking. *Am J Phys Med.*, **50**, 285-300.
  71. Smidt, G.L., Deusinger, R.H., Arora, J., Albright, J.P. (1977): An automated accelerometry system for gait analysis. *J. Biomechanics*, **10**, 367-75.
  72. Sutherland, D.H., Olshen, R., Cooper, L. and Woo, S.L. (1980): The development of mature gait. *The journal of bone and joint surgery*, **62-A**, 336-353.
  73. Τρεμπέλης Κ., (1990): Υπολογιστικές μέθοδοι αριθμητικής ανάλυσης στη μελέτη της ανθρώπινης βόδισης, Διδακτορική Διατριβή. Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων.
  74. Tomasso L., Fioretti S., (1989) Assessment of clinical protocols *Human Movement Science* **19** 512-525
  75. Trager S., Richards J., (2011) Real time feedback as a method of monitoring walking velocity during gait analysis *Gait and Posture* **34** 564-566
  76. Vaughn C, Davies B.L. O'Connor J.C. (1999) Dynamics of Human Gait, 2<sup>nd</sup> edition
  77. Whittle, W.M. (1997): Three-dimensional motion of the center of gravity of the body during walking. *Human Movement Science*, **16**, 347-355.
  78. Willemsen, A.T., van Alste J.A., Boom H.B. (1990): Real-time gait assessment utilizing a new way of accelerometry. *J. Biomechanics*, **23**, 859-63.
  79. Williams and Lissner, Biomechanics of human motion.
  80. Winter, D.A. (1984): Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Human movement Science*, **3**, 51-76.
  81. Winter, D.A., Quanbury, A.O., Hobson, D.A., Sidwall, H.G., Reimer, G., Trenhold, B.G, Steinke, T. and Shlosser, H. (1974): Kinematics of normal locomotion – A statistical study based on T.V. data. *J. Biomechanics*, **7**, 479.
  82. Wooten, M.E., Kadaba, M.P. et al (1987): Assessment of repeatability of kinematics and kinetic gait parameters on human subjects. *Orthop. Trans.*, **11**, 418-419.
  83. Wren A.L.T., Gorton G.E.III, Ounpuu S., Tucker C., (2011) Efficacy of clinical gait analysis: A systemic review *Gait and Posture* **34** 149-153
  84. Wren A.L.T. , Woolf K., Kay R.M., (2005) How closely do surgeons follow gait analysis recommendations and why? *J Pediatr Orthop* **14** 202-205
  85. Young, B.J., Perkins, P., Atkinson, S., Chamberlain, A.M. (1989): Initial experience with a telemeterized gait analysis system. *Clinical Rehabilitation*, **3**, 205-209.

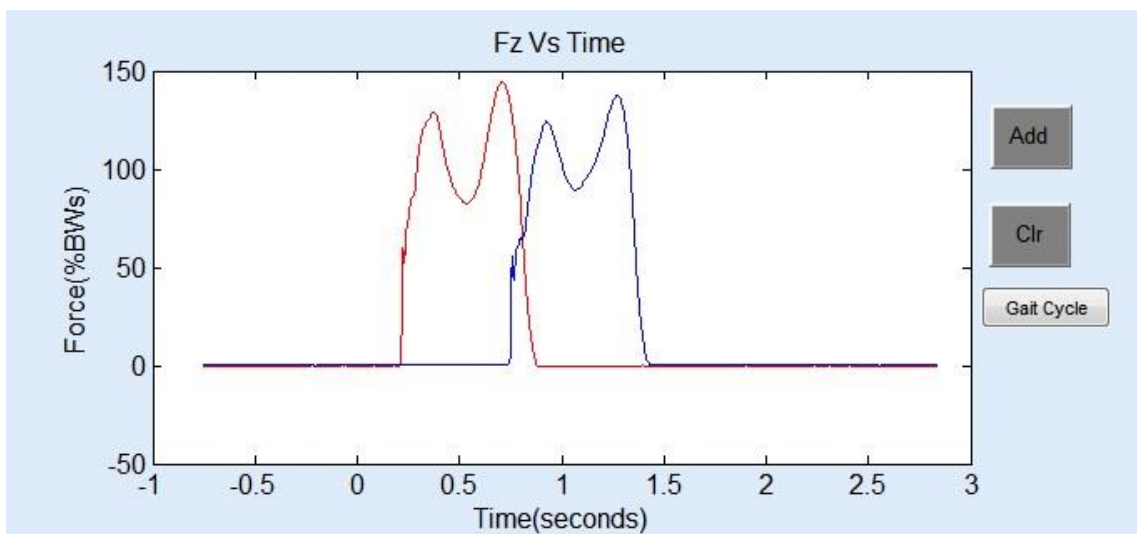
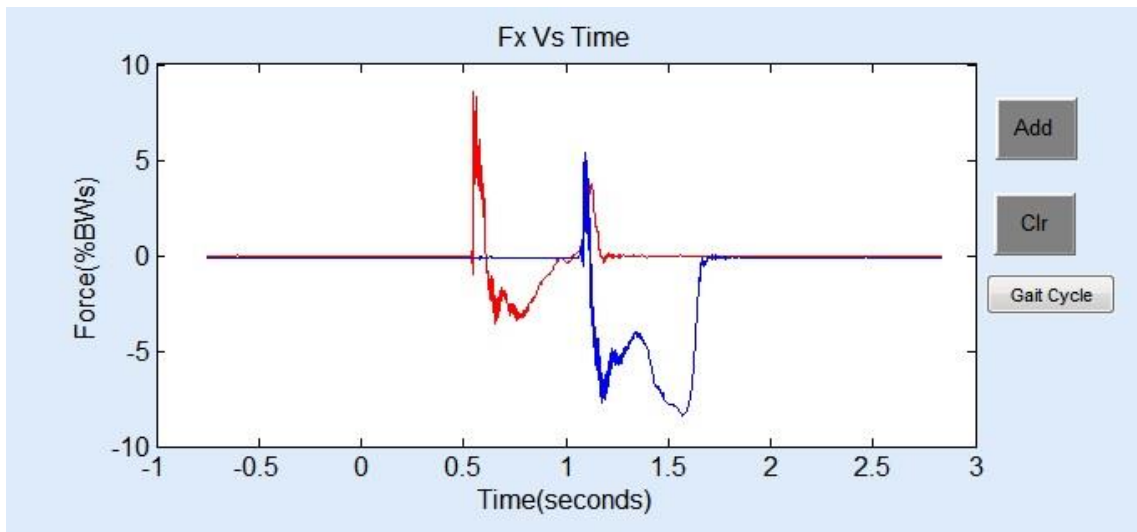
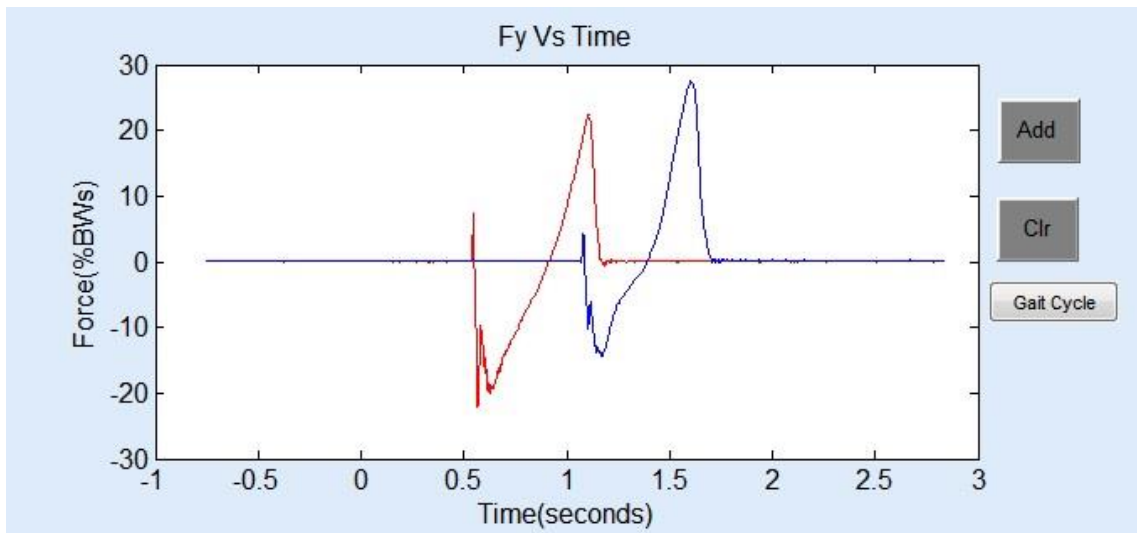
## VIII. ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

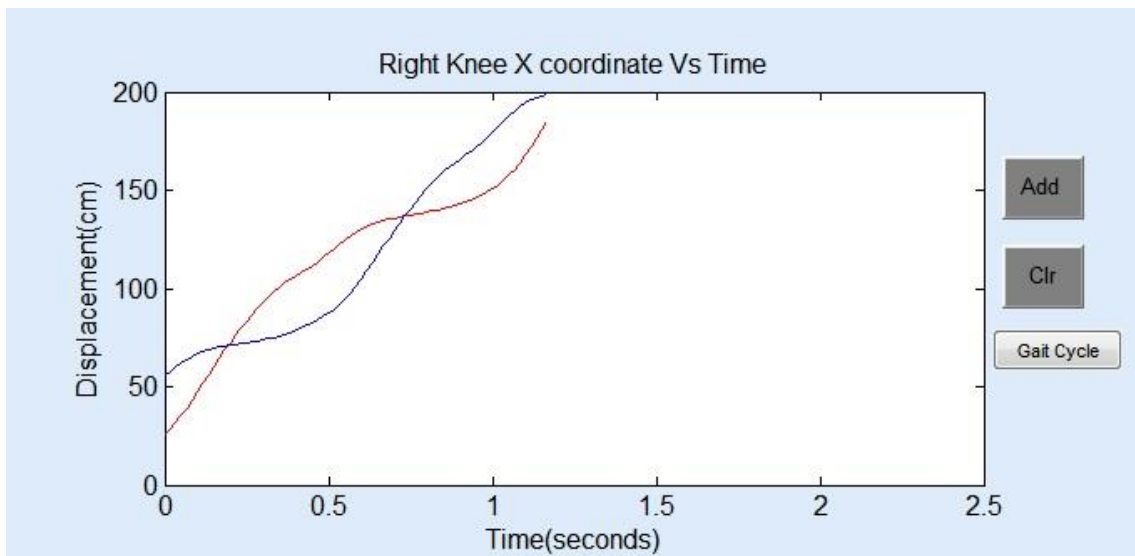
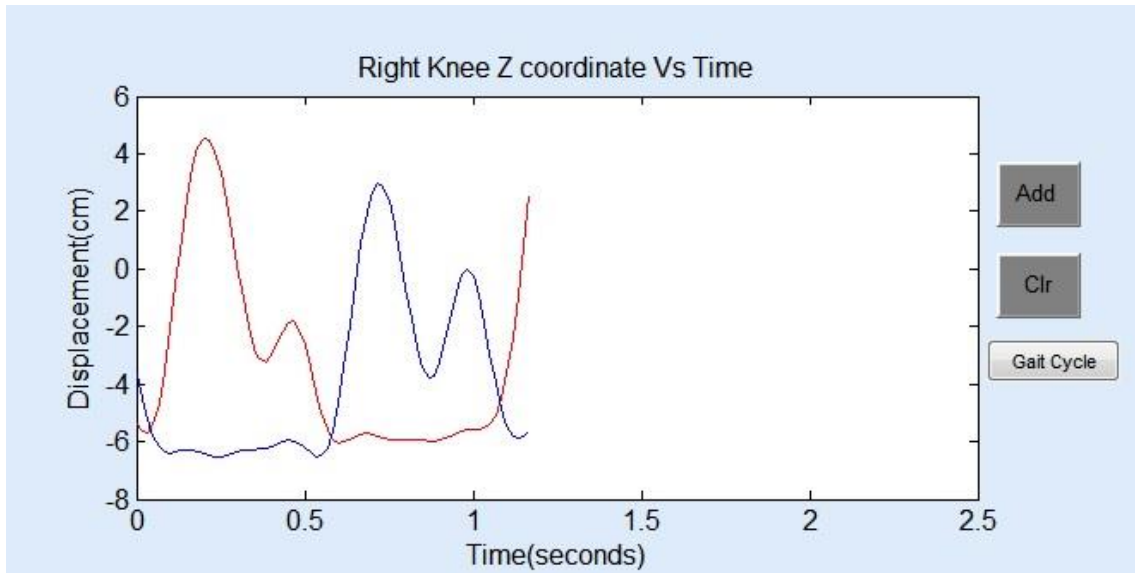
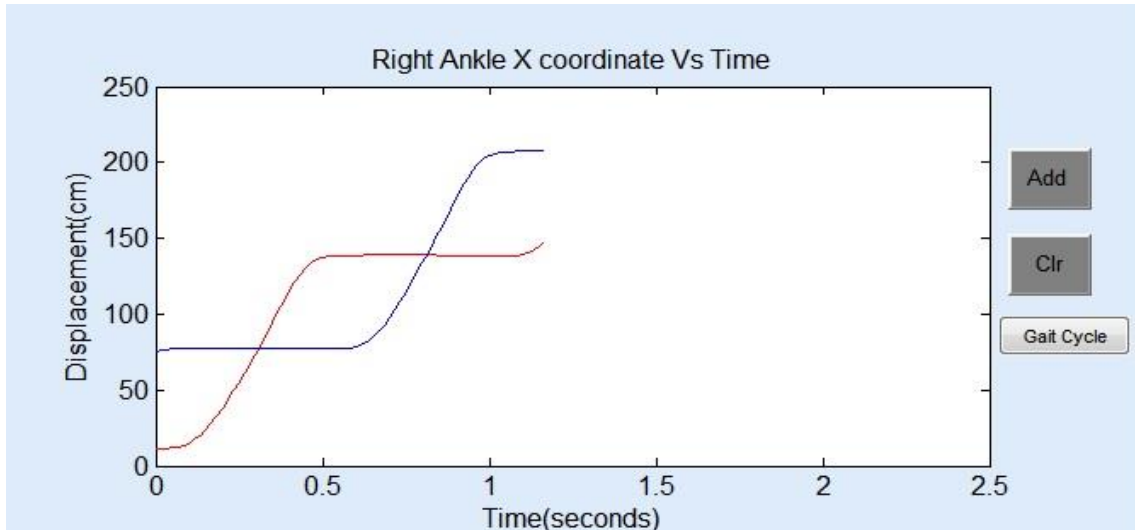


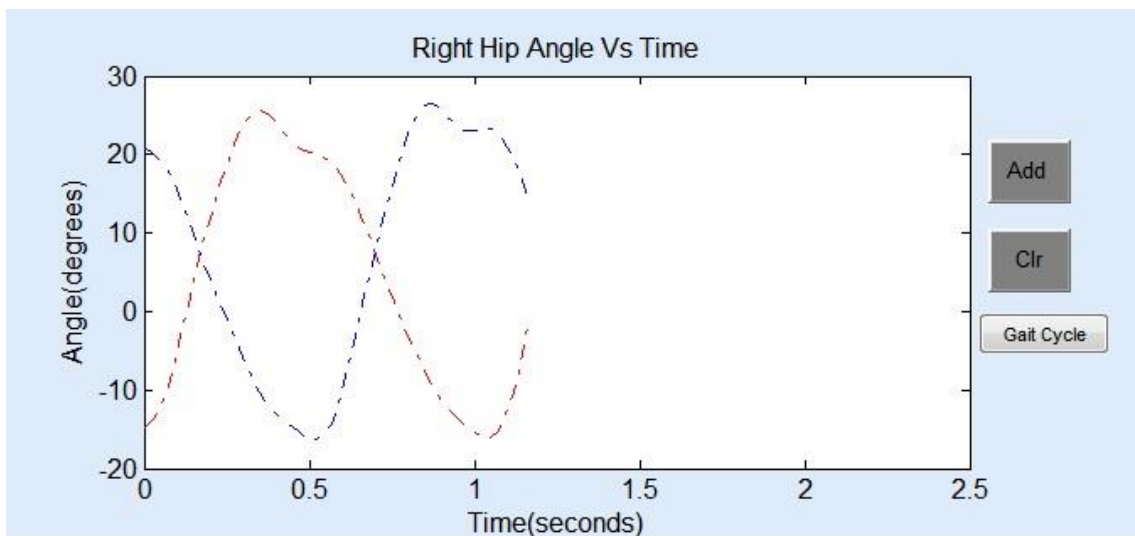
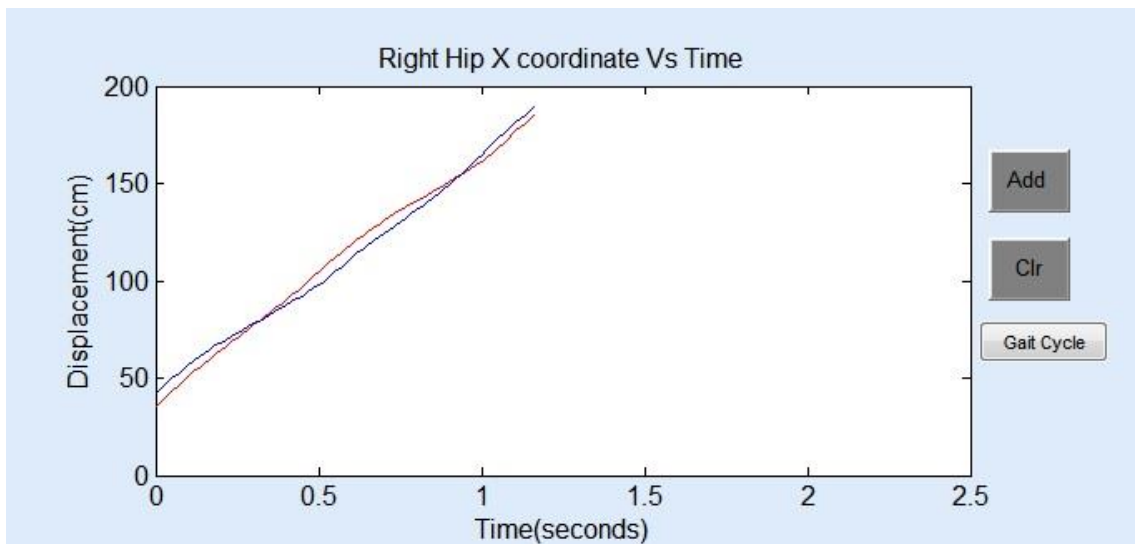
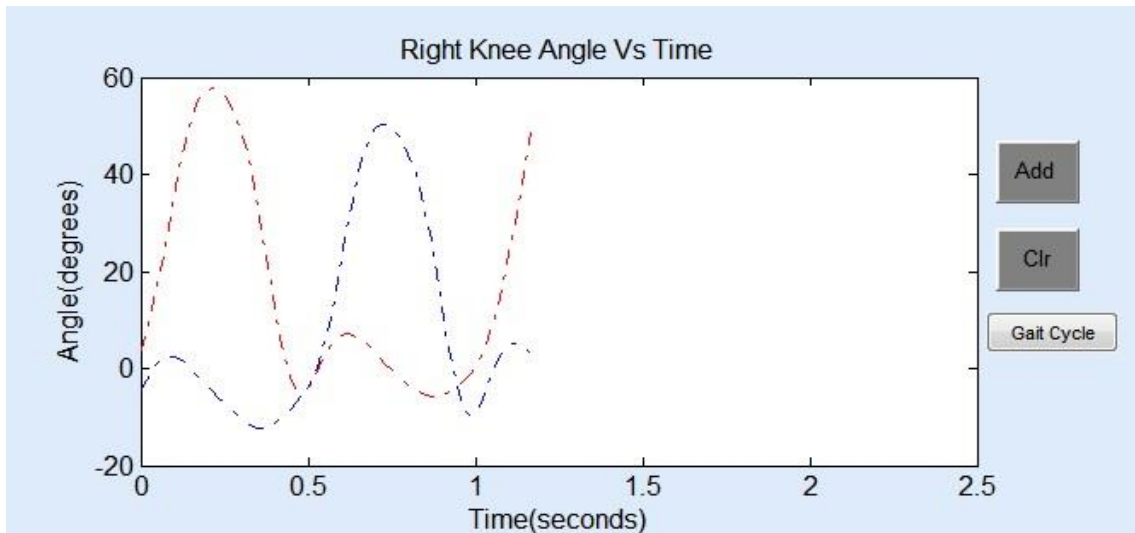


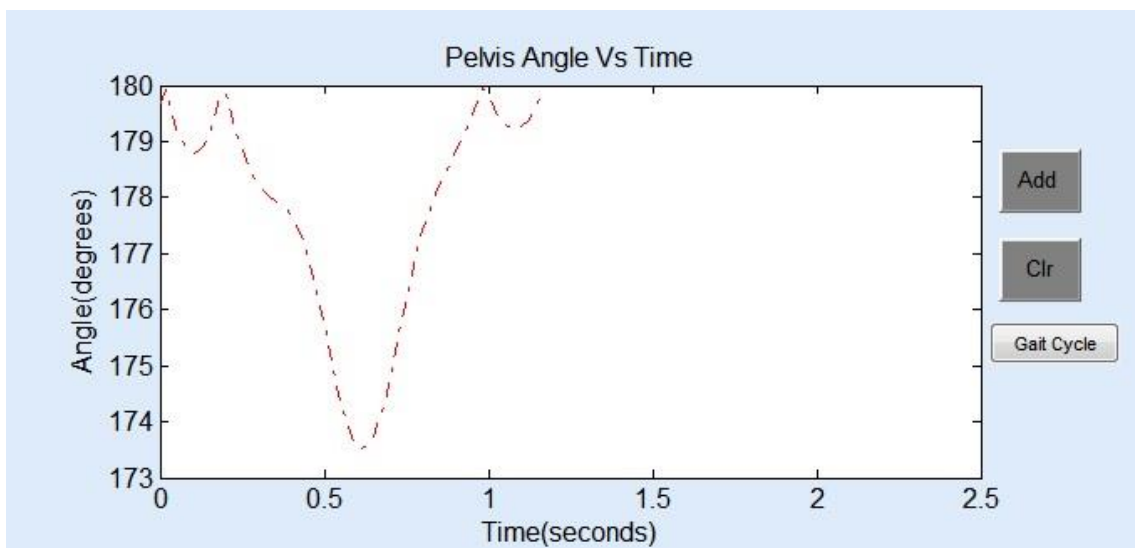
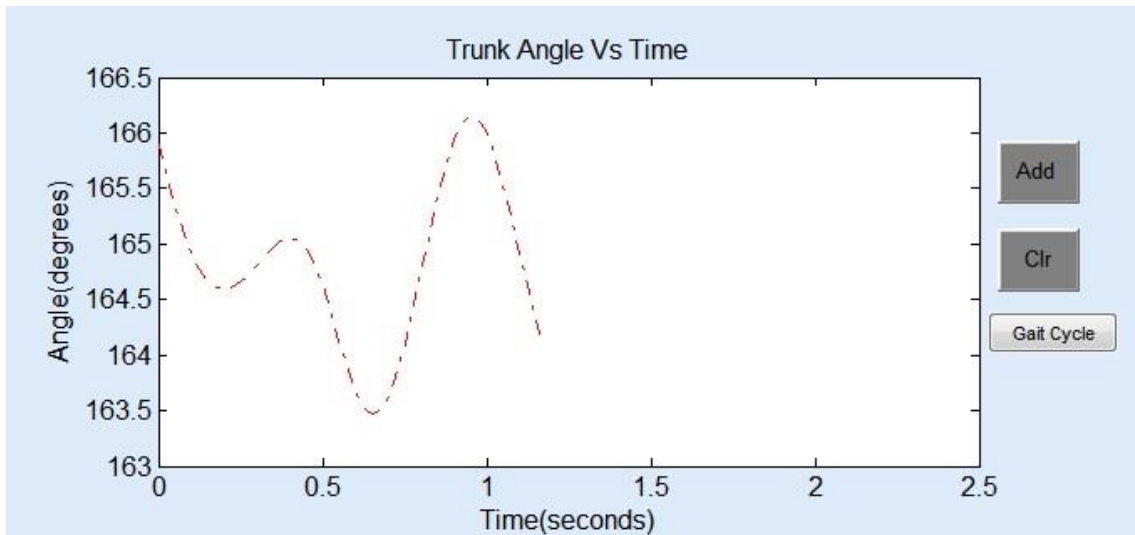
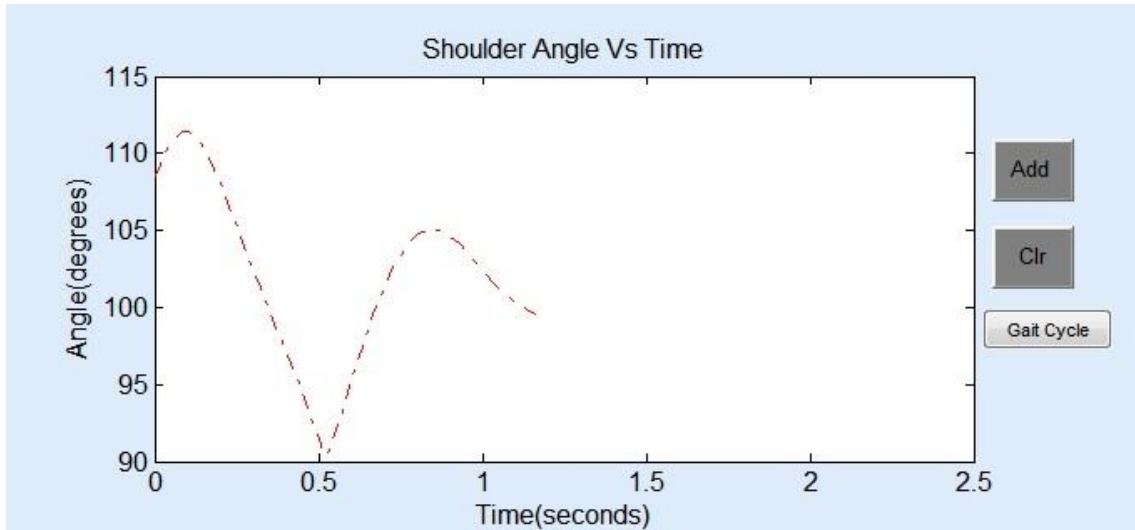
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α

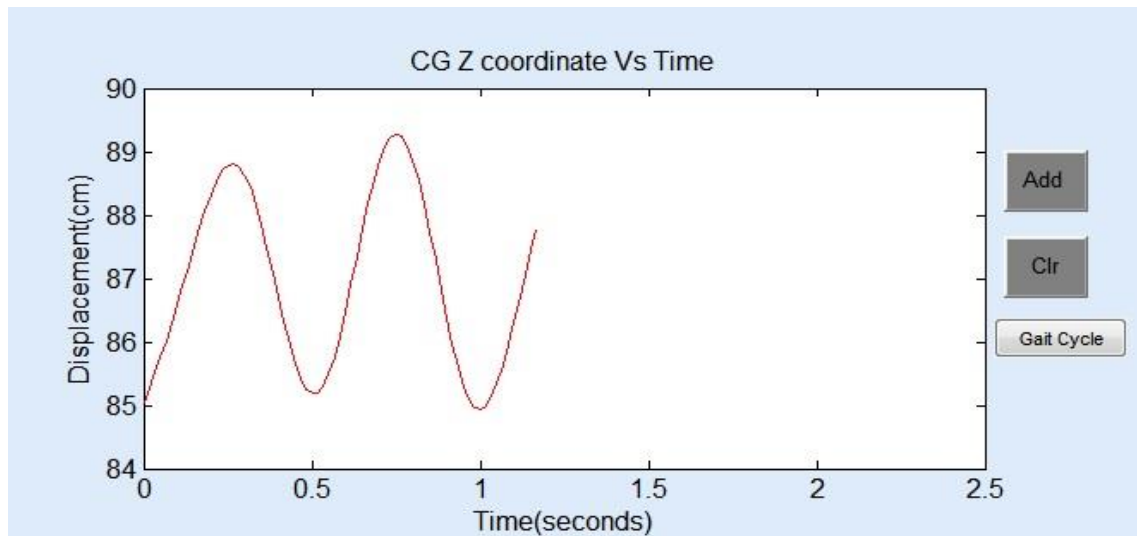
ΓΡΑΦΗΜΑΤΑ











ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β

ΚΩΔΙΚΑΣ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟΥ





## Gait Report v.1.0

```
function varargout = Gait_Report_v1(varargin)
% GAIT_REPORT_V1 M-file for Gait_Report_v1.fig
%     GAIT_REPORT_V1, by itself, creates a new
GAIT_REPORT_V1 or raises the existing singleton*.
%
%     H = GAIT_REPORT_V1 returns the handle to a
new GAIT_REPORT_V1 or the handle to
%     the existing singleton*.
%
% Last Modified by GUIDE v2.5 07-Mar-2012 20:01:17

% Begin initialization code - DO NOT EDIT

gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename,
...
                  'gui_Singleton',
gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn',
@Gait_Report_v1_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',
@Gait_Report_v1_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn', [] , ...
                  'gui_Callback', []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargin
    [varargout{1:nargout}] =
gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before Gait_Report_v1 is made
visible.
function Gait_Report_v1_OpeningFcn(hObject,
eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data
(see GUIDATA)
% varargin   command line arguments to
Gait_Report_v1 (see VARARGIN)

% Choose default command line output for
Gait_Report_v1
handles.output = hObject;
```

```
% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes Gait_Report_v1 wait for user
response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to
the command line.
function varargout =
Gait_Report_v1_OutputFcn(hObject, eventdata,
handles)
% varargout cell array for returning output args
(see VARARGOUT);
% hObject handle to figure
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles structure with handles and user data
(see GUIDATA)

% Get default command line output from handles
structure
varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on button press in pushbutton1.
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata,
handles)
new_user;

% --- Executes on button press in pushbutton2.
function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata,
handles)

% --- Executes on button press in pushbutton3.
function pushbutton3_Callback(hObject, eventdata,
handles)
% hObject handle to pushbutton3 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles structure with handles and user data
(see GUIDATA)

% --- Executes on button press in pushbutton4.
function pushbutton4_Callback(hObject, eventdata,
handles)
% hObject handle to pushbutton4 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles structure with handles and user data
(see GUIDATA)
```

```
% --- Executes on button press in pushbutton5.
function pushbutton5_Callback(hObject, eventdata,
handles)
% hObject    handle to pushbutton5 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data
(see GUIDATA)

% --- Executes on button press in pushbutton6.
function pushbutton6_Callback(hObject, eventdata,
handles)
% hObject    handle to pushbutton6 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data
(see GUIDATA)

% --- Executes on button press in pushbutton7.
function pushbutton7_Callback(hObject, eventdata,
handles)
% hObject    handle to pushbutton7 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data
(see GUIDATA)

% --- Executes on button press in pushbutton8.
function pushbutton8_Callback(hObject, eventdata,
handles)
% hObject    handle to pushbutton8 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data
(see GUIDATA)

% --- Executes on button press in pushbutton9.
function pushbutton9_Callback(hObject, eventdata,
handles)
% hObject    handle to pushbutton9 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data
(see GUIDATA)

% --- Executes on button press in pushbutton10.
function pushbutton10_Callback(hObject, eventdata,
handles)
% hObject    handle to pushbutton10 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data
(see GUIDATA)
```

```
% --- Executes on button press in pushbutton11.
function pushbutton11_Callback(hObject, eventdata,
handles)
% hObject    handle to pushbutton11 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data
(see GUIDATA)

% --- Executes on button press in pushbutton12.
function pushbutton12_Callback(hObject, eventdata,
handles)
shoulder;

% --- Executes on button press in pushbutton13.
function pushbutton13_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load time
load fz1normal
%a=2.5;
plot(handles.fx,time,fz1normal*100,'r');
%axis tight
xlabel(handles.fx,'Time(seconds)')
%xlim(handles.fx,[0 a])
ylabel(handles.fx,'Force(%BWs)')
% xlim([0.85 2.5])
% xlabel('Time(seconds)','FontSize',12)
% ylabel('Force(%BW)','FontSize',12)
title(handles.fx,'Fz Vs Time','FontSize',12)
datacursormode on

% --- Executes on button press in pushbutton19.
function pushbutton19_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load f2;
load normalization
f2=f2*(normalization);
%h = msgbox(num2str(f2(2))) ;
c = num2str(f2(2));
set(handles.text7,'string',c,'fontsize',12);

% --- Executes on button press in pushbutton20.
function pushbutton20_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load contacttime1;
%d = msgbox(num2str(contacttime1)) ;
%c = num2str(contacttime1(1));
a = sprintf('%6.2f seconds',contacttime1 );
set(handles.text7,'string',a,'fontsize',12);

% --- Executes on button press in pushbutton21.
function pushbutton21_Callback(hObject, eventdata,
handles)
```

```
forcegraph;

% --- Executes on button press in pushbutton23.
function pushbutton23_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load time
load fx1normal
plot(handles.fx,time,fx1normal*100,'r');
%axis tight
xlabel(handles.fx,'Time(seconds)')
%xlim(handles.fx,[0 2.5])
ylabel(handles.fx,'Force(%BWs)')
% xlim([0.85 2.5])
% xlabel('Time(seconds)','FontSize',12)
% ylabel('Force(%BW)','FontSize',12)
title(handles.fx,'Fx Vs Time','FontSize',12)
% --- Executes on button press in pushbutton24.
function pushbutton24_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load time
load fy1normal
plot(handles.fx,time,fy1normal*100,'r');
%axis tight
xlabel(handles.fx,'Time(seconds)')
%xlim(handles.fx,[0 2.5])
ylabel(handles.fx,'Force(%BWs)')
% xlim([0.85 2.5])
% xlabel('Time(seconds)','FontSize',12)
% ylabel('Force(%BW)','FontSize',12)
title(handles.fx,'Fy Vs Time','FontSize',12)
% --- Executes on button press in pushbutton25.
function pushbutton25_Callback(hObject, eventdata,
handles)
%plotFx2;
load time
load fx2normal
plot(handles.fx,time,fx2normal*100);
%axis tight
xlabel(handles.fx,'Time(seconds)')
% xlim(handles.fx,[0 2.5])
ylabel(handles.fx,'Force(%BWs)')
% xlim([0.85 2.5])
% xlabel('Time(seconds)','FontSize',12)
% ylabel('Force(%BW)','FontSize',12)
title(handles.fx,'Fx Vs Time','FontSize',12)

% --- Executes on button press in pushbutton26.
function pushbutton26_Callback(hObject, eventdata,
handles)
%plotFy2;
load time
load fy2normal
plot(handles.fx,time,fy2normal*100);
%axis tight
xlabel(handles.fx,'Time(seconds)')
% xlim(handles.fx,[0 2.5])
ylabel(handles.fx,'Force(%BWs)')
% xlim([0.85 2.5])
% xlabel('Time(seconds)','FontSize',12)
% ylabel('Force(%BW)','FontSize',12)
```

```
title(handles.fx,'Fy Vs Time','FontSize',12)

% --- Executes on button press in pushbutton27.
function pushbutton27_Callback(hObject, eventdata, handles)
%plotFz2;
load time
load fz2normal
plot(handles.fx,time,fz2normal*100);
%axis tight
% xlim([0.85 2.5])
xlabel(handles.fx,'Time(seconds)')
% xlim(handles.fx,[0 2.5])
ylabel(handles.fx,'Force(%BWs)')

% xlabel('Time(seconds)','FontSize',12)
% ylabel('Force(%BWs)','FontSize',12)
title(handles.fx,'Fz Vs Time','FontSize',12)

% --- Executes on button press in pushbutton28.
function pushbutton28_Callback(hObject, eventdata, handles)
load f3
load normalization
f3=f3*(normalization);
%h = msgbox(num2str(f3(2))) ;
c = num2str(f3(2));
set(handles.text7,'string',c,'fontsize',12);

%fprintf(handles.text7,'f3');
% --- Executes on button press in pushbutton29.
function pushbutton29_Callback(hObject, eventdata, handles)
%load f4
%load normalization
%f4=f4*(normalization);
%h = msgbox(num2str(f4(2))) ;
load f4
load normalization
f4=f4*(normalization);
f4round=round(f4);
%h = msgbox(num2str(f3(2))) ;
c = num2str(f4round(1));
set(handles.text7,'string',c,'fontsize',12);

% --- Executes on button press in pushbutton30.
function pushbutton30_Callback(hObject, eventdata, handles)
%load contacttimeup;
%d = msgbox(num2str(contacttimeup)) ;
load contacttime2
%load normalization
%f3=f3*(normalization);
%h = msgbox(num2str(f3(2))) ;
%c = num2str(contacttime2(1));
a= sprintf('%6.2f seconds',contacttime2 );
set(handles.text7,'string',a,'fontsize',12);

% --- Executes on button press in pushbutton31.
```

```
function pushbutton31_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load totalcontacttime;
%d = msgbox(num2str(totalcontacttime)) ;
%c = num2str(totalcontacttime(1));
a= sprintf('%6.2f seconds',totalcontacttime );
set(handles.text7, 'string',a, 'fontSize',12);

% --- Executes during object creation, after
setting all properties.
function fx_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

% hObject    handle to fx (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until
after all CreateFcns called

% Hint: place code in OpeningFcn to populate fx

% --- Executes on button press in pushbutton32.
function pushbutton32_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load xleftankle

plot(handles.axes5,timeup,xleftankle,'r');

%axis tight
xlabel(handles.axes5, 'Time (seconds) ')
xlim(handles.axes5,[0 2.5])
ylabel(handles.axes5, 'Displacement (cm) ')

% xlim([0 2.5])
% % xlabel('Time (seconds)', 'FontSize',12)
% % ylabel('X Coordinate (cm)', 'FontSize',12)
title(handles.axes5, 'Left Ankle X coordinate Vs
Time', 'FontSize',12)

% --- Executes on button press in pushbutton33.
function pushbutton33_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load xleftknee
plot(handles.axes5,timeup,xleftknee,'r');
xlabel(handles.axes5, 'Time (seconds) ')
%axis tight
xlim(handles.axes5,[0 2.5])
ylabel(handles.axes5, 'Displacement (cm) ')
% xlabel('Time (seconds)', 'FontSize',12)
% ylabel('X Coordinate (cm)', 'FontSize',12)
title(handles.axes5, 'Left Knee X coordinate Vs
Time', 'FontSize',12)

% --- Executes on button press in pushbutton34.
```

```
function pushbutton34_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load xlefthip
plot(handles.axes5,timeup,xlefthip,'r');
%axis tight
xlabel(handles.axes5,'Time(seconds)')
xlim(handles.axes5,[0 2.5])
ylabel(handles.axes5,'Displacement(cm)')
% xlabel('Time(seconds)','FontSize',12)
% ylabel('X Coordinate (cm)','FontSize',12)
title(handles.axes5,'Left Hip X coordinate Vs
Time','FontSize',12)

% --- Executes on button press in pushbutton35.
function pushbutton35_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load xrightknee
plot(handles.axes5,timeup,xrightknee);
%axis tight
xlabel(handles.axes5,'Time(seconds)')
xlim(handles.axes5,[0 2.5])
ylabel(handles.axes5,'Displacement(cm)')
% xlabel('Time(seconds)','FontSize',12)
% ylabel('X Coordinate (cm)','FontSize',12)
title(handles.axes5,'Right Knee X coordinate Vs
Time','FontSize',12)

% --- Executes on button press in pushbutton36.
function pushbutton36_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load shoulderleftxlow
plot(handles.axes5,timeup,shoulderleftxlow,'r');
%axis tight
xlabel(handles.axes5,'Time(seconds)')
xlim(handles.axes5,[0 2.5])
ylabel(handles.axes5,'Displacement(cm)')
% xlabel('Time(seconds)','FontSize',12)
% ylabel('X Coordinate (cm)','FontSize',12)
title(handles.axes5,'Left Shoulder X coordinate
Vs Time','FontSize',12)

% --- Executes on button press in pushbutton37.
function pushbutton37_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load xrightankle
plot(handles.axes5,timeup,xrightankle);
%axis tight
xlabel(handles.axes5,'Time(seconds)')
xlim(handles.axes5,[0 2.5])
ylabel(handles.axes5,'Displacement(cm)')
% xlabel('Time(seconds)','FontSize',12)
% ylabel('X Coordinate (cm)','FontSize',12)
title(handles.axes5,'Right Ankle X coordinate Vs
Time','FontSize',12)
```



```
% --- Executes on button press in pushbutton38.
function pushbutton38_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load yleftankle
plot(handles.axes5,timeup,yleftankle,'r');
%axis tight
xlabel(handles.axes5,'Time(seconds)')
xlim(handles.axes5,[0 2.5])
ylabel(handles.axes5,'Displacement(cm)')
% xlabel('Time(seconds)','FontSize',12)
% ylabel('Y Coordinate (cm)','FontSize',12)
title(handles.axes5,'Left Ankle Y coordinate Vs
Time','FontSize',12)

% --- Executes on button press in pushbutton39.
function pushbutton39_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load yleftknee
plot(handles.axes5,timeup,yleftknee,'r');
%axis tight
xlabel(handles.axes5,'Time(seconds)')
xlim(handles.axes5,[0 2.5])
ylabel(handles.axes5,'Displacement(cm)')
% xlabel('Time(seconds)','FontSize',12)
% ylabel('Y Coordinate (cm)','FontSize',12)
title(handles.axes5,'Left Knee Y coordinate Vs
Time','FontSize',12)

% --- Executes on button press in pushbutton40.
function pushbutton40_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load ylefthip
plot(handles.axes5,timeup,ylefthip,'r');
%axis tight
xlabel(handles.axes5,'Time(seconds)')
xlim(handles.axes5,[0 2.5])
ylabel(handles.axes5,'Displacement(cm)')
% xlabel('Time(seconds)','FontSize',12)
% ylabel('Y Coordinate (cm)','FontSize',12)
title(handles.axes5,'Left Hip Y coordinate Vs
Time','FontSize',12)
%
% % --- Executes on button press in pushbutton41.
function pushbutton41_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load yrightknee
plot(handles.axes5,timeup,yrightknee);
%axis tight
xlabel(handles.axes5,'Time(seconds)')
xlim(handles.axes5,[0 2.5])
ylabel(handles.axes5,'Displacement(cm)')
% xlabel('Time(seconds)','FontSize',12)
% ylabel('Y Coordinate (cm)','FontSize',12)
```

```
title(handles.axes5,'Right Knee Y coordinate Vs
Time','FontSize',12)

% --- Executes on button press in pushbutton42.
function pushbutton42_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load yrightankle
plot(handles.axes5,timeup,yrightankle);
%axis tight
xlabel(handles.axes5,'Time(seconds)')
xlim(handles.axes5,[0 2.5])
ylabel(handles.axes5,'Displacement(cm)')
% xlabel('Time(seconds)','FontSize',12)
% ylabel('Y Coordinate (cm)','FontSize',12)
title(handles.axes5,'Right Ankle Y coordinate Vs
Time','FontSize',12)

% --- Executes on button press in pushbutton43.
function pushbutton43_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load shoulderleftylow
plot(handles.axes5,timeup,shoulderleftylow,'r');
%axis tight
xlabel(handles.axes5,'Time(seconds)')
xlim(handles.axes5,[0 2.5])
ylabel(handles.axes5,'Displacement(cm)')
% xlabel('Time(seconds)','FontSize',12)
% ylabel('Y Coordinate (cm)','FontSize',12)
title(handles.axes5,'Left Shoulder Y coordinate
Vs Time','FontSize',12)

% --- Executes on button press in pushbutton44.
function pushbutton44_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load zleftankle
plot(handles.axes5,timeup,zleftankle,'r');
%axis tight
xlabel(handles.axes5,'Time(seconds)')
xlim(handles.axes5,[0 2.5])
ylabel(handles.axes5,'Displacement(cm)')
% xlabel('Time(seconds)','FontSize',12)
% ylabel('Z Coordinate (cm)','FontSize',12)
title(handles.axes5,'Left Ankle Z coordinate Vs
Time','FontSize',12)
% % --- Executes on button press in pushbutton45.
function pushbutton45_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load zleftknee
plot(handles.axes5,timeup,zleftknee,'r');
%axis tight
xlabel(handles.axes5,'Time(seconds)')
xlim(handles.axes5,[0 2.5])
ylabel(handles.axes5,'Displacement(cm)')
% xlabel('Time(seconds)','FontSize',12)
```

```
% ylabel('Z Coordinate (cm)', 'FontSize', 12)
title(handles.axes5, 'Left Knee Z coordinate Vs
Time', 'FontSize', 12)
%

% --- Executes on button press in pushbutton46.
function pushbutton46_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load zlefthip
plot(handles.axes5, timeup, zlefthip, 'r');
%axis tight
xlabel(handles.axes5, 'Time(seconds)')
xlim(handles.axes5, [0 2.5])
ylabel(handles.axes5, 'Displacement(cm)')
% xlabel('Time(seconds)', 'FontSize', 12)
% ylabel('Z Coordinate (cm)', 'FontSize', 12)
title(handles.axes5, 'Left Hip Z coordinate Vs
Time', 'FontSize', 12)

% --- Executes on button press in pushbutton47.
function pushbutton47_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load zrightknee
plot(handles.axes5, timeup, zrightknee);
%axis tight
xlabel(handles.axes5, 'Time(seconds)')
xlim(handles.axes5, [0 2.5])
ylabel(handles.axes5, 'Displacement(cm)')
% xlabel('Time(seconds)', 'FontSize', 12)
% ylabel('Z Coordinate (cm)', 'FontSize', 12)
title(handles.axes5, 'Right Knee Z coordinate Vs
Time', 'FontSize', 12)

% --- Executes on button press in pushbutton48.
function pushbutton48_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load zrightankle
plot(handles.axes5, timeup, zrightankle);
%axis tight
xlabel(handles.axes5, 'Time(seconds)')
xlim(handles.axes5, [0 2.5])
ylabel(handles.axes5, 'Displacement(cm)')
% xlabel('Time(seconds)', 'FontSize', 12)
% ylabel('Z Coordinate (cm)', 'FontSize', 12)
title(handles.axes5, 'Right Knee Z coordinate Vs
Time', 'FontSize', 12)

% --- Executes on button press in pushbutton49.
function pushbutton49_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load shoulderleftzlow
plot(handles.axes5, timeup, shoulderleftzlow, 'r');
```

```
%axis tight
xlabel(handles.axes5,'Time(seconds)')
xlim(handles.axes5,[0 2.5])
ylabel(handles.axes5,'Displacement(cm)')
% xlabel('Time(seconds)','FontSize',12)
% ylabel('Z Coordinate (cm)','FontSize',12)
title(handles.axes5,'Left Shoulder Z coordinate
Vs Time','FontSize',12)

% --- Executes on selection change in popupmenu3.
function popupmenu3_Callback(hObject, eventdata,
handles)
% hObject    handle to popupmenu3 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data
(see GUIDATA)

% Hints: contents = cellstr(get(hObject,'String'))
returns popupmenu3 contents as cell array
%         contents{get(hObject,'Value')} returns
selected item from popupmenu3

% --- Executes during object creation, after
setting all properties.
function popupmenu3_CreateFcn(hObject, eventdata,
handles)
% hObject    handle to popupmenu3 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until
after all CreateFcns called

% Hint: popupmenu controls usually have a white
background on Windows.
%         See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

% --- Executes on button press in pushbutton50.
function pushbutton50_Callback(hObject, eventdata,
handles)
static;

% --- Executes on button press in pushbutton58.
function pushbutton58_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load xrighthip
plot(handles.axes5,timeup,xrighthip);
%axis tight
xlabel(handles.axes5,'Time(seconds)')
xlim(handles.axes5,[0 2.5])
ylabel(handles.axes5,'Displacement(cm)')
% xlabel('Time(seconds)','FontSize',12)
% ylabel('X Coordinate (cm)','FontSize',12)
```

```
title(handles.axes5, 'Right Hip X coordinate Vs  
Time', 'FontSize', 12)  
  
% --- Executes on button press in pushbutton59.  
function pushbutton59_Callback(hObject, eventdata,  
handles)  
load timeup  
load yrighthip  
plot(handles.axes5, timeup, yrighthip);  
%axis tight  
xlabel(handles.axes5, 'Time (seconds)')  
xlim(handles.axes5, [0 2.5])  
ylabel(handles.axes5, 'Displacement (cm)')  
% xlabel('Time (seconds)', 'FontSize', 12)  
% ylabel('Y Coordinate (cm)', 'FontSize', 12)  
title(handles.axes5, 'Right Hip Y coordinate Vs  
Time', 'FontSize', 12)  
  
% --- Executes on button press in pushbutton60.  
function pushbutton60_Callback(hObject, eventdata,  
handles)  
load timeup  
load zrighthip  
plot(handles.axes5, timeup, zrighthip);  
%axis tight  
xlabel(handles.axes5, 'Time (seconds)')  
xlim(handles.axes5, [0 2.5])  
ylabel(handles.axes5, 'Displacement (cm)')  
% xlabel('Time (seconds)', 'FontSize', 12)  
% ylabel('Z Coordinate (cm)', 'FontSize', 12)  
title(handles.axes5, 'Right Hip Z coordinate Vs  
Time', 'FontSize', 12)  
  
% --- Executes on button press in pushbutton62.  
function pushbutton62_Callback(hObject, eventdata,  
handles)  
load timeup  
load shoulderrightxlow  
plot(handles.axes5, timeup, shoulderrightxlow);  
%axis tight  
xlabel(handles.axes5, 'Time (seconds)')  
xlim(handles.axes5, [0 2.5])  
ylabel(handles.axes5, 'Displacement (cm)')  
% xlabel('Time (seconds)', 'FontSize', 12)  
% ylabel('X Coordinate (cm)', 'FontSize', 12)  
title(handles.axes5, 'Right Shoulder X coordinate  
Vs Time', 'FontSize', 12)  
  
% --- Executes on button press in pushbutton63.  
function pushbutton63_Callback(hObject, eventdata,  
handles)  
load timeup  
load shoulderrightylow  
plot(handles.axes5, timeup, shoulderrightylow);  
%axis tight  
xlabel(handles.axes5, 'Time (seconds)')  
xlim(handles.axes5, [0 2.5])  
ylabel(handles.axes5, 'Displacement (cm)')  
% xlabel('Time (seconds)', 'FontSize', 12)
```

```
% ylabel('Y Coordinate (cm)', 'FontSize', 12)
title(handles.axes5, 'Right Shoulder Y coordinate
Vs Time', 'FontSize', 12)

% --- Executes on button press in pushbutton64.
function pushbutton64_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load shoulderrightzlow
plot(handles.axes5, timeup, shoulderrightzlow);
%axis tight
xlabel(handles.axes5, 'Time (seconds)')
xlim(handles.axes5, [0 2.5])
ylabel(handles.axes5, 'Displacement (cm)')
% xlabel('Time (seconds)', 'FontSize', 12)
% ylabel('X Coordinate (cm)', 'FontSize', 12)
title(handles.axes5, 'Right Shoulder X coordinate
Vs Time', 'FontSize', 12)

% --- Executes on button press in pushbutton65.
function pushbutton65_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load lumbarlowx
plot(handles.axes5, timeup, lumbarlowx, 'r');
%axis tight
xlabel(handles.axes5, 'Time (seconds)')
xlim(handles.axes5, [0 2.5])
ylabel(handles.axes5, 'Displacement (cm)')
% xlabel('Time (seconds)', 'FontSize', 12)
% ylabel('X Coordinate (cm)', 'FontSize', 12)
title(handles.axes5, 'CG X coordinate Vs
Time', 'FontSize', 12)

% --- Executes on button press in pushbutton66.
function pushbutton66_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load lumbarlowy
plot(handles.axes5, timeup, lumbarlowy, 'r');
%axis tight
xlabel(handles.axes5, 'Time (seconds)')
xlim(handles.axes5, [0 2.5])
ylabel(handles.axes5, 'Displacement (cm)')
% xlabel('Time (seconds)', 'FontSize', 12)
% ylabel('Y Coordinate (cm)', 'FontSize', 12)
title(handles.axes5, 'CG Y coordinate Vs
Time', 'FontSize', 12)

% --- Executes on button press in pushbutton67.
function pushbutton67_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load lumbarlowz
plot(handles.axes5, timeup, lumbarlowz, 'r');
%axis tight
xlabel(handles.axes5, 'Time (seconds)')
xlim(handles.axes5, [0 2.5])
```

```
ylabel(handles.axes5,'Displacement (cm)')
% xlabel('Time(seconds)', 'FontSize',12)
% ylabel('Z Coordinate (cm)', 'FontSize',12)
title(handles.axes5,'CG Z coordinate Vs
Time', 'FontSize',12)
```

```
function edit3_Callback(hObject, eventdata,
handles)
% hObject    handle to edit3 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data
(see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of
edit3 as text
%          str2double(get(hObject,'String')) returns
contents of edit3 as a double
```

```
% --- Executes during object creation, after
setting all properties.
function edit3_CreateFcn(hObject, eventdata,
handles)
% hObject    handle to edit3 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until
after all CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white
background on Windows.
%          See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
```

```
function pushbutton72_Callback(hObject, eventdata,
handles)
hold off
cla(handles.axes5,'reset')
% cla reset
addaxisreset;
```

```
function pushbutton74_Callback(hObject, eventdata,  
handles)
```

```
hold(handles.axes5);
```

```
function pushbutton77_Callback(hObject, eventdata,  
handles)  
mainfile2;
```

```
function pushbutton81_Callback(hObject, eventdata,  
handles)
```

```
load timeup  
load anglekneeleft
```

```
plot(handles.axes5,timeup,anglekneeleft,'r-.')  
%axis tight  
xlabel(handles.axes5,'Time(seconds)')  
xlim(handles.axes5,[0 2.5])  
ylabel(handles.axes5,'Angle(degrees)')  
% title(handles.axes5,'Left Knee Angle Vs  
Time','FontSize',10,'VerticalAlignment',  
'bottom','HorizontalAlignment','right');  
% h= title(handles.axes5,'Left Knee Angle Vs  
Time','FontSize',10);  
% pos = get ( h, 'position' )  
% set ( h, 'position', [0.4 72.3346303501946 ] )  
% z=legend(handles.axes5,'Left Knee Angle Vs  
Time','Location','NorthOutside');  
% set(z,'FontSize',9);  
% xlim([0 2.5])  
% xlabel('Time(seconds)','FontSize',12)  
% ylabel('Angle (deg)','FontSize',12)  
title(handles.axes5,'Left Knee Angle Vs  
Time','FontSize',12)
```

```
function pushbutton83_Callback(hObject, eventdata,  
handles)
```

```
load timeup  
load anglehipleft  
plot(handles.axes5,timeup,anglehipleft,'r-.');  
%axis tight  
xlabel(handles.axes5,'Time(seconds)')  
xlim(handles.axes5,[0 2.5])  
ylabel(handles.axes5,'Angle(degrees)')  
% h= title(handles.axes5,'Left Knee Angle Vs  
Time','FontSize',10);  
% pos = get ( h, 'position' )  
% set ( h, 'position', [0.4 72.3346303501946 ] )
```



```
% xlabel('Time (seconds)', 'FontSize', 12)
% ylabel('Angle (deg)', 'FontSize', 12)
title(handles.axes5, 'Left Hip Angle Vs
Time', 'FontSize', 12)

function pushbutton84_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load angleshoulderleft
plot(handles.axes5, timeup, angleshoulderleft, 'r-
. ');
%axis tight
xlabel(handles.axes5, 'Time (seconds) ')
xlim(handles.axes5, [0 2.5])
ylabel(handles.axes5, 'Angle (degrees) ')
% xlabel('Time (seconds)', 'FontSize', 12)
% ylabel('Angle (deg)', 'FontSize', 12)
title(handles.axes5, 'Shoulder Angle Vs
Time', 'FontSize', 12)

function pushbutton86_Callback(hObject, eventdata,
handles)
% kneeangleright;
load timeup
load anglekneeright
plot(handles.axes5, timeup, anglekneeright, '-. ');
%axis tight
xlabel(handles.axes5, 'Time (seconds) ')
xlim(handles.axes5, [0 2.5])
ylabel(handles.axes5, 'Angle (degrees) ')
% xlabel('Time (seconds)', 'FontSize', 12)
% ylabel('Angle (deg)', 'FontSize', 12)
title(handles.axes5, 'Right Knee Angle Vs
Time', 'FontSize', 12)

function pushbutton87_Callback(hObject, eventdata,
handles)

load timeup
load anglehipright
plot(handles.axes5, timeup, anglehipright, '-. ');
%axis tight
xlabel(handles.axes5, 'Time (seconds) ')
xlim(handles.axes5, [0 2.5])
ylabel(handles.axes5, 'Angle (degrees) ')
% xlabel('Time (seconds)', 'FontSize', 12)
% ylabel('Angle (deg)', 'FontSize', 12)
% title(handles.axes5, 'Right Hip Angle Vs
Time', 'FontSize', 10, 'Position', [0.4, 41]);
title(handles.axes5, 'Right Hip Angle Vs
Time', 'FontSize', 12)

function pushbutton89_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load angletrunk
plot(handles.axes5, timeup, angletrunk, 'r-. ');
%axis tight
```

```
xlabel(handles.axes5, 'Time (seconds) ')
xlim(handles.axes5, [0 2.5])
ylabel(handles.axes5, 'Angle (degrees) ')
% xlabel('Time (seconds)', 'FontSize', 12)
% ylabel('Angle (deg)', 'FontSize', 12)
title(handles.axes5, 'Trunk Angle Vs
Time', 'FontSize', 12)
```

```
function pushbutton90_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load anglepelvis
plot(handles.axes5, timeup, anglepelvis, 'r-.');
%axis tight
xlabel(handles.axes5, 'Time (seconds) ')
xlim(handles.axes5, [0 2.5])
ylabel(handles.axes5, 'Angle (degrees) ')
% xlabel('Time (seconds)', 'FontSize', 12)
% ylabel('Angle (deg)', 'FontSize', 12)
title(handles.axes5, 'Pelvis Angle Vs
Time', 'FontSize', 12)
```

```
function pushbutton92_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load cgx
plot(handles.axes5, timeup, cgx, 'r');
%axis tight
xlabel(handles.axes5, 'Time (seconds) ')
xlim(handles.axes5, [0 2.5])
ylabel(handles.axes5, 'Displacement (cm) ')
% xlabel('Time (seconds)', 'FontSize', 12)
% ylabel('X Coordinate (cm)', 'FontSize', 12)
title(handles.axes5, 'CG X coordinate Vs
Time', 'FontSize', 12)
```

```
function pushbutton93_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load cgy
plot(handles.axes5, timeup, cgy, 'r');
%axis tight
xlabel(handles.axes5, 'Time (seconds) ')
xlim(handles.axes5, [0 2.5])
ylabel(handles.axes5, 'Displacement (cm) ')
% xlabel('Time (seconds)', 'FontSize', 12)
% ylabel('Y Coordinate (cm)', 'FontSize', 12)
title(handles.axes5, 'CG Y coordinate Vs
Time', 'FontSize', 12)
```

```
function pushbutton94_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load timeup
load cgz
plot(handles.axes5, timeup, cgz, 'r');
%axis tight
xlabel(handles.axes5, 'Time (seconds) ')

```

```
xlim(handles.axes5,[0 2.5])
ylabel(handles.axes5,'Displacement(cm)')
% xlabel('Time(seconds)','FontSize',12)
% ylabel('Z Coordinate (cm)','FontSize',12)
title(handles.axes5,'CG Z coordinate Vs
Time','FontSize',12)
```

```
function pushbutton95_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load fx1max;
fx1max = fx1max/9.81;
a= sprintf('%6.2f Kg',fx1max );
set(handles.text7,'string',a,'fontsize',12);
```

```
function pushbutton18_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load fylmax;
fylmax = fylmax/9.81;
a= sprintf('%6.2f Kg',fylmax );
set(handles.text7,'string',a,'fontsize',12);
```

```
function pushbutton96_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load fz1max;
fz1max = fz1max/9.81;
a= sprintf('%6.2f Kg',fz1max );
set(handles.text7,'string',a,'fontsize',12);
```

```
function pushbutton97_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load fy2max;
fy2max = fy2max/9.81;
a= sprintf('%6.2f Kg',fy2max );
set(handles.text7,'string',a,'fontsize',12);
```

```
function pushbutton98_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load fx2max;
fx2max = fx2max/9.81;
a= sprintf('%6.2f Kg',fx2max );
set(handles.text7,'string',a,'fontsize',12);
```

```
function pushbutton99_Callback(hObject, eventdata,
handles)
load fz2max;
fz2max = fz2max/9.81;
a= sprintf('%6.2f Kg',fz2max );
set(handles.text7,'string',a,'fontsize',12);
```

```
function pushbutton100_Callback(hObject,  
    eventdata, handles)  
    hold(handles.fx)  
  
function pushbutton101_Callback(hObject,  
    eventdata, handles)  
    hold off  
    cla(handles.fx, 'reset');  
  
function pushbutton102_Callback(hObject,  
    eventdata, handles)  
    load timeup  
    load anglepelvis2  
    plot(handles.axes5,timeup,anglepelvis2,'-.');  
    xlabel(handles.axes5, 'Time (seconds)')  
    xlim(handles.axes5, [-0.89 2.5])  
    ylabel(handles.axes5, 'Angle (degrees)')  
    title(handles.axes5, 'Pelvis Angle Vs  
    Time', 'FontSize', 12)  
  
function pushbutton103_Callback(hObject,  
    eventdata, handles)  
    load fz2normal  
    load time  
    [b,a] = butter(6, 0.2, 'low');  
    fz2low= filtfilt(b ,a, fz2normal);  
    [pks9,locs9] =  
    findpeaks(fz2low, 'minpeakheight', 0.01);  
    fz2max = max(fz2low)  
    for i=1:length(locs9)  
        gait(i)=time(locs9(i));  
    end  
  
    a= gait(i)  
    vline2(handles.axes5,0, 'k-.');  
    vline2(handles.axes5,a, 'k-.');  
  
function pushbutton104_Callback(hObject,  
    eventdata, handles)  
    vline2(handles.fx,0, 'k-.');  
    vline2(handles.fx,2.15, 'k-.');  
function addaxis(varargin)  
  
%ADDAXIS adds an axis to the current plot  
%  
  
% get current axis  
    cah = gca;  
  
    if nargin>=3 & ~isstr(varargin{3})  
        yl2 = varargin{3};  
        indkeep = setdiff(1:nargin,3);  
        [varargintemp{1:nargin-1}] =  
        deal(varargin{indkeep});  
        varargin = varargintemp;
```

```
end

% assume existing plot has axes scaled the way
you want.
yl = get(cah, 'ylim');
cpos = get(cah, 'position');
set(cah, 'box', 'off');

% get userdata of current axis. this will hold
handles to
% additional axes and the handles to their
corresponding plots
% in the main axis
% axh = get(cah, 'userdata');
axh = getaddaxisdata(cah, 'axisdata');

ledge = cpos(1);
if length(axh) >= 1
    if length(axh)/2 == round(length(axh)/2)
        rpos = get(axh{end-1}(1), 'position');
        rledge = rpos(1);
        lpos = get(axh{end}(1), 'position');
        ledge = lpos(1);
    else
        rpos = get(axh{end}(1), 'position');
        rledge = rpos(1);
        if length(axh) > 1
            lpos = get(axh{end-1}(1), 'position');
            ledge = lpos(1);
        end
    end
else
    rledge = cpos(3) + cpos(1);
    ledge = cpos(1);
end

totwid = rledge - ledge;

% assume axes are added on right, then left, then
right, etc.
numax = length(axh) + 1;

% parameters setting axis separation
axcompleft = 0.12;
if numax == 1
    axcompright = 0.0;
else
    axcompright = 0.12;
end

if numax/2 == round(numax/2)
    side = 'left';
    xpos = ledge - axcompleft * totwid;
else
    side = 'right';
    xpos = rledge + axcompright * totwid;
end
```

```
h_ax = axes('position',[xpos, cpos(2),
cpos(3)*.015, cpos(4)]);
% plot in new axis to get the automatically
generated ylimits
hplt = plot(varargin{:});

if ~exist('yl2')
    yl2 = get(h_ax,'ylim');
end

set(h_ax,'axislocation',side);
set(h_ax,'color',get(gcf,'color'));
set(h_ax,'box','off');
set(h_ax,'xtick',[]);
set(hplt,'visible','off');

set(h_ax,'ylim',yl2);

% rescale all y-values
y = varargin{2};

y = (y-yl2(1))./(yl2(2)-yl2(1)).*(yl(2)-
yl(1))+yl(1);

varargin{2} = y;
axes(cah)
hplt = aa_splot(varargin{:});
set(gca,'ylim',yl);

% store the handles in the axis userdata
axh[length(axh)+1] = [h_ax;hplt];
% set(cah,'userdata',axh);
setaddaxisdata(cah,axh,'axisdata');
set(cah,'box','off');

% set the axis color if a single line was added
to the plot
if length(hplt)==1
    set(h_ax,'ycolor',get(hplt,'color'));
end

% Now, compress main axis so the extra axes
don't interfere
% or dissappear

% get axis handles
axhand = cah;
postot(1,:) = get(cah,'position');
for I = 1:length(axh)
    axhand(I+1) = axh{I}(1);
    postot(I+1,:) = get(axhand(I+1),'position');
end

if numax/2 == round(numax/2)
%     side = 'left';
```

```
set(cah, 'position', [postot(1,1)+axcompleft*totwid,
postot(1,2), ...
      postot(1,3)-axcompleft*totwid,
postot(1,4)]);
  indshift = [2:2:size(postot,1)-1];
  for I = 1:length(indshift)

set(axhand(indshift(I)+1), 'position', [postot(indsh
ift(I)+1,1)+axcompleft*totwid, ...

postot(indshift(I)+1,2:end)]);
  end

  else
%   side = 'right';

set(cah, 'position', [postot(1,1),postot(1,2),postot
(1,3)-axcompright*totwid,postot(1,4)]);
  indshift = [1:2:size(postot,1)-1];
  for I = 1:length(indshift)

set(axhand(indshift(I)+1), 'position', [postot(indsh
ift(I)+1,1)-axcompright*totwid, ...
      postot(indshift(I)+1,2:end)]);
  end

end
```

```
function forcegraph;

%cd('c:/report');
[filename, pathname] = uigetfile('*.xls', 'Select
data file');

f = [pathname filename];

[num, text, raw] = xlsread(f);

clear num
clear text

m = raw;

clear raw

load normalization;

%read from excel file

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

fx1=cell2mat(m(217:end,2));
fy1=cell2mat(m(217:end,3));
fz1=cell2mat(m(217:end,4));

fx2=cell2mat(m(217:end,5));
fy2=cell2mat(m(217:end,6));
fz2=cell2mat(m(217:end,7));

%Perform normalization
for i = 1:length(fz1)
fx1normal(i)=fx1(i) /normalization;
fy1normal(i)=fy1(i) /normalization;
fz1normal(i)=fz1(i) /normalization;

fx2normal(i)=fx2(i) /normalization;
fy2normal(i)=fy2(i) /normalization;
fz2normal(i)=fz2(i) /normalization;
end

%Apply smoothing filter
[b,a] = butter(6, 0.2, 'low');

fx1low= filtfilt(b ,a, fx1normal);
fy1low= filtfilt(b ,a, fy1normal);
fz1low= filtfilt(b ,a, fz1normal)

fx2low= filtfilt(b ,a, fx2normal);
fy2low= filtfilt(b ,a, fy2normal);
fz2low= filtfilt(b ,a, fz2normal);

%Generate time series
tm = 0.0020001000949949;
time= -0.754;
```



```
for i = 2:length(fz1low);

    time(i) = time(i-1)+tm;
end

%Find critical Peaks for Fz1 and Fz2
fx1max = max(fx1low)*normalization;
fx1max = round(fx1max*100)/100;
fy1max = max(fy1low)*normalization;
fy1max = round(fy1max*100)/100;
fz1max = max(fz1low)*normalization;
fz1max = round(fz1max*100)/100;

fx2max = max(fx2low)*normalization;
fx2max = round(fx2max*100)/100;
fy2max = max(fy2low)*normalization;
fy2max = round(fy2max*100)/100;
fz2max = max(fz2low)*normalization;
fz2max = round(fz2max*100)/100;

%Fz1
[pks1,locs1] =
findpeaks(fz1low,'minpeakheight',0.08);
[pks2,locs2] =
findpeaks(fz1low,'minpeakheight',0.08);
%[pks3,locs3] = findpeaks(-
fz1low+10,'minpeakheight',-0.05);

for i=1:length(locs1)
    time1(i)=time(locs1(i));
end

for i=1:length(locs2)
    time2(i)=time(locs2(i));
end

%Fz2
[pks4,locs4] =
findpeaks(fz2low,'minpeakheight',0.01);
[pks5,locs5] =
findpeaks(fz2low,'minpeakheight',0.5);
%[pks6,locs6] = findpeaks(-
fz2low+10,'minpeakheight',-0.05);

for i=1:length(locs4)
    time4(i)=time(locs4(i));
end

for i=1:length(locs5)
    time5(i)=time(locs5(i));
end

% pks2=pks2(1);
% time2=time2(1);

f1 = [time1(1) pks1(1)];

f2 = [time2(1) pks2(1)];

f3 = [time4(1) pks4(1)];
```

```
f4 = [time5(1) pks5(1)];

%contact time

for i=1:length(fz1normal)
    if fz1normal(i)*(normalization)>10 &&
fz1normal(i)*(normalization)<80
        point1=fz1normal(i);
        firstpoint1=time(i);
        break;
    end
end

for i=1:length(fz1normal)
    if fz1normal(i)*(normalization)>5 &&
fz1normal(i)*(normalization)<8
        point2=fz1normal(i);
        firstpoint2=time(i);
    end
end

for i=1:length(fz2normal)
    if fz2normal(i)*(normalization)>10 &&
fz2normal(i)*(normalization)<80
        point3=fz2normal(i);
        firstpoint3=time(i);
        break;
    end
end

for i=1:length(fz2normal)
    if fz2normal(i)*(normalization)>10 &&
fz2normal(i)*(normalization)<80
        point4=fz2normal(i);
        firstpoint4=time(i);
    end
end

contacttime1=firstpoint2-firstpoint1;
contacttime1 = round(contacttime1*100)/100;
contacttime2=firstpoint4-firstpoint3;
contacttime2 = round(contacttime2*100)/100;
totalcontacttime= contacttime1+contacttime2;
totalcontacttime =
round(totalcontacttime*100)/100;

save time time
save fx1normal fx1normal
save fy1normal fy1normal
save fz1normal fz1normal
save f1 f1
save f2 f2
save contacttime1 contacttime1
save firstpoint1 firstpoint1
```

```
save firstpoint2 firstpoint2
save point1 point1
save point2 point2
save fx2normal fx2normal
save fy2normal fy2normal
save fz2normal fz2normal
save f3 f3
save f4 f4
save contacttime2 contacttime2
save firstpoint3 firstpoint3
save firstpoint4 firstpoint4
save point3 point3
save point4 point4
save totalcontacttime totalcontacttime
save fx1max fx1max
save fy1max fy1max
save fz1max fz1max
save fx2max fx2max
save fy2max fy2max
save fz2max fz2max
```

```
function new_user;

load ID
ID = ID+1;
ID = num2str(ID);

prompt = {'ID:', 'Name:', 'Date of
Birth:', 'Height:', 'Weight:', 'Date of
Exam:', 'Clinician', 'Injured
Part', 'Diagnosis', 'Comments'};
dlg_title = 'Patient Info';
num_lines = 1;
def = {ID, '', '', '', '', '', '', '', ''};
options.Resize='on';
options.WindowStyle='normal';
%options.Interpreter='tex';
answer =
inputdlg(prompt,dlg_title,num_lines,def,options);

folder = [answer{2},ID];
mkdir(folder)
path = [cd, '\', folder, '\'];
filename = [path, answer{2}, '_info.txt']
fid = fopen(filename, 'w');
fprintf(fid, 'ID: %s \n', answer{1});
fprintf(fid, 'Name: %s \n', answer{2});
fprintf(fid, 'Date of Birth: %s \n', answer{3});
fprintf(fid, 'Height: %s \n', answer{4});
fprintf(fid, 'Weight: %s \n', answer{5});
fprintf(fid, 'Date of Exam: %s \n', answer{6});
fprintf(fid, 'Clinician: %s \n', answer{7});
fprintf(fid, 'Injured Part: %s \n', answer{8});
fprintf(fid, 'Diagnosis: %s \n', answer{9});
fprintf(fid, 'Comments: %s \n', answer{10});
fclose(fid);

%open([path, answer{2}, '_info.txt']);

weightuser=cell2mat(answer(5));

weight=str2num(weightuser);

normalization=weight*9.81;

class(normalization)

ID = str2num(ID);

save ID ID;
save path path;
save normalization normalization;

[filename, pathname] = uigetfile('*.*', 'Pick a
file');
```

```
s = [pathname filename];

n = xlsread(s, 'b16:aq16');

%Ypologismos tou fantastikou shmadiou tou isxuou

%aristera
xkneeleft=n(13);
ykneeleft=n(14);
zkneeleft=n(15);

xhipleft=n(19);
yhipleft=n(20);
zhipleft=n(21);

x4left=n(16);
y4left=n(17);
z4left=n(18);

zfanhipleft=zhipleft;

%epipedo z-y
ehipleft=(z4left-zkneeleft)/(y4left-ykneeleft);
%fanhip kai 4 sthn idia euthia
yfanhipleft=((zfanhipleft-
zkneeleft)/ehipleft)+ykneeleft;

%epipedo z-x

ehipleft2=(z4left-zkneeleft)/(x4left-xkneeleft);
%fanhipleft kai 4left sthn idia euthia
xfanhipleft =(( zfanhipleft-zkneeleft
)/ehipleft2)+xkneeleft;

D4fanhipleftx=abs(( xfanhipleft-x4left ));
D4fanhiplefty=abs (( yfanhipleft-y4left ));
D4fanhipleftz=abs(( zfanhipleft-z4left ));
Dhiprealfanhipleft = abs((yfanhipleft-yhipleft));
Dknee4leftx=abs((xkneeleft-x4left));
Dknee4lefty=abs((ykneeleft-y4left));
Dknee4leftz=abs((zkneeleft-z4left));
%ratiohipleft=D4fanhipleft/Dknee4left
ratiohipleftx=D4fanhipleftx/Dknee4leftx;
ratiohiplefty=D4fanhiplefty/Dknee4lefty;
ratiohipleftz=D4fanhipleftz/Dknee4leftz;

%deksia
xkneeright=n(33);
ykneeright=n(34);
zkneeright=n(35);

xhipright=n(39);
yhipright=n(40);
zhipright=n(41);

y4right=n(36);
x4right=n(37);
```

```
z4right=n(38);

zfanhipright=zhipright;

%epipedo z-y
ehipright=(z4right-zkneeright)/(y4right-
ykneeright);
%fanhipright kai 4right sthn idia euthia
yfanhipright=((zfanhipright-
zkneeright)/ehipright)+ykneeright;

ehipright2=(z4right-zkneeright)/(x4right-
xkneeright);
%fanhipleft kai 4left sthn idia euthia
xfanhipright =(( zfanhipright-zkneeright
)/ehipright2)+xkneeright;

D4fanhiprightx=abs(( xfanhipright-x4right ));
D4fanhiprighty=abs (( yfanhipright-y4right ));
D4fanhiprightz=abs(( zfanhipright-z4right ));
Dhiprealfanhipright = abs((yfanhipright-
yhipright));

Dknee4rightx=abs((xkneeright-x4right));
Dknee4righty=abs((ykneeright-y4right));
Dknee4rightz=abs((zkneeright-z4right));

ratiohiprightx=D4fanhiprightx/Dknee4rightx;
ratiohiprighty=D4fanhiprighty/Dknee4righty;
ratiohiprightz=D4fanhiprightz/Dknee4rightz;

%Ypologismos tou fantastikou shmadiou tou gonatos

%aristera

xkneeleft=n(13);
ykneeleft=n(14);
zkneeleft=n(15);

x3left=n(10);
y3left=n(11);
z3left=n(12);

x2left=n(7);
y2left=n(8);
z2left=n(9);

zfankneeleft=zkneeleft

%epipedo z-y

ekneeleft=(z3left-z2left)/(y3left-y2left);
%2left kai fankneeleft sthn idia eutheia
yfankneeleft=((zfankneeleft-
z2left)/ekneeleft)+y2left
```

```
%epipedo z-x
ekneeleft2=(z3left-z2left)/(x3left-x2left);
%2left kai fankneeleft sthn idia eutheia
xfankneeleft =(( zfankneeleft-z2left
)/ekneeleft2)+x2left

D3fankneeleftx=abs(( xfankneeleft-x3left ));
D3fankneelefty=abs(( yfankneeleft-y3left ));
D3fankneeleftz=abs(( zfankneeleft-z3left ));

Dkneerealfankneeleft = abs((yfankneeleft-
ykneeleft));

D23leftx=abs((x2left-x3left));
D23lefty=abs((y2left-y3left));
D23leftz=abs((z2left-z3left));
%ratiokneeleft=D3fankneeleft/D23left
ratiokneeleftx=D3fankneeleftx/D23leftx;
ratiokneelefty=D3fankneelefty/D23lefty;
ratiokneeleftz=D3fankneeleftz/D23leftz;

%deksia

xkneeright=n(33);
ykneeright=n(34);
zkneeright=n(35);

x3right=n(30);
y3right=n(31);
z3right=n(32)

x2right=n(27);
y2right=n(28);
z2right=n(29)

zfankneeright=zkneeright

%epipedo z-y

ekneeright=(z3right-z2right)/(y3right-y2right);
%2right kai fankneeright sthn idia eutheia
yfankneeright=((zfankneeright-
z2right)/ekneeright)+y2right

ekneeright2=(z3right-z2right)/(x3right-x2right);
%2left kai fankneeleft sthn idia eutheia
xfankneeright =(( zfankneeright-z2right
)/ekneeright2)+x2right

D3fankneerightx=abs(( xfankneeright-x3right ));
D3fankneerighty=abs(( yfankneeright-y3right ));
D3fankneerightz=abs(( zfankneeright-z3right ));

Dkneerealfankneeright = abs((yfankneeright-
ykneeright));
```

```
D23rightx=abs((x2right-x3right));
D23righty=abs((y2right-y3right));
D23rightz=abs((z2right-z3right))

ratiokneerightx=D3fankneerightx/D23rightx;
ratiokneerighty=D3fankneerighty/D23righty;
ratiokneerightz=D3fankneerightz/D23rightz;

%ypologismos fantastikou shmadiou podoknimikis

%deksia
x3right=n(30);
y3right=n(31);
z3right=n(32);

x2right=n(27);
y2right=n(28);
z2right=n(29);

xankleright=n(24);
yankleright=n(25);
zankleright=n(26);

zfanankleright=zankleright;

%epipedo z-y

eankleright= ((z2right-z3right)/(y2right-
y3right));
%fanankle kai 2right sthn idia euthia
yfanankleright=((zfanankleright+z3right)/eanklerig
ht)+ y3right;

eankleright2 = (z2right-z3right)/ (x2right-
x3right);
% fanankle kai 2left sthn idia euthia
xfanankleright= (( zfanankleright-
y3right)/eankleright2)+x3right;

Danklerealxfanankleright = abs((yankleright-
yfanankleright));

Dfanankleleft2rightx=abs((xfanankleright-
x2right));
Dfanankleleft2righty=abs((yfanankleright-
y2right));
Dfanankleleft2rightz=abs((zfanankleright-
z2right));

ratioanklerightx= Dfanankleleft2rightx/D23rightx;
ratioanklerighty= Dfanankleleft2righty/D23righty;
ratioanklerightz= Dfanankleleft2rightz/D23rightz
```



```
%aristera

x3left=n(10);
y3left=n(11);
z3left=n(12);

x2left=n(7);
y2left=n(8);
z2left=n(9);

xankleleft=n(4);
yankleleft=n(5);
zankleleft=n(6);

zfanankleleft=zankleleft;

%epipedo z-y

eankleleft=(z2left-z3left)/(y2left-y3left);
%fanankle kai 2left sthn idia euthia
yfanankleleft=((zfanankleleft-z3left)/eankleleft)+
y3left;

%epipedo z-x
eankleleft2 = (z2left-z3left)/(x2left-x3left);
% fanankle kai 2left sthn idia euthia
xfanankleleft= (( zfanankleleft-
y3left)/eankleleft2)+x3left;

Danklerealxfanankleleft = abs((yankleleft-
yfanankleleft));
%Dfanankleleft2left = sqrt ( ( zfanankleleft-
z2left)^2 + (yfanankleleft-y2left)^2 +
(xfanankleleft-x2left)^2)
Dfanankleleft2leftx=abs((xfanankleleft-x2left));
Dfanankleleft2lefty=abs((yfanankleleft-y2left));
Dfanankleleft2leftz=abs((zfanankleleft-z2left));

%D23left = sqrt ( (z2left-z3left)^2 + (y2left-
y3left)^2 + (x2left-x3left)^2)

%ratioankleleft= Dfanankleleft2left/D23left
ratioankleleftx= Dfanankleleft2leftx/D23leftx;
ratioanklelefty= Dfanankleleft2lefty/D23lefty;
ratioankleleftz= Dfanankleleft2leftz/D23leftz

save static;

[filename, pathname] = uigetfile('*.*xls', 'Pick a
file');
```

```
f = [pathname filename];
[num, text, raw] = xlsread(f);

clear num
clear text

m = raw;

clear raw
%m = xlsread(f);
%load static
lext1x=cell2mat(m(16:end,2));
lext1y=cell2mat(m(16:end,3));
lext1z=cell2mat(m(16:end,4));
lext2x=cell2mat(m(16:end,5));
lext2y=cell2mat(m(16:end,6));
lext2z=cell2mat(m(16:end,7));
lext3x=cell2mat(m(16:end,8));
lext3y=cell2mat(m(16:end,9));
lext3z=cell2mat(m(16:end,10))

lext4x=cell2mat(m(16:end,11))
lext4x(isnan(lext4x)) =
interp1(find(~isnan(lext4x)),
lext4x(~isnan(lext4x)), find(isnan(lext4x)),
'cubic')

lext4y=cell2mat(m(16:end,12));
lext4y(isnan(lext4y)) =
interp1(find(~isnan(lext4y)),
lext4y(~isnan(lext4y)), find(isnan(lext4y)),
'cubic')

lext4z=cell2mat(m(16:end,13));
lext4z(isnan(lext4z)) =
interp1(find(~isnan(lext4z)),
lext4z(~isnan(lext4z)), find(isnan(lext4z)),
'cubic')

time2 = xlsread(f, 'z16:z112');
load static;

for i= 1:length(time2);
    xleftankle(i)= lext2x(i)- ((lext3x(i)-x2left) *
ratioankleleftx);
    yleftankle(i)= (lext2y(i)- ((lext3y(i)-y2left)
* ratioanklelefty))-Danklerealfanankleleft;
    zleftankle(i)= lext2z(i)- ((lext3z(i)-z2left) *
ratioankleleftz);

    xleftknee(i)=lext3x(i)+ ((lext3x(i)-x2left) *
ratiokneeleftx);
```

```
yleftknee(i)=(left3y(i)+ ((left3y(i)-y2left) *  
ratiokneelefty))-Dkneerealfankneeleft;  
zleftknee(i)=left3z(i)+ ((left3z(i)-z2left) *  
ratiokneeleftz);
```

```
xlefthip(i)= left4x(i)+ ((left4x(i)-xkneeleft)  
* ratiohipleftx);  
ylefthip(i)= (left4y(i)+ ((left4y(i)-  
ykneeleft) * ratiohiplefty))- Dhiprealfanhipleft;  
zlefthip(i)= left4z(i) + ((left4z(i)-  
zkneeleft) * ratiohipleftz);  
end
```

```
%deksia
```

```
rext1x=xlsread(f, 'n16:n112');  
rext1y=xlsread(f, 'o16:o112');  
rext1z=xlsread(f, 'p16:p112');  
rext2x=xlsread(f, 'q16:q112');  
rext2y=xlsread(f, 'r16:r112');  
rext2z=xlsread(f, 's16:s112');  
rext3x=xlsread(f, 't16:t112');  
rext3y=xlsread(f, 'u16:u112');  
rext3z=xlsread(f, 'v16:v112');
```

```
rext4x=xlsread(f, 'w16:w112');  
rext4x(isnan(rext4x)) =  
interp1(find(~isnan(rext4x)),  
rext4x(~isnan(rext4x)), find(isnan(rext4x)),  
'cubic')
```

```
rext4y=xlsread(f, 'x16:x112');  
rext4y(isnan(rext4y)) =  
interp1(find(~isnan(rext4y)),  
rext4y(~isnan(rext4y)), find(isnan(rext4y)),  
'cubic')
```

```
rext4z=xlsread(f, 'y16:y112');  
rext4z(isnan(rext4z)) =  
interp1(find(~isnan(rext4z)),  
rext4z(~isnan(rext4z)), find(isnan(rext4z)),  
'cubic')
```

```
% time2 = xlsread(f, 'z16:z112');  
% load static;
```

```
for i= 1:length(time2);  
xrightankle(i)= rext2x(i)- ((rext3x(i)-x2right)  
* ratioanklerightx);  
yrightankle(i)= (rext2y(i)- ((rext3y(i)-  
y2right) * ratioanklerighty))-  
Danklerealfanankleright;  
zrightankle(i)= rext2z(i)- ((rext3z(i)-z2right)  
* ratioanklerightz);  
  
xrightknee(i)=rext3x(i)+ ((rext3x(i)-x2right)  
* ratiokneerightx);  
yrightknee(i)=(rext3y(i)+ ((rext3y(i)-y2right)  
* ratiokneerighty))-Dkneerealfankneeright;
```

```
    zrightknee(i)=rext3z(i)+ ((rext3z(i)-z2right)
* ratiokneerightz);
```

```
    xrighthip(i)= rext4x(i)+ ((rext4x(i)-
xkneeright) * ratiohiprightx);
    yrighthip(i)= (rext4y(i)+ ((rext4y(i)-
ykneeright) * ratiohiprighty))-
Dhiprealfanhipright;
    zrighthip(i)= rext4z(i) + ((rext4z(i)-
zkneeright) * ratiohiprightz);
end
```

```
save dynamic2;
```

```
save xleftankle xleftankle
save yleftankle yleftankle
save zleftankle zleftankle
```

```
save xleftknee xleftknee
save yleftknee yleftknee
save zleftknee zleftknee
```

```
save xlefthip xlefthip
save ylefthip ylefthip
save zlefthip zlefthip
```

```
save xrightankle xrightankle
save yrightankle yrightankle
save zrightankle zrightankle
```

```
save xrightknee xrightknee
save yrightknee yrightknee
save zrightknee zrightknee
```

```
save xrighthip xrighthip
save yrighthip yrighthip
save zrighthip zrighthip
```

```
save time2 time2
```

```
function upperbody
```

```
[filename, pathname] = uigetfile('*.xls', 'Select
data file');
```

```
f = [pathname filename];
```

```
[num, text, raw] = xlsread(f);
```

```
clear num
clear text
```

```
m = raw;
```

```
clear raw

%pelvis

lasisx=cell2mat(m(16:end,2));
lasisy=cell2mat(m(16:end,3));
lasisz=cell2mat(m(16:end,4));

rasisx=cell2mat(m(16:end,5));
rasisy=cell2mat(m(16:end,6));
rasisz=cell2mat(m(16:end,7));

%lumbar

lumbarx=cell2mat(m(16:end,8));
lumbary=cell2mat(m(16:end,9));
lumbarz=cell2mat(m(16:end,10));

%shoulder

shoulderleftx=cell2mat(m(16:end,11));
shoulderlefty=cell2mat(m(16:end,12));
shoulderleftz=cell2mat(m(16:end,13));

shoulderrightx=cell2mat(m(16:end,14));
shoulderrighty=cell2mat(m(16:end,15));
shoulderrightz=cell2mat(m(16:end,16));

%butterworth filter

[b,a] = butter(4, 0.1, 'low');

lasisxlow= filtfilt(b ,a, lasisx);
lasisylow= filtfilt(b ,a, lasisy);
lasiszlow= filtfilt(b ,a, lasisz);

rasisxlow= filtfilt(b ,a, rasisx);
rasisylow= filtfilt(b ,a, rasisy);
rasiszlow= filtfilt(b ,a, rasisz);

lumbarlowx=filtfilt(b ,a, lumbarx);
lumbarlowy=filtfilt(b ,a, lumbary);
lumbarlowz=filtfilt(b ,a, lumbarz);

shoulderleftxlow= filtfilt(b ,a, shoulderleftx);
shoulderleftylow= filtfilt(b ,a, shoulderlefty);
shoulderleftzlow= filtfilt(b ,a, shoulderleftz);

shoulderrightxlow= filtfilt(b ,a, shoulderrightx);
shoulderrightylow= filtfilt(b ,a, shoulderrighty);
shoulderrightzlow= filtfilt(b ,a, shoulderrightz);

%time

tm = 0.0166801003498793;
timeup=0;
```

```
for i = 1:length(lasisx)

    cgx(i)= abs(lasisxlow(i) - rasisxlow(i));
    cgy(i)= abs(lasisylow(i) - rasisylow(i));
    cgz(i)= abs(lasiszlow(i) - rasiszlow(i));
end

for i = 2:length(shoulderleftx)

    timeup(i) = timeup(i-1)+tm;
end

%pelvis
for i=1:length(timeup);

dx(i)=rasisxlow(i)-lasisxlow(i);
dy(i)=rasisylow(i)-lasisylow(i);
dz(i)=rasiszlow(i)-lasiszlow(i);

f1(i)=(atan(dx(i)/dy(i)))*(180/pi);

f2(i)=(atan(dz(i)/dy(i)))*(180/pi);
end

%trunk
trunkx=(shoulderrightxlow+shoulderleftxlow)/2;
trunky=(shoulderrightylow+shoulderleftylow)/2;
trunkz=(shoulderrightzlow+shoulderleftzlow)/2;

for i=1:length(timeup);

dx(i)=trunkx(i)-lumbarlowx(i);
dy(i)=trunky(i)-lumbarlowy(i);
dz(i)=trunkz(i)-lumbarlowz(i);

if dx(i)>0 && dz(i)>0
    angletrunk1(i)=atan(abs(dx(i)/dz(i))) *
(180/pi);

    elseif dx(i)>0 && dz(i)<0
    angletrunk1(i)=180 - (atan(abs(dx(i)/dz(i))) *
(180/pi));

    elseif dx(i)<0 && dz(i)<0
    angletrunk1(i)=180 + (atan(abs(dx(i)/dz(i))) *
(180/pi));

    else dx(i)<0 && dz(i)>0
    angletrunk1(i)=360 - (atan(abs(dx(i)/dz(i))) *
(180/pi));
    end
    angletrunk(i)= 180 - angletrunk1(i);
end
```

```
%shoulder

for i=1:length(timeup);

    dy(i)=(shoulderrightylow(i)-
    shoulderleftylow(i));
    dz(i)=(shoulderrightzlow(i)-
    shoulderleftzlow(i));

    if dy(i)>0 && dz(i)>0
        angleshoulder1(i)=atan(abs(dx(i)/dz(i))) *
(180/pi);

    elseif dy(i)>0 && dz(i)<0
        angleshoulder1(i)=180 -
(atan(abs(dx(i)/dz(i))) * (180/pi));

    elseif dy(i)<0 && dz(i)<0
        angleshoulder1(i)=180 +
(atan(abs(dx(i)/dz(i))) * (180/pi));

    else dy(i)<0 && dz(i)>0
        angleshoulder1(i)=360 -
(atan(abs(dx(i)/dz(i))) * (180/pi));
    end
    angleshoulderleft(i)= 180 - angleshoulder1(i)

end

%pelvis
for i=1:length(timeup)

    dy(i)=(rasisylow(i)-lasisylow(i));
    dz(i)=(rasiszlow(i)-lasiszlow(i));

    if dx(i)>0 && dz(i)>0
        anglepelvis1(i)=atan(abs(dx(i)/dz(i))) *
(180/pi);

    elseif dx(i)>0 && dz(i)<0
        anglepelvis1(i)=180 - (atan(abs(dx(i)/dz(i)))
* (180/pi));

    elseif dx(i)<0 && dz(i)<0
        anglepelvis1(i)=180 + (atan(abs(dx(i)/dz(i)))
* (180/pi));

    else dx(i)<0 && dz(i)>0
        anglepelvis1(i)=360 - (atan(abs(dx(i)/dz(i)))
* (180/pi));
    end
end
```

```
anglepelvis(i)= 180 - anglepelvis1(i);

end

save timeup timeup

save shoulderleftxlow shoulderleftxlow
save shoulderleftylow shoulderleftylow
save shoulderleftzlow shoulderleftzlow

save shoulderrightxlow shoulderrightxlow
save shoulderrightylow shoulderrightylow
save shoulderrightzlow shoulderrightzlow

save lasisxlow lasisxlow
save lasisylow lasisylow
save lasiszlow lasiszlow

save rasisxlow rasisxlow
save rasisylow rasisylow
save rasiszlow rasiszlow

save lumbarlowx lumbarlowx
save lumbarlowy lumbarlowy
save lumbarlowz lumbarlowz

save cgx cgx
save cgy cgy
save cgz cgz

save angleshoulderleft angleshoulderleft
save angletrunk angletrunk
save anglepelvis anglepelvis
```



## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Γ



## Loading rate patterns in scoliotic children during gait: the impact of the schoolbag carriage and the importance of its position

I. D. Gelalis · S. Ristanis · A. Nikolopoulos ·  
A. Politis · C. Rigas · T. Xenakis

Received: 12 April 2011 / Revised: 31 January 2012 / Accepted: 16 April 2012 / Published online: 28 April 2012  
Springer-Verlag 2012

### Abstract

**Purpose** Concerns have been raised regarding the effects of schoolbag carriage on adolescent schoolchildren and particularly those with a pre-existing spinal deformity. The purpose of this study was to determine the effect of school backpack loads in scoliotic and healthy school-age children during walking, in terms of peak vertical ground reaction forces and loading rates. We hypothesized that walking with a loaded backpack would have a greater effect on gait kinetics of scoliotic compared to healthy.

**Methods** Eight children with idiopathic scoliosis and eight healthy children were assessed. Kinetic data were collected using two AMTI OR6-7 force-plates, while the subjects walked freely along a 6-m walkway under three walking conditions: (1) without a schoolbag, (2) carrying a schoolbag bilaterally (over both shoulders—symmetrical load) and (3) carrying a schoolbag unilaterally (over each shoulder—asymmetrical load). Kinetic data were collected and four parameters were calculated; peak ground reaction force at the first maximum force peak (F1), time needed to reach F1 (T1), loading rate of F1 (LRF1) and total contact time (T2).

**Results** We found no significant differences between the scoliotic and healthy children for any of the kinetic variables examined. In addition, the position of the bag did not seem to have any effect on loading rate.

**Conclusions** The results of this study indicate that in terms of kinetic parameters during normal gait, the schoolbag load (symmetrical or asymmetrical) does not have a different effect on children with mild adolescent idiopathic scoliosis compared to normal controls.

**Keywords** Idiopathic scoliosis · Loading rate · Kinetics · Backpack · Schoolchildren

### Introduction

Adolescent idiopathic scoliosis (AIS) frequently develops during the period of rapid growth and the resulting spine deformity involves both translational and angular asymmetry of the vertebrae, rib cage and back surface [1]. However, the progression and risk factors for AIS are still not well understood. Most investigations involving movement analysis in scoliotic children, concentrate mainly on kinematic measurements. Nevertheless, as scoliosis is a structural deformity affecting the normally symmetrical vertebral column and resulting in an alteration of the centre of mass position, the examination of kinetic data could lead to a better understanding of scoliosis progression.

Perdriolle et al. [2] suggested that abnormal external loading is an essential factor affecting spine growth and may exacerbate an existing scoliotic deformity. A spine that is straight in the coronal plane is habitually loaded symmetrically, whereas a scoliotic spine is loaded asymmetrically. This asymmetric loading is assumed to cause the observed progressive deformity, especially during the

---

I. D. Gelalis · S. Ristanis (&) · A. Politis · T. Xenakis  
Department of Orthopaedics, University Hospital of Ioannina,  
Neohoropoulo, P.O. BOX 388, 45500 Ioannina, Greece  
e-mail: ristanis@gmail.com

I. D. Gelalis · A. Politis · T. Xenakis  
Laboratory of Bioengineering, Department of Orthopaedics,  
Medical School, University of Ioannina, Ioannina, Greece

A. Nikolopoulos · C. Rigas  
Laboratory of Medical Physics, Medical School,  
University of Ioannina, Ioannina, Greece

growth period [1, 3]. This mechanical modulation of growth that subsequently produces asymmetrically wedged vertebrae and discs can be deteriorated by external factors, like a heavy schoolbag, which can have adverse effects on balance control in school-age children.

There are very few studies in the literature so far that have actually investigated the effect of external loading (in terms of a heavy schoolbag) in such populations [4]. Studies in healthy children, concerning the impact of backpack use on gait patterns have shown significant gait and posture adaptations depending on weight and position in which the backpack was carried during analysis [5]. The increased weight on the back results in excessive forward trunk lean and rounding of the shoulders, causing the spine to be altered from its neutral position. Grimmer et al. [6] have suggested that the backpack load should be limited to somewhere in the region of 10–15 % of body weight (BW) in adolescents. However, it seems that the loads carried daily in schoolbags are relatively high with respect to the child's body weight, and have generally been found to exceed the recommended BW limits. Carrying an overweight backpack makes a child unable to maintain a proper standing posture [7] and may present loading rate asymmetries, which are the most sensitive indicators of gait dysfunction [8].

During gait, the trunk assists in the maintenance of equilibrium and interacts with the limb movements to achieve efficient locomotion. Scoliosis has been shown to affect spinal mobility and trunk balance [9], therefore altering gait patterns. In the present study, we tried to reproduce in a clinical setting, the 'loading conditions' from the heavy schoolbag, observed in schoolchildren daily, so as to investigate the instantaneous postural adjustments they prompt. The aim of the study was to examine the effect of both symmetrical and asymmetrical school backpack loads in scoliotic and healthy schoolage children during walking, in terms of peak vertical ground reaction forces and loading rates. It was hypothesized that walking with a loaded schoolbag would result in more apparent kinetic changes and increased loading rates in scoliotic children compared to the healthy population.

## Methods

### Subjects

Eight male children with adolescent idiopathic scoliosis (mean age  $12 \pm 1$  years; mean mass  $51 \pm 9$  kg; mean height  $1.59 \pm 0.08$  m) and eight healthy male children who were randomly selected as a control group (mean age  $12 \pm 2$  years; mean mass  $55 \pm 7$  kg; mean height  $1.61 \pm 0.1$  m) were recruited for our protocol. Inclusion

criteria for this study required that children in both groups had no history of orthopaedic trauma, no history of gross motor delay or any other orthopaedic or neurological problem. All subjects were assessed by an experienced spine surgeon (I.D.G.). Children with leg length discrepancies, any locomotor disorders, neurological abnormalities observed on clinical examination or with any previous treatment for their scoliosis were not included in the study. They all participated in usual school sports activities, without reporting any back-pain issue. All children and their parents agreed with the testing protocol and gave their consent to participate in accordance with the Institutional Review Board policies of our Medical School.

### Clinical evaluation

The curve pattern in 3 children was a Lenke type 1 (main thoracic) and in 5 children a Lenke type 5 (thoracolumbar/lumbar). The mean  $\pm$  SD Cobb angle for structural curves (thoracic and lumbar) was  $18.3 \pm 2.3$  and for non-structural (thoracic and lumbar) curves  $17.5 \pm 2.1$ . At the time of data collection, no clinical evidence of back pain was found.

### Data acquisition

We equipped for our protocol, the children's own schoolbags with a 7-kg load inside, which was considered as the average daily weight of their school backpacks. This load represented a percentage almost around 15 % of the subjects' mean BW. All children were given time to become familiarised with the lab environment and were allowed a number of walking trials prior to data collection. They were instructed to walk freely with their normal walking speed along the walkway, without targeting the force plate, to simulate their normal gait. The testing trials were performed to ascertain appropriate starting points to allow the desired limb to strike the force plate on at least the fourth step. Accurate calculation of the subject's starting point during testing, allowed free walking mid-gait data to be acquired without a great number of rejected trials.

Our aim was to examine the effect of both symmetric and asymmetric loads in gait kinetics. Therefore, the subjects performed the trial under three walking conditions: (1) without the schoolbag, (2) carrying the schoolbag unilaterally over each shoulder—asymmetrical load and (3) carrying the schoolbag bilaterally over both shoulders—symmetrical load. Vertical ground reaction forces were measured for each limb using an AMTI force plate system (Advanced Mechanical Technology, Inc.). The system consisted of a walkway (6.9 m) with the two embedded

force plates type AMTI OR6-7 (464 9 508 9 83 mm) linked via an interface unit to a personal computer installed with the data collection software package APAS for Win98. The operator acquired data at a sampling rate of 200 Hz, activated by manual triggering for a period of 5 s. Criteria for data acceptance were: entire foot contact on the force plate, no apparent targeting of the force plate and sufficient sampling time to capture data for the total foot contact period. The software automatically produced force curve graphs for each data acquisition trial.

Mean readings were taken for four parameters of the force curves: peak ground reaction force at the first maximum force peak (F1), time needed to reach F1 (T1), loading rate of F1 (LRF1) and total contact time (T2). Loading rate was defined as the unsigned slope of the straight line connecting the zero intercept of the force curve at heel contact with the maximum peak (F1) of the same curve. Figure 1 shows a typical force/time curve from a scoliotic child, demonstrating all these variables. Kinetic measurements were normalized to body weight to allow comparison between subjects.

### Statistical analysis

Descriptive statistics [mean and standard deviations (SD)] were calculated for all variables. Four independent t tests were used to compare values between healthy and scoliotic children for each dependent variable. In addition, a one-way fully repeated analysis of variance (ANOVA) was used to address the scoliotic group and examine if the position of the schoolbag had an effect in the children's loading rate. The statistical significance for all comparisons was set at 0.05.

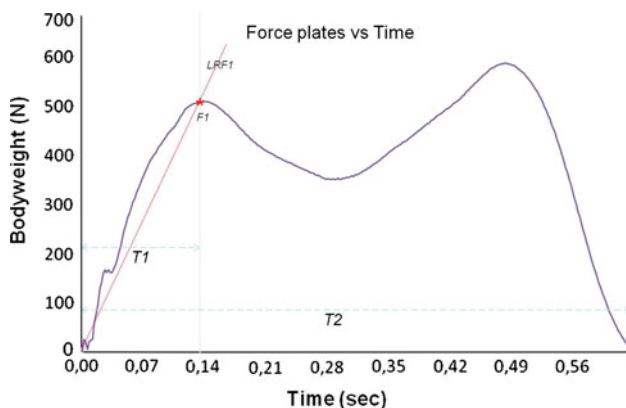


Fig. 1 A typical force/time curve from a scoliotic child, demonstrating the impact force peak (F1), his loading rate (LRF1), the time needed to reach the first maximum force peak (T1) and the total contact time (T2). Loading rate was defined as the unsigned slope of the straight line connecting the zero intercept of the force curve at heel contact with the maximum peak (F1) of the same curve

### Results

No children reported any low-back pain from carrying their backpacks, either unilaterally or bilaterally. However, both healthy and scoliotic children stated that they usually carry their backpack over both shoulders.

Descriptive statistics and p values for all kinetic parameters examined, of both the scoliotic and healthy children are demonstrated in Table 1. The results indicated no significant difference between the two groups for the peak vertical ground reaction forces (F1) for all three walking conditions: (a) walking without carrying a schoolbag ( $p = 0.823$ ), (b) unilateral carrying of schoolbag ( $p = 0.917$ ) and (c) bilateral carrying of schoolbag ( $p = 0.915$ ). Similarly, we found no significant difference between the two groups for all walking conditions for the time needed to reach the first maximum force peak (T1) ( $p = 0.221$ ,  $p = 0.111$  and  $p = 0.753$ , respectively) and for the total contact time (T2) ( $p = 0.897$ ,  $p = 0.106$  and  $p = 0.126$ , respectively). The t test comparisons within the scoliotic group between the right and left leg also demonstrated no statistical difference for T1 ( $p = 0.331$ ,  $p = 0.653$  and  $p = 0.121$ , respectively) and for T2 ( $p = 0.751$ ,  $p = 0.091$  and  $p = 0.413$ , respectively).

No significant differences were also observed between the scoliotic and healthy children for loading rate (LRF1) for all three walking conditions ( $p = 0.282$ ,  $p = 0.205$  and  $p = 0.878$ , respectively). In addition, the one-way ANOVA that was performed in the scoliotic group to examine if the position of the schoolbag had an effect on loading rate, also showed no significant differences ( $F = 0.214$ ;  $p = 0.80$ ). Therefore, both symmetrical and asymmetrical schoolbag carrying produced similar loading rates in the scoliotic population.

### Discussion

It is already established that mechanical forces influence vertebral growth. However, there is very little quantitative information about how scoliosis affects the loads acting on the spine and on the effect of asymmetric loading on the forces acting on the spine [1]. This is of great interest especially for the time of growth spurt, which is the danger period for idiopathic scoliosis progression. The goal of this study was to detect asymmetries in the gait pattern and loading rates of young children with an idiopathic scoliosis who carry a typical schoolbag symmetrically and asymmetrically, and compare them to healthy populations. We hypothesized that walking with a loaded schoolbag would result in more apparent kinetic changes in the scoliotic children. Our results, however, refuted our hypothesis. Specifically, we did not find any significant differences

Table 1 Means and SDs for the four force curve parameters examined (peak ground reaction force F1 at the first maximum force peak, time T1 needed to reach this force peak, loading rate LRF1 and

total contact time T2), for all walking conditions, of both the scoliotic and healthy children

Parameter	Condition	Scoliotic (mean $\pm$ SD)	Control (mean $\pm$ SD)	p values
Impact force peak (F1) (body weight)	Without schoolbag	576.390 ( $\pm$ 130.390)	587.800 ( $\pm$ 116.927)	0.823
	Schoolbag in one shoulder	640.668 ( $\pm$ 143.584)	644.789 ( $\pm$ 122.640)	0.917
	Schoolbag over both shoulders	649.094 ( $\pm$ 127.074)	654.607 ( $\pm$ 128.550)	0.915
Loading rate (LRF1) (BW/s)	Without schoolbag	9.116 ( $\pm$ 2.554)	8.016 ( $\pm$ 1.230)	0.282
	Schoolbag in one shoulder	9.404 ( $\pm$ 3.113)	8.253 ( $\pm$ 1.923)	0.205
	Schoolbag over both shoulders	8.588 ( $\pm$ 2.357)	8.741 ( $\pm$ 1.943)	0.878
Time to impact force peak (T1) (s)	Without schoolbag	0.134 ( $\pm$ 0.032)	0.149 ( $\pm$ 0.021)	0.221
	Schoolbag in one shoulder	0.146 ( $\pm$ 0.031)	0.160 ( $\pm$ 0.024)	0.111
	Schoolbag over both shoulders	0.151 ( $-$ 0.024)	0.154 ( $-$ 0.023)	0.753
Total contact time (T2) (s)	Without schoolbag	0.645 ( $-$ 0.046)	0.642 ( $-$ 0.046)	0.897
	Schoolbag in one shoulder	0.648 ( $-$ 0.054)	0.681 ( $-$ 0.047)	0.106
	Schoolbag over both shoulders	0.639 ( $-$ 0.056)	0.669 ( $-$ 0.040)	0.126

between the scoliotic and healthy children, concerning the kinetic variables examined. We also observed that the position of the bag within the AIS group did not seem to have any effect on any kinetic variable. Therefore, schoolbag carriage seems to have a similar effect on both normal and AIS subject groups and there is no evidence for any interaction between the effects of scoliosis and the effects of load carriage on the recorded gait parameters.

When carrying the heavy backpack, significant biomechanical compensations occur. In case of symmetrical loading (schoolbag carried bilaterally), the subject's center of gravity is displaced posteriorly. Pelvic tilt or forward lean increases, to keep the subject in an upright, vertical position. This leads to increased lordosis causing compression of the posterior lumbar vertebral bodies and facet joints, therefore increased intradiscal pressure. In case of asymmetrical loading (schoolbag carried over one shoulder), we have an elevation and repositioning of the ipsilateral shoulder, as well as contralateral trunk lateral flexion in an effort to keep the center of mass within the base of support, therefore also impairing walking symmetry. As scoliosis has been shown to affect spinal mobility and trunk balance [9], scoliotic children were expected to present more prominent gait adaptations and increased loading rates, in their effort to achieve efficient locomotion and retain a balanced posture. However, our results demonstrated that there was no significant difference in peak vertical ground reaction forces or loading rates between scoliotic and healthy children. This suggests that children with idiopathic scoliosis develop effective adaptive mechanisms that counteract the external increasing forces.

The effects of load carriage have become an area of concern in schoolchildren, as the loads carried daily in schoolbags are relatively high with respect to the child's

BW, and have generally been found to exceed the recommended BW limits. Hong et al. [10] recommended a backpack weight limit of 10 % on the basis of significant changes in forward trunk lean and blood pressure recovery time of 10-year-old boys walking on a treadmill. Cavallo et al. [11] found that over a quarter of the female students in a fourth grade group carried a backpack of greater than 15 % BW, while Negrini and Carabalona [7] reported a mean backpack load of over 20 % BW. The daily loads applied by schoolbags are of particular concern in patients with AIS as abnormal external loading has been suggested as one of the possible factors that may affect the growth of the spine and exacerbate the scoliotic deformity [2].

It is common knowledge that a scoliotic spine experiences greater loading on the concave side and that this asymmetric loading causes asymmetric growth and progression of deformity. Stokes et al. [1] and other authors [2] have suggested the "vicious cycle" theory of scoliosis progression which proposes that scoliosis causes loading of the spine that is asymmetric in the coronal plane, and that vertebral growth and disc remodeling respond to the chronic presence of these asymmetric forces. External factors, like the schoolbag, act additionally as a burden on the balance mechanism and may have adverse effects on balance control. However, it seems that due to mechanisms that the body of the scoliotic children adapts, there is no obvious deterioration of the existing loading symmetry patterns.

In the literature, there is a limited number of gait studies comparing adolescents with idiopathic scoliosis and healthy controls, and even fewer studies have investigated the effect of load. Chow et al. [12–14] in a series of studies, progressively evaluated backpack loads of 0, 7.5, 10.0, 12.5 and 15.0 % of BW in a healthy and scoliotic population

with mild AIS. They demonstrated a reduction of walking speed and cadence, an increased anterior flexion of the trunk on the pelvis and antero-posterior balance difficulty both in healthy and scoliotic patients. The authors identified a possible critical load in approximately 10 % body weight [14], and proposed that presumably should be decreased in scoliosis population [12]. Their results are in agreement with ours, as they reported that carriage of a standard backpack has a similar effect on both normal and AIS subject groups and there was no evidence for any interaction between the effects of scoliosis and the effects of load carriage on their recorded gait parameters.

Several other reports have also demonstrated that some selected measures derived from the vertical ground reaction forces can be used as objective measures in assessing the pathomechanics of gait [15, 16]. Asymmetry of the loading rate has been identified as one of them and as the most sensitive indicator of gait dysfunction [8]. Inability to adequately attenuate forces during gait can lead to an overload in soft tissues; that's why it is widely considered that lower rates of loading are less damaging [17]. Loading rate is the speed at which we apply forces to our body. If the forces are not attenuated to below a critical level, tissue destruction could result, with healing responses leading to further structural change altering mechanical behaviour of the tissues. Schaffler et al. [18] have shown *in vitro* that repeated loading at higher physiological loading rates, such as those occurring during running, is more damaging than repeated loading at lower loading rates. Milner et al. [19, 20] have suggested that decreasing the loading rate applied to the tissues in runners can minimize the effects of microtrauma from endurance training. Changes in the loading rates in scoliotic children could cause increased forces acting on the vertebrae during gait, leading to a repetitive microtrauma to the sub-chondral tissues during walking. However, we found no differences between the AIS group and the control group for any of the conditions examined. Our study is the first one that investigates the effect of schoolbag carrying on the children loading rate.

A possible explanation for the normal loading rates observed in the scoliotic children may be related to adaptations of the lumbar and pelvis muscles. Mahaudens et al. [21] have demonstrated indeed that patients with mild AIS exert 30 % more physical effort than healthy subjects to ensure habitual locomotion, and this additional effort requires an important increase of oxygen consumption. They suggested that this excessive energy cost may be a consequence of the bilateral timing activation increase of the lumbo-pelvic and pelvi-femoral muscles. It has been proposed that the muscles and the trabecular bone take over most, and articular cartilage only little, of the loads during locomotion [22]. The mechanism that the body probably uses to lower the loading rate and reduce the energy of the

ensuing shock wave is through appropriate muscular adaptations and subsequent limb actions. Proper positioning of the knee prior to initial contact with the ground and eccentric contraction of the thigh muscles during that moment can help disperse the load and decrease stress on the joint [23].

Another finding of our study was that the time needed to reach the first maximum force peak (T1) and the total contact time (T2) in scoliotic subjects did not differ significantly from the healthy subjects. In addition, the comparisons within the scoliotic group between the right and left leg also demonstrated no statistical difference for all three walking conditions. Due to this result, we concluded that gait symmetry was maintained in the subjects studied. Therefore, adaptations of the neuromuscular system may play the most crucial role in maintaining the gait symmetry and normal loading rates in scoliotic children.

Our study was limited due to the fact that only the short-term effects of the heavy schoolbag carriage have been investigated and fatigue of children has been avoided. Longer term load carriage and associated fatigue may result in differing effects on the gait patterns of healthy subjects and subjects with AIS and should be addressed in future studies. Gait speed also affects test–retest reliability of several parameters and must be taken into consideration. Normalization to body mass reduces the test–retest reliability for the kinetic parameters, which suggests that it might be more appropriate to assess the reliability with absolute gait data in a specific group if there are no growth effects [24]. Other limitation of our study includes the limited number of children. As the effect of curve magnitude is unknown, this study has been limited to mild AIS cases only, with a Cobb angle of 20° or less. Differences between the normal and AIS subjects may be more apparent with increasing curve severity and future studies are planned to investigate changes in load-bearing gait for a wider range of AIS curve magnitudes.

## Conclusion

This study indicated that in terms of kinetic parameters during normal gait, the schoolbag load presents similar effect on subjects with mild AIS than healthy controls. In addition, the position of the bag does not seem to have any effect in the children's loading rate. Our results serve to highlight the value of using kinetic parameters in developing further understanding of the pathogenesis and aetiology of scoliosis. The backpack load effect on schoolchildren posture should be further evaluated in future studies with the addition of muscle activity measurement. The combination of knowledge on spinal loading asymmetry and on the effect of load on spinal growth,



would allow quantification of how mechanical factors determine scoliosis progression during growth.

Conflict of interest None.

## References

1. Stokes IAF (1997) Analysis of symmetry of vertebral body loading consequent to lateral spinal curvature. *Spine* 22:2495–2503
2. Perdiolle R, Becchetti S, Vidal J, Lopez P (1993) Mechanical process and growth cartilages. Essential factors in the progression of scoliosis. *Spine* 18:343–349
3. Villemure I, Aubin CE, Dansereau J, Labelle H (2002) Simulation of progressive deformities in adolescent idiopathic scoliosis using a biomechanical model integrating vertebral growth modulation. *J Biomech Eng* 124:784–790
4. Chow DH, Leung DS, Holmes AD (2007) The effects of load carriage and bracing on the balance of schoolgirls with adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 16(9):1351–1358
5. Pascoe DD, Pascoe DE, Wang YT, Shim DM, Kim CK (1997) Influence of carrying book bags on gait cycle and posture of youths. *Ergonomics* 40:631–641
6. Grimmer K, Dansie B, Milanese S, Pirunsan U, Trott P (2002) Adolescent standing postural response to backpack loads: a randomized controlled experimental study. *BMC Musculoskelet Disord* 3:10
7. Negrini S, Carabalona R (2002) Backpacks on! schoolchildren's perceptions of load, associations with back pain and factors determining the load. *Spine* 27:187–195
8. Hamill J, Kuntzen KM (1995) Biomechanical basis of human movement. Lippincott, Philadelphia, pp 398–403
9. Lenke LG, Engsberg JR, Ross SA, Reitenbach A, Blanke K, Bridwell KH (2001) Prospective dynamic functional evaluation of gait and spinal balance following spinal fusion in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 26:E330–E337
10. Hong Y, Brueggemann P-G (2000) Changes in gait patterns in 10-year old boys with increasing loads when walking on a treadmill. *Gait Posture* 11:254–259
11. Cavallo CM, Hlavaty TM, Tamase MG (2003) A pilot study for the development of a primary prevention program: what is the average weight of a fourth grader's backpack? *Work* 20:137–158
12. Chow DH, Kwok ML, Au-Yang AC, Holmes AD, Cheng JC, Yao FY, Wong MS (2006) The effect of load carriage on the gait of girls with adolescent idiopathic scoliosis and normal controls. *Med Eng Phys* 28:430–437
13. Chow DH, Kwok ML, Cheng JC, Lao ML, Holmes AD, Au-Yang A, Yao FY, Wong MS (2006) The effect of backpack weight on the standing posture and balance of schoolgirls with adolescent idiopathic scoliosis and normal controls. *Gait Posture* 24:173–181
14. Chow DH, Kwok ML, Au-Yang AC, Holmes AD et al (2005) The effect of backpack load on the gait of normal adolescent girls. *Ergonomics* 48:642–656
15. McCrory JL, White SC, Lifeso RM (2001) Vertical ground reaction forces: objective measures of gait following hip arthroplasty. *Gait Posture* 14(2):104–109
16. White SC, Gilchrist LA, Wilk BE (2004) Asymmetric limb loading with true or simulated leg-length differences. *Clin Orthop Relat Res* 421:287–292
17. Jahss MH, Kummer F, Michelson JD (1992) Investigations into the fat pads of the sole of the foot: heel pressure studies. *Foot Ankle* 13:227–232
18. Schaffler MB, Radin EL, Burr DB (1989) Mechanical and morphological effects of strain rate on fatigue of compact bone. *Bone* 10:207–214
19. Milner CE, Ferber R, Pollard CD, Hamill J, Davis IS (2006) Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Med Sci Sports Exerc* 38(2):323–328
20. Milner CE, Hamill J, Davis I (2007) Are knee mechanics during early stance related to tibial stress fracture in runners? *Clin Biomech* 22(6):697–703
21. Mahaudens P, Detrembleur C, Mousny M et al (2009) Gait in adolescent idiopathic scoliosis: energy cost analysis. *Eur Spine J* 18(8):1160–1168
22. Radin EL, Fyhrie D (1990) Joint physiology and biomechanics. In: Mow VC, Ratcliffe A, Woo S (eds) *Biomechanics of diarthrodial joints*. Springer, Berlin, pp 369–84
23. Collins JJ, Whittle MW (1989) Impulsive forces during walking and their clinical implications. *Clin Biomech* 4:179–187
24. Fortin C, Nadeau S, Labelle H (2008) Inter-trial and test-retest reliability of kinematic and kinetic gait parameters among subjects with adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 17(2):204–216